

DÓCZI MARTIN OLIVÉR
PHD ÉRTEKEZÉS

BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM
GÉPÉSZMÉRNÖKI KAR
GÉP- ÉS TERMÉKTERVEZÉS TANSZÉK



PHD ÉRTEKEZÉS

BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM
GÉPÉSZMÉRNÖKI KAR
GÉP- ÉS TERMÉKTERVEZÉS TANSZÉK

DÓCZI MARTIN OLIVÉR
PHD ÉRTEKEZÉS
Csípő környéki rekonstrukciós implantátum
terhelési modelljének fejlesztése

Témavezető:

Dr. Zwierczyk Péter Tamás
egyetemi adjunktus

Budapest, 2025

Szerzői jog: © Dóczy Martin Olivér, 2025

Nyilatkozat önálló munkáról, hivatkozások átvételéről

Alulírott Dóczi Martin Olivér kijelentem, hogy ezt a doktori értekezést magam készítettem és abban csak a megadott forrásokat használtam fel. Minden olyan részt, amelyet szó szerint, vagy azonos tartalomban, de átfogalmazva más forrásból átvettem, egyértelműen, a forrás megadásával megjelöltem.

Budapest, 2025.04.21.

.....
Dóczi Martin Olivér

Nyilatkozat nyilvánosságra hozatalról

A kutatási eredmények nyilvánossága és hozzáférhetősége fontos a tudomány fejlődése szempontjából, ugyanakkor a BME Doktori és Habilitációs Szabályzat kivételes esetben lehetőséget ad a PhD dolgozat eredményeinek titkosításához.

A felsőoktatási törvény Nftv. 53/A. § (3)* alapján a HBDT a BME DHSz 22. § (5/A) bekezdésben foglaltakkal összhangban csak akkor támogatja a doktori értekezés és a doktori tézisek nyilvánosságra hozatala elhalasztását, amennyiben az szabadalmi vagy oltalmi eljárással érintett. Ez a doktorandusz kérelmére, a bíráló bizottság támogatóvéleménye alapján és az EHBTD jóváhagyásával, legfeljebb a szabadalom, oltalom bejegyzésének időpontjáig történhet.

Ennek tudatában az alábbi nyilatkozatot teszem:

Alulírott Dóczi Martin Olivér **hozzájárulok** a doktori értekezésem nyilvánosságra hozatalához korlátozás nélkül.

Budapest, 2025.04.21.

.....
Dóczi Martin Olivér

* A doktori értekezés - és annak tézisei - mindenki számára nyilvános. A nyilvánosságra hozatal legfeljebb a szabadalmi illetve oltalmi bejelentés közzétételének időpontjáig elhalasztható.

TARTALOMJEGYZÉK

Köszönetnyilvánítás	ix
Jelölések jegyzéke	x
1. Bevezetés.....	1
1.1. A tervező hármas feladata, célkitűzés	4
1.2. A fejlesztési folyamat áttekintése.....	6
2. Szakirodalmi áttekintés és ennek kritikai elemzése	7
2.1. Orvostudományi áttekintés	7
2.1.1. Az emberi csontrendszer, a csontok típusai	7
2.1.2. Csöves csontok és a combcsont felépítése.....	8
2.1.3. A combcsont proximális végdarabja.....	10
2.1.4. A medence felépítése.....	12
2.1.5. A medence vápa része és a csípőízület.....	14
2.1.6. Klinikai áttekintés	15
2.1.7. Revíziós műtét.....	17
2.1.8. Acetabuláris csontdefektus bemutatása	18
2.1.9. Csontgraftok alkalmazása	21
2.1.10. Acetabulum csontdefektus helyreállítása egyedi vápakosárral	22
2.2. Biomechanikai áttekintés	24
2.2.1. Biomechanikai végeselemes vizsgálatok általános menete	24
2.2.2. Orvosi képkalkotásból modellalkotás.....	25
2.2.3. Geometriai modellezés.....	26
2.2.4. Anyagmodellek	27
2.2.5. Csípőízületben fellépő erők kísérleti vizsgálata.....	29
2.2.6. Vápakosarak végeselemes vizsgálata a szakirodalomban	30
2.2.7. Vápakosarak terhelési modellje az irodalomban	32
2.2.8. Csontgraftok hatásáról és azok átalakulásáról szóló kutatások	32
2.3. Összegzés, az irodalomkutatás összefoglalása.....	34
3. Egyedi vápakosaras rögzítés végeselemes modellje	35
3.1. Célkitűzés.....	35
3.2. Geometriai modellek elkészítése	36
3.2.1. Csonthiányos medence geometriai modelljének elkészítése.....	36
3.2.2. A beültetett vápakosár geometriai modellje.....	37
3.2.3. A teljes geometriai modell.....	37

3.3. Anyagmodell.....	39
3.3.1. A csont anyagmodelljei	39
3.3.2. A vápakosár anyagának modellezése	39
3.4. Kontakt kapcsolatok.....	41
3.5. Terhelések és peremfeltételek	42
3.6. Végeselemes háló.....	44
3.8. Végeselemes eredmények statikus terhelésre	45
3.9. Validálás.....	51
3.10. A vizsgálati eredmények értékelése.....	52
4. Fő terhelésvektorok módszere	53
4.1. Algoritmus a terhelések lefedésére	56
4.2. Fő terhelések összehasonlítása az irodalmi terhelésekkel	59
4.2.1. Végeselemes összehasonlító vizsgálatok	60
4.3. Következtetések, kritikák	61
5. Terhelési modell a vápakosár mögötti csontgraft átalakulásához	63
5.1. Mechanikai levezetés a helyettesítő erők meghatározásához	66
5.2. Összehasonlító vizsgálat végeselemes modellekkel.....	75
5.3. Következtetések, kritikák	79
6. Összegző értékelés	83
6.1. Elért eredmények.....	83
6.2. Tudományos eredmények alkalmazhatósága	85
6.3. Korlátok, kritikák.....	86
6.4. Továbbhaladási irány, kitekintés.....	88
7. Summary	90
8. Tézisek.....	94
9. Felhasznált források	98
9.1. Hivatkozások.....	98
9.2. Egyéb	109

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Szeretnék köszönetet mondani témavezetőmnek, Dr. Zwierczyk Péter Tamásnak a munkájáért, segítségadásáért, értékes tanácsaiért. Rendkívül hosszan lehetne részletezni és méltatni, hogy bármely kérdésemre, kérésemre hatékonyan, pár napon belül segítséget vagy megoldást kaptam tőle. Szerintem ennél többet egy témavezető nem tud segíteni a doktoranduszának. Az együtt végzett közös munka során pedig olyan doktorin túlmutató szemléletmódot adott, aminek igazán nagy hasznát veszem a mai napig az életben.

Köszönöm Dr. Szódy Róbertnek a kiváló témaajánlatot és az orvosi oldalról történt segítségnyújtását, tanácsait. Meg szeretném neki is köszönni azokat a tőle kapott szemléletformáló meglátásokat, amik hozzám tettek.

Köszönöm Dr. Váradi Károly Professzor Úrnak, hogy sokéves munkássága, konzultációi által összefonódott ez az orvosi - mérnöki kutatás.

Meg szeretném köszönni Dr. Borbás Lajos Professzor Úrnak, hogy bírálatai révén már BSc-s korom óta végigkíséri a munkámat. Javaslati, szavai, biztatása teljesen beépültek kutatásomba.

Dr. Simonovics János BSc-s, MSc-s, TDK-s témavezetőmet is köszönet illeti. Szakemberként és oktatóként is példaként áll előttem. Munkássága, doktori értekezése hatalmas segítséget, kiindulópontot nyújtott a végeselemes biomechanika megértésében és megszeretésében.

Nagyon köszönöm a szüleimnek és testvéreimnek azt a szerető közeget, támogatást, biztatást, ami mellett az egyetemi tanulmányaimat végezhettem. A doktori képzésem egy számottevő részében a Covid-19 járvány miatti időszakot sok éves egyetemi lét után újra velük töltöttem és ott is átérezhettem, milyen nagy ajándék ennek a szeretetteljes családnak a része lenni.

Nincs rá sajnos mód, hogy szeretett Dédimamám és apai nagyszüleim is olvashassák ezeket a sorokat. Nagy szeretettel és hálával emlékezek rájuk, szerető szavaikra, támogatásukra.

Anyai nagyszüleim, Nagyim és Papám áldozatos munkája is hatalmasat hozott ahhoz, hogy itt lehessenek. El sem lehet mondani annyi *köszönöm*-öt, ami a jelentőségét kifejezné. Nagypapám, Pflanczer József különösen szegény körülményekből, támogatás nélkül emelkedett ki. Az ő példája és életútja alapvetően járultak hozzá ahhoz, hogy ezt a disszertációt megírhasam. Tanulmányaimat, életemet mindig érdeklődő figyelemmel kísérte és kikérhettem tanácsait. Köszönöm nagyon, az értekezést neki ajánlom.

Végül, de nem utolsósorban köszönöm a barátomnak is, aki mellett töltött időben igenis lekerekítésre került a szögletességem jórésze, és élménygazdaggá, teljessé vált nemcsak a doktori képzésem utolsó éveit, hanem az életem is.

JELÖLÉSEK JEGYZÉKE

CT alapú anyagmegfeleltetés

Latin betűk

Jelölés	Megnevezés, megjegyzés, érték	Mértékegység
a	Konstans eltolás a rugalmassági modulusban	MPa
b	Sűrűség szorzója	$\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-2}$
c	Sűrűség kitevője	1
E	Rugalmassági modulus	GPa
HU	Szűrkeségi érték	1

Görög betűk

Jelölés	Megnevezés, megjegyzés, érték	Mértékegység
α	Konstans eltolás a szűrkeségi értékben	1
β	Szűrkeségi érték szorzója	$\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$
μ	Sugárgyengítési tényező	cm^{-1}
ν	Poisson- tényező	1
ρ	Sűrűség	$\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$

Indexek

Jelölés	Megnevezés, értelmezés
<i>levegő</i>	Levegőre vonatkozó jellemző
<i>víz</i>	Vízre vonatkozó jellemző
X	X anyagra vonatkozó jellemző

Végeselemes számítások

Latin betűk

Jelölés	Megnevezés, megjegyzés, érték	Mértékegység
E	Rugalmassági modulus	GPa
$R_{p0,2}$	Egyezményes folyáshatár	MPa
R_m	Szakítószilárdság	MPa

Görög betűk

Jelölés	Megnevezés, megjegyzés, érték	Mértékegység
ε	Alakváltozás	-
ν	Poisson- tényező	-
σ	Feszültség	MPa

Csontgraft átalakulás

Latin betűk

Jelölés	Megnevezés, megjegyzés, érték	Mértékegység
a	x irányú terheléskomponens	-
b	y irányú terheléskomponens	-
c	z irányú terheléskomponens	-
C	A sűrűségváltozás merevedsége	$\text{kg}\cdot\text{s}^2\cdot\text{m}^{-5}$
E	Látszólagos rugalmassági modulus	Pa
f	Terhelésvektor komponens	-
F	Terhelésvektor	N
g	Gravitációs gyorsulás	$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$
k	A semleges zóna („lazy zone”) közepe	$\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$
L	Az aktivitás éves ciklusszáma (ezer ciklus)	-
m	Tömeg	kg
n	A terhelési csoportok száma	-
N	A terhelési vektorok összes száma	-
p	Graftsűrűség-modulus együttható	-
q	Graftsűrűség-modulus kitevő	-
s	A semleges zóna („lazy zone”) félszélessége	-
S	Stimulus	$\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$
u	Alakváltozási energiasűrűség	$\text{J}\cdot\text{m}^{-3}$
w	Súlytényező	-

Görög betűk

Jelölés	Megnevezés, megjegyzés, érték	Mértékegység
ε	Alakváltozás	-
θ	Csontgraft átalakulás szögmeredeksége	rad
ν	Poisson- tényező	-
ρ	Sűrűség	$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$
σ	Feszültség	MPa
Φ	Terhelésvektor komponensek mátrixa	-

Indexek

Jelölés	Megnevezés, értelmezés
i	Terhelési csoportok indexe ($i = 1, \dots, n$)
j	Terhelésvektor indexe ($j = 1, \dots, k$)
p	Helyettesítő terhelésvektor indexe ($p = 1, 2, 3$)
t	Időlépés indexe ($t = 0, 1, 2, \dots$)

1. BEVEZETÉS

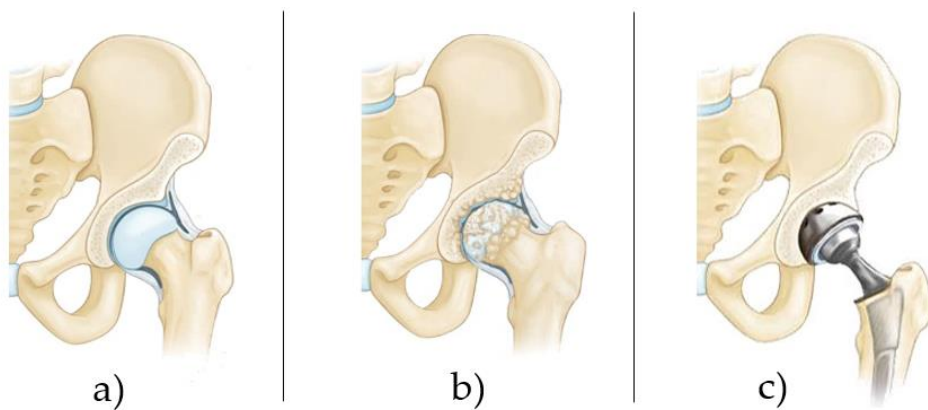
A társadalom alapvető pillérei közé tartozik a betegek és sérültek gondozása. Az orvosok tevékenysége, amely hosszú történelmi múltra tekint vissza, a gyógyításra és a fájdalom enyhítésére összpontosít. A nyugati kultúrában a bizonyítékokkal megalapozott (*evidence-based*) medicina elterjedt, ezt tartjuk tudományos alaposságúnak [Sackett1996].

Felsorolni is nehéz lenne, mennyi betegséggel, sérüléssel kell nap mint nap az orvosoknak foglalkozni, ide értve a civilizációs betegségeinket, melyek a jelenlegi általános életmódunkból adódnak. Az elhízás, a túlsúly a mozgásszervünket (csontok, ízületek, inak, porcok) is különösen igénybe veszik, az ebből származó betegségek, mint a porckopás a társadalom jelentős részét érintik [Unsworth-Smith2014], [Powell2005]. A leginkább teherbíró ízületeken, amelyek a testtömeg nagy részét hordozzák, azaz az alsó végtag ízületein megjelenő porckopások a leggyakoribbak. Megjegyzendő, hogy általánosan a porckopás (*osteoarthritis*) kialakulásának pontos okai egyelőre nem ismertek. Bár a túlsúly kockázatot jelent, az aktívan erősportolók, versenysportolók esetén is jelentkezhet ez, hiszen a mechanikai túlterhelés esetükben is fennáll [Milgiorini2022], [Nehrer2019].

A porckopás előrehaladott állapotában a gyógyszeres, injekciós fájdalomcsillapítással járó tüneti kezelés helyett implantátum beültetése válhat szükségessé [Unsworth-Smith2014]. A nagyízület helyettesítésére szolgáló, szervezetbe beültetett mesterséges ízület neve endoprotézis. A beültetéssel ortopéd sebészek foglalkoznak, és összességében ezt nagyízületi endoprotetikának nevezik.

Az alsó végtagi nagyízületi endoprotetika egyik kiemelten fontos területébe tartoznak a csípő környéki műtétek. A súlyos csípőízületi porckopásra az egyik leghatékonyabb megoldás a teljes csípőimplantátum beültetése [Kurtz2007]. A mesterséges vápa a medence oldalán és egy gömbfejjel rendelkező szár együttese a combcsont részén helyreállítja sokak mobilitását.

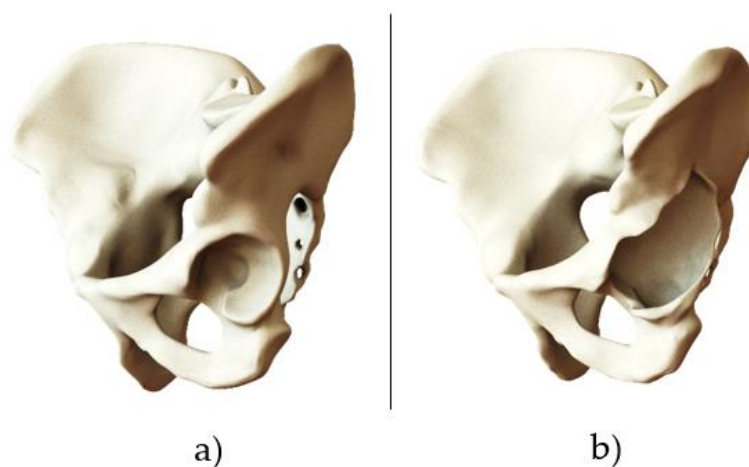
Ezek az úgynevezett primer implantátumok sokat fejlődtek az elmúlt években, alaposan kutatott terület. Az ilyen típusú implantátumok általában 10-20 évet bírnak ki anélkül, hogy probléma adódna. Jellemző probléma lehet például az implantátum kilazulása a csontleépülés miatt. Az 1. ábra a csípőízület klinikai állapotait mutatja be.



1. ábra. A csípőízület klinikai állapotai: Egészséges (a), Porckopással rendelkező (b), Teljes csípőimplantátummal kezelt (c) [Howells2018]

A komplikációk esetén revíziós műtetre van szükség, amelynek során az implantátumot módosítják, cserélik vagy kiegészítik. A növekvő élettartam és az emelkedő életminőségi elvárások miatt előreláthatólag egyre többen és fiatalabb korban részesülnek csípőimplantátum beültetésben, ezáltal a revíziós műtétek szükségessége is gyakoribbá válhat a betegek élete során [Kurtz2007].

A csontleépülés hatására egyes esetekben kialakulhatnak nagy medencebeli csonthiányok. Ilyenkor az implantátum medencével kapcsolódó része (a vápa) a járás során indukált terhelés miatt a medencében befelé és felfelé vándorol, amelynek következtében a vápa mögött súlyos csontfelszívódást okoz. A csípőízületi forgáspont ennek megfelelően egyre jobban eltolódik. Ez a kialakuló hiány akkora is lehet, hogy a medence folytonossága megszűnik. Ezen problémák kezelése klinikailag nagyon komplex kihívást jelent [Bejek2013]. Egy egészséges csípőízületet és egy erősen csonthiányos csípőízületet mutat be a 2. ábra.



2. ábra. Egészséges (a) és kiterjedt csonthiánnyal rendelkező medence (b) [Dóczi2018a]

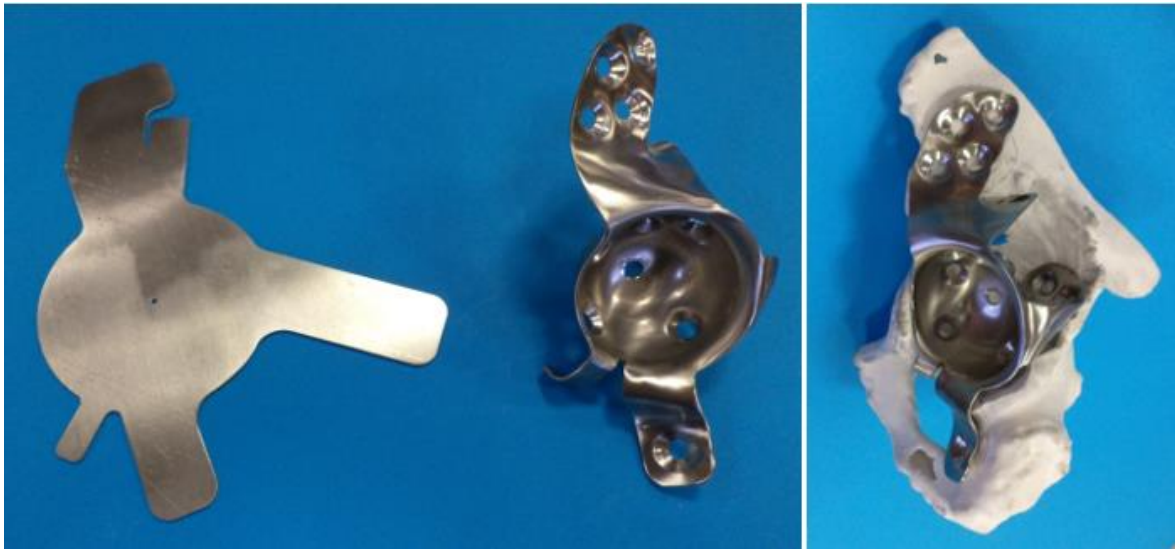
E problémára válaszul már kialakítottak egyedi, a páciens anatómiájához illeszkedő, fémporból, 3D nyomtatással készült, úgynevezett vápakosarakat [Citak2016]. Ezek speciális fülekkel és csavarokkal rögzíthetők a páciens még ép csontrészeihez és visszaállítják a csípőízület eredeti forgáspontját. Könnyen beültethetők, az esély az implantátum törésére csekély. A csont hiányának pótlására általában kiterjedt, porózusan nyomtatott fémstruktúra szolgál (3. ábra).



3. ábra. 3D nyomtatott vápakosár [MaterialiseNDa]

Hátrányukként fontos kiemelni, hogy nagyméretűek, merevek, továbbá jelentős mennyiségű fém kerül az emberi testbe, mely soha nem alakul át újból élő csonttá, emellett igen drágák is. Tervezésüket nehezíti a 3D nyomtatott jelleg, aminek precíz minőségbiztosítását az Európai Unió Medical Device Regulation jogszabálya nagy felelősségi szinthez rendeli [MDR2024]. Meg kell említeni még azt a problémát is velük kapcsolatban, hogy egy esetleges fertőződés miatt a kivételük során még nagyobb csonthiánnyal kell szembenézni. Ez utóbbit célszerű lenne elkerülni. Erre a fém augmentek helyett csontgraftok használata ad lehetőséget. A csontgraftok olyan csontdarabkák, melyek származhatnak a páciens más csontjaiból (*autograft*), vagy elhunyt személyek csontjaiból (*allograft*) [Skaliczki2013]. Ehhez viszont az implantátumnak kellően rugalmasnak kell lennie, ugyanis merev rendszer esetén a csonthiány kitöltésére szolgáló graft kis hányada épül csak be, azaz alakul át újra élő csonttá. Ennek oka, hogy a terhelések felvételében, továbbításában az implantátum ez esetben sokkal nagyobb részt vállal, „feladat nélkül hagyva” a csontgraftokat, környező csontszövetek egy részét, amik így leépüléssel válaszolnak [Schreurs2001].

Dr. Szódy Róbert és társai a probléma kezelését több páciens esetén is egyedi formára hajlított, rozsdamentes acél lemezalkatrész vápakosárral oldották meg [Szódy2017]. Ezzel a páciensek ismét járóképesé váltak, kevés fémannyal a testükben. Egy ilyen implantátumot a 4. ábra mutat be.



4. ábra. Egyedi formára hajlított lemezalkatrész vápakosár terítékével és elhelyezkedésével a kezelendő medence 3D nyomtatott szemléltető modelljén [Szódy2017]

Az ilyen típusú implantátumok kevésbé merevek, és lehetőséget biztosítanak a csontiány graftokkal való kitöltésre. Ezek az implantátumok a rugalmas jellegük miatt fejlesztési lehetőségeket rejtnek magukban. Felvetődik a kérdés, vajon a graft átalakulás mértéke növekedhet-e ezek használatával? Szintén fontos megvizsgálni, hogy szükséges-e háttérbe szorítaniuk őket a 3D nyomtatott implantátumokkal szemben, vagy egyes esetekben továbbra is alkalmazható lehetőségként maradhatnak.

1.1. A tervező hármass feladata, célkitűzés

A kutatómunka távlati célja a vápakosarak szilárdsági és biomechanikai fejlesztése. A probléma egy gépészeti tervezési feladatra vezethető vissza. A tervezői, fejlesztői munka modellalkotásokat igényel. Magának a folyamatnak is van metamodellje, amit a tervező hármass feladatának nevezünk [Tóth2013]. Ezt kifejtve átvezetem az olvasót a célkitűzés, a terhelési modell fejlesztésének részére.

A tervezőmérnök tevékenysége általánosan három feladat megoldását igényli. Meg kell határozni a szerkezet terheléseit, az anyagra jellemző határállapotot és a geometriát akképp kialakítani, hogy az előbbi kettő alapján kellő biztonsággal ellenálljon az igénybevételeknek. Ehhez hasonló gondolatmenet a vápakosár tervezéséhez is illeszthető. A vápakosarat nem lehet a környezetétől, azaz a medencecsonttól teljes egészében elválasztani. A fejlesztéséhez szükséges kutatómunka, a tervező hármass feladatának gondolatmenetét követve, több megoldandó részfeladatra oszlik fel, amelyek közül egyes területek már alaposan feltártak az irodalomban.

A feladatok az alábbiak:

- a vápakosaras rögzítés terheléseinek meghatározása,
- a vápakosaras rögzítés anyagjellemzőinek, határállapotainak meghatározása,
- a vápakosaras rögzítés geometriájának meghatározása.

Fontos megemlíteni, hogy az itt felsoroltak kapcsolatban állnak egymással, kihatással van egyik a másikra, így általában többszöri iteráció szükséges egy design elkészítéséhez. Előzetesen, az irodalomkutatásból az alábbi következtetések voltak megfogalmazhatóak, ezek később részletesen kifejtésre kerülnek.

A vápakosaras rögzítés fejlesztéséhez szükséges geometriai modellek előállítása a következőkre tagolódik:

- A csonthiányos medence digitális modellezése a páciensek Computer Tomográfiával (CT) előállított felvételei alapján.
- Az eredeti forgáspont meghatározásra kerül:
 - a még ép másik fél tükrözésével, vagy
 - statisztikai medence modellek illesztésével.
- A vápakosár tervezési tere, azaz az a lehetséges háromdimenziós térfogat, ahol a vápakosár helyet foglalhat, anatómiai és klinikai ismeretek alapján modellezhető.
- A lehetséges csatlakozási és csavarozási pontok meghatározása a csontállomány minőségének elemzésével, valamint orvosi felülbírálattal történik.

Az anyagjellemzők tekintetében a vápakosár akár fém 3D nyomtatással, akár lemezalkatrészként készül, próbatestek alapján mind a rugalmassági, mind a határállapotú anyagjellemzők kísérleti úton meghatározhatók. A csont, mint heterogén anyag modellezése szintén a CT felvételek alapján elvégezhető, irodalmi paraméterek, eljárások vannak arra vonatkozóan, akár a CT felvétel szürkeségi értékeiből miképp lehet a rugalmassági jellemzőket hozzárendelni vége-selemes modellekhez [Simonovics2014]. A graftátalakulásra vonatkozó anyagjellemzők szintén fontosak, azonban ezek megállapításához igen kiterjedt statisztikai és mechanikai kísérletsokaság szükséges [Wu2020].

A terhelések modellezésének tekintetében viszont elmaradás tapasztalható az irodalomban. Maga a csípőízületet érő terhelések átlagos páciensre vonatkozóan mérési adatokból ismertek, Bergmann és társai munkája nyomán [Bergmann2001]. Azonban ezek rendkívüli számossága miatt kiterjedt szilárdsági vizsgálat csak nagyon erőforrásigényesen végezhető, pedig számos eltérő irányú és nagyságú terhelés előfordul. Az irodalomban jellemzően bizonyos kiválasztott terhelésekre történik ellenőrzés, nem a teljes életviteli spektrumra. Ezenkívül a graftátalakulás szempontjából is fontos szemléletmód, hogy milyen terhelések milyen gyakorisággal kerüljenek figyelembevételre, szintén alulkutatott terület.

Az előzőek alapján jelen értekezés a terhelési modell fejlesztésére szorítkozik. Célkitűzés, hogy mind szilárdsági szempontból a vápakosarak teherbírásnak ellenőrzésére, méretezésükre, mind biomechanikai szempontból, a vápakosár mögé helyezett csontgraftok átalakulásának modellezésére, algoritmikusan, matematikai megfontolásokkal és levezetéssel alátámasztott módszertant nyújtsak. Az eredmények alkalmazhatóságának bemutatása vége-selemes modellekkel és topológia optimalizálási eszközökkel történik.

1.2. A fejlesztési folyamat áttekintése

Az anatómiai és klinikai irodalomkutatás elengedhetetlen a feladat megoldásához. A csontrendszer, csontok általános ismertetése után a csípőízület környékének bemutatása következik. Ezt követően rátérek a kiterjedt medencebeli csonthiányokra és arra, hogy jelenleg milyen lehetőségek vannak a kezelésére. Az irodalomkutatásban ismertetem továbbá, miként lehet az orvosi képzésből vége-selemes vizsgálati modellt készíteni. Az irodalomkutatást végül a csonthiány kezeléséhez kapcsolódó biomechanikai szakirodalom ismertetésével zárom, ide értve a terhelési modelleket és a csont-, csontgraftátalakulás modellezését.

A vizsgált pácienseket egyedi, lemezalkatrész vápakosárral kezelték. Előtanulmányként ennek statikus terhelésre való vége-selemes vizsgálatával kezdek, mely statikus terhelés a szakirodalomból származó járásterhelés ciklusának terhelésmaximuma. Ezzel feltárható az aktuális vápakosár kritikus pontjai. A geometriai modelleket a CT felvételek alapján állítom elő. Az általam készített vége-selemes modell további részeinek helyességét az irodalomkutatással támasztom alá. A statikus vége-selemes eredmények segítenek meghatározni a feszültséggyűjtő helyeket. Az eredmények validálása a kontroll-CT felvételekkel történt, ahol a vápakosarak deformációit, töréseit hasonlítottam össze.

Ezt követően a szilárdsági terhelésmodell fejlesztésének bemutatása történik. Megmutatom, hogy a szakirodalomban fellelhető mérésekkel is bizonyítottan előforduló terheléseket az irodalmi, kiválasztásan alapuló módszertan nem hatékonyan veszi figyelembe. Ehelyett javaslok egy olyan szemléletet, mely egy heurisztikán alapuló determinisztikus algoritmus alapján képes a terheléseket meghatározni.

A biomechanikai terhelésmodell a graftátalakuláshoz kötődik. Itt mechanikai levezetéssel mutatom be azt a módszert, amivel a relatív gyakoriságokat is figyelembe vevő terheléssokaságot három terhelés hatásával váltottam ki.

Ezek után az eredmények alkalmazhatóságának bemutatása, a kutatás kritikáinak és korlátainak összegzése következik, a továbbhaladási irányokkal, angol nyelvű összefoglalóval. Végül az új tudományos eredmények bemutatásával zárom a disszertációm.

2. SZAKIRODALMI ÁTTEKINTÉS ÉS ENNEK KRITIKAI ELEMZÉSE

2.1. Orvostudományi áttekintés

2.1.1. AZ EMBERI CSONTRENDSZER, A CSONTOK TÍPUSAI

Az ember rendelkezik egy belső csontvázal, amely számos előnyös jellemzővel bír. Ezen keresztül a folyamatos fejlődési növekedés biztosítható, a sérülések gyógyulása belsőleg történik, valamint a szilárdságához kis önsúly társul. A kalciumsók adják meg a szilárdságát, míg a főként rostos szerkezetű szerves anyagok a rugalmasságát garantálják [Réthelyi2006].

A csontvázrendszer az emberi testben számos fontos funkciót lát el:

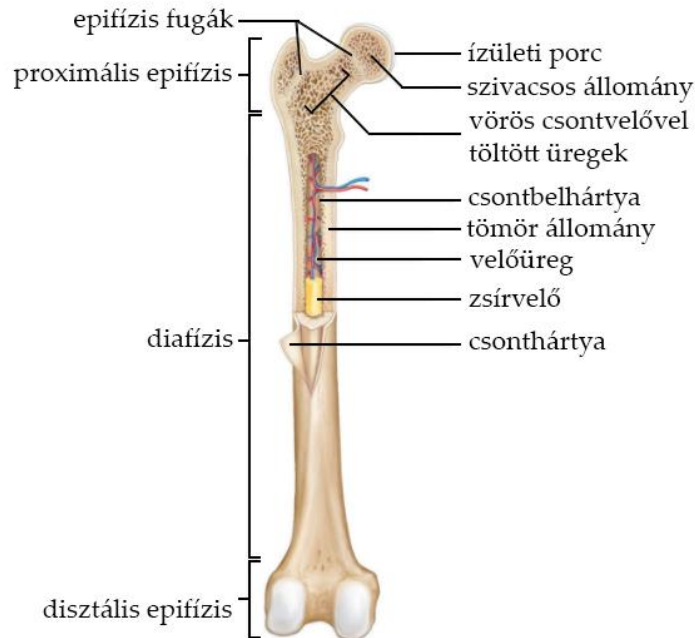
- biztosítja a szervezet stabil vázát,
- a csontváz passzív mozgásszervként működik, az izmok (mint aktív mozgásszerv) pedig megváltoztatják a csontok egymáshoz viszonyított helyzetét,
- védi a mechanikai behatásoktól az érzékenyebb szerveket, mint például az agyat és a gerincvelőt, miközben külső vázat is biztosít olyan szervek számára, amelyeknek működése ezt igényli, mint a mellkas a tüdő légzési funkcióihoz,
- helyet biztosít a vérképzésért felelős vörös csontvelőnek.

Az emberi test 206 különálló csontból áll, amelyek különböző módon és mértékben kapcsolódnak egymáshoz. A csontok csoportosíthatók formájuk szerint: lapos, köbös, légtartalmú és csöves csontokra [Dóczi2016], [Dóczi2018b], [Réthelyi2006].

A lapos csontok két vékony, tömör csontréteg és a közöttük lévő teret kitöltő szivacsos csontállományból állnak, amelyben vörös csontvelő található. A köbös csontok általában szabálytalan alakúak, minden irányban nagyjából azonos kiterjedésűek, és főként szivacsos csontból állnak, vékony kéreggel. A légtartalmú vagy *labyrinthos* csontok finom, vékony csontlemezekből állnak, amelyek az arckoponya üregeit fogják közre, fő funkciójuk a hangadáshoz szükséges rezonáló terek létesítése [Dóczi2016], [Dóczi2018b], [Réthelyi2006]. A csöves csontok felépítésének részletes ismertetésére a továbbiakban külön fejezetet szánok.

2.1.2. CSÖVES CSONTOK ÉS A COMBCSONT FELÉPÍTÉSE

A csöves csontok struktúrájának megértése lényeges a további csontokkal kapcsolatos tudás megalapozásához. Az 5. ábra az emberi csöves csontok általános szerkezetét szemlélteti, egy combcsont bemutatásával.

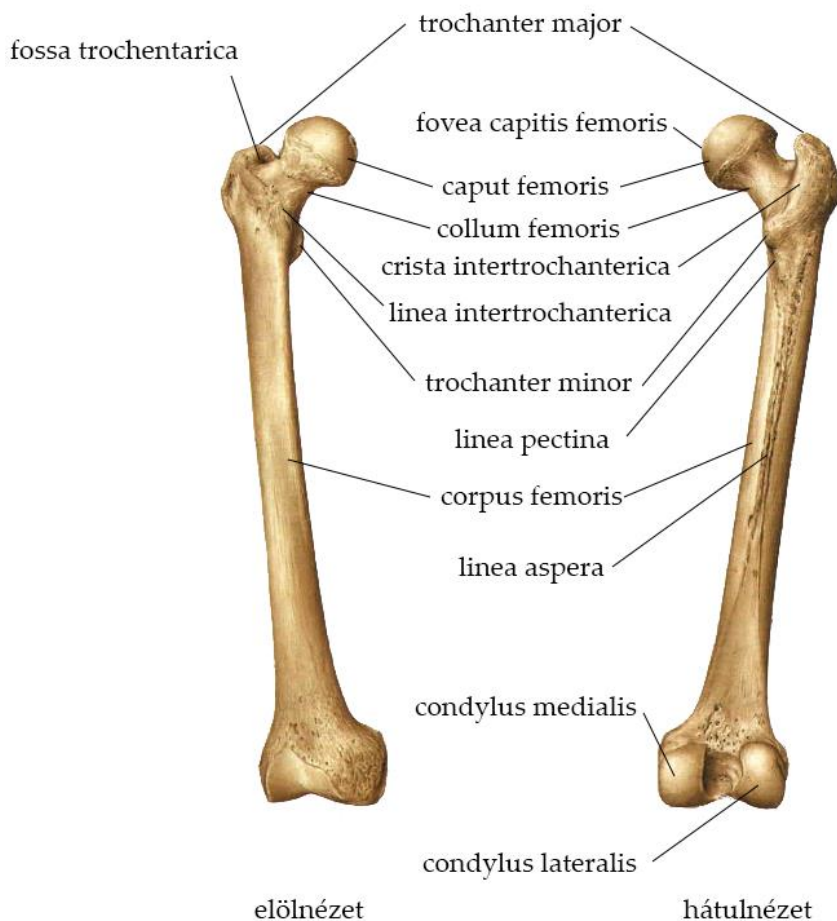


5. ábra. Csöves csontok felépítése [AnatomybodychartsND]

A csöves csontok túlnyomórészt a végtagokban helyezkednek el. Középső szegmenseik csőformájúak, belül pedig üregesek. A csöves csontok középső szakaszának elnevezése diafízis. Mindkét vége masszívabb, ezeken nem található konzisztens üreg, hanem soküregű szivacsos állomány helyezkedik el, amelyet vörös csontvelő tölt ki. Ezen vaskosabb végek neve epifízis. Az epifízisek további kategorizálása történhet aszerint, hogy a törzshöz közelebb vagy távolabb helyezkednek el: a közelebbi részt proximálisnak, a távolabbat disztálisnak nevezik.

A növekedési időszakban az epifízis fugák nyitva állnak, lehetővé téve új csontszövet képződését, amely a növekedés során zárul be. A csontok külsejét ízületi porc borítja, míg a további területeken rostos burok, mely tele van erekkel és érzőidegekkel, borítja a csontokat, ezt nevezik csonthártyának. A diafízis belső része felé haladva a tömör, egyenletes, kemény állomány következik, amelyet tömör állománynak neveznek. Ez körbeveszi a csontvelő üregét vagy velőüreget. Ennek falán található a csonthártyához hasonló, de annál vékonyabb, erekben és idegekben szegényebb hártya, amelyet csontbelhártyának hívnak. Felnőttekben a csontvelőüreget zsírvelő tölti ki [Csoknyai2011], [Dóczi2016], [Dóczi2018b], [Réthelyi2006].

A combcsont és a medence közösen formálják a csípőízületet. A terhelési körülmények átlátásához fontos megemlíteni ezt az ízületet. A combcsont a testünk legnagyobb és leghosszabb csontja. A 6. ábrán tekinthető meg a combcsont elől- és hátulnézetben.



6. ábra. A combcsont elől- és hátulnézetben [Pabst2006]

Ahogy a korábban kifejtett csöves csontoknál, itt is három rész különíthető el: a középső diafízis, amelyet testnek is hívnak, valamint a proximális és a disztális végrészek.

A proximális végen helyezkedik el a combcsont feje (*caput femoris*), amely egy üvegporc réteggel van borítva. Ez a rész a medence vápájával ízesül, ezzel alkotva a csípőízületet. Ez a gömbízület, a combcsont feje pedig gömb alakú, körülbelül kétharmad részben. A fej felszínén található egy felületén üreges mélyedés (*fovea capitis femoris*), amely egy szalag tapadási pontja. A maradék egyharmad rész átmenetet képez a combcsont nyakával (*collum femoris*). Ez a nyak a fej alatt keskenyedik és lapított, de a combcsont teste felé kiszélesedik.

A test és a nyak közötti átmenetnél két csontgumó (nagy- és kistompor, *trochanter major* és *trochanter minor*) található. A nagytoppor felső-oldalsó részen helyezkedik

el, felső része befelé és hátra görbül. A nyakkal egy mély gödröt (*fossa trochanterica*) képez. A kistompor a hátulsó-közbülső részen helyezkedik el.

A nagy- és kistompor között egy csontléc, a *crista intertrochanterica* köti össze őket. Előlük egy érdes ferde vonal (*linea intertrochanterica*) húzódik, amely a kistompor alatt középre halad és a combcsont testének hátsó felszínén (*linea pectina*) folytatódik.

A combcsont teste (*corpus femoris*) henger alakú cső, ami kissé előre görbül. A test hátsó részén érdes él (*linea aspera*) húzódik, ami disztálisan kettéválk.

A disztális vég rész lassan, fokozatosan alakul ki a testből, szélesedik, és két porccal borított bütyökben végződik (*condylus medialis* és *condylus lateralis*). Ez a rész is része a térd hengeres ízületének [Dóczi2018b], [Réthelyi2006].

A 7. ábrán látható, hogy normál állásban a combcsontok a test közepe felé lejtnek, biztosítva, hogy a térdízület függőlegesen a combcsont feje alatt helyezkedjen el, vagyis a konstrukciós tengely ekkor függőleges [Réthelyi2006].



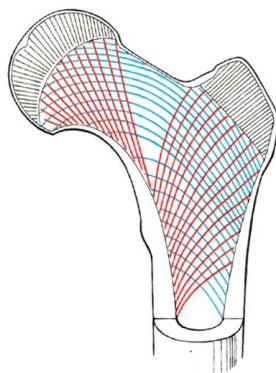
7. ábra. Egyenes állás esetén konstrukciós tengely függőleges [Réthelyi2006]

2.1.3. A COMBCSONT PROXIMÁLIS VÉGDARABJA

A proximális végdarabban ahol a csípőimplantátum egyik tagja rögzül, a csont belső szerkezete is fontos szerepet játszik a csont és az implantátum közötti erőátvitelben és a stabilitásban. A proximális rész külsején található egy vékony réteg tömör csontállomány, de a belseje ettől eltérő. Itt nem egy jól definiált velőüreg található, hanem csontgerendákból álló szivacsos állomány.

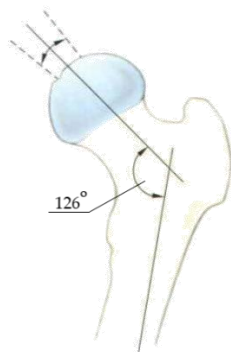
Amikor a test súlya a lábakra nehezedik, ezek a csontgerendák a terhelés irányába rendeződnek. Ez a jelenség látható a 8. ábrán is. Az ábra bemutatja, hogy a csontokban a terhelés irányába jól megkülönböztethető a húzás és nyomáskötegek. Láthatók a kék vonalak, amelyek a húzó erővonalak irányát jelzik, és a piros

vonalak, amelyek a nyomó erővonalak irányát mutatják. Azonban érdemes megjegyezni, hogy a combcsont fejének és a nagytompor erővonal szerkezete sokkal bonyolultabb, ezért ezek nem szerepelnek ezen az ábrán.



8. ábra. A combcsont proximális részének erővonal szerkezete [Réthelyi2006]

A proximális részen a combnyak általában mintegy 126° -os szögben helyezkedik el a test hossz tengelyéhez képest, amennyiben frontális nézetből vizsgáljuk. Ezt a szöget *caput-collum-diaphyseal* szögnek (CCD szög) nevezik, amelyet a 9. ábra mutat be.



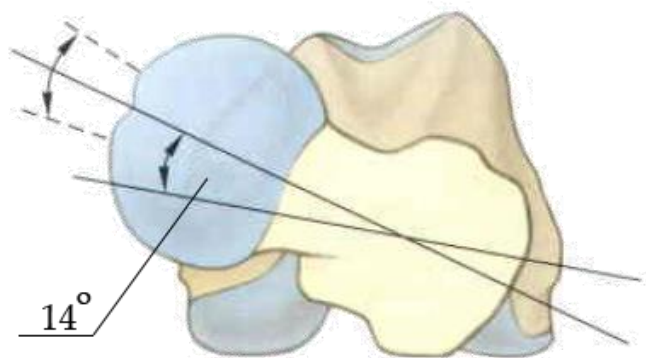
9. ábra. A combcsont CCD szöge [Pabst2006]

Amennyiben ez a szög nagyobb az átlagosnak definiálttól, azt *coxa valga* névvel illetik. Ilyenkor a nyomás alatti csontgerendák fejlettebbek. Hasonlóképpen, ha a CCD szög alacsonyabb a megszokottnál (*coxa vara*), akkor a húzóerő alatt álló csontgerendák fejlődöttsége észrevehető. Ezt a 10. ábra szemlélteti, ahol a valós erővonal szerkezet is látszódik, mely jelentősen eltér a két esetben.



10. ábra. Az eltérő CCD szögek melletti csontgerenda struktúrája.
1: CCD-szög $> 126^\circ$ - coxa valga, 2: CCD-szög $< 126^\circ$ -coxa vara [Pabst2006].

Ebből következik, hogy a csont alkalmazkodni képes az igénybevétel természetéhez. Továbbá érdemes megjegyezni, hogy felülről nézve a combnyak tengelye mintegy 14° -os szöget alkot a disztális vég tengelyével (11. ábra) [Pabst2006], [Réthelyi2006].

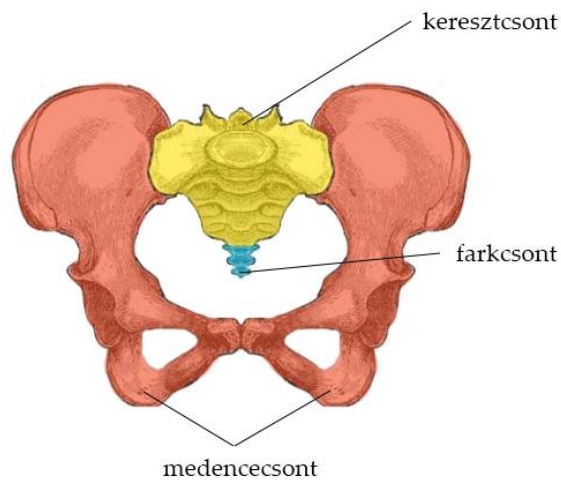


11. ábra. A combnyak tengely 14° -kal csavarodik el a disztális vég tengelyéhez képest [Pabst2006]

2.1.4. A MEDENCE FELÉPÍTÉSE

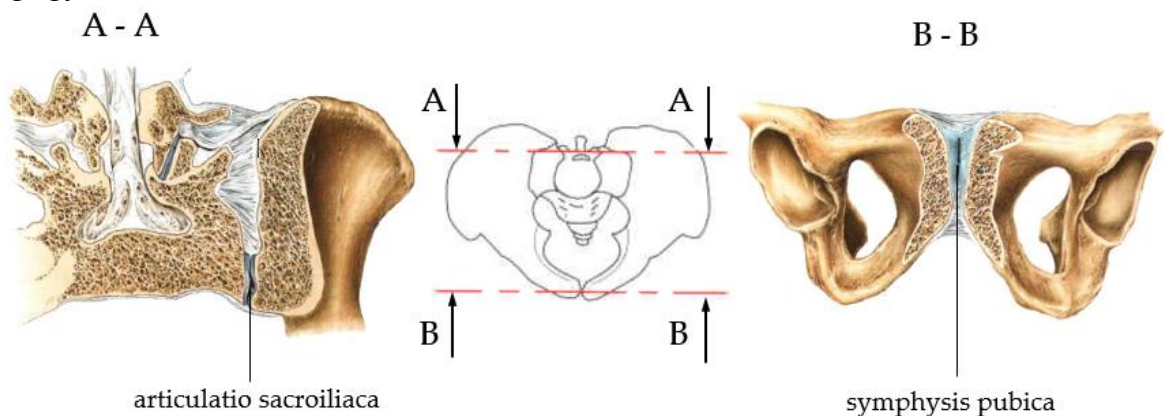
A medence struktúrájának megértése elengedhetetlen a geometriai modellek kialakításához, amelyek a szimulációhoz szükségesek, ha végelemes kutatási irányt követünk.

A medence a lapos csontok kategóriájába esik, és formája tekintetében az egyik legösszetettebb csont a testben. Anatómiai értelemben a medencecsont a két páros csontot jelenti, amelyek „8-as” formát öltenek, ahol a 8-as felső része teljes. Ezek a medencecsontok hátul a keresztcsonttal együtt alkotják a medenceövet (a keresztcsonthoz a farkcsont is csatlakozik, 12. ábra).



12. ábra. A medence részei [ThePelvicGridleND]

A medenceöv csontjai ízületes kapcsolatban állnak egymással. Metszeti képek a 13. ábrán tekinthetők meg, ahol a medenceöv csontjainak lapos jellege is megfigyelhető.

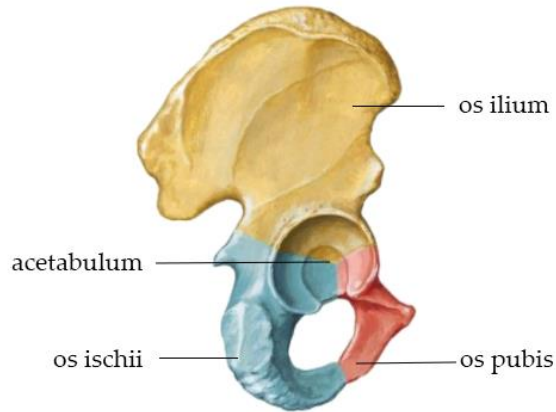


13. ábra. A medenceöv összeköttetései [Pabst2006]

A medence csontjait a kétoldali *sacroiliaca* ízület köti össze. A medencecsont és a keresztcsont között rostos porc helyezkedik el, amely a csontok közötti nyíróerőt veszi fel, és ezt szalagok veszik körül. Elöl a két medencecsontot a *symphysis pubica* köti össze, ami egy közel ék alakú rostporcogós lemez. Továbbá a medencének több különálló szalaga is van. A medencecsont maga három részből áll: a csípőcsontból (*os ilium*), az ülőcsontból (*os ischii*) és a szeméremcsontból (*os pubis*), amelyek a medence vápa részénél találkoznak és alkotják a medence vápáját. Ezt a részt a következő rész ismerteti részletesebben [Dóczi2018b], [Réthelyi2006].

2.1.5. A MEDENCE VÁPA RÉSZÉ ÉS A CSÍPŐÍZÜLET

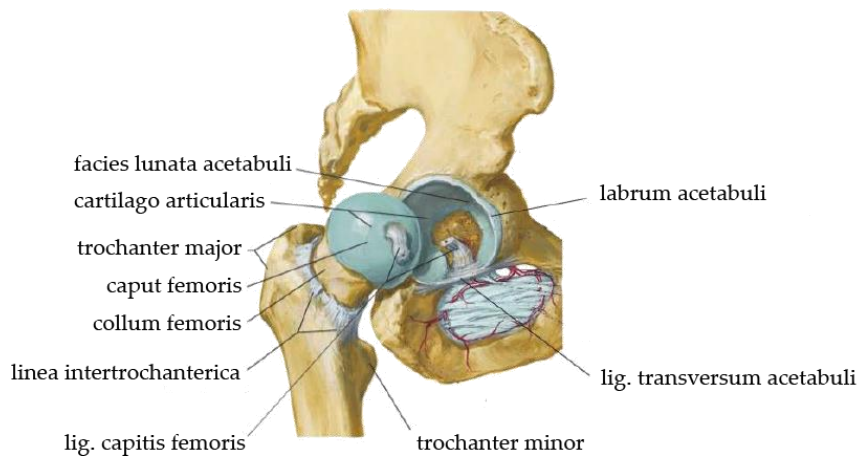
A combcsont feje, amely a medence ízvápájában (*acetabulum*) helyezkedik el, képezi a csípőízületet. Ebben a részben röviden ismertetésre kerül a medence ezen szegmense. Az acetabulum oldalirányba kissé kinyúló félgömb alakú bemélyedés. Három csont - a csípőcsont (*os ilium*), az ülőcsont (*os ischii*) és a szeméremcsont (*os pubis*) - összekapcsolódása alkotja (14. ábra).



14. ábra. A medencecsontot alkotó csontok [Netter2011]

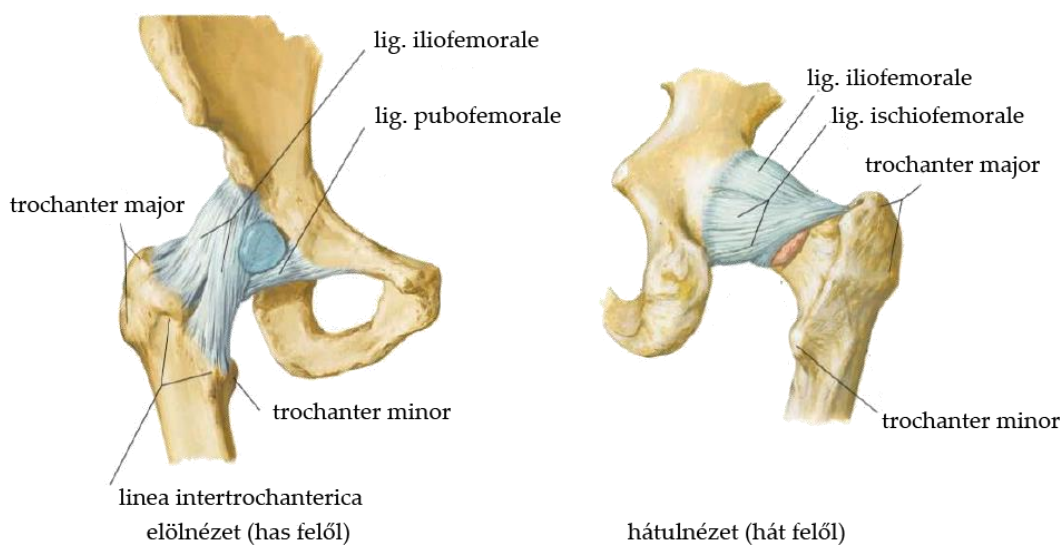
Ezek gyermekkorban porcos kapcsolatban állnak, de 16-18 éves korra összecsontosodnak. Az egyes összeforrt csontok mindegyike ezen területeken a legmasszívabb [Dóczy2018b], [Réthelyi2006]. Az acetabulum további részeinek ismertetése a csípőízület struktúrájának tárgyalásakor folytatódik.

A csípőízület biomechanikai rekonstrukciójának és a mozgás szabadságának visszaállításának feladatát teljesíti a teljes csípőimplantátum. Mint korábban említésre került, a csípőízületet, mint egy gömbcsuklós ízületet, a combcsont feje és a medence ízvápája alkotja. A jobb megértés érdekében ezek külön-külön láthatók a 15. ábrán.



15. ábra. A csípőízület részei [Netter2011]

Az ízületi felszíneket *cartilago articularis* borítja. Az acetabulum csontkeretét csak az *incisura acetabuli* szakítja meg. Az acetabulum belsejében egy félhold alakú üvegporc található, amelyet *facies lunata acetabuli* néven ismerünk. Az acetabulum közepén egy érdes felszínű gödör található, amely az *incisura acetabuli* felé nyílik, és amelyet ízületi szalag és zsír tölt ki. Az *incisura acetabuli* alatt húzódik a *ligamentum transversum acetabuli* szalag. Az acetabulumot egy 5-6 mm hosszú rostporcos túlnyúlás, a *labrum acetabuli* veszi körül. Mivel ez befogja a combcsont gömbfejét annak egyenlítője után is, a combcsont feje nem mozdul ki magától az ízvápából. A combcsont fejét ellátó *ligamentum capitis femoris* szalagnak nem mechanikai a szerepe, hanem vérellátási funkciója van [Réthelyi2006]. A csípőízületnek erős tokja van. Három szalag helyezkedik el az ízületek körül, különböző irányokban. A *ligamentum iliofemorale* a test legerősebb szalagja, amely az acetabulum felett ered és lefelé fordított V alakban szétterjedve a *linea intertrochanterica*-ra tapad. A *ligamentum pubofemorale* a szeméremcsont felső szárán ered, spirálisan hátrafelé csavarodik, megkerülve a combnyak alsó részét a *trochanter minor* felett. A *ligamentum ischiofemorale* az ülőcsont szárának tövéből ered, a combcsont nyaka mögött felfelé és előre felé fut, és a *fossa trochanterica*-nál tapad, amelyet a 16. ábra szemléltet [Dóczi2018b], [Réthelyi2006].



16. ábra. A csípőízületet burkoló szalagok [Netter2011]

2.1.6. KLINIKAI ÁTTEKINTÉS

A csípőimplantátum műtéteket alapvetően két nagy csoportba sorolhatóak, a primer és a revíziós műtétek közé. A primer műtét azt jelenti, amikor a csípőízületet első alkalommal állítják helyre, míg a revíziós műtét a már beültetett implantátum cseréjével, új komponens hozzáadásával vagy eltávolításával foglalkozik. A primer

műtét két típusú lehet: részleges vagy teljes. Részleges primer műtét esetén az ízületi felszín egyik részét cserélik, teljes műtét esetén pedig az ízület mindkét részét.

A revíziós műtétek csoportosítása azon alapul, hogy mely komponenseken kellett a revíziót elvégezni. Kis revíziós beavatkozásnak minősül a betét cseréje, míg nagyknak az egész combcsonti implantátum eltávolítása és egy új implantátummal való cseréje [AOANJRR2016].

Az indikációkban azok a megbetegedések és sérülések kerülnek összegyűjtésre, amelyek a csípőimplantátum beültetések kiváltó okai lehetnek. A leggyakrabban a csípőízület porcfelszínének kopásos ízületi gyulladása, az osteoarthritis áll a beavatkozások hátterében, ez a betegség teszi ki az indikációk 88,1%-át [AOANJRR2016]. Az osteoarthritis egy olyan állapot, amely nem gyógyítható meg gyógyszerekkel, csupán a fájdalom enyhítése, az ízületek kímélése és pihentetése lehetséges [NémethND].

A combnyaktörés a második leggyakoribb ok, amely a beavatkozások 4,2%-át teszi ki, ezt követi a csontelhalás 3,4%-kal és a csípőficam 1,3%-kal. A fennmaradó esetekben számos egyéb okról, mint például a reumás ízületi gyulladás, daganatok vagy egyéb törések, lehet szó [AOANJRR2016].

Ezekre a megbetegedésekre a teljes csípőimplantátum kínál tartós és hosszú élettartamú megoldást. A csípőimplantátum a medence és a combcsont részén helyettesíti az ízületet, ezzel visszaadva számos embernek a járóképességét. A medence részén egy mesterséges vápa, míg a combcsonti részén egy gömbfejvel rendelkező szár található, amelyek együtt alkotják a teljes csípőimplantátumot. A teljes csípőimplantátum részeit a 17. ábra mutatja be.



17. ábra. A primer teljes konvencionális csípőimplantátum részei [SportsmedsaND]

A csípőimplantátumok rögzítésének módját illetően két fő kategóriát különböztethetünk meg: a cementes és a cement nélküli rögzítést. A cementes rögzítés esetében egy polimetil-metakrilát (PMMA) alapú ragasztóanyag biztosítja az implantátum és a csont közötti kapcsolatot. A cement nélküli rögzítés során viszont az implantátum érdes, porózus felülete lehetővé teszi, hogy a csont ránőjön, ezzel szekunder stabilitást biztosítva [AOANJRR2016].

A gömbfejet és a betétet úgy alakítják ki, hogy a combcsonti rész feje mindig a keményebb anyagból készüljön. Így biztosítható a protézis nagyfokú tartóssága és az, hogy minimalizálódjanak a kopásból eredő problémák.

A legelterjedtebb párosítások olyanok, ahol XLPE (térhálós polietilén) vagy UHMWPE (ultra nagy molekulatömegű polietilén) betétet alkalmaznak. Az XLPE betétet nagy dózisu gamma vagy elektronsugárással állítják elő, ezzel biztosítva annak magas minőségét és kopásállóságát. A klinikai tapasztalatok azt mutatják, hogy ezek a betétek rendelkeznek a legkisebb revíziós igénnyel, ami azt jelenti, hogy ritkábban szükséges őket cserélni vagy javítani [AOANJRR2016].

2.1.7. REVÍZIÓS MŰTÉT

A primer csípőprotézisek fejlesztése azok élettartamának növelésére szolgál, a revíziós beavatkozások azonban továbbra is szükségessé válnak. A revíziós beavatkozások legfőbb oka az implantátum lazulása. Ezt a jelenséget leggyakrabban azon kopadék részecskék okozzák, amelyek a fej és a betét vagy az implantátum és a csont közötti kapcsolatnál keletkeznek, irritálva ezzel a környező csontszövetet, ami csontleépüléshez vezet. Hozzájárul ehhez az a tény is, hogy a merev implantátum területén a csont átépül (*stress-shielding* hatás) [Abu-Amer2007], [Cluett2016b], [Simoneau2017].

A második leggyakrabban előforduló indikáció az implantátum fej részének kiugrása a vápából. Ennek megelőzése érdekében a betegnek kerülnie kell bizonyos testhelyzeteket és mozgásokat. Javasolt nagyobb fejű, széles mozgástartományú implantátumokat alkalmazni (bipoláris implantátumok, lényegében egy plusz köztes ízület rész), és olyan implantátumokat is használnak, ahol a fej és a betét egymáshoz van rögzítve [Cluett2016a].

A harmadik legtöbbet előforduló indikáció a csont törése az implantátum területén, ami egy esés eredményeként vagy a stress-shielding hatás miatt is megtörténhet, mivel a meggyengült csont nem képes elbírnival a terhelést [Schwarzkopf2013]. A negyedik fő indikáció általában fertőzés miatti. Ebben az esetben az implantátum ismét meglazul és fájdalmassá válik. Néha nincs konkrét oka annak, hogy egy adott páciensnél miért alakul ki, de az immunbetegségek, cukorbetegség, elhízás és reumás ízületi gyulladás növelik a kockázatot [Cluett2019c].

A további revíziós beavatkozások indikációi együttesen sem érik el a 10%-ot, és egyenként nem több mint 2% az összes revíziós esetek között. Ilyen indikációk lehetnek például a fájdalom, a végtaghossz-különbség, az implantátum törése, persely kopása [AOANJRR2016].

2.1.8. ACETABULÁRIS CSONTDEFEKTUS BEMUTATÁSA

A csípőimplantátum beavatkozások száma növekszik, ami mellett egyre számottevőbbek lesznek a revíziós műtétek. E műtétek során egyre gyakrabban fordul elő jelentős acetabuláris defektus (csonthiány) [Bejek2013]. Két fő defektustípus létezik: a kavitális hiányok, amelyek üreges jellegűek, és a szegmentális hiányok, ahol a csont egy nagyobb szakaszán megszakad a folytonosság [Skaliczki2013]. Ezen defektusok besorolása több rendszer alapján is történhet, melyek közül a két legismertebb az AAOS (*American Academy of Orthopaedic Surgeons*) [KaradshehND] és a Paprosky-féle osztályozás [Paprosky1994].

Ebben a részben a Paprosky – féle osztályozásról lesz szó a szakirodalomra támaszkodva [Bejek2013]. A Paprosky I. típus jellemzője, hogy az acetabulum csontos pereme szinte sértetlen, megőrizve félgömbi alakját, az elő- és hátsó fal nem sérült. Apró kavitális hiányok figyelhetők meg (18. ábra). A korábban beültetett vápa migrációja elhanyagolható [Bejek2013].



18. ábra. Paprosky I. típusú csontdefektus [MusculoskeletalkeyND]

A Paprosky II. típusú csontdefektussal rendelkező acetabulumról általánosan elmondható, hogy a peremnek jó stabilitása van.

A Paprosky II/A típusú csontdefektussal rendelkező acetabulum a 19. ábrán látható. Ekkor a felső vápaperem, az első és hátsó oszlopok intaktak, a csonthiány iránya a test középpontja felé, felfelé jellemző. A komponens migrációja nem több mint 3 cm. Általában a hiány kavitális jellegű [Bejek2013].



19. ábra. Paprosky II/A típusú csontdefektus [MusculoskeletalkeyND]

Paprosky II/B típusú csontdefektusnál a perem felső részén látható szegmentális csonthiány. Ennek kiterjedése a perem kerületének harmadánál kisebb. Az elülső és a hátsó oszlop stabil (20. ábra) [Bejek2013].



20. ábra. Paprosky II/B típusú csontdefektus [MusculoskeletalkeyND]

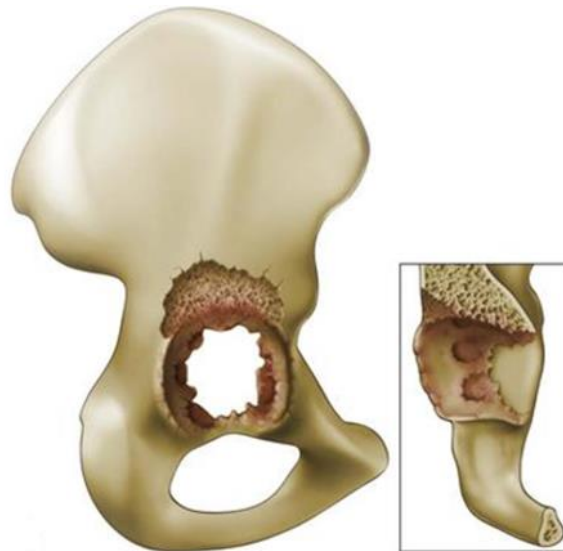
Paprosky II/C csontdefektus esetén a perem stabil, de a test közepe felé néző fal hiányos. Ez a jelentős komponensvándorlás következménye. Ez a 21. ábrán látható [Bejek2013].



21. ábra. Paprosky II/C típusú csontdefektus [MusculoskeletalkeyND]

A Paprosky III típusú csontdefektusoknál a perem már nem nyújt megfelelő stabilitást, a hátsó fal hiánya is fennállhat.

A Paprosky III/A típusú csontdefektusnál már 3 cm-t is meghaladó komponensmigráció lehet felfelé. Bár az elülső és a hátsó oszlop jó, a revízió során beültetett vápa csak kevesebb, mint 50%-ban érintkezne a csonttal [Bejek2013]. Erről a csonthiányról kép a 22. ábrán látható.



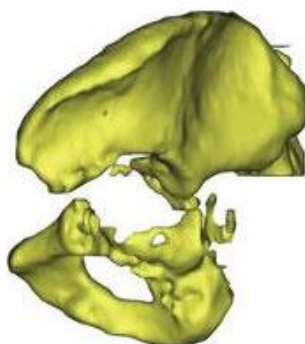
22. ábra. Paprosky III/A típusú defektus [MusculoskeletalkeyND]

A Paprosky III/B típusú csonthiányról a perem hiánya 50%-nál nagyobb. A nagy komponensmigráció következtében a test közepe felé, az itteni fal hiánya miatt a medencének akár folytonossági hiánya is lehet. A revízió során beültetett vápa kevesebb, mint 40%-ban érintkezne csonttal (23. ábra) [Bejek2013].



23. ábra. Paprosky III/B típusú csontdefektus [MusculoskeletalkeyND]

A medence diszkontinuitás előfordulási gyakoriságára a szakirodalom körülbelül 1-5% -ot ír az összes acetabuláris revízióból. Medence diszkontinuitást mutat be a 24. ábra látható [Hasenauer2017], [PlasticsurgerykeyND].



24. ábra. Medence diszkontinuitás [PlasticsurgerykeyND]

Az előzőekből látszik, hogy ezek az elterjedt besorolások erősen minőségi jelleg szerint közelítik meg a problémát. Aktívan kutatott terület ezen csonthiányok objektív leírására alkalmas módszerek kifejlesztése.

2.1.9. CSONTGRAFTOK ALKALMAZÁSA

A graft egy olyan beültetett szövet vagy struktúra, amit annak érdekében helyeznek el a defektusok környezetében, hogy a hiányt pótolják, az adott csont rész struktúráját, funkcióját helyreállítsák. A graftoknak több csoportja van, megkülönböztetünk csontgraftokat, ahol ténylegesen csontszöveti szinten áll rendelkezésre ez az elem, vagy szintetikus graftokat. A továbbiakban a humán eredetű csontgraftokat részletezem, a kutatáshoz kötődően [Skaliczki2013].

A humán eredetű csontgraftokat is több csoportra lehet osztani. Eredetük szerint vannak autograftok, amelyeknek egy adott szervezeten belül egyik helyről a

másikra történik átültetés. Más emberekből származó csontgraftokat allograftnak nevezünk [Skaliczki2013].

A struktúra szerinti felbontásban, hogy alapvetően milyen típusú csontból származnak ezek a graftok, megkülönböztetünk spongiózus, kortikális, kortikospongiózus és oszteokondrális (porc alatt lévő) csontgraftot. Az eredet és a struktúra együttesen határozza meg a beépülés folyamatát és eredményét. Az autograftok során nem kell immunválasszal számolni, azonban korlátos az a mennyiség, amit át lehet ültetni a szervezeten belül, így nagy defektusok pótlására alkalmazni kell allograftokat is. Ezeket fagyasztják, szárítják és kémiai eljárásoknak vetik alá, méretükben, daraboltságukban is nagyobb választék van. Az acetabuláris csonthiányok kezeléséhez önmagukban ezek nem elegendőek, így a továbbiakban a velük együttműködő implantátumokat mutatom be [Skaliczki2013].

2.1.10. ACETABULUM CSONTDEFEKTUS HELYREÁLLÍTÁSA EGYEDI VÁPAKOSÁRRAL

Ez az alfejezet azt tárgyalja, hogy az acetabulum csontdefektusának milyen kezelési lehetőségei vannak a szakirodalom alapján [Ahmad2015]. Az angol megnevezései az acetabulum defektusainak kezelésére szolgáló eszközöknek sokkal differenciáltabb, ezért én is ezt használom.

Kis kavitális hiányok alapvetően kitölthetők csontgrafttal [Bejek2013]. A szegmentális hiányok kiküszöbölésére használják a nagy méretű „Jumbo cup”-ot és az „Oblong cup”-ot, vápakosarokat („Acetabular cage”), melyeknek sok változata van, megerősítő gyűrűket idegen testből álló csontgraftokkal („Reinforcement ring with allografts”), valamint a porózus szerkezetű fém vápákat augmentekkel („Trabecular metal cups with augments”). Ezeket a 25. ábra mutatja be.

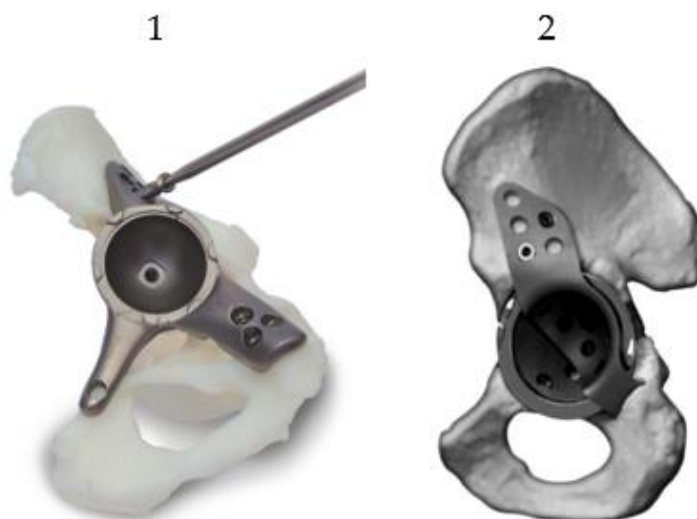


25. ábra. Kisebb csontdefektusok kezelésére szolgáló eszközök

1: Jumbo cup, 2: Oblong cup, 3: Acetabular cage, 4: Reinforcement ring,
5: Trabecular metal cup with augments [EvertsmithND], [Abeyta2008], [Merete-medicalND],
[ArazlimedikalND], [CjthakkarND]

Az igazán nagy problémák a Paprosky III/A és III/B eseteknél kezdődnek, főleg ha a medencének diszkontinuitása is van. Ilyenkor vápakosár beültetése és masszív allograft szükséges [Bejek2013].

Más módszer a kezelésére az egyedi implantátumok („*Custom triflange implants*”) beültetése. A Zimmer gyártónak van ilyen terméke [ZimmerbiometNDa]. További lehetőség az úgynevezett „*Cup - cage construct*”, ahol egy vápa és lemez található, ahol miután a vápa becsontosodott, a lemezt kiveszik. Ezek a 26. ábrán láthatók.



26. ábra. Paprosky III. típusú vápadefektus kezelési lehetőségei
1: Custom Triflange implant, 2: Cup – cage construct [ZimmerbiometNDa], [Kosashvili2009]

A jelenleg legmodernebb kezelési lehetőség, mellyel a medence diszkontinuitás is eredményesen helyreállítható a 27. ábrán látható, fémporból nyomtatott, páciens specifikus implantátum. Ezzel kapcsolatban további információk erejéig egy későbbi fejezetben még kitérek.



27. ábra. Páciens specifikus implantátum a kiterjedt medencebeli csontiány kezelésére [MaterialiseNDa]

2.2. Biomechanikai áttekintés

2.2.1. BIOMECHANIKAI VÉGESELEMES VIZSGÁLATOK ÁLTALÁNOS MENETE

A kutatás témája legszorosabban az úgynevezett biomechanikai végeselemes vizsgálathoz kötődik. Ennek során a publikációkból is kirajzolódik egy olyan általános munkafolyamat, amit én is felhasználtam.

A végeselemes vizsgálatok alapvető összetevői a geometriát diszkretizáltan leíró végeselemes háló, a kapcsolódó anyagmodell, valamint a terhelés- és peremfeltételi modell. A humán biomechanikai végeselemes vizsgálatokban kiemelt szerepet kap egy testrészünk, szervünk, esetleg beültetett implantátum, amit a modellalkotás folyamán nem tudunk teljes egészében, minden részletgazdagságával együtt vizsgálni, a vizsgálat céljához kötődően a végeselemes modell részeit célszerűen egyszerűsíteniük kell. A kérdés az, hogy ezek az egyszerűsítések milyen mértékűek lehetnek, mennyire illeszkednek a rendelkezésre álló erőforrásainkhoz, kutatási céljainkhoz, mekkora bizonytalanságot vagyunk képesek tolerálni, valamint, hogy az adott modell legalább minőségileg helyesen validálva legyen.

A kutatási területem a csípőízületi endoprotetika tématerületéhez tartozik, ennek megfelelően a vizsgálat is az ekörnyéki csontrendszerben fellépő erőkhöz kötődik. Az ezzel kapcsolatos, időben közel álló, más szakirodalmi publikációkból a következő általános kép rajzolódik ki a tudomány jelenlegi állásáról, melyeket a következő szakaszokban részletesen kifejtek.

A csontok (jelen eseten medence, combcsont) valamint az implantátumok geometriai modellezésének tekintetében elhagyták a testprimitív alapú modellezést, ezalatt azt értem, a CT alapú, felületmodellezéssel előállított geometriák jelennek meg. Ebben közelítéseket nagyon mérsékelten tesznek. Ez érthető is, hiszen például a feszültséggyűjtő helyek vizsgálatához ezek kritikus jelentőséggel bírnak, továbbá ezek létrehozása ugyan igényel szaktudást, de számos esetben már egyetemi alapképzésen belül megszerezhető készségekkel teljesíthető.

Az anyagmodell tekintetében különítsük el az implantátumok és a csont anyagának modellezési megfontolásait. Lényeges az a körülmény, hogy általánosan a fém implantátumok rugalmassági modulusa 1-2 nagyságrenddel nagyobb, mint a csont rugalmassági modulusa. Ennek megfelelően nagy feszültségek általában az implantátumon keletkeznek. Az implantátumok anyagjellemzői ezenkívül pontosabban megadhatók, a csont esetében kell nagyobb szórással, bizonytalansággal számolni.

Numerikus biomechanikai számításokkal alapvetően az implantátumok szerkezeten belüli viselkedésére vagyunk kíváncsiak, vagyis az in vivo körülményekhez szeretnénk minél jobban modellezni. A terhelés és peremfeltételi modell esetén ezekről együttesen kell beszéljünk, mert együtt határozzák meg a

szerkezet igénybevételét. Egyszerűbb esetekben olykor ugyanazt az igénybevételi állapotot többféle modell is létre tudja hozni. Manapság az látszik, jellemzően az ízületi felszíneken működtetik a terhelési és peremfeltételei modellt, aktív terheléssel rendelkező az erőbevezetés helynek azt választják, ahol rendelkezésre áll mérési adat. Ezenkívül felmerülhet az izmok hatásának modellezése aktív erőkkel azok tapadási helyein [Ravera2015], [Zaharie2018]. Ezek az aktív erők azonban körülményesen határozhatók meg és bizonytalanságuk csak további hibát visz be a számításokba.

Mindezekkel együtt ezek után felmerül a validálás és a verifikálás kérdése. A validálás során arra a kérdésre keressük a választ, hogy az alkalmazott módszerrel alkalmas-e a modell visszaadni a valóságban is megjelenő fizikai jelenségeket, míg a verifikálás során ezen továbblépve azt vizsgáljuk, a kapott értékek megfelelnek-e a valóságnak. Más szavakkal a validálás során legalább minőségre helyes eredmények meglétét várjuk el, míg a verifikálás során a mennyiségre is helyes eredményt követeljük meg.

Általánosan a biomechanikai végeselemes vizsgálatokban az érzékenységvizsgálat is kiemelt szerepet kap, hiszen ezzel lehet a bizonytalanságokból származó hatásokat valamilyen formában becsülni.

Nagyon fontos azt is tudomásul venni, hogy a verifikálhatóság tekintetében jelenleg a biomechanikai végeselemes vizsgálatoknál vannak hiányosságok, egész egyszerűen az *in vivo* mérési lehetőségek hiánya miatt. Ez az, ami jelentősen határolja az alkalmazhatóságot [Anderson2007], [Henninger2010].

2.2.2. ORVOSI KÉPALKOTÁSBÓL MODELLALKOTÁS

A kutatási témához szorosan illeszkedik az orvosi képalkotás, ugyanis ezzel lehetőség nyílik mind a csont geometriájának, mind a csont anyagának pontosabb modellezésére. Orvosi képalkotási eljárás például a mágneses rezonancia vizsgálat (MRI) illetve a Computer Tomográfia (CT). Míg az MRI felvételekkel inkább a lágyszövetek vizsgálhatók jól, a CT felvétel általában a csontokra fókuszál, így a továbbiakban ezzel foglalkozok. A továbbiakban ezért a CT bemutatása következik.

A CT gép röntgenfotonokat használ a képalkotáshoz. A röntgen készülékkel ellentétben a röntgenfotonokat nem egy filmre ütköztetik, hanem detektorok érzékelik. A felvételkészítés ezután továbbhalad és újabb szeletek képződnek, többirányból. Már az adatgyűjtés során megkezdődik az adatok feldolgozása. A többirányú projekciónak köszönhetően 3D-s felvétel keletkezik, melynek térbeli képpontjait voxeleknek nevezzük [Dóczy2018b].

Az egyes szövetrészekre lehet definiálni egy sugárgyengítési tényezőt, mely kifejezi, hogy a röntgennyaláb milyen könnyen halad át az adott részen.

A CT felvétel Hounsfield Unit értéke az adott szövetrészt sugáryengítését fejezi ki. Sűrűbb anyagok (vagy térfogatrészek) sugáryengítése nagyobb, így HU értéke is nagyobb. A HU érték egy adott (X) anyagra a következőképp számítható [Molteni2013]:

$$HU = \frac{\mu_X - \mu_{v\acute{z}}}{\mu_{v\acute{z}} - \mu_{leveg\acute{o}}} \cdot 1000 \quad (1)$$

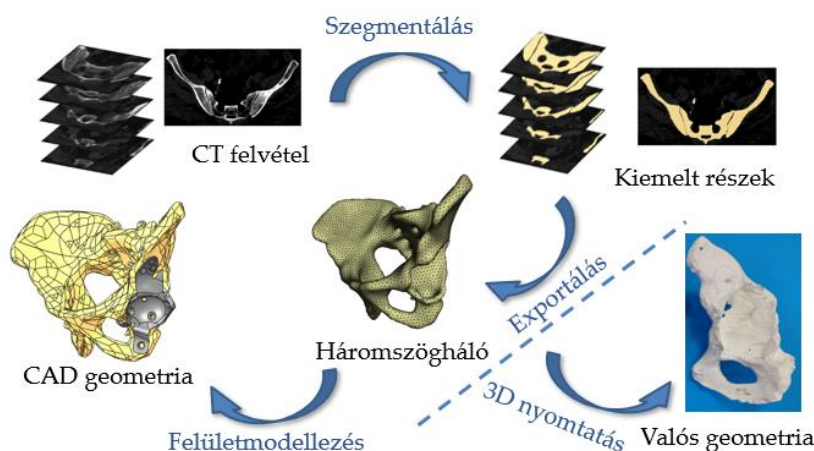
Ez a szürkességi érték a CT felvétel minden háromdimenziós képpontjához (voxeléhez) hozzá van rendelve. A szürkességi érték két anyagra állandó, a vízre és a levegőre, melyeknél rendre 0 illetve -1000 értékről beszélhetünk az (1) -es egyenlet szerint is.

Bár ezekből a felvételekből az orvosok sokféle következtetést le tudnak vonni a műtéti előtervezésre vonatkozóan, az egyedi implantátum elkészítéséhez még ezek ilyen formában kevesek, lévén a releváns részek nincsenek elkülönítve [Dóczy2018b].

2.2.3. GEOMETRIAI MODELLEZÉS

A geometriai primitívekből felépített modellek, ahol a csontot egyszerű geometriai formákkal közelítik, manapság a publikációkban alig találhatók. Sokkal elterjedtebb, hogy valamilyen képalkotó technikával, az adott csontot jobban közelítő geometriai formát alkalmaznak. Ha a cél egy általános biomechanikai kutatás, akkor ez lehet egy lézerszkennelt, külső burkolófelületet leíró fájl, ami *cadaver*ből vagy műanyag csontból származik, ha pedig páciens specifikus megoldás keresése a feladat, az egyenesen megköveteli a csont CT felvételen alapú modellezését.

A folyamat általános bemutatása a 28. ábrán látható.



28. ábra. CT felvételtől CAD modell előállításának folyamata [Dóczy2018b]

A geometriai modell elkészítésének első lépése, hogy a CT felvételből úgynevezett szegmentálással ki kell virtuálisan emelni a csontot, vagyis el kell különíteni a környező szövetektől.

A szegmentálás során az elkülönítés a szürkeségi érték alapján történik, azaz be lehet állítani, hogy mely HU tartományok (mely voxelek) kerüljenek kijelölésre. A csont szürkeségi érték tartománya jellemzően 100 és 3000 közötti.

Mivel minden ilyen voxel kijelölésre kerül, a nem releváns részeknél ezt a kijelölést meg kell szüntetni, vagy éppen további kimaradt voxeleket bele venni. A relevancia eldöntésére gyakran anatómiai ismeretek is szükségesek. A sikeresnek ítélt elkülönítés után a térfogatrészek burkoló háromszöghálója, akár „.stl” formátumban kimenthető.

Ezt követően a mérnöki gyakorlatban is előforduló visszamodellezési (*reverse engineering*) problémával állunk szemben, hogy miként lehet egy poligonhálóból CAD modellt elkészíteni [Dóczi2018b].

2.2.4. ANYAGMODELLEK

A biomechanikai végeelemes vizsgálatok egyik legnagyobb kihívása a csont anyagának modellezése, mivel a tömör és a szivacsos állomány eltérő anyagjellemzőkkel rendelkezik, és ezeken belül is inhomogének. Különösen a csöves csontok esetében figyelhető meg anizotrópia, és az egyes egyének csontanyagát számos tényező befolyásolja, mint például az életkor, a nem, a fizikai aktivitás és a betegségek. Az anyagmodellezés során gyakran alkalmazzák a geometriai modell különválasztását tömör és szivacsos állományokra, amelyeket homogén, lineáris, izotróp anyagtörvénnyel modelleznek.

A páciens-specifikus vizsgálatok során elengedhetetlen a CT-felvételek használata, amelyek nemcsak a geometriai modell elkészítésében, hanem a csont inhomogén anyagmodelljének kidolgozásában is segítenek [Helgason2008b]. A CT-felvételek alapján a csont sűrűsége és a szürkeségi érték között lineáris kapcsolatot feltételeznek (2) [Austman2008]:

$$\rho = \alpha + \beta \cdot HU \quad (2)$$

A HU-értékek (Hounsfield Unit) függenek a CT-gép beállításaitól, ezért referencia vizsgálatok szükségesek, amelyek ismert sűrűségű anyagok CT-szkenneléséből származó szürkeségi értékek alapján határozzák meg a konstansokat. Az (1)-es egyenletből látható, hogy a HU érték két anyagra állandó csak, a vízre ($HU_{viz} = 0$) és a levegőre ($HU_{levegő} = -1000$) [Molteni2013].

A csont rugalmassági modulusának értéke a sűrűség alapján tapasztalati úton meghatározott az alábbi hatványfüggvény alapján (3) [Anderson2005], [Morgan2003], [Taddei2006].

$$E = a + b \cdot \rho^c \quad (3)$$

Számos szoftver (például Bonemat) képes arra, hogy a végeselemes hálóval rendelkező modell minden egyes eleméhez hozzárendelje az egyedi rugalmassági modulus értékét a CT-felvétel alapján. A számítási terhelés csökkentése érdekében azonban a hasonló rugalmassági modulus értékeket egyetlen értékkel helyettesítik, lényegében kvantálva a rugalmassági modulus tartományt [Chen2010], [Pegg2016], [Taddei2004], [Taddei2007].

Ezáltal a végeselemes modell inhomogén, azonban továbbra is izotróp és lineáris, bár közelebb áll a valósághoz, mint egy teljesen homogén modell. Az anyagi jellemzők végeselemes csomópontonkénti megadására is léteznek publikációk [Chen2015], [Helgason2008a], amelyek azonban bonyolítják a modell kialakítását. Ha a vizsgálat fókuszában egy vápakosár áll, amely anyaga általában nagyságrendileg nagyobb rugalmassági modulussal bír, akkor mind a homogén, mind a szétválasztott anyagmodelles példákra találhatók publikációk [Anderson2005], [Plessers2016], [Ravera2015]. Ezeknek előnye, hogy egyszerűbben létrehozhatók, mint a CT felvétel alapú modell, továbbá a kortikális részen a shell elemek használatával hatékonyan lehet modellezni a tömör csontállományt. A CT alapú anyagmegfeleltetés során, ahol általában térfogati solid elemekkel kerül modellezésre a csont, a lapos csontok tömör részénél igen sűrű végeselemes háló kell, különben a szivacsos részbe átnyúló elemek csökkentett, átlagolt rugalmassági modulust kapnak.

Az implantátumok terén az irodalomban általánosan valamilyen fém ötvözet implantátum kerül szóba. A vápakosár anyagát nagyon gyakran lineárisan rugalmas, homogén, izotróp anyagnak modellezik. A gyártástechnológiát figyelembe vevő modellezési megfontolások legfeljebb a 3D nyomtatott, makrostruktúra szintű jelenségeket veszik figyelembe [Moussa2020].

A plasztikus anyagmodellel, esetleg törésmechanikai modellekkel végzett vizsgálatok zömében csakis az implantátum szintjén jelennek meg. Megjegyzendő, az implantátumban a feszültségeket azért bőven a folyáshatár alatt célszerű tartani, ugyanis tipikusan ismétlődő igénybevételnek kitett alkatrészek. A kifáradási vizsgálatok során nehézséget jelent a többtengelyű feszültségállapot kiértékelése, amit manapság célszoftverrel célszerű végezni.

2.2.5. CSÍPŐÍZÜLETBEN FELLÉPŐ ERŐK KÍSÉRLETI VIZSGÁLATA

A csípőízületben fellépő erők kísérleti vizsgálatához Bergmann és társai munkája bír a legnagyobb jelentőséggel [Bergmann2001]. Ők szenzorizált csípőimplantátumokat használtak az erők mérésére. Több páciens esetén is különböző életviteli terhelésekre végeztek el kísérleti vizsgálatokat, amelyek során tipikus terhelésdiagrammokat mértek ki.

A csípőízületre ható élő terheléseket eddig csak kevés páciensnél tudták pontosan mérni, és ezek az adatok általában nem tartalmaztak részletes járáslemezést. Az ilyen típusú információk elengedhetetlenek a csípőprotézisek kopásának, szilárdságának és stabilitásának fejlesztéséhez. Ebben a vizsgálatban négy betegnél mérték a csípőízületi erőket, miközben a mindennapi tevékenységeiket végezték. A mérések során műszeres implantátumokat használtak, és a járásmintákat a talajreakciós erőkkel együtt elemezték. Az adatokat összesítették, és az eredményekből átlagot számítottak [Bergmann2001].

A kutatás főként a femorális implantátumra ható erőket vizsgálta, de a teljes adathalmaz külön is lementésre került, amely a járás- és csípőkontaktus erők teljes körű elemzését, valamint a sétálás és lépcsőzés közben fellépő izomműködéseket is tartalmazza [OrtholoadND]. Ezen felül a csípőbetegeknél megfigyelt napi tevékenységek gyakoriságát is rögzítették.

Az átlagos páciens 238%-os testtömeghez viszonyított terhelést (*BW%-Body Weight Percent*) gyakorolt a csípőízületre körülbelül 4 km/h sebességgel történő sétálás közben, és ennél valamivel kisebb terhelést, amikor egy lábon állt. Lépcsőn felfelé haladás közben a csípőízületi kontakterő elérte a 251%-ot, míg lefelé haladáskor ez 260%-ra nőtt. A combcsonti implantátum befelé történő csavarodása kritikusnak bizonyult a szár rögzítésében, különösen lépcsőzéskor, amikor a torziós nyomaték átlagosan 23%-kal magasabb volt, mint sík terepen való sétáláskor. A személyek közötti különbségek a vizsgált páciensek esetén jelentősek voltak [Bergmann2001].

Javaslatuk szerint, mivel a csípőízület terhelése a legtöbb hétköznapi tevékenység során viszonylag alacsony (kivételet képez a botlás), az implantátumok tesztelésekor elsősorban a sétálás és lépcsőzés szimulálására kellene koncentrálni, mivel ezek jelentik a legnagyobb terhelést a csípőízületre [Bergmann2001].

Mivel a primer implantátum esetében a combcsonti szár törése az egyik legkritikusabb tönkremeneteli mód, szabványos vizsgálatok ennek a kockázatnak a minimalizálására kerültek kidolgozásra [OrthoinnoND].

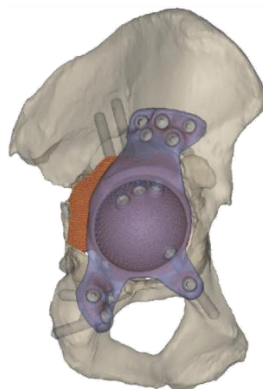
2.2.6. VÁPAKOSARAK VÉGESELEMES VIZSGÁLATA A SZAKIRODALOMBAN

Létezik a szakirodalomban egy alkalmazott módszer egyedi vápakosarak készítésére. Ennek során analizálják a defektust mennyiségi szempontok alapján és egy páciens specifikus implantátumot hoznak létre. 2011 és 2012 között 12 esetben használták [Baauw2017]. CT-felvételből indultak ki, 1-2 mm vastag szeletekkel. A minőségi besorolást a Paprosky-skála alapján végezték. Egy defektusról kép a 29. ábrán látható.



29. ábra. Nagy kiterjedésű acetabuláris csontdefektus [Baauw2017]

A következő lépés az acetabulum radiális csontdefektusának meghatározása volt. Ezt egy mennyiségi értékeléssel végezték, amivel külön cikk foglalkozik [Gelaude2011]. A csont állapotát is meghatározták, ahol a csont minősége jó, főként oda csavaroztak. Ezek alapján készült el a monoblokk, titánötvözet implantátum, melyhez próbaimplantátumot és fúrósablont is készítettek (30. ábra).

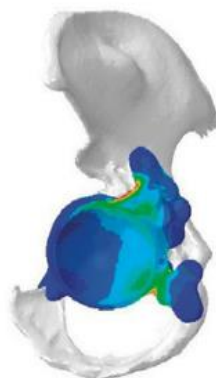


30. ábra. A tervezett implantátum és csavarozása [Baauw2017]

Kérdéseket tettek fel a pácienseknek elégedettségükkel kapcsolatban az utánkövetés során. Az eredmény ígéretes, a páciensek összességében elégedettek.

Egy másik esettanulmányról található orvosi jellegű cikk, melyben az eljárás hasonló az előzőekben leírtakhoz. Itt megemlíti azért a hátrányait is a 3D nyomtatott implantátumnak, hogy a gyártásáig hetek telhetnek el (tervezés miatt), ami során a súlyossága a csonthiánynak változhat, de ez az ő esetükben nem fordult elő, valamint drága [Citak2016].

Arról, hogy ez mennyire felel meg szilárdságilag, valamint az optimalizáltságáról, a publikációkban nincs információ. A Simulia magazinjában jelent meg egy ehhez a témához kapcsolódó cikk, amiben látható, hogy végeztek végeselemes vizsgálatot az egyik esetben (31. ábra) [Materialise2015]



31. ábra. Végeselemes vizsgálat megléte egy egyedi vápakosárról [Materialise2015]

Nyilván ipari titokként kezelték ennek részleteit, így a végeselemes modell részeiről, mint anyag, terhelés, peremfeltételek, háló nincs leírás, de még a feszültségmező skáláját sem tették közzé. Ezenkívül a gyártó egy másik esettanulmánya is megemlítendő [Materialise2017]. Összességében ennek kedvező rövid távú klinikai eredményei vannak, de szilárdsági optimalizáltságáról, csontbenővést segítő mikromozgásokra való rátervezéséről nem találni publikációt.

A témához kapcsolódó végeselemes vizsgálatok a vápakosarokról, lemezzel való kiegészítésükről szólnak, illetve a vápakosarak összehasonlító elemzéséről [LaRosa2016], [Kawanabe2011], [Plessers2016].

Az egyedi implantátumról szóló publikációban és ahol a vápakosarak összevetését végezték, csak az implantátumot vizsgálták végeselemes módszerrel [LaRosa2016], [Kawanabe2011].

A különböző hiányok melletti vápakosár stabilitás vizsgálatok a lemezzel való kiegészítés során a csontot is belevették a szimulációba. Itt azonban nem alkalmaztak csavarokat, hanem ragasztott kapcsolatot definiáltak az implantátum és a csont felszíne között [Plessers2016].

Összességében elmondható, hogy egy páciens specifikus probléma végeselemes vizsgálata illeszkedne a kutatási trendekbe [Dóczi2018b].

2.2.7. VÁPAKOSARAK TERHELÉSI MODELLJE AZ IRODALOMBAN

A kutatások szerint különböző terhelési modelleket használtak a biomechanikai elemzésekben. Korábban említésre került, Bergmann és munkatársai azt ajánlották, hogy vegyük figyelembe a normál járás és a lépcsőn való fel- és lejárás során keletkező maximális terheléseket [Bergmann2001]. Ezzel összhangban, számos tanulmány a járás ciklusának javasolt maximális terhelését, vagy a lépcsőn felfelé haladás során keletkező maximális terhelést alkalmazta terhelési modellként [Costin2014], [Plessers2016], [Totoribe2018], [Vogel2020], míg mások a terhelési adatokat botlás közbeni terhelésekkel egészítették ki [LaRosa2016]. Kawanabe és társai egy lábön állás modelljét részesítették előnyben, amit mások félmedence peremfeltételeivel használtak [Kawanabe2011], [Moussa2020]. Különböző nagyságú függőleges terheléseket alkalmaztak több publikációban is [Du2020], [Fu2018], [Iqbal2017], [Maslov2019].

Ezen felül, Ma és munkatársai bemutatták a járás ciklusának bizonyos szakaszaiból származó különálló terheléseket [Ma2013]. Hsu és társai valamint Maslov és társai általában öt terhelést modelleztek, amelyekre külön elemzéseket végeztek, míg Wang és társai egy 32 terhelésből álló részletes modellt alkalmaztak, amely az acetabulum kontakt feltételeit vizsgálta társai [Hsu2007], [Maslov2021], [Wang2017]. Del-Valle-Mojica és munkatársai az eltérő terhelési irányok jelentőségét vizsgálták öt terhelési eset (egylábön állás, normál járás, lépcsőn fel- és lejárás, botlás) maximális értékeinek figyelembevételével [Del-Valle-Mojica2019]. Iqbal és munkatársai szintén több terhelési esetet használtak fel a topológia optimalizálásokhoz, amelyek között szerepeltek a mindennapi tevékenységek maximális értékei, mint a normál járás, egy lábön állás, felállás, leülés, lépcsőn fel- és lejárás [Iqbal2019].

A leggyakoribb terhelések egyértelműen a járasterheléshez és annak maximumához kötődnek. Ezt követik további kiegészítő életviteli terhelések, mint például a lépcsőzés maximumai, és csak igen ritka, hogy az életviteli terhelések maximumait is belevegyék.

A csontgraft átalakuláshoz teljesen más szempontból kell figyelembe venni a terheléseket, ennek bemutatására a továbbiakban külön részt szánok.

2.2.8. CSONTGRAFTOK HATÁSÁRÓL ÉS AZOK ÁTALAKULÁSÁRÓL SZÓLÓ KUTATÁSOK

A csontgraftok hatásának vizsgálata az elmúlt években kapott nagyobb szerepet. Dr. Szódy Róbert és általam is megfogalmazott célokkal egybecsengenek a friss irodalmi eredmények. Mint korábban említésre került, a mechanikai ingereknek kiemelt szerepe van a csontgraftok átalakulásának tekintetében. Kellő mechanikai inger hiányában a csontok sűrűségcsökkenéssel válaszolnak és ugyanez elmondható a graftokra is, nem épülnek be.

Az ezekhez kötődő kutatások célja, hogy az implantátumokat akképp alakítsuk ki, hogy a környező csontok leépülését megakadályozzuk, ezzel párhuzamosan pedig a csontgraftok átalakulását segítjük.

A biomechanikai modellezés fejlődésével szükségessé vált nemcsak az implantátumok szilárdsági állapotáról információt szereznünk, hanem figyelembe venni a környező csont és a csontátültetések hatását is [Wu2020], [Wan2022]. Általánosan elfogadott, hogy a mechanikai hatás indukálja ezeknek a szöveteknek az átalakulását [Barak2011], [Lanyon1984], [Rubin1987], [Liu2008]. Ezt klinikai megfigyelések is alátámasztják [Schreurs2001]. Habár az implantátumok modellezése sok egyéni paramétertől függ, és nagy szórást mutat, bizonyos közös jellemzőket az irodalomban meghatároztak. Az egyik legelterjedtebb modell szerint ez az átalakulás az alakváltozási energia sűrűségéhez (*Strain Energy Density - SED*) kapcsolódik, és erre alapozva lehet egy úgynevezett stimulus értéket válaszként hozzárendelni, amelyet a SED és a sűrűség alapján számítanak ki [Weinans1992], [Huiskes1987], [Mullender1994], [Li2007], [Mukherjee2017], [Levchuk2014]. Ez a csontok önoptimalizáló viselkedésén alapul különböző terheléseknél [Barak2011]. A keletkező csont-csontgraft sűrűsége attól függ, hogy milyen terheléseket alkalmaznak az adott csonton vagy csontgrafton, és milyen gyakorisággal. Érdemes lenne ezt a jelenséget beépíteni a modellekbe, mivel az implantátum környezete változik, és így lehetne olyan implantátumokat tervezni, amelyek optimálisabban kölcsönhatnak a graft átalakulásával.

Azonban ezeknek a terhelési spektrumoknak a teljes figyelembevétele nagyon számításigényes, és célszerű lenne csökkenteni ezeknek a számításoknak az erőforrás-igényét, elfogadható hibahatáron belül [Banijamali2015], [Vahdati2014], [Philips2015], [Christen2012], [Christen2013a], [Christen2013b], [Kim2016], [Park2003]. Bár ezek a helyettesítő terhelések empirikus megfontolásokból származhatnak, elméleti alapjuk hiányzik. Ez egy ismert probléma, és ezért ki kell emelni Chun és Jang munkáját, akik megfelelő terhelési vektorokat próbáltak találni a SED eloszlás számításához [Chun2021], [Chun2022]. Megmutatták, hogy a SED eloszlást kevesebb terheléssel gyorsabban elő lehet állítani egy adott részen a csípőízületre ható erők adatainak felhasználásával. Módszerük az optimalizáláson alapul, amellyel sikerült a SED hibáját körülbelül 4% alá csökkenteniük, 2-3 terhelési vektor használatával. A gyaloglás terhelési adatai körülbelül 200 terhelési vektort tartalmaztak, és nekik csak 2-3 terhelésre volt szükségük a számításhoz. Ezeket a terheléseket, figyelembe véve az egyéni jelleget a járasciklusból számították. Módszerük hasonló az irodalomban korábban kifejlesztett módszerekhez abban, hogy kiválasztanak néhány elemet a terhelési spektrumból, és megpróbálják közelíteni az eloszlást azok súlyozásával. Modelljük lineáris volt, és a comb vizsgálatokor figyelembe vették az egyik fő izom hatását. Kétségtelen, hogy munkájukat az nehezítette, hogy több, különböző helyeken ható erővektor egyenértékűsítésére törekedtek.

2.3. Összegzés, az irodalomkutatás összefoglalása

Az irodalomkutatás is rámutat arra a tényre, hogy orvosi-mérnöki kutatások olyan határterületet képeznek, amelyek bár tudományosak, mégsem adnak mindenre egzakt válaszokat. A bemenő információk számos esetben jelentős szórással terheltek, vagy éppen azok hatásai az emberi test komplex felépítése miatt feltáratlanok. Egy tudományos kutatásnak olyan igényűnek kell lennie, hogy a nem-egzakt információkra való támaszkodás, az azokkal való továbbhaladás biztos talajon álljon. Éppen ezért, inkább kis lépésekben érdemesebb haladni és olyan eszközöket használni, amik kezelik ezeket a bizonytalanságokat, valamint akár matematikai bizonyításon alapulnak.

Egy ideális terhelési modell hatékony a számítási erőforrások kiaknázásában, a hibák alacsonyan tartása mellett. A terhelési modell fejlesztéséhez ezért két irányt kell kijelölni. El kell különíteni a szilárdsági ellenőrzéshez és a csontgraftátalakulás számításokhoz használatos terhelésmodelleket.

A szilárdsági ellenőrzések fejlesztéséhez szakítani kell az irodalomban eddig elterjedt szemlélettel, miszerint a járásterhelés maximumához kötődő, vagy egyéb terhelések maximumaihoz kötődő terheléseket alkalmazzunk. Ezt bebizonyítom azáltal, hogy a szakirodalmi terhelések nagyságát és irányát hasonlítom össze az életvitel során jelentkező terhelésekkel. Heurisztikus algoritmust javaslok olyan fő terhelésvektorok meghatározására, amelyek mellett kisebb számítási igény növekedés mellett, a végeselemes számítások nagyobb megbízhatósággal elvégezhetők, természetesen illeszkedve az irodalom jelenlegi állásához, amit validált végeselemes modellen mutatok be.

A csontgraftátalakulás számításainak felgyorsításához is szakítok az irodalom jelenlegi módszertanával, miszerint bizonyos terheléseket választanak ki jellemzően a járásterhelésből. Ez egy hosszadalmas optimalizálás problémához vezet és nincs garancia arra, hogy más terhelésspektrumra is működik. Itt mechanikai-matematikai levezetéssel és bizonyítással mutatom be, hogy előállítható legfeljebb három olyan terhelésvektor, ami numerikus pontosságon belül ugyanazt az eredményt adja.

3. EGYEDI VÁPAKOSARAS RÖGZÍTÉS VÉGESELEMES MODELLJE

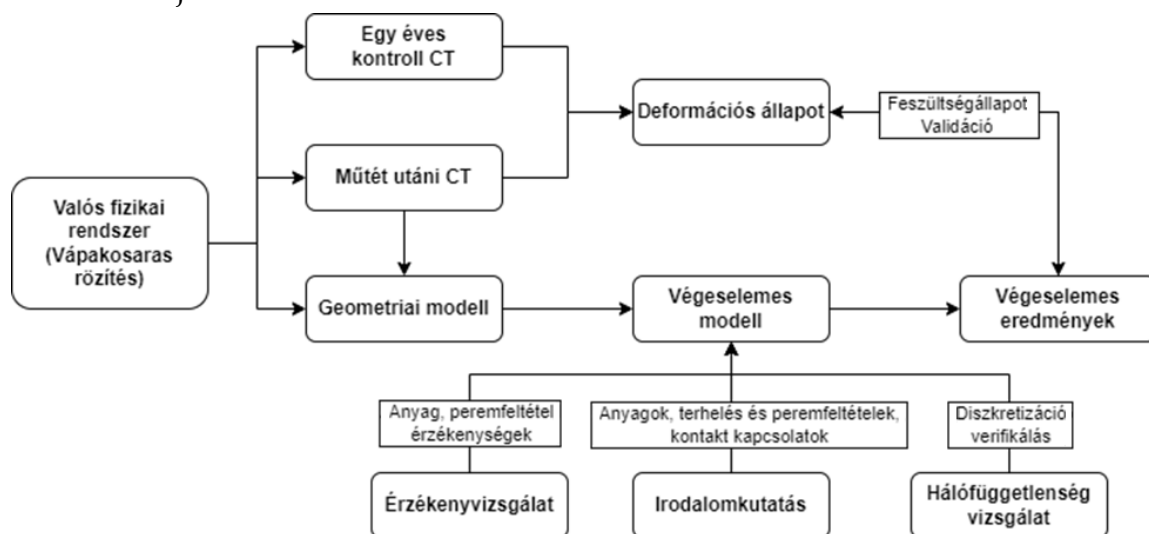
3.1. Célkitűzés

Két páciens műtét utáni CT felvételeiből került előállításra az irodalom és saját megfontolások alapján olyan végeselemes modell, aminek használatával a vápakosáron kiszámított szimulációs eredmények minőségileg helyes jellege validálható. Az irodalomban leggyakrabban előforduló terhelési eset a járasterhelés maximuma. Az erre kiszámított szimulációs eredményekkel történt a validálás akképp, hogy a páciensek egy éves kontroll CT felvételéből szegmentált vápakosarak deformációit, töréseit elemeztem. A tönkremeneteleknek a végeselemes modellek által előrevetített, kiterjedt, nagy feszültségű zónájában kell lennie. A főfeszültségek kiértékelésével húzott-nyomott zónákat lehet elkülöníteni.

A modellezéséhez kellően pontosan kell kialakítani a geometriai modellt, valamint a bizonytalansággal jelentősen terhelt részekben érzékenységvizsgálatokat kell végezni. Ezért az egyes részekben, mint:

- a rögzítés geometriai modellje CT felvétel alapon készül,
- a rögzítésben részt vevő anyagok irodalomkutatással, gyártói adatokkal és érzékenységvizsgálat számításokkal alátámasztottak,
- a terhelés és peremfeltételi modellje irodalomkutatással valamint érzékenységvizsgálat történik,
- a rögzítésben fellépő interakciónál figyelembe vesszük a csavarelőfeszítést és a súrlódásos kapcsolatokat, melyek irodalomkutatás alapján kerülnek beállításra,
- a végeselemes hálóra pedig hálófüggetlenség vizsgálat készül.

A végeselemes vizsgálat struktúráját és a verifikációs és validációs lépéseket a 32. ábra mutatja be.



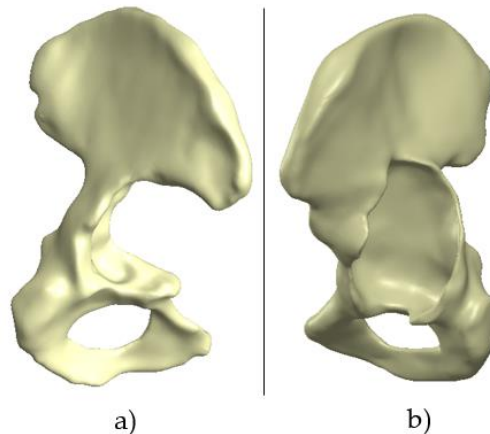
32. ábra. A végeselemes vizsgálat struktúrája és a közbeiktatott validációs és verifikációs lépések

3.2. Geometriai modellek elkészítése

3.2.1. CSONTHIÁNYOS MEDENCE GEOMETRIAI MODELLJÉNEK ELKÉSZÍTÉSE

A vizsgálatokhoz fél medence modellt használtam, összhangban a szakirodalommal. Az elhanyagolt részeket peremfeltételekkel helyettesítettem. A geometriai modell a páciensek műtét előtti CT felvételeiből készültek. A CT felvétel egy skálármező, a tér különböző pontjaiban a szűrkeségi értéknek nevezett röntgensugár-gyengítéssel kapcsolatos érték számítható minden egyes voxel esetén. Ezekre a voxelekre úgy rászűrve, hogy a csont szűrkeségi érték tartományát adjuk meg, valamint további manuális utómunkálatok elvégzésével a félmedence külső felületét leíró „.stl” fájl kimenthető volt. Az utómunkálatokra azért is volt szükség, mert a korábban beültetett primer implantátumok miatt szórt röntgenfotonok keletkeztek a CT felvételek készítése közben, amik miatt az automatikus szegmentálás eredményeit felül kellett bírálni. A kimentett „.stl” állományokat az Autodesk Meshmixer 3.5 nevű programmal hálójavításnak és simításnak vettem alá.

Ezt követően ebből felületmodellezési módszerekkel, felületillesztéssel a csonthiányos medencerész CAD modelljét készítettem el a SolidWorks 2018 Scanto3D modulját használva. A zárt felületmodell később testmodellé alakítható lett. Mindkét páciens fél medence modellje a 33. ábrán látható. Az I. páciens esetén jobb oldali medence modellről beszélhetünk, míg a II. páciens esetén bal oldaliról.

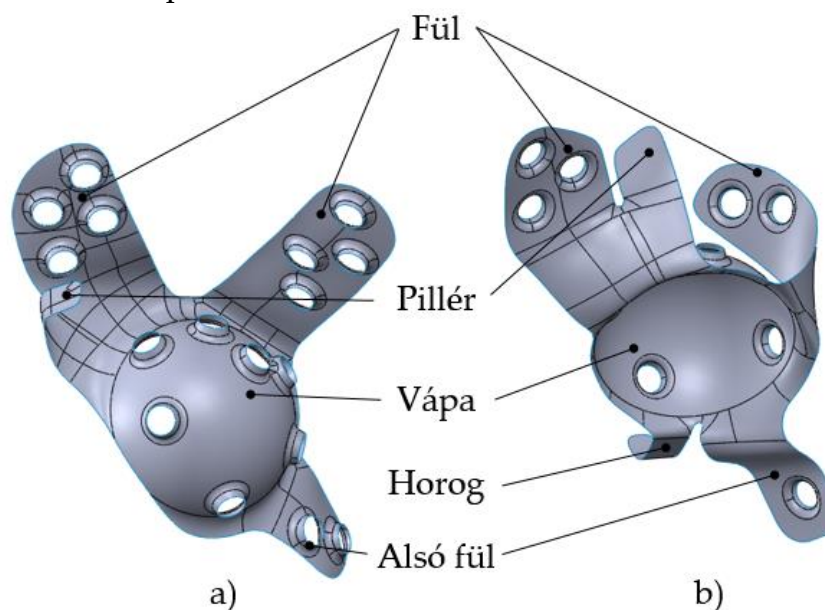


33. ábra. Az I. páciens jobb oldali félmedence CAD modellje (a);
a II. páciens bal oldali félmedence CAD modellje (b)

A testmodellt ezután különböző részekre osztottam fel. A csonthiány közvetlen környezetét elkülönítettem a medence többi részétől. Ennek oka, hogy külön anyagjellemzőket kell itt megadni, ugyanis a CT felvételek ezen részén a szórt röntgenfotonok miatt nem lehetett egyértelműen szeparálni a szivacsos és a tömör csontállományt. Ez a végeeselemes modell bemutatásánál kifejtésre kerül.

3.2.2. A BEÜLTETETT VÁPAKOSÁR GEOMETRIAI MODELLJE

A vápakosár geometriai modellje szintén a CT felvételen alapszik. A CT felvétel rétegvastagsága 0,625 mm körüli, ez azt eredményezte, hogy a valóságban 1,5 mm vastag lemez helyenként a CT felvételből kiszegmentált „.stl” állomány vastagsága a 2 mm-t is meghaladja. Így a külső felületillesztéssel készített geometriai modell nem lett volna kellően pontos. Ehelyett a viszonylagos középfelületet modelleztem be, vagyis a vápakosár felületmodellként került bele az összeállításban. A 34. ábra mutatja be mindkét vápakosár részzeit. A betétet magába foglaló rész a vápa, a nagy kiterjedésű furatokkal rendelkező kinyúlások a fülek, míg az aláhajtott furat nélküli elemek a pillér nevet kapták.



34. ábra. A vápakosár CAD modellje az I. páciens esetén, hátulnézetben (a), valamint a II. páciens esetén előlnézetben (b)

3.2.3. A TELJES GEOMETRIAI MODELL

Rögzítési rendszer alatt a vápakosár és csavarjainak medencéhez való kapcsolódását értem. Ennek pontos beállítása a szimulációhoz elengedhetetlen. Ez szintén a beültetés utáni CT felvételtől történt, ahol kezdetben az „.stl” állományok regisztrációja, majd ezek alapján a CAD modellek összeillesztése történt. A rögzítési rendszer pozícionálásában a gömbfej CT felvételtől szegmentálható helyzete is sokat segített.

A csavarok a modellben nem menetes geometriával, hanem egyszerűsített hengeres geometriával rendelkeztek. A csavarok menetgeometriás modelljének előállítását pusztán a CT felvételtől nem volt lehetséges és kezdetben nem is volt szükséges. Ismeretes volt a csavarok átmérője (4,5 mm), a középvonaluk

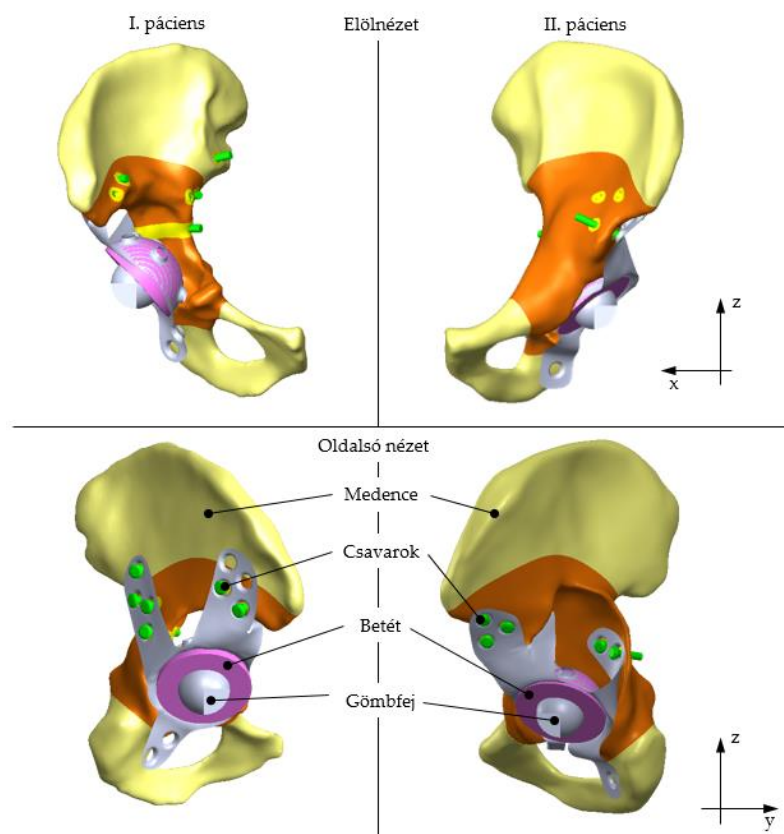
meghatározása után ezek köré modelleztem be közvetlenül az egyszerűsített, hengergeometriás-gömbfejes modelljüket [ISO5835:1991].

A forgáspont helyének meghatározása egyszerű volt a gömbfej geometriai hálójának alapján. Ismeretes, hogy a gömbfejek szabványos méretűek. A beültetett gömbfejek 28 mm-es átmérővel rendelkeztek. Ezek alapján a gömbfej hálójához egy ekkora átmérővel rendelkező szférikus geometriát kellett illesztenem.

A vápakosár betétét kis sűrűsége miatt nem lehetett egyértelműen elkülöníteni a CT felvételtől. Ez tulajdonképpen egy félgömbszerű XLPE-ből készített alkatrész, amin keresztül a gömbfejről átadódik a terhelés a vápakosár többi részére, így klasszikus testmodellezési eljárással, tengely körül forgatott geometriaként készült.

A gömbfej sem a „valósággal egyező” geometriát kapta, hanem egy olyan fiktív geometriát, melyen a kontakt viselkedés és a terhelő erők megadása könnyen megtörténhet.

A globális koordináta-rendszer a szakirodalomból származó terhelésanalízis vizsgálatok alapján javasolt módon került beállításra. Az elkészült végleges geometria modell a 35. ábrán látható. Ezen az ábrán látható a félmedence modell felosztása is a csontiányos környezet részén. A sárga részeken a csavarok köré modellezett cellák láthatók. Ezek abból a célból készültek, hogy a csavar környéki részeken jobb hálómínőség készüljön, valamint, ha később submodell-es vizsgálatot hozunk létre a hálóból.



35. ábra. A rögzítés geometriai modellje

3.3. Anyagmodell

3.3.1. A CSONT ANYAGMODELLJEI

A csont anyagának modellezése az irodalomkutatás alapján történt. Az irodalom alapvetően az egyszerűség és a medencecsont jellemzői miatt egyetért abban, hogy lineárisan rugalmas anyagmodellt használ. Az anatómiai irodalomkutatás során, valamint a geometriai modellek elkészítésénél is szóba került, hogy a medencecsont a lapos csontok közé tartozik, vagyis szerkezete olyan, hogy a vékony tömör csontállomány közrefog egy lágyabb, kisebb rugalmassági modulusú szivacsos állományt.

A klinikai irodalomkutatás során, valamint a CT felvételek alapján is nyilvánvaló, hogy a csonthiányos környezet esetében már nem beszélhetünk ennyire elkülönülten tömör és szivacsos állománytól, a normálistól eltérő terhelésváltozásra korábban reagált csont helyenként merevebb lett, helyenként pedig leépült. Ennek megfelelően a csont eltérő részein az 1. táblázat szerinti anyagjellemzők kerültek beállításra, közel a csonthiányhoz homogén, míg távol attól a tömör és szivacsos állományra történt felbontás után. Ezek értékei a szakirodalomból is alátámasztásra kerültek [Gervais2016], [Helgason2008b].

1. táblázat. A csont alkalmazott anyagjellemzői

Megnevezés	Rugalmassági modulus [GPa]	Poisson tényező [-]
Tömör csontállomány	17	0,3
Szivacsos csontállomány	0,2	0,3
Homogén csontállomány	7	0,3

3.3.2. A VÁPAKOSÁR ANYAGÁNAK MODELLEZÉSE

A vápakosár anyaga, azon lemez műbizonylata alapján, európai jelölés szerinti 1.4441-es számú acél, illetve AISI 316L. Ez egy rozsdamentes acél, a vason kívüli ötvözői a 2. táblázatban látható.

2. táblázat. Az AISI 316L acél ötvözői a lemez műbizonylata alapján

C%	Si%	Mn%	S%	P%	Ni%	Cr%	Mo%	Cu%	N ₂ %
0,011	0,41	1,93	<0,002	0,014	14,73	17,61	2,71	0,08	0,04

Ehhez az anyaghoz nagyon hasonló az AISI 316-os acél, mely több szénert tartalmaz, míg az AISI 316L(N) több nitrogént.

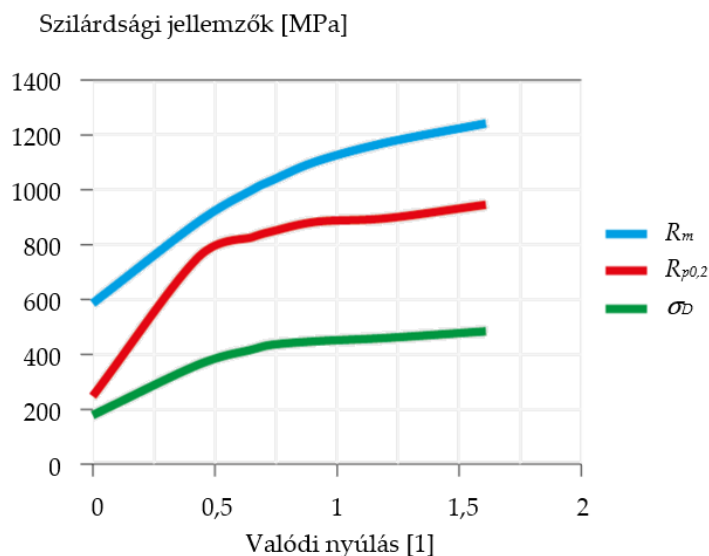
A lemez, 1,5 mm-es vastagságúra hengerelt lágyított állapotban a folyáshatár, a szakítószilárdság és a szakadási nyúlás adatai hengerlési iránytól függően a 3. táblázatban látható.

3. táblázat. Az előgyártmány lemez műbizonylatán szereplő értékek

	$R_{p0,2}$ [MPa]	R_m [MPa]	A%
Hengerlési irányban	290	556	63%
Hengerlési irányra merőlegesen	274	549	59%

A vápakosár egy hidegen alakított lemezalkatrész. Mivel hidegalakított alkatrésztől van szó, az alakváltozás miatti megnövekedett diszlokációs szám miatt egyes helyeken magasabb folyáshatár is előfordulhat [1.4441ImplantND], [AKSteelND]. Ezt mutatja be a 36. ábra.

A képlékeny hidegalakítás mértékének meghatározása az egyedi alakítás és a komplex erősen nemlineáris szimulációs igény miatt nem volt lehetséges, valamint az ebből adódó felkeményedés mértékéről nem volt információ.



36. ábra. A szilárdsági jellemzők változása hidegalakítás hatására [1.4441ImplantND]

50%-os plasztikus nyúlás esetén ez elérheti az 1000 MPa-os folyáshatár és 1240 MPa-os szakítószilárdságot is [Gervais2016]. Plasztikus alakváltozás után a folyáshatár megnő, de ennek megfelelően a szakadási nyúlása csökken, mert kezd kimerülni az alakváltozási képesség az anyagban. Fontos azonban megemlíteni, hogy a rugalmassági modulus azonban változatlan marad. Az irodalomkutatásnak megfelelően ez 192 GPa-nak feltételeztem és 0,3-nak a Poisson tényezőt.

3.3.3. TOVÁBBI ANYAGJELLEMZŐK

Az összeállítás további részeinek anyagjellemzőit a mutatja be a 4. táblázat.

4. táblázat. Az alkalmazott további anyagjellemzők

Alkatrész (Anyag)	E [GPa]	ν [-]
Csavar, gömbfej (AISI 316L)	192	0,3
Betét (XLPE)	1	0,4

Ezek közül mindegyik esetben homogén, lineárisan rugalmas, izotróp anyagjellemzők kerültek megadásra.

3.4. Kontakt kapcsolatok

Az összeállítás egyes elemei közötti kontakt kapcsolatoknak tükröznie kell a valóságot, pontosabban azt a klinikailag és szilárdságilag kritikus helyzetet, ami az implantátum beültetése után áll fenn.

A vápakosár és a csont között azt a szilárdságilag kedvezőtlen esetet feltételeztem, amikor még semmilyen csontos összenövés nincs a vápakosár és a medence között. Ennek modellezésére a szakirodalomban is használatos 0,3 -as súrlódási tényezővel rendelkező kontaktot adtam meg [Chang2014], [Simonovics2014], [Zhang2016]. A csavarok és a vápakosár között fém-fém súrlódási kapcsolat van, melyek között 0,23 -es súrlódási tényezőt adtam meg [Chang2014].

A terhelés a gömbfejjel adódik át a vápakosárra. A betét és a gömbfej között súrlódásmenteshez közeli, numerikus okokból csak nagyon kis súrlódással rendelkező kontaktot definiáltam, modellezve ezzel a jó siklási tulajdonságokat és magát a kontakt jellegű terhelésátadást.

A különböző anyagmegfeleltetésnek alávetett medencecsont részek között úgy készítettem el a hálót, hogy közös csomópontokban csatlakozzanak egymással. Ezzel a ragasztott kapcsolatok definiálását lehetett kiküszöbölni. A csavarok és a medence közötti kapcsolatok esetén is ezt használtam. Ezen menetes kapcsolat egyszerűsített modellezése megegyezik a szakirodalomban leírtakkal [Simonovics2014].

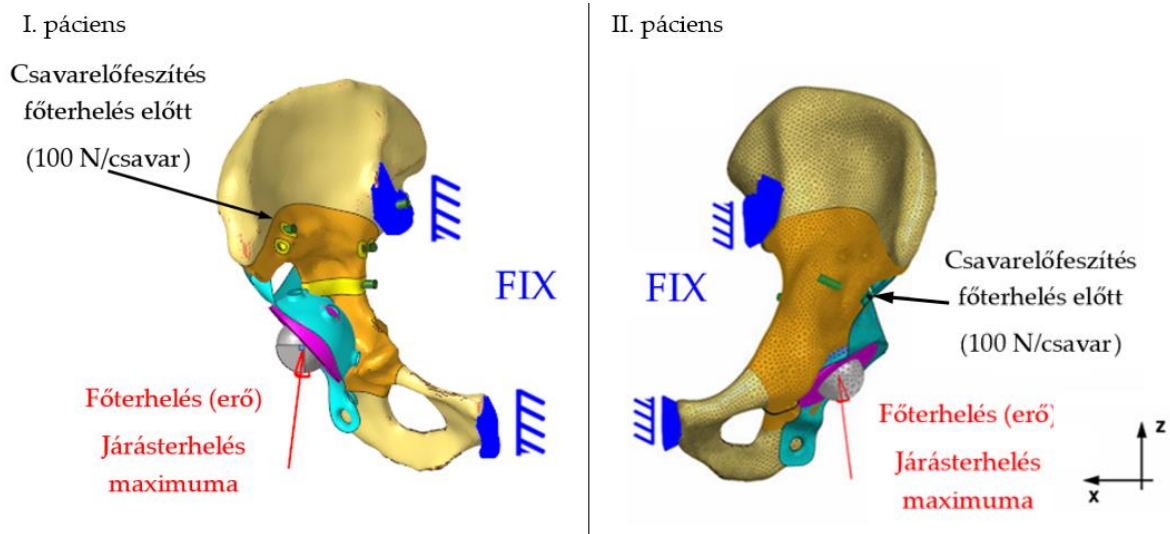
3.5. Terhelések és peremfeltételek

A szakirodalomnak megfelelő terhelés- és peremfeltételi modell elsősorban a vápakosár szilárdsági állapotának feltérképezésére szolgál. A terhelések és peremfeltételek kialakítása során figyelembe vettem az anatómiai és a klinikai terhelésvizonyokat, a vonatkozó szakirodalmat és a gömbfej kontakt viselkedésének alkalmazását.

Peremfeltételként a szakirodalomnak megfelelően fix megfogást alkalmaztam a keresztcsont becsatlakozásánál és elöl a szeméremcsont felületén, ahol a másik medencecsont található. Ez a peremfeltétel nem hivatott szimmetriaperemfeltételként működni, egész egyszerűen csak létrehozza a modellhatárokat, amin túl már nem foglalkozunk a rögzítéssel [Plessers2016], [Hsu2007].

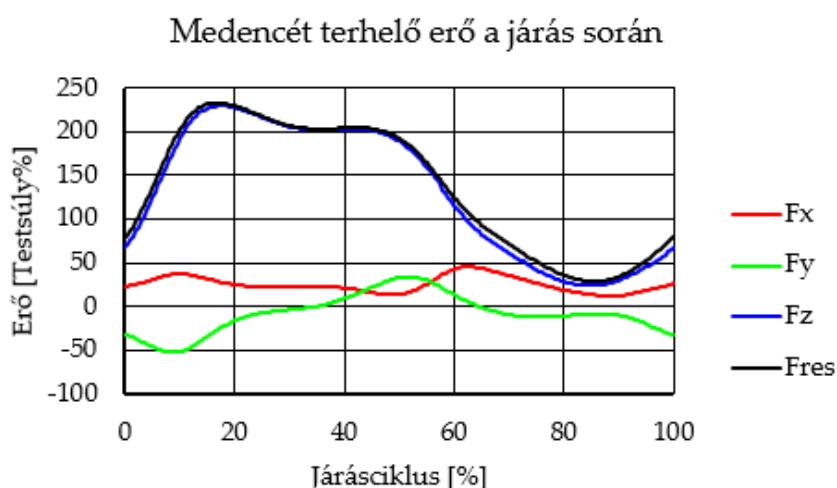
A műtét utáni állapot modellezéséhez a csavarelőfeszítés hatását is figyelembe kell venni. Ennek során a csavarokon egyenként 100 N erő működik, mely a csavarfejet a medence felülete felé húzza, rászorítva ezzel a vápakosarat a medencére. Ekkor a vápakosárnak adódik egy kicsi elmozdulása és alakváltozása. Numerikus okokból, hogy a gömbfej ne forduljon ki, minimális terhelést alkalmaztam a gömbfej középpontjában is. Ezzel a csavarelőfeszítési folyamat végéig a helyén maradt a gömbfej.

A következő terheléslépcső a főterhelés felhelyezése. Korábban is leírtam, a vápakosár a gömbfejen keresztül kap terhelést. A főterhelés a járasterhelés eredőben vett maximuma volt, az I. páciens esetén körülbelül 75 kg, a II. páciens esetén pedig 80 kg-mal számolva. $9,81 \text{ m/s}^2$ gravitációs gyorsulás mellett a kialakuló terhelések pontos értékei az 5. táblázatban láthatók [Bergmann2001], [OrtholoadND]. A terhelés és peremfeltételi modellt a 37. ábra mutatja be.



37. ábra. Terhelés- és peremfeltételi modell

A főterhelés nagyságának meghatározásához a szakirodalomban rendelkezésre állnak adatok. Ezek az értékek mérési eredményekből származnak és átlagolt értékekkel is szerepelnek. Az átlagolt értékek testsúly%-ban megadva állnak rendelkezésre az adatbázisban. A 38. ábrán egy normál sebességű járásciklus alatt kialakuló terhelés látható.



38. ábra. A medencét terhelő erő normál sebességű járás esetén, átlagos páciensre [Dóczi2018b], [OrtholoadND]

Ezek az értékek bal oldali csípőimplantátum esetén érvényesek. Az első páciens esetén viszont a vápakosár a jobb medencefelel helyezkedett el, ezért az x irányú komponens ellentettjét kell venni. A főterhelés tehát az érvényes koordináta-rendszerben figyelembe véve a páciensek tömegét, erőként kifejezve az 5. táblázatban láthatóak.

5. táblázat. A pácienseket terhelő erők (járásterhelések maximumai)

Erő komponens	Érték I. páciens	Érték II. páciens
x irányú	-213,8 N	228,1 N
y irányú	-194,5 N	-207,4 N
z irányú	1690,8 N	1803,5 N

Az erőfolyam a terheléstől kiindulva a csavarelőfeszítés után, a következőképp alakul. A gömbfejre felhelyezett erő közel súrlódásmentes kontakttal a betétre adódik át. Az ottani ragasztott kapcsolattal a vápakosárra kerül a terhelés, ami továbbadja a medencére és a csavarokra súrlódásos kapcsolattal.

3.6. Végeselemes háló

A végeselemes modellezés egyik alapvető feladata a megfelelő elemtípus kiválasztása, mely az adott feladathoz a legjobban illik.

Az elemtípus kiválasztásához az ön hasonlóság ad segítséget, azaz vékony lemezszerű alkatrészek vizsgálatához (ha nem kimondottan a lokális feszültség a releváns számunkra) héj (shell) elemekkel kell hálózni a modellt, míg a többi esetben a térfogati (solid) elemes háló a megfelelő. A végeselemes modell preprocessálására a HyperWorks 2018 csomag HyperMesh részét használtam.

Shell elemekkel történő hálózást két részen történt. Az első egyértelműen a vizsgálat középpontjában álló lemezalkatrész vápakosár. Itt kvadratikus négyszögelemekkel készült el a háló. Hálósűrítéseket elsősorban a vápakosáron ejtettem meg, a lehetséges feszültséggyűjtő helyeken. A shell elemek a középfelületet modellezik, vastagságuk a lemezalkatrésznek megfelelően 1,5 mm.

A másik shell elemekkel hálózott rész az összeállításban a csont tömör állományát modellezi. Ez a solid elemes háló megfelelő külső felületére felvitt shell elemeket jelenti, melyeknek vastagsága 1 mm [Plessers2016].

Ezen külön hálósűrítés nem volt, maga a hálózás során fordítottam figyelmet olyan beállításokra, amikkel az erősen görbült részekre tesz több elemet.

A végeselemes háló információi a különböző szimulációkra a 6. táblázatban vannak kigyűjtve.

6. táblázat. A végeselemes hálók tulajdonságai

Megnevezés	I. modell	II. modell
Össz. csomópontszám	273 967	294 082
Össz. elemszám	176 428	187 473
Kvadratikus shell elemszám (háromszögelemek)	16 362	15 961
Kvadratikus shell elemszám (négyzögelemek)	14 504	11 925
Kvadratikus tetraéder csomópontszám	145 562	159 587

3.7. Processzállási beállítások

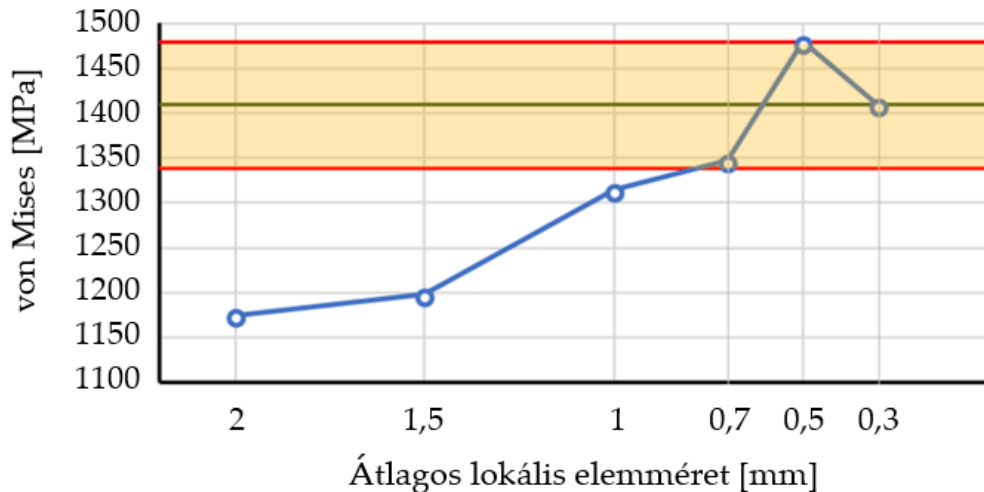
A végeselemes számítást a HyperWorks 2017.2 csomag OptiStruct megoldójával végeztem. A végeselemes futtatáshoz még más paramétert is be kellett állítani. A kis elmozdulások elmélete alapján történt a lineárisan rugalmas anyagjellemzőkkel rendelkező probléma megoldása. Ekkor feltételezzük, hogy az elmozdulások a modell méreteihez képest kicsik, ilyen módon az egyensúlyi egyenletek a kezdeti alakra teljesülnek. A súrlódásos kontaktok miatti nemlineáris számítás miatt a terhelést lépcsőkre kellett felosztani. A számítások egy személyi számítógépen futottak. (processzor: Intel® Core™ i7-9700 CPU @3.00 GHz; RAM: 64GB; rendszer típusa: 64 bites operációs rendszer).

3.8. Végelemes eredmények statikus terhelésre

A posztprocesszálás során a HyperWorks 2018 csomagból használtam a HyperView posztprocesszálót. Az eredményeket a főterhelés utáni állapotra mutatom be, azaz nem részletezem külön a csavarelőfeszítés utáni állapotot. A csavarelőfeszítés után már kialakul egy érintkezési állapot.

A validációs tervnek megfelelően először hálófüggetlenségi vizsgálatot végeztem. A vápakosár hálójának kialakításakor említésre került, hogy különböző zónákban hálósűrítéseket hoztam létre, a potenciális feszültséggyűjtő helyeken. Itt vizsgáltam meg különböző hálóméretnek esetén a maximálisan kialakuló von Mises szerinti egyenértékű feszültséget, miképp alakul.

Az eredmények a 39. ábrán láthatóak. Látható, hogy a kialakuló maximális von Mises szerinti feszültség az utolsó sűrítésben már akkora, hogy beleesik az eredmény köré rajzolt a +/- 5% -os sávba.



39. ábra. Hálófüggetlenségi vizsgálat eredménye

Ezzel a hálót kellően sűrűnek tekinthetjük, vagyis a diszkretizáció mértéke kellően nagyfokú a további vizsgálatokhoz.

Két dimenzióban végeztem érzékenységvizsgálatot, ami a modell legkritikusabb részének tartott anyagmodell és a peremfeltételi modell.

A vápakosáron kialakult feszültségeloszlásokat vizsgáltam meg akképp, hogy abszolútértékben mekkora maximális és átlagos eltérések jelentkeznek a csomóponti eredményekben, valamint ezen abszolútértékekben kifejezett eltéréseknek mi a mediánja. Az eredményeket összefoglalóan a 7. táblázatban lehet látni.

7. táblázat. Érzékenységvizsgálatok eredményei a vápakosáron

Változtatások	Oldal	Max. abszolút eltérés [MPa]	Átlagos abszolút eltérés [MPa]	Abszolút eltérések mediánja [MPa]
Homogén csont rugalmassági modulus +30%	Z1	35	2,64	1,39
	Z2	53,1	3	1,26
Homogén csont rugalmassági modulus -30%	Z1	53,5	3,07	1,5
	Z2	66,4	3,46	1,31
1 DOF szabadságfok kényszer a szemérem-csonti ízületen	Z1	15,8	1,04	0,54
	Z2	29,8	1,13	0,51

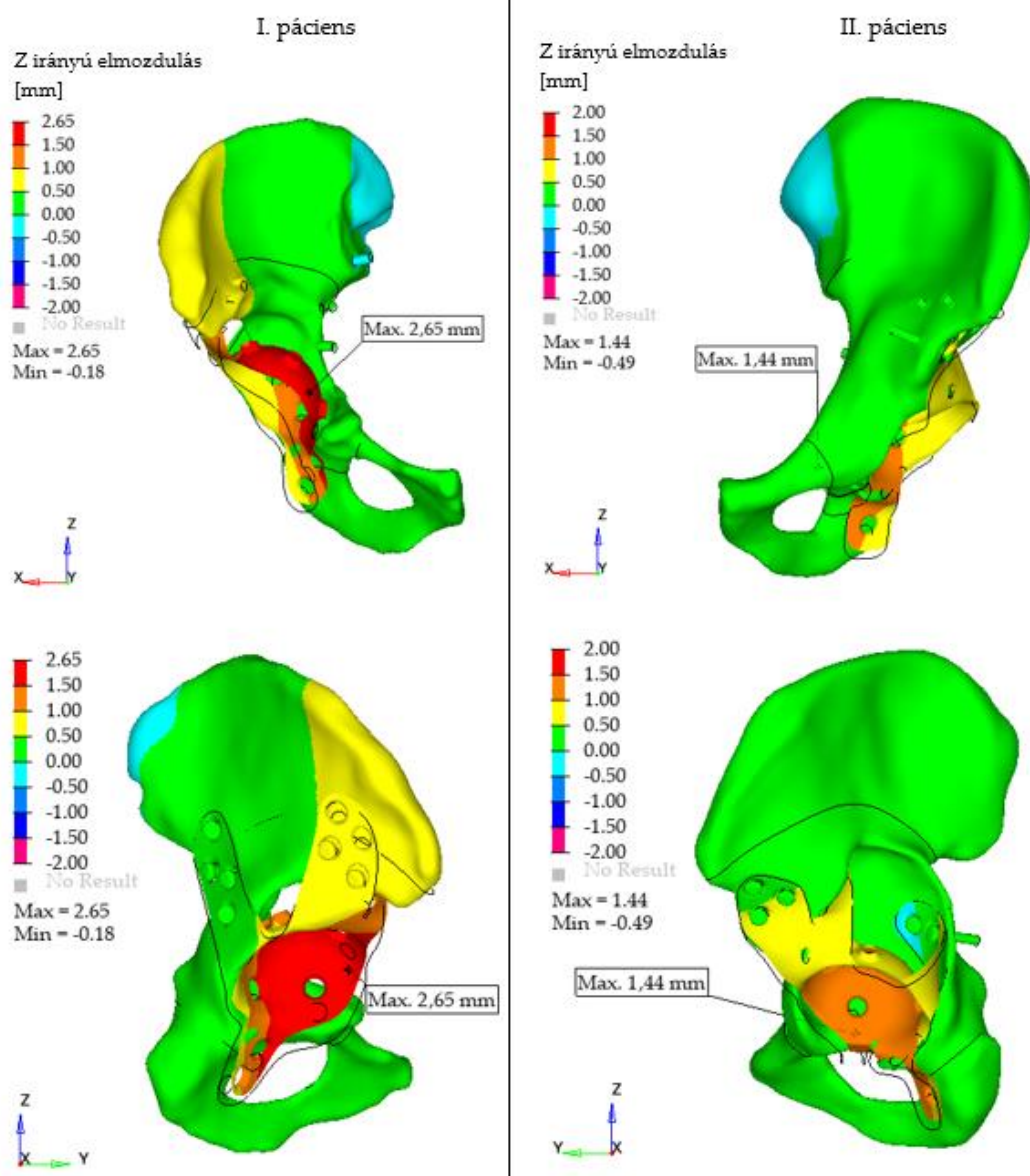
Megjegyzésként írom le, hogy természetesen még lehetett volna a kontaktokra, azok súrlódási tényezőire is, a csavarelőfeszítés mértékére valamint a felfekvési viszonyokra is elvégezni ilyen érzékenységvizsgálatokat. Azonban ezeknek várhatóan az irodalomban elterjedt tartományaikon belül nincsenek nagy hatásai az eredményekre.

3.8.1. ELMOZDULÁSMEZŐ

A végeselemes eredmények bemutatását az elmozdulásmezővel kell kezdeni, ugyanis annak elemzése segít kiszűrni az esetlegesen helytelen eredményeket. A főterhelés után kialakult elmozdulásmezőt mutatom itt be. A betét és a gömbfej eredményeit elhagyom, hogy a vápakosár jobban vizsgálható legyen.

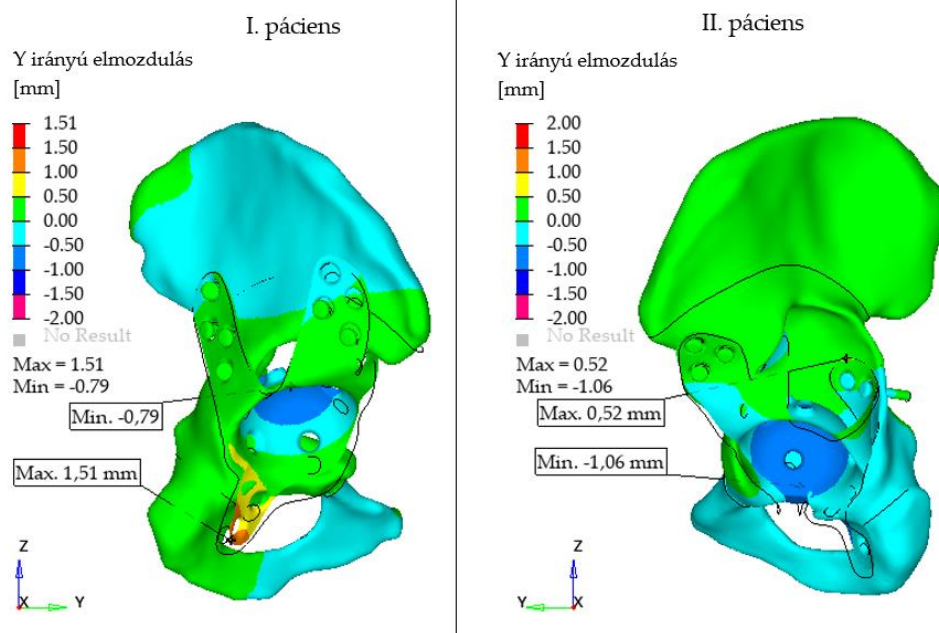
Az eredő elmozdulásmező vizsgálata helyett szemléletes a különböző irányokban értelmezett elmozdulások vizsgálata. A terhelés irányáról érdemes ismételt megemlíteni a irányban pozitív komponensből áll.

A rögzítés a irányú elmozdulásmezőjének ábrázolása a 40. ábrán látható. A a irányú elmozdulásképből jól látszik, hogy a terhelt oldalon miképp mozdul el felfelé a rendszer.



40. ábra. Medence z irányú elmozdulása 5x-ös nagyításban

A medence y irányú elmozdulását mutatja meg a 41. ábra. Ebből az látszik a terhelt oldal rendelkezik negatív elmozdulással.

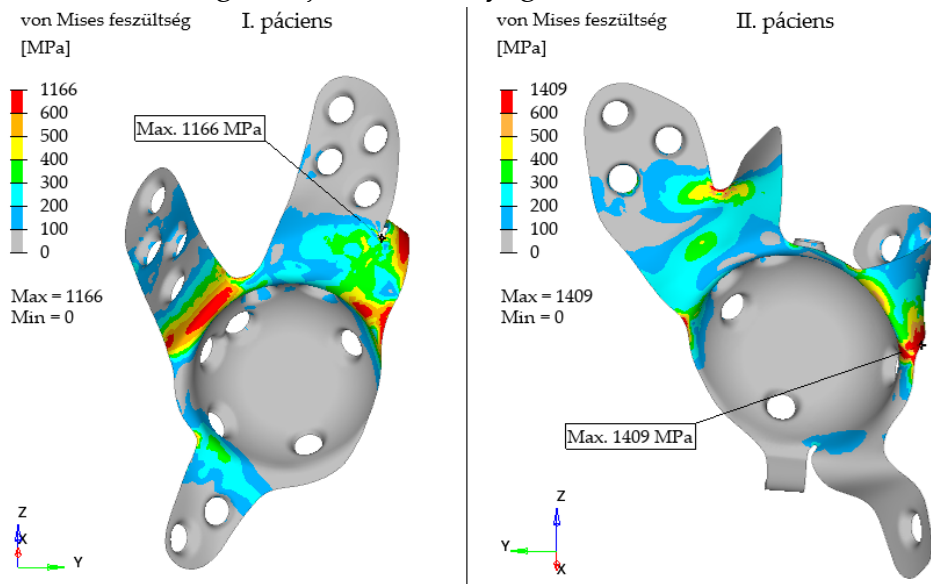


41. ábra. A medence y irányú elmozdulása 5x-ös nagyításban

Az elmozdulásmező a vártaknak megfelel, a terhelés irányába mozdul el a rendszer.

3.8.2. FESZÜLTÉGMEZŐ

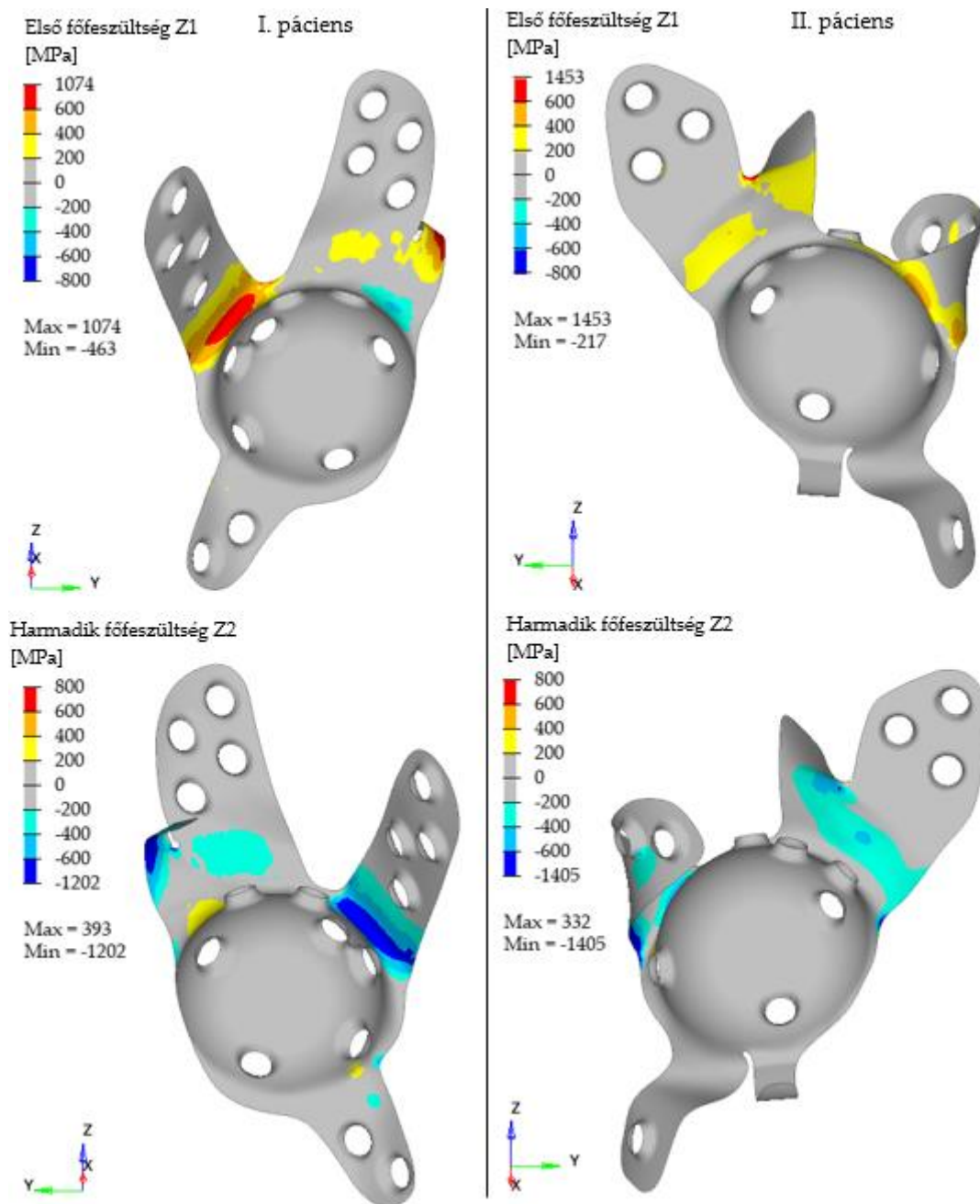
A vápakosár feszültségmezeje lineáris anyagmodell mellett a 42. ábrán látható.



42. ábra. A rögzítés és a vápakosár von Mises feszültségmezeje

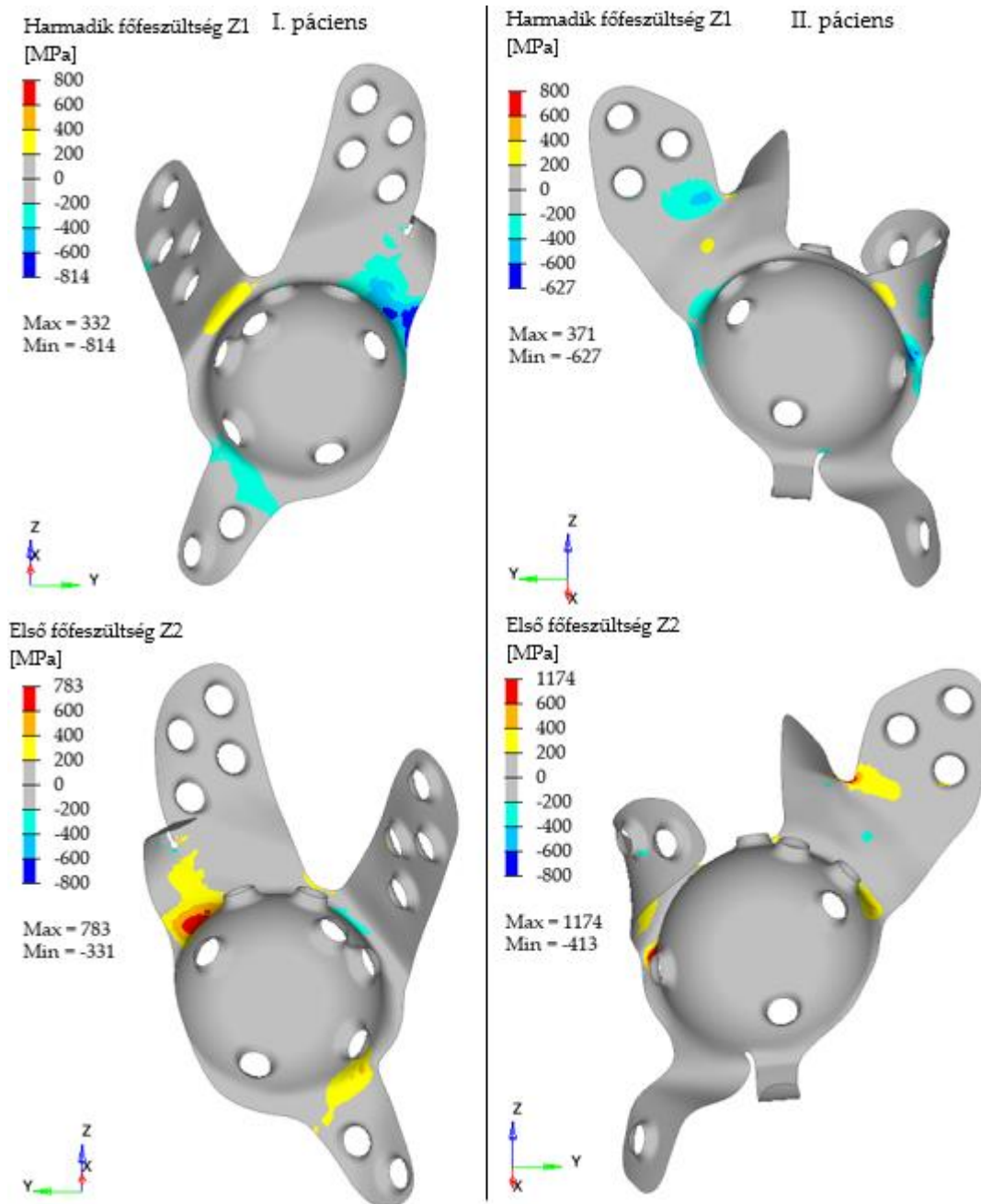
A feszültséggyűjtő helyek a korábbi hálósűrítési helyeknek megfelelően a csatlakozó füleken és behajtott pilléreken található.

A von Mises feszültség a modell szerint jelentősen meghaladja az alakítatlan anyag folyáshatárát, sőt még annak a kétszeresét is. Ez természetesen a lineáris anyagmodellnek tudható be. A magas feszültségeloszlás a keresztmetszetben nagy kiterjedésű, elemezve a főfeszültségeket hajlításból adódik (43. ábra).



43. ábra. Lokális feszültséggyűjtő helyek a vápakosáron

Tekintve a harmadik főfeszültséget, látható, hogy ezek a feszültségcsúcsok nyomásból származnak (44. ábra).



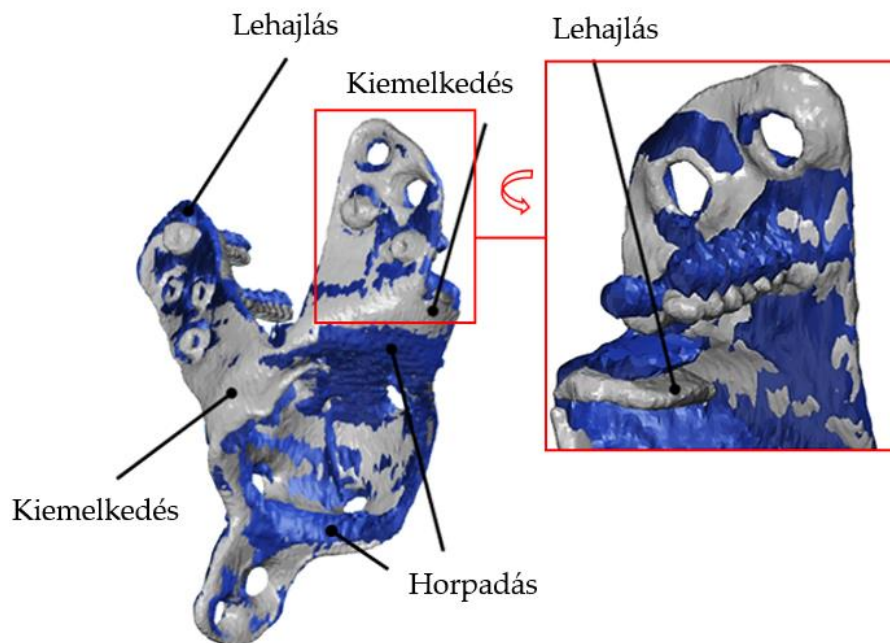
44. ábra. Harmadik főfeszültség eloszlása

A lineárisan rugalmas számítás szerint ezek a feszültségek meghaladják az alakítatlan lemez egyezményes folyáshatárát, de mivel itt ezek egyértelműen alakított zónában helyezkednek el, a valós folyáshatár a felkeményedés miatt magasabb is lehet.

3.9. Validálás

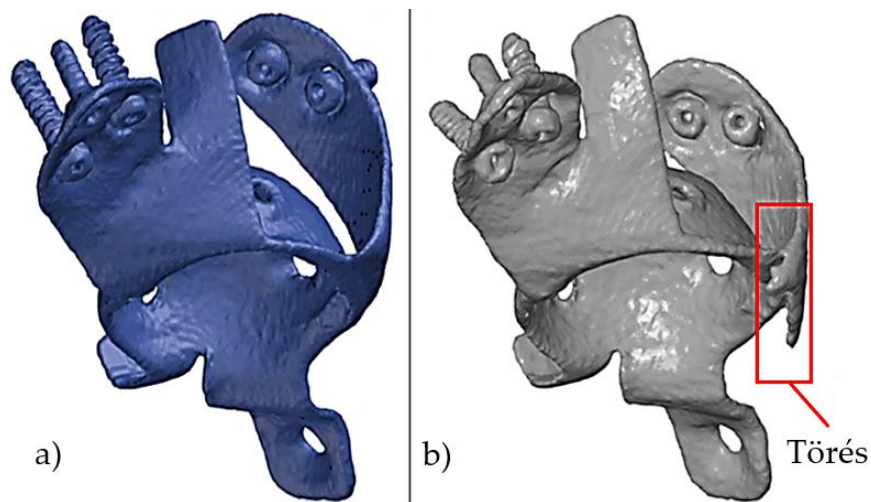
A műtét utáni, valamint az egy éves kontroll CT felvételtől szegmentált vápakosár háromszöghálókon a vápakosár alakváltozásai, törései megfigyelhetők. A deformációk jellegükből adódóan a füleken jöttek létre, így a háromszögháló regisztrálása a vápa részükön történt, hiszen ott tapasztalhatók a legkisebb deformációk.

Az I. páciens esetén képlékeny alakváltozásról beszélhetünk. A 45. ábrán látható módon a fülek jó része lehajlott, a füleken az eredeti álláshoz képest kiemelkedések és horpadások tapasztalhatók. Azzal, hogy a deformációk ilyen jellegű mivolta is elemezhető a CT felvételek összehasonlítása során, lehetőséget nyújt arra, hogy a vápakosár végeselemes szimulációja során azonosított húzott- és nyomott zónák elhelyezkedésével is összevessük őket.



45. ábra. Az első páciens műtét utáni (kék) és egy éves kontroll (szürke) CT felvételeiből szegmentált „.stl” állományok összehasonlítása

A II. páciens ugyanezen típusú CT felvételeit elemezve az látszik, hogy a hátsó visszahajtott fülön alakult ki törés (46. ábra). Itt más részeken ennek okán kiterjedő deformáció-elemzésre nincs lehetőség. A von Mises szerinti egyenértékű feszültséggel való összevetésből azonban az látszik, hogy ebben a zónában valóban széles tartományon, magas redukált feszültség van a szimuláció szerint.



46. ábra. A második páciens műtét utáni (kék) (a) és egy éves kontroll (szürke) (b) CT felvételeiből szegmentált „.stl” állományok összehasonlítása

3.10. A vizsgálati eredmények értékelése

A végesselemes vizsgálat alapján az alábbi következtetéseket fogalmazom meg. Az elmozdulásmező a vártaknak megfelel. A feszültséggyűjtő helyek egyértelműen meghatározhatók. A folyáshatárt (nem a felkeményedett anyag folyáshatárát) meghaladó feszültségű tartományok kiterjedése lokális. Ezek a feszültségek erősen hidegalakított részekben alakultak ki, tehát a lineárisan rugalmas anyagmodell várhatóan nem ad helytelen eredményt.

Érdeemes azt megjegyezni az ismétlődő igénybevétel esetén a nyomott lokális részű helyeken további felkeményedés, a húzott részen viszont kezdődő repedés alakulhat ki.

Ezzel a modellel validnak tekintetem, mely alapján a kutatás továbbhaladási irányai meghatározhatók.

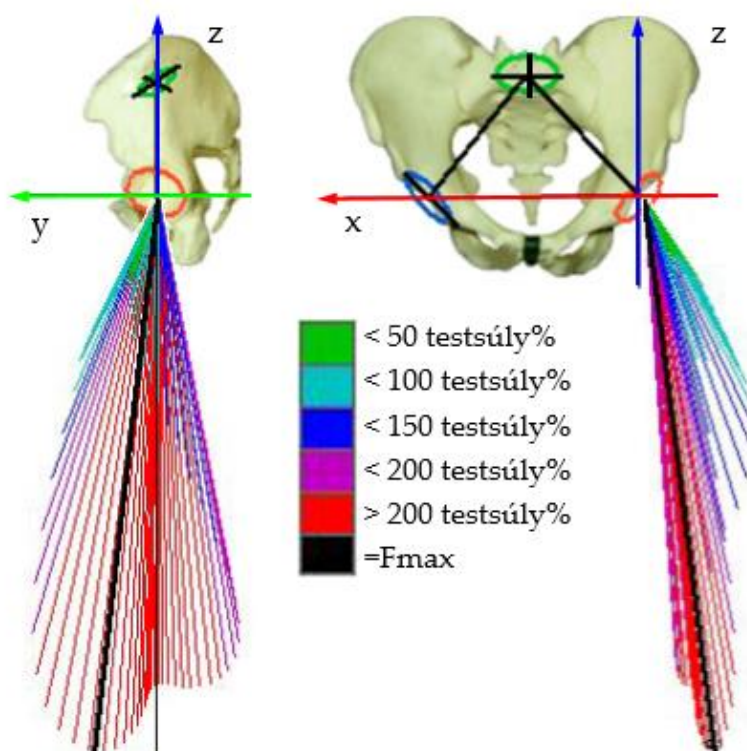
4. FŐ TERHELÉSVEKTOROK MÓDSZERE

Az előzőekben láthattuk, hogy a járasterhelés maximumára történő általános, statikus terheléssel történő szimulációja minőségileg helyes elmozdulásmezőt és feszültségeloszlást hoztak létre a vápakosaras rögzítésben.

Tudomásul kell venni azonban azt, hogy ez az ellenőrző terhelés csak igen kis szegmensét jelenti az életviteli terheléseknek. Értem ezalatt azt, hogy megbízhatósági szempontból annyit tudunk nyilatkozni, hogy csak a szűk környezetében lévő, hasonló nagyságú erők hatását tudjuk ezzel közelíteni.

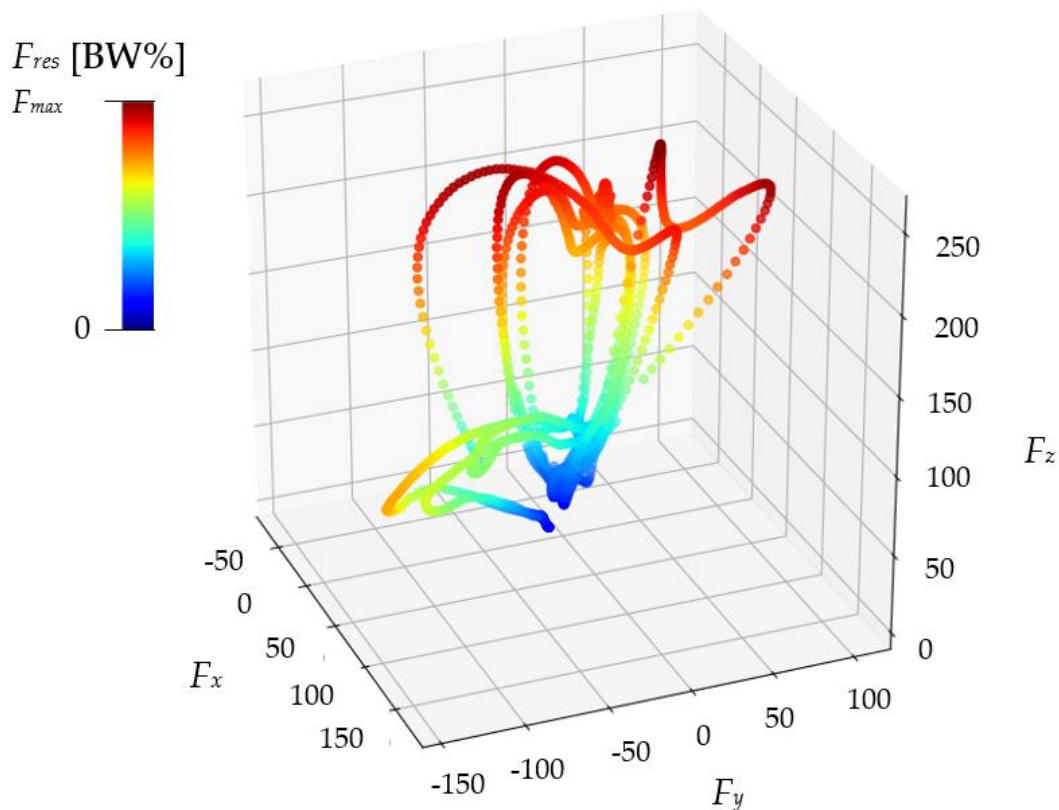
Az életvitelhez kapcsolódó terhelések szakirodalmi mérési eredményekként álltak rendelkezésre. Ezek a lassú-normál-gyors sebességű sétálás, fel- és leülés, egy lábón állás, térdhajlítás, lépcsőn való fel- és lemenetel ciklusai során ébredő erők.

Az előző fejezetben a terhelést diagramon ábrázolva lehetett látni a járásciklus során fellépő maximális erőt. A 47. ábrán látható a normál sebességű sétálás egy ciklusára kimért terhelésgörbe, átlagos páciensre vonatkoztatva, a terhelés nagysága a testsúlyhoz viszonyítva százalékosan van megadva. Ebben a publikációban [Bergmann2001] és az általam is használt koordináta-rendszer (mint a korábbiakban) és az erővektor változása is a 47. ábrán látható.



47. ábra. A járás lépésciklusa során fellépő erővektorok a medence koordináta-rendszerében [Bergmann2001], [OrtholoadND]

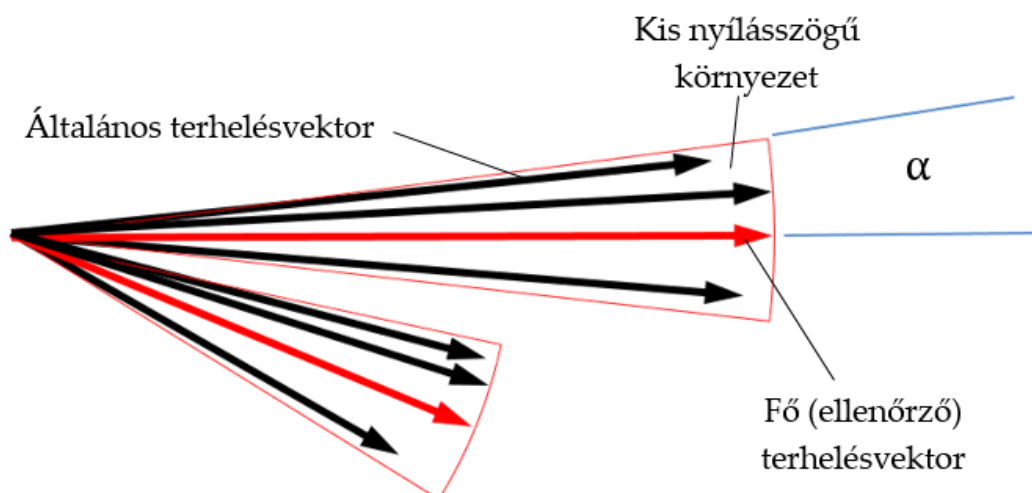
Látható, hogy a ciklusban előrehaladva az x , y , z komponensek nagysága módosul, azaz változik az eredő erő nagysága és iránya is. Pusztán a legnagyobb eredő terhelésre ellenőrizni a szerkezetet nem elegendő, mert nincs garancia arra, hogy egy nagyságában kisebb, de eltérő irányú terhelésre is megfelel a szerkezet, vagyis a mértékadó terhelések száma több is lehet. Az életvitel során előforduló terheléseket a szakirodalom alapján végpont reprezentációval ábrázolva a 48. ábrán látható.



48. ábra. Az előforduló életviteli terhelések átlagos páciensre vonatkozó, végpontreprezentációval Bergmann és társai munkája nyomán [Bergmann2001], [OrtholoadND]

Természetesen a mérnöki gyakorlatban is van olyan eset, amikor több, hasonló irányú terhelés van, ekkor csak a legnagyobbra ellenőrzünk. Ezeket mértékadó terheléseknek nevezzük. Azonban a mértékadó terhelések diagram alapján történő megállapítása nehézkes is lehet. Látni fogjuk, pusztán abszolútértékben a legnagyobb értékű kiválasztása önmagában nem egy jó metodika, hiszen nem tudjuk mekkora hibával, és egyáltalán sikerült-e lefedni az összes vizsgálandó terhelést. Ehhez jön még hozzá az a tény, hogy eddig csak egy életviteli terheléstípusról, a járásról volt szó, de továbbiak is vannak. Azokból is külön kiválasztani egyesével a mértékadó terheléseket már jelentős számú ellenőrizendő esettel van dolgunk. Összességében egy objektívebb megközelítés kell.

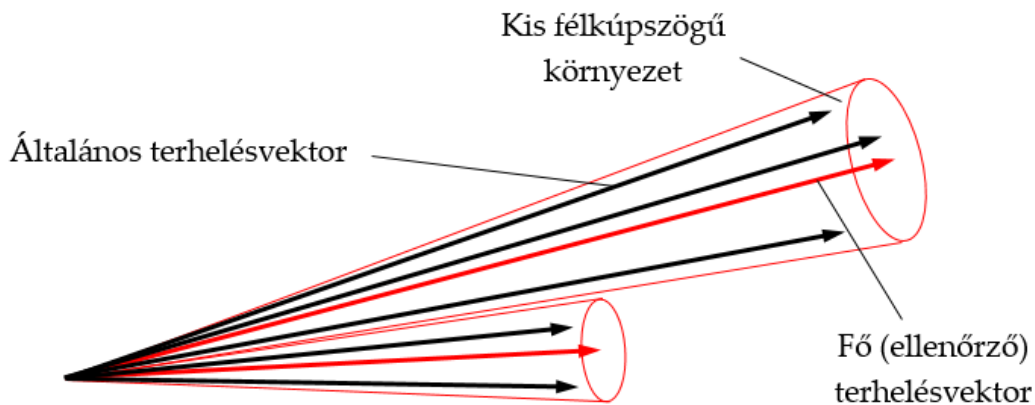
Tegyük fel, hogy egy szerkezetet síkban több azonos támadáspontú, zömében hasonló irányú, eltérő nagyságú erő terhel. Az összes erőre történő ellenőrzés munkaigényes lenne, ezért keresendő az a kevés számú terhelésvektor, amelyek nagyságukat tekintve olyan nagyok, hogy ezekkel ellenőrizve a szerkezetet az összes terhelésvektorra megfelel, ugyanakkor nem becsüli túl a terheléseket. Ehhez az is kell, hogy az ellenőrző vektorok irányukat tekintve közel egyirányúak legyenek az általános terhelésvektorokkal. Ezt geometriailag két dimenzióban úgy lehet megfogalmazni, hogyha rajzolható egy *kis félnyílásszögű körcikk* a vektorok kezdőpontjából úgy, hogy a vektorok mindegyike ebben megtalálható, és a legkisebb területű, akkor pusztán a körcikk szimmetriatengelyében lévő vektorra ha a szerkezet megfelel, akkor az összes benne foglalt vektorra is meg fog jó eséllyel, hiszen ezek irányukban alig térnek el ettől a fő ellenőrző vektortól, nagyságukat tekintve pedig biztosan kisebbek tőle. Ezt mutatja be vázlatosan a 49. ábra. Azért kell nem szükségtelenül nagy körcikkbe befoglalni őket, hanem a lehető legkisebbe, mert ezzel egyrészt nem becsüljük túl a szerkezetet terhelő erőket, valamint ha a nyílásszög csökken, akkor kisebb hibájú közelítésről tudunk nyilatkozni.



49. ábra. A fő (ellenőrző) terhelésvektorok megfontolása [Dóczy2023b]

Ugyanezt el lehet képzelni háromdimenzióban, ekkor *kis félkúpszögű gömbcikk*¹ beszélhetünk. A terhelésvektorok ezen gömbcikknek a térfogatán belül helyezkednek el, amely térfogat a lehető legkisebb (lehető legkisebb gömbsugárral és félkúpszöggel jellemezhető). Az ellenőrző (fő) vektor a legnagyobb mindközül, és a gömbcikk forgástengelyével egyirányú. Vázlatosan ezt mutatja be az 50. ábra.

¹ Gömbcikk: Olyan gömb és kúp metszete által meghatározott térrész, ahol a gömb középpontja és a kúp csúcspontja egybeesik.



50. ábra. Fő (ellenőrző) terhelésvektorok 3D-ben [2023b]

Összefoglalva az általam definiált fogalmak:

Fő (ellenőrző) terhelésvektor: Az a terhelésvektor, melynek kis kúpszögű környezetében nem fordul elő nagyobb terhelés, azaz, ha erre a vektorra megfelel a szerkezet, akkor várhatóan az összes környezetébe eső terhelésvektorra megfelel.

Definiálni kell még a kis kúpszögű környezet fogalmát:

Kis kúpszögű környezet: Egyéni választás alapján 10° -os félkúpszögű körkúpnál nem nagyobb tér belső része.

Ezzel a szemlélettel nézzük meg, hogy az irodalomban elterjedt ellenőrző terhelések (amiknek a terhelés és peremfeltételi modellje hasonlít a mi modellünkhöz) miket hagynak ki a terhelésekből.

A továbbiakban bemutatom, hogyan állítottam elő ezeket az ellenőrző terhelésvektorokat a tárgyalt életviteli terhelések szakirodalmi mérési adataiból.

A feladat tehát, megkeresni azt a gazdaságosan legkevesebb számú vektort, amelyek köré az említett módon gömbcikkeket állítva az összes életviteli terhelés lefedhető.

4.1. Algoritmus a terhelések lefedésére

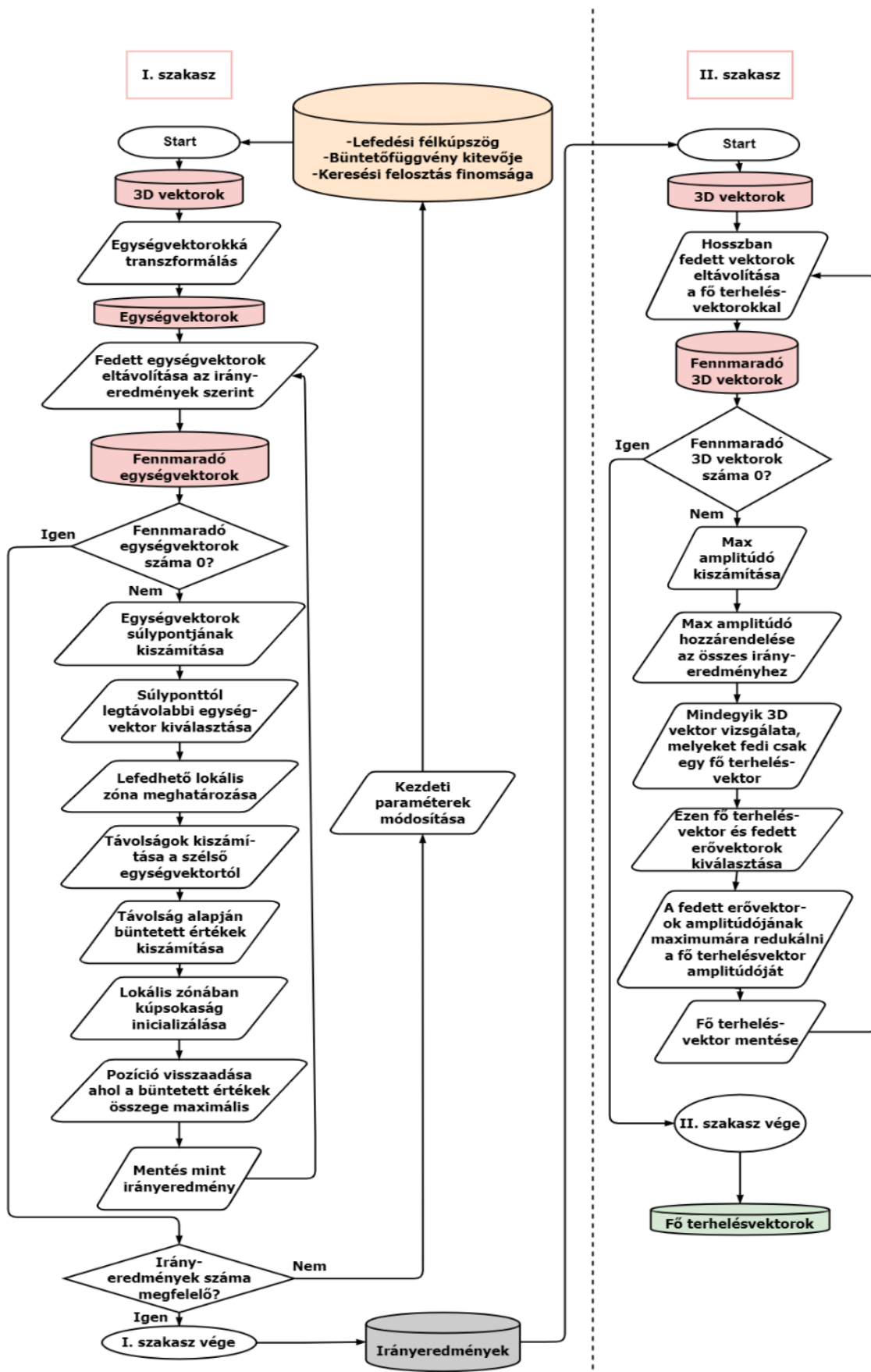
Az ilyen típusú lefedési probléma a matematikában egységsugarú körlapokkal lefedés problémájaként (*unit-disk-covering problem*) ismert. Nehézségét jól mutatja, hogy nincs ismert polinomiális idejű algoritmus a garantáltan globális optimumot adó pontos megoldáshoz. Az irodalomban aktívan kutatott terület az extrém pontsokaság lefedésére szolgáló legkevesebb számú körlap megtalálása geometriai alapokon. Itt a random inicializálástól kezdve a síkbeli geometriai megfontolásokig széles körben előfordulnak lehetőségek [Das2011].

A mi esetünkben a gömbcikkekkkel való lefedés jellege bár hasonló, mégis adódnak különbségek, a feladat dimenzióját és geometriáját tekintve is.

A probléma megoldásához a következő algoritmust fejlesztettem ki, melynek lépései a következők [Dóczy2023b]:

1. Paraméterváltozatok definiálása (félkúpszög, büntetőfüggvény kitevő értékek, felbontás);
2. Terheléssokaság szűrése nagyság alapján és/vagy korábban definiált gömbcikk alapján;
3. Szűrt vektorok egységvektorra alakítása;
4. Ezen egységvektorok átlagának kiszámítása;
5. Ellenőrzés, hogy az átlagban elhelyezett fő terhelésvektor képes-e lefedni az összes pontot;
6. Távolságok kiszámítása minden egyes pontra az átlagtól;
7. A legtávolabbi pont köré kétszeres félkúpszöggel kúp generálása, kiszámolni ezzel maximum hány darab potenciálisan lefedhető terhelésvektor létezik, ezen vektorok szeparálása a többitől;
8. Ezen blokkba tartozó, az átlagtól legtávolabbi és az attól legtávolabbi vektorra alapján kúp generálása a megadott félkúpszöggel, ha lehetséges és annak ellenőrzése, ez képes-e lokálisan a maximális számú vektort lefedni;
9. Adott büntetőfüggvény kitevővel a legtávolabbi ponthoz képesti távolságokhoz pontérték hozzárendelés;
10. Adott felosztással inicializálni egy kúpsokaságot a szélső vektor körül, hogy azt mindenképp tartalmazza és kiértékelni, hogy az egyes kúpok milyen pontérték lefedést biztosítanak;
11. A legmagasabb pontértéket biztosító kúp kiválasztása;
12. Az 3. lépéstől ismétlés, míg az összes lefedendő vektor lefedésre nem kerül. fő terhelésvektorok egység-irányvektorai ezzel létrehozásra kerültek;
13. Ezt követi a terhelésvektorok hosszának beállítása. Minden egységvektor kezdetben az adathalmaz legnagyobb hosszúságát kapja;
14. Kiértékelésre kerül, melyik fő terhelésvektorok kúpjában helyezkedik el az adathalmaz legnagyobb eleme;
15. Ezt követően az összes adathalmazbeli vektor, amit ez a gömbcikk lefed, az adathalmazból eltávolításra kerül, valamint a gömbcikk is;
16. A gömbcikk a fennmaradó adathalmaz legnagyobb értékét kapják meg és a folyamat a 12. lépéstől ismétlődik, míg az összes vektorhossz beállításra nem kerül. Ezzel a fő terhelésvektorok irányokkal és hosszúságukkal létrejönnek.

Az algoritmus lépéseit folyamatábrán is bemutatom az 51. ábrán.



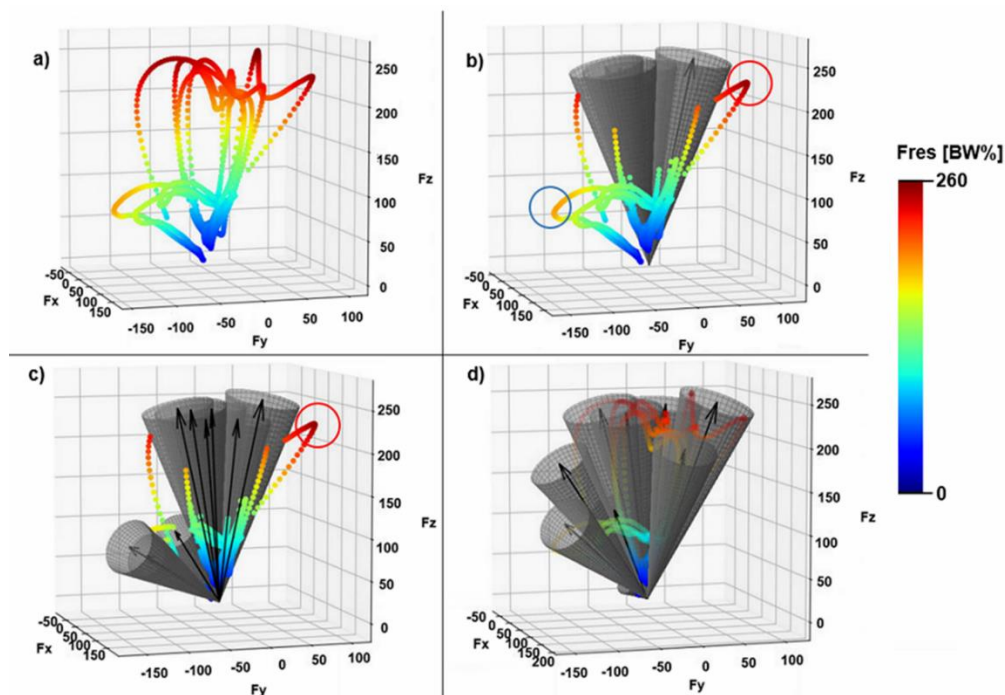
51. ábra. A fő terhelésvektorokat előállító algoritmus lépései [Dóczi2023b]

4.2. Fő terhelések összehasonlítása az irodalmi terhelésekkel

Ebben a szakaszban a terhelésvektorokat vizualizálom, mind az irodalomban leggyakrabban előfordulókat, mind az algoritmus alapján általam meghatározottakat. Ez az első lépése annak, hogy az irodalmi terhelések alkalmazhatóságát kritika alá lehessen venni.

Bergmann és társai által közölt életviteli terhelésvektorok végpontreprezentációval szerepelnek az ábrákon [Bergmann2001].

Az 52. ábra összehasonlítja az irodalomban szereplő terheléseket és az algoritmus által bemutatott eredményeket. Jól látható, hogy a mindennapi tevékenységek terheléseinek jelentős részét, beleértve a nagy nagyságú terheléseket is, nem veszik figyelembe, ez a „b)” részen látszódik. Például van egy nagy vektor 252 testsúlyszázalék nagysággal (piros körrel jelölve), amely a lefelé lépcsőzés terheléscsoportból származik. Egy egészen más irányban szintén van egy jelentős terhelés (kék körrel jelölve). Az a megközelítés, amely a mindennapi tevékenységekből származó csúcsterheléseket (azaz kilenc terhelést) használja, nem tudja lefedni az összes erővektort, ahogy az 52. ábra „c)” részén is látszik. Azonban, ha az általam közölt módszertant alkalmazzuk, akkor a tíz fő terhelésvektor képes az egész életviteli terhelésspektrumot lefedni a gömbcikkével.



52. ábra. Az életviteli terhelések (a); Lefedés az irodalomban található terhelésekkel [Bergmann 2001], [Costin2014], [Plessers2016], [Totoribe2018], [Vogel2020] (b); Lefedés a napi tevékenységek csúcsterheléseivel (c); Lefedés az algoritmus által számított tíz fő terheléssel (d)

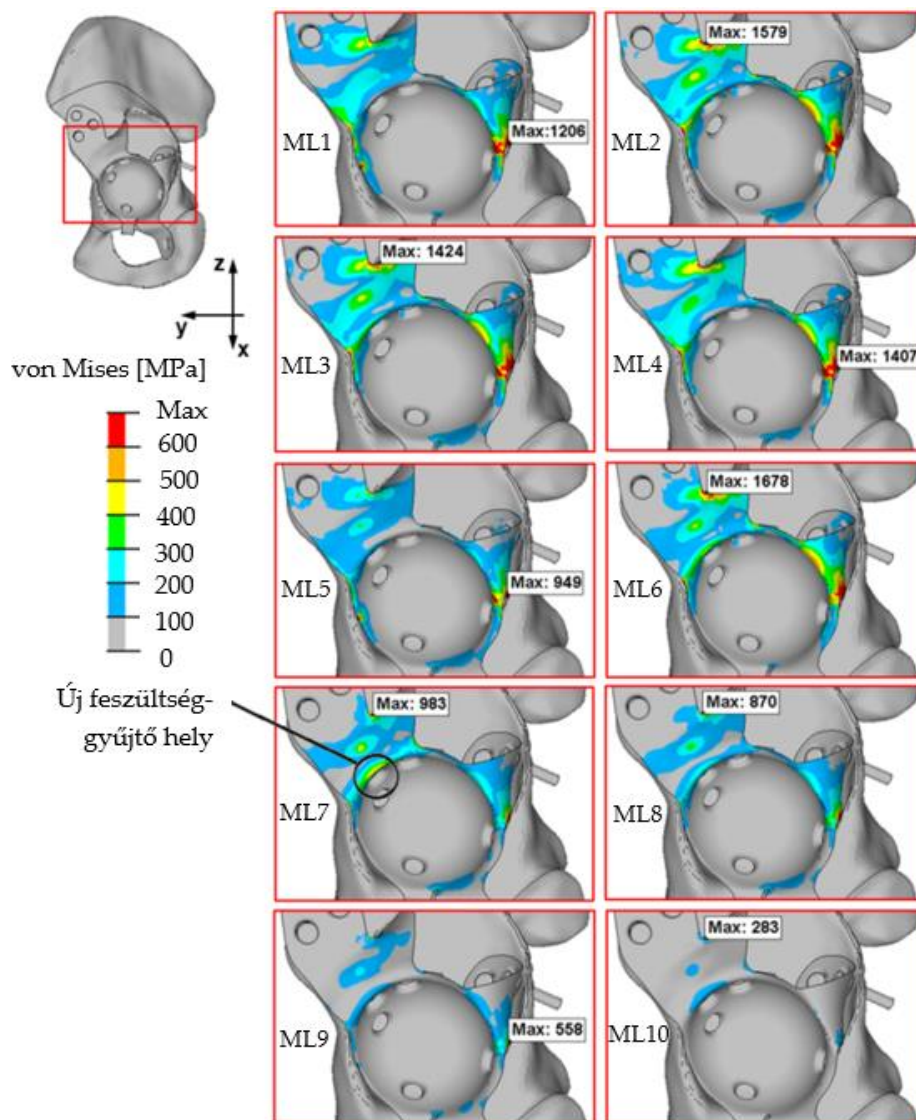
A 8. táblázatban szerepelnek a kiszámított fő terhelésvektorok. Ezek a terhelésvektorok a bal láb terhelésére vonatkoznak és vegyük figyelembe, hogy az átlagos páciensre számított HIP98 adatbázisból történt az előállításuk [OrtholoadND].

8. táblázat. A kiszámított fő terhelésvektorok [Dóczy2023b]

#	x komponens [BW%]	y komponens [BW%]	z komponens [BW%]
ML1	66,15	66,18	243,39
ML2	42,19	-71,89	237,65
ML3	60,62	-44,67	233,17
ML4	35,41	11,99	240,21
ML5	98,18	16,14	191,44
ML6	40,90	-121,47	173,46
ML7	90,51	-128,20	108,11
ML8	69,16	-62,23	119,74
ML9	63,56	-18,18	92,72
ML10	34,89	-38,78	23,17

4.2.1. VÉGESELEMES ÖSSZEHASONLÍTÓ VIZSGÁLATOK

A validált modellen elvégezhetünk végeselemes vizsgálatokat, amikkel meg lehet mutatni milyen feszültségek keletkeznek. Nyilvánvalóan a szakirodalomban elterjedt leggyakoribb terhelésre történő ellenőrzés várhatóan egy olyan tönkremenetelt eredményez, ami validálásra is került. Az általam alkalmazott terheléseknek ezt a tönkremeneteli feszültségállapotot vissza kell tudni adniuk. A terhelésvektorok vizualizációja során láthattuk, hogy az irodalomban eddig használatos terhelések mellett előfordulnak hasonló nagyságú, de irányukat tekintve eltérő vektorok. Ha végeselemes modellel vizsgáljuk az eredményeket, akkor egy új feszültséggyűjtő helyet is detektálhatunk (53. ábra). Ez kiterjeszti az eddigi szakirodalmi módszertannal számított eredményeket.



53. ábra. Új feszültséggyűjtő hely kialakulása a II. páciens vápakosarán a fő terhelésvektorokkal végzett számítások során [Dóczi2023b]

4.3. Következtetések, kritikák

Az eredmények azt mutatják, hogy a jelenleg az irodalomban előforduló leggyakoribb szilárdsági ellenőrzésre felhasznált terhelésvektorok az életviteli spektrum csak egy kis szeletét fedik le. Kiválasztásuk olyan szempontból nem optimális, hogy még egyazon típusú terhelés esetén is található olyan, nem sokkal kisebb, de jelentősen eltérő irányú terhelésvektor, amelyre ellenőrzés nem történik. Az én módszerem ezzel szemben arra szolgál, hogy egy bemeneti terhelésvektor adatbázisból egy adott félkúpszög mellett csak olyan terhelésvektorok kerülnek kiszámításra, amelyek mellett nem fordul elő azon a félkúpszögön belül nagyobb terhelés.

Kritikaként a következő szempontok említhetők meg. Az algoritmus csak azonos kezdőpontú vektorokkal dolgozik, így az izomterheléseket nem lehetett figyelembe venni. Az algoritmus heurisztikus megközelítést alkalmaz, ami nem garantálja, hogy a kiválasztott fő terhelésvektorok a legkevesebb számú terhelésvektorok is. Az eredmények a felhasználó beállításaitól is függenek, és a bemeneti paraméterek összes kombinációjának tesztelése gyorsan skálázódik. Más félkúpszög és büntetőfüggvénykitevő esetén kevesebb vagy több ilyen fő terhelésvektor tud előállni. Továbbá csak egy medencefél modell alkalmas az elemzésekhez, a másik láb terhelését, az izomereket és a szalagokat peremfeltételek helyettesítették itt is

További tesztek szükségesek az új feszültségkoncentrációs területek bemutatásához. A kis mintaméret és a különféle implantátumtervek és anyagok hiánya korlátozza a tanulmányt. Az in vitro kísérletek szükségesek lehetnek a feszültségkoncentrációs területek igazolására nyúlásmérő bélyeges mérésekkel.

5. TERHELÉSI MODELL A VÁPAKOSÁR MÖGÖTTI CSONTGRAFT ÁTALAKULÁSÁHOZ

Az előzőekben láttuk, hogy a szilárdsági ellenőrzéshez tulajdonképpen a mértékadó terhelések meghatározására van szükség. A szilárdsági ellenőrzés során azokat a terheléseket kerestük, amik mellett nem fordul elő nagyobb terhelés az életviteli terheléssokaságból.

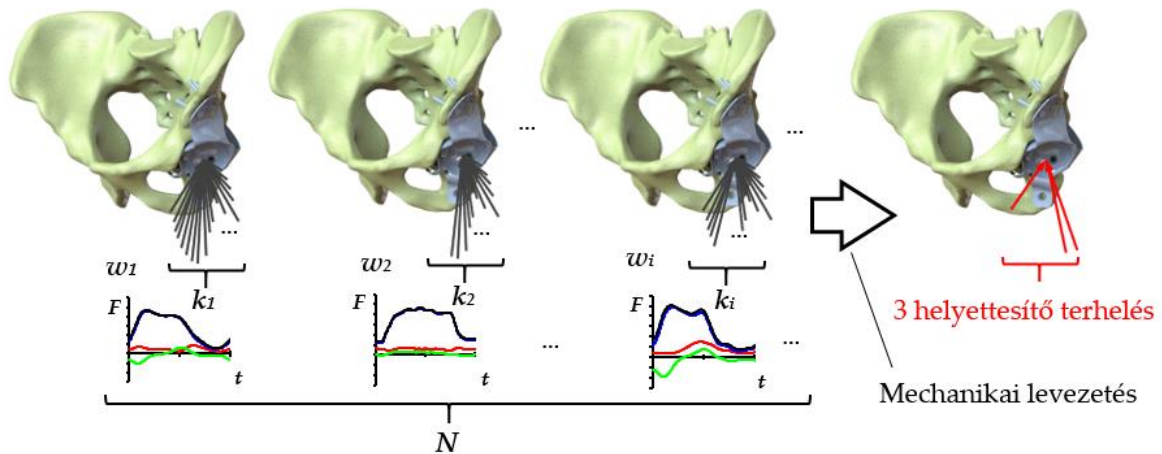
A graftátalakulás során azonban más szempontokat kell figyelembe venni, ugyanis a feladat természete is más. Az irodalomkutatás során is láttuk, hogy a pszeudoterhelés hatásával történik a terheléssokaság helyettesítése, az általuk kiváltott alakváltozási energiasűrűség eloszlás alapján kerül kiszámításra a csontgraftok új sűrűségeloszlása, ami a leginkább reprezentatív ilyen téren [Chun2021], [Chun2022]. Nemcsak a terhelések nagysága számít, hanem annak relatív gyakorisága is. Elég, ha azt figyelembe vesszük, a csontgraftátalakulás szempontjából leginkább a járasterhelés, mint leggyakoribb terhelés hatására változik meg a csont-csontgraft szerkezete.

Azonban mi alapján kerülnek kiválasztásra ezek a vektorok? Honnan tudjuk, a teljes spektrumhoz képest ezek a legprecízebben kerültek kiválasztásra? Mi van, ha más háló, geometria esetén más terhelések lennének optimálisak? A csontgraftátalakulás modellezésekor iterációról-iterációra is megállják a helyüket? Arról nem is beszélve, ilyen optimalizálással előállított helyettesítő terhelések kiszámítása rendkívül erőforrásigényes ebben a formában.

Ennek a feladatnak a megoldásához tegyük egyértelművé a modellhatárokat, modellfelépítést az irodalom és a következő megfontolások alapján. Vegyünk egy vápakosaras rögzítést, ami csavarokkal csatlakozik a medencéhez, esetleg a pillérjein keresztül is. Kétségtelenül lineáris modellekkel kell dolgozni, ami azt jelenti, hogy az anyagmodell lineáris, ez összhangban áll a korábbi irodalmi ismeretekkel. Nagy elmozdulások nem fordulnak elő a modellben, ez szintén igaz, hiszen a vápakosár nagy merevsége korlátozza ezt, továbbá az előzőekben láttuk, fél medence modell esetén nem lépnek fel nagy elmozdulások a graft nélküli esetekben sem. Tételezzünk fel egy kezdeti csontbenővést a vápakosár részein, így a ragasztott kapcsolat is megfelelő választás [Huiskes1987], [Mirulla2021].

A másik lényeges körülmény, hogy aktív erőként csakis a vápakosár középpontjában ható terhelés működik, ami így a terheléssokaságot nézve egy azonos kezdőpontú vektorsokaságnak felel meg. Az izmok terhelésadó szerepe a fél medencemodell peremfeltételeiben van modellezve [Plessers2016], [Dóczy2020], [Vogel2020], [Totoribe2018], [Moussa2020], [Fu2018]. A terheléssokaság által kiváltott elemenkénti átlagos alakváltozási energiasűrűségeloszlás a referenciamodellben akképp számítható, hogy egy terheléstípuson belül egyszerű átlagként, a végeredmény pedig a terheléstípusok között ezen átlagok súlyozott átlagként kerül kiszámításra. Az állítás az, hogy mechanikai levezetés során a

külső erőkből, azok számosságából és a relatív gyakoriságokból kiszámítható legfeljebb három olyan helyettesítő terhelésvektor, amik hatására kialakuló elemenkénti alakváltozási energiasűrűségek átlaga megegyezik a referenciának vett terheléssokaság átlagával [Dóczy2023a]. Ennek megértésében nyújt segítséget az 54. ábra.



54. ábra. A helyettesítő terhelésvektorok koncepciója

Térjünk át a matematikai formalizmusra. Az 54. ábra azt mutatja, hogy a modellt összesen N darab terhelési vektor terheli, amelyek mindegyike n darab csoportban, i -t futóindexnek választva k_i darab terhelésből áll. A terhelési vektoroknak azonos kiindulási pontjuk van. Egymáshoz képesti relatív gyakoriságukat w_i veszi figyelembe, ami megjelenik a súlyozott átlagosított alakváltozási energiasűrűség (SED) eloszlásban. Ezeket a relatív gyakoriságokat, amelyek a szakirodalomból származnak, valójában a hat leggyakoribb életmódbeli terhelések relatív gyakoriságai, amelyek a 9. táblázatban láthatók [Iqbal2019].

9. táblázat. Aktivitások ciklusszámának átlagos eloszlása [Iqbal2019]

#	Aktivitás	Éves ciklusszám (Normál Páciens)(x1000) (L_i)	Relatív gyakoriság (w_i)
1	Normál járás	1369,3	0,88012598
2	Egy lábon állás	63,5	0,040815015
3	Felfelé lépcsőzés	41,4	0,026610104
4	Lefelé lépcsőzés	41,4	0,026610104
5	Felállás	20,1	0,012919398
6	Leülés	20,1	0,012919398

Ez a táblázat az életmódbeli tevékenységek, mint például normál séta, egy lábon állás, lépcsőn fel- és lejárás, felállás és leülés gyakoriságát mutatja be egy átlagos beteg esetében évente, ezer ciklusban kifejezve. A táblázat azt is szemlélteti, hogy ezek a tevékenységek milyen relatív gyakorisággal fordulnak elő (w_i), amely a teljes terhelési profil egy részét képezi. Például, a normál séta a leggyakoribb tevékenység, több mint egymillió ciklussal évente, ami a vizsgált tevékenységek 88%-át teszi ki. Ezzel szemben az egy lábon állás vagy a lépcsőn való mozgás sokkal ritkább, csak egy kisebb részét képezi a teljes terhelési profilnak. A relatív gyakoriságokra a következő egyenletek összefüggései érvényesek (4):

$$w_i = \frac{L_i}{\sum_{i=1}^n L_i} ; \sum_{i=1}^n w_i = 1. \quad (4)$$

Egyértelmű, hogy a gyakrabban ciklikusan ismétlődő dinamikus terhelések, mint például a járásból adódó terhelések, sokkal nagyobb hatással vannak a csontgraft átépülési állapotára, és ezt figyelembe kell venni a súlyozott alakváltozási energiasűrűség (\bar{u}) átlagolásakor (5):

$$\bar{u} = \sum_{i=1}^n w_i \cdot \bar{u}_i = \sum_{i=1}^n w_i \cdot \frac{1}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} u_{ij}. \quad (5)$$

Az adatok Bergmann és társai [Bergmann2001] munkáján alapulnak, amit egy átlagos beteg testtömegének százalékában fejeztek ki. A modell egy 80 kg-os betegre lett számítva, figyelembe véve a gravitációs gyorsulást, ami $9,81 \text{ m/s}^2$. A koordináta-rendszer szintén összhangban van azzal, amit Bergmann és társai [Bergmann2001] publikáltak.

Ezt maximum három terhelési vektorra kell cserélni, amelyek átlaga ugyanazt az eloszlást eredményezi. Ennek az eljárásnak a korlátai korábban részletezésre kerültek. A modellnek teljesen lineárisnak kell lennie, beleértve a lineáris anyagi jellemzőket, miközben nagy elmozdulások és súrlódással járó érintkezések nem fordulhatnak elő. Csak erővektorok hatnak, és azoknak azonos kiindulási pontjuk kell, hogy legyen. Az erővektorok csoporton belüli hatását egyszerű átlagként számítják ki, de lehetséges a csoportok közötti súlyozott átlag számítása is (a relatív gyakoriság szerint).

Nyilvánvaló, hogy a vektorok teljes számának (N) háromnál nagyobbak kell lennie, mert csak ebben az esetben érdemes ezt a módszert alkalmazni.

5.1. Mechanikai levezetés a helyettesítő erők meghatározásához

Ebben az alfejezetben bemutatásra kerül a módszer mechanikai levezetése. A helyi Cauchy-feszültség tenzort ($\underline{\underline{\sigma}}$) és a linearizált alakváltozási tenzort ($\underline{\underline{\varepsilon}}$) használtuk, amelyek szimmetrikusak, és az x, y, z globális koordinátarendszerben a mátrixuk a következőképpen néz ki (6).

$$\underline{\underline{\sigma}} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{zx} \\ \sigma_{xy} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{yz} & \sigma_{zz} \end{bmatrix}; \underline{\underline{\varepsilon}} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{zx} \\ \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{yz} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix}. \quad (6)$$

Az alakváltozási energiasűrűség ebből a kétpontos szorzat szerint számolható (7):

$$u = \frac{1}{2} \cdot \underline{\underline{\sigma}} : \underline{\underline{\varepsilon}} = \frac{1}{2} \cdot (\sigma_{xx} \cdot \varepsilon_{xx} + \sigma_{yy} \cdot \varepsilon_{yy} + \sigma_{zz} \cdot \varepsilon_{zz} + 2 \cdot \sigma_{xy} \cdot \varepsilon_{xy} + 2 \cdot \sigma_{yz} \cdot \varepsilon_{yz} + 2 \cdot \sigma_{zx} \cdot \varepsilon_{zx}). \quad (7)$$

Az egységnyi terhelési vektorokhoz rendelt feszültségi ($\underline{\underline{\sigma}}_{mn}$) és alakváltozási válaszok ($\underline{\underline{\varepsilon}}_{mn}$) vektorokba rendeződnek, ahol az mn a futó index a feszültség és alakváltozási tenzorban lévő értékekhez az x, y, z irányok ismétléses variációjából és a felső index jelöli az egységnyi terhelési erő irányát (8):

$$\underline{\underline{\sigma}}_{mn} = \begin{bmatrix} \sigma_{mn}^{(x)} \\ \sigma_{mn}^{(y)} \\ \sigma_{mn}^{(z)} \end{bmatrix}; \underline{\underline{\varepsilon}}_{mn} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{mn}^{(x)} \\ \varepsilon_{mn}^{(y)} \\ \varepsilon_{mn}^{(z)} \end{bmatrix}. \quad (8)$$

Egy általános, i -edik terhelési blokk j -edik terhelésvektorának x, y, z komponensei a következők (a_{ij}, b_{ij}, c_{ij}). Az erő (\underline{F}_{ij}) az egységnyi terhelési vektorokkal az x, y, z irányban kifejezve (9):

$$\underline{f}_{ij} = \begin{bmatrix} a_{ij} \\ b_{ij} \\ c_{ij} \end{bmatrix}; \underline{F}_{ij} = a_{ij} \cdot \underline{F}_{unit}^{(x)} + b_{ij} \cdot \underline{F}_{unit}^{(y)} + c_{ij} \cdot \underline{F}_{unit}^{(z)}. \quad (9)$$

A feszültségi és alakváltozási komponensek kiszámíthatók ebből, valamint az egységnyi terhelési vektorokra adott válaszokból az x , y , z irányban a linearitás miatt (10):

$$\sigma_{mn}^{(ij)} = \underline{f}_{ij}^T \cdot \underline{\sigma}_{mn} ; \varepsilon_{mn}^{(ij)} = \underline{f}_{ij}^T \cdot \underline{\varepsilon}_{mn} , \quad (10)$$

amelyből kiszámítható az adott erőre (\underline{F}_{ij}) vonatkozó alakváltozási energiasűrűség (u_{ij}) (11):

$$u_{ij} = \frac{1}{2} \cdot \underline{\sigma}^{(ij)} : \underline{\varepsilon}^{(ij)} = \quad (11)$$

$$= \frac{1}{2} \cdot (\sigma_{xx}^{(ij)} \cdot \varepsilon_{xx}^{(ij)} + \sigma_{yy}^{(ij)} \cdot \varepsilon_{yy}^{(ij)} + \sigma_{zz}^{(ij)} \cdot \varepsilon_{zz}^{(ij)} + 2 \cdot \sigma_{xy}^{(ij)} \cdot \varepsilon_{xy}^{(ij)} + 2 \cdot \sigma_{yz}^{(ij)} \cdot \varepsilon_{yz}^{(ij)} + 2 \cdot \sigma_{zx}^{(ij)} \cdot \varepsilon_{zx}^{(ij)}) .$$

Ez tulajdonképpen a lineáris szuperpozícióval előállított alakváltozási energiasűrűség egy pontban (u_{ij}) az \underline{F}_{ij} terhelésre.

Felmerülhet a kérdés, hogy ezzel megoldódott a probléma. Hiszen három szimulációra van szükség, amivel minden pontban meg tudjuk határozni az egységterhelésekre adott válaszokat, ezután fel kell csak szorozni az aktuális erőkomponensekkel. Ez viszont még mindig eléggé erőforrásigényes, hiszen minden egyes elemre és terhelésvektorra ezt ki kell számolni. A gyakorlatban pedig az is hozzájárul, hogy a végeelemes modellben az elemenkénti alakváltozási energiasűrűséget nem lehet közvetlenül ekképp kiszámítani, azaz az elemenként kijött értékeket összegezni, mert az elemen belüli integrációs pontok alapján történik ezek meghatározása. Korábban említésre került, hogy másodrendű elemekből áll a modell. Ezek több integrációs pontból állnak. Egyenes oldalélű elemek esetén az integrációs pontokban szereplő értékek átlagaként ki lehet számolni. Azonban, ha az elemek nem egyenes oldalélűek, akkor az integrációs pontok mellé az elem formafüggvényei is kellenek. Ez a végeelemes modellből elméleti szinten kinyerhető, de tetraéder elemek esetén ez további extra függvénykiértékeléseket igényel. Ezért, a levezetést tovább kell vinni.

Az átlagos alakváltozási energiasűrűség (\bar{u}_i), amit egy ilyen blokkhoz tartozó erőelem indukál, rövidebb mátrix formában is megfogalmazható (12):

$$\begin{aligned}\bar{u}_i &= \frac{1}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} u_{ij} = \\ &= \frac{1}{k_i} \cdot \frac{1}{2} \cdot [\underline{\sigma}_{xx}^T \cdot (\underline{\Phi}_i \cdot \underline{\varepsilon}_{xx}) + \underline{\sigma}_{yy}^T \cdot (\underline{\Phi}_i \cdot \underline{\varepsilon}_{yy}) + \underline{\sigma}_{zz}^T \cdot (\underline{\Phi}_i \cdot \underline{\varepsilon}_{zz}) + \\ &\quad + 2 \cdot \underline{\sigma}_{xy}^T \cdot (\underline{\Phi}_i \cdot \underline{\varepsilon}_{xy}) + 2 \cdot \underline{\sigma}_{yz}^T \cdot (\underline{\Phi}_i \cdot \underline{\varepsilon}_{yz}) + 2 \cdot \underline{\sigma}_{zx}^T \cdot (\underline{\Phi}_i \cdot \underline{\varepsilon}_{zx})],\end{aligned}\tag{12}$$

ahol $(\underline{\Phi}_i)$ egy szimmetrikus mátrix, amely az i -edik terhelési blokkhoz tartozó külső terhelések komponenseiből áll össze (13):

$$\underline{\Phi}_i = \begin{bmatrix} \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij}^2 & \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij} \cdot b_{ij} & \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij} \cdot c_{ij} \\ \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij} \cdot b_{ij} & \sum_{j=1}^{k_i} b_{ij}^2 & \sum_{j=1}^{k_i} b_{ij} \cdot c_{ij} \\ \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij} \cdot c_{ij} & \sum_{j=1}^{k_i} b_{ij} \cdot c_{ij} & \sum_{j=1}^{k_i} c_{ij}^2 \end{bmatrix}.\tag{13}$$

Az alakváltozási energiasűrűség súlyozott átlaga a relatív gyakoriság és az egyes terheléstípusok átlagos alakváltozási energiasűrűségéből a következőképp számítható (14):

$$\bar{u} = \sum_{i=1}^n w_i \cdot \bar{u}_i.\tag{14}$$

Ezzel a megfontolással a lineáris szuperpozíció számítása egyszerűsödik, hiszen rendelkezésre áll egy összegző mátrix, amivel a számítás egyszerűbb. Azonban, a görbült oldalélű másodrendű elemek formafüggvényeivel még további számításokat kell elvégezni, tehát ez sem a legerőforráshatékonyabb megoldás.

A továbbhaladáshoz bebizonyítom, hogy ugyanez a mátrix, három terhelésvektor komponenseinek felhasználásával is előállítható, más szavakkal a három terhelésvektor által indukált és átlagolt alakváltozási energiasűrűség eloszlása teljes mértékben megegyezik a terheléssokaság által létrehozott súlyozott átlagával. Ezáltal a modell szimulációját, amely korábban az egységterhelésvektorokra való szuperpozíció számítását, majd minden egyes terhelésvektorra vonatkozó eredmények átlagolását és súlyozását foglalta magában, lecserélhetjük három szimulációs eredmény átlagának közvetlen kiszámítására. Ez nemcsak a számítási folyamatot egyszerűsíti, hanem új perspektívákat is nyit a komplex terhelési állapotok hatékonyabb elemzésére.

A cél tehát, létrehozni ugyanazt az átlagos alakváltozási energiasűrűség eloszlást, de 3 helyettesítő terhelés által. Ez egyenletben a következőt jelenti (15):

$$\bar{u} = \frac{1}{3} \cdot \sum_{p=1}^3 u = \frac{1}{3} \cdot (u_{subst,1} + u_{subst,2} + u_{subst,3}) = \bar{u}_{subst}. \quad (15)$$

A helyettesítő terheléseket *subst* alsóindex-szel a következő formában keressük, ahol *p* a futóindex (16):

$$\underline{f}_{subst,p} = \begin{bmatrix} a_{subst,p} \\ b_{subst,p} \\ c_{subst,p} \end{bmatrix}; \quad (16)$$

$$\underline{F}_{subst,p} = a_{subst,p} \cdot \underline{F}_{unit}^{(x)} + b_{subst,p} \cdot \underline{F}_{unit}^{(y)} + c_{subst,p} \cdot \underline{F}_{unit}^{(z)}.$$

Hasonlóan az előzőekhez, a helyettesítő terhelésekből is előállítható egy mátrix, ami csakis a helyettesítő terhelések komponenseitől függ (17):

$$\begin{aligned} \sum_{p=1}^3 u_{subst,p} &= \frac{1}{2} \cdot \sum_{p=1}^3 \underline{\sigma}^{(subst,p)} : \underline{\varepsilon}^{(subst,p)} = \\ &= \frac{1}{2} \cdot [\underline{\sigma}_{xx}^T \cdot (\underline{\Phi}_{subst} \cdot \underline{\varepsilon}_{xx}) + \underline{\sigma}_{yy}^T \cdot (\underline{\Phi}_{subst} \cdot \underline{\varepsilon}_{yy}) + \underline{\sigma}_{zz}^T \cdot (\underline{\Phi}_{subst} \cdot \underline{\varepsilon}_{zz}) + \\ &+ 2 \cdot \underline{\sigma}_{xy}^T \cdot (\underline{\Phi}_{subst} \cdot \underline{\varepsilon}_{xy}) + 2 \cdot \underline{\sigma}_{yz}^T \cdot (\underline{\Phi}_{subst} \cdot \underline{\varepsilon}_{yz}) + 2 \cdot \underline{\sigma}_{zx}^T \cdot (\underline{\Phi}_{subst} \cdot \underline{\varepsilon}_{zx})]. \end{aligned} \quad (17)$$

Ahol a helyettesítő terhelésekből alkotott mátrix ($\underline{\Phi}_{subst}$) a következő alakot veszi fel (18):

$$\underline{\Phi}_{subst} = \begin{bmatrix} \sum_{p=1}^3 a_{subst,p}^2 & \sum_{p=1}^3 a_{subst,p} \cdot b_{subst,p} & \sum_{p=1}^3 a_{subst,p} \cdot c_{subst,p} \\ \sum_{p=1}^3 a_{subst,p} \cdot b_{subst,p} & \sum_{p=1}^3 b_{subst,p}^2 & \sum_{p=1}^3 b_{subst,p} \cdot c_{subst,p} \\ \sum_{p=1}^3 a_{subst,p} \cdot c_{subst,p} & \sum_{p=1}^3 b_{subst,p} \cdot c_{subst,p} & \sum_{p=1}^3 c_{subst,p}^2 \end{bmatrix}. \quad (18)$$

Ha a súlyozást is figyelembe vesszük, a következő levezetés adható (19):

$$\bar{u} = \bar{u}_{subst};$$

$$\sum_{i=1}^n w_i \cdot \bar{u}_i = \frac{1}{3} \cdot \sum_{p=1}^3 u_{subst,p}. \quad (19)$$

Mindkét oldalt beszorozva a helyettesítő terhelésvektorok számával (20):

$$\sum_{i=1}^n 3 \cdot w_i \cdot \bar{u}_i = \sum_{p=1}^3 u_{subst,p}. \quad (20)$$

Az egyenlet bal oldala átrendezve és kifejtve (21):

$$\begin{aligned} \sum_{i=1}^n 3 \cdot w_i \cdot \bar{u}_i &= \sum_{i=1}^n 3 \cdot w_i \cdot \frac{1}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} u_{ij} = \\ &= \sum_{i=1}^n 3 \cdot w_i \cdot \frac{1}{k_i} \cdot \frac{1}{2} \cdot [\underline{\sigma}_{xx}^T \cdot (\underline{\Phi}_i \cdot \underline{\varepsilon}_{xx}) + \underline{\sigma}_{yy}^T \cdot (\underline{\Phi}_i \cdot \underline{\varepsilon}_{yy}) + \underline{\sigma}_{zz}^T \cdot (\underline{\Phi}_i \cdot \underline{\varepsilon}_{zz}) + \\ &\quad + 2 \cdot \underline{\sigma}_{xy}^T \cdot (\underline{\Phi}_i \cdot \underline{\varepsilon}_{xy}) + 2 \cdot \underline{\sigma}_{yz}^T \cdot (\underline{\Phi}_i \cdot \underline{\varepsilon}_{yz}) + 2 \cdot \underline{\sigma}_{zx}^T \cdot (\underline{\Phi}_i \cdot \underline{\varepsilon}_{zx})] = \\ &= \frac{1}{2} \cdot \{ \underline{\sigma}_{xx}^T \cdot \left[\left(\sum_{i=1}^n 3 \cdot w_i \cdot \frac{1}{k_i} \cdot \underline{\Phi}_i \right) \cdot \underline{\varepsilon}_{xx} \right] + \underline{\sigma}_{yy}^T \cdot \left[\left(\sum_{i=1}^n 3 \cdot w_i \cdot \frac{1}{k_i} \cdot \underline{\Phi}_i \right) \cdot \underline{\varepsilon}_{yy} \right] + \dots \\ &\quad \dots + \underline{\sigma}_{zx}^T \cdot \left[\left(\sum_{i=1}^n 3 \cdot w_i \cdot \frac{1}{k_i} \cdot \underline{\Phi}_i \right) \cdot \underline{\varepsilon}_{zx} \right] \}, \end{aligned} \quad (21)$$

ahol egy mátrix ($\underline{\Phi}$) az előzőekhez hasonlóan megjelenik (22):

$$\begin{aligned} \underline{\Phi} &= \sum_{i=1}^n 3 \cdot w_i \cdot \frac{1}{k_i} \cdot \underline{\Phi}_i = \begin{bmatrix} \Phi_{11} & \Phi_{12} & \Phi_{13} \\ \Phi_{12} & \Phi_{22} & \Phi_{23} \\ \Phi_{13} & \Phi_{23} & \Phi_{33} \end{bmatrix} = \\ &= \begin{bmatrix} 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij}^2 & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij} \cdot b_{ij} & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij} \cdot c_{ij} \\ 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij} \cdot b_{ij} & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} b_{ij}^2 & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} b_{ij} \cdot c_{ij} \\ 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij} \cdot c_{ij} & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} b_{ij} \cdot c_{ij} & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} c_{ij}^2 \end{bmatrix}. \end{aligned} \quad (22)$$

Vagyis az egyenletek struktúrájából következően (23):

$$\sum_{i=1}^n w_i \cdot \bar{u}_i = \frac{1}{3} \cdot \sum_{p=1}^3 u_{subst,p} \Leftrightarrow \underline{\Phi} = \underline{\Phi}_{subst}, \quad (23)$$

amely 9 elemű mátrix 6 független tagból áll a szimmetria miatt és a következő egyenletrendszer írható fel (24):

$$\begin{aligned} a_{subst,1}^2 + a_{subst,2}^2 + a_{subst,3}^2 &= \Phi_{11} \\ a_{subst,1} \cdot b_{subst,1} + a_{subst,2} \cdot b_{subst,2} + a_{subst,3} \cdot b_{subst,3} &= \Phi_{12} \\ a_{subst,1} \cdot c_{subst,1} + a_{subst,2} \cdot c_{subst,2} + a_{subst,3} \cdot c_{subst,3} &= \Phi_{13} \\ b_{subst,1}^2 + b_{subst,2}^2 + b_{subst,3}^2 &= \Phi_{22} \\ b_{subst,1} \cdot c_{subst,1} + b_{subst,2} \cdot c_{subst,2} + b_{subst,3} \cdot c_{subst,3} &= \Phi_{23} \\ c_{subst,1}^2 + c_{subst,2}^2 + c_{subst,3}^2 &= \Phi_{33} \end{aligned} \quad (24)$$

Az egyenletrendszer alulhatározott, végtelen sok megoldása van, hiszen csak 6 egyenletünk van 9 ismeretlenre (a helyettesítő terhelések komponenseire).

A megoldhatóság érdekében, önkényesen három további egyenlettel egészítem ki. Kihangsúlyozom, hogy a célt ne tévesszük a szemünk előtt: a terheléssokaság helyettesítésére, valamilyen módon, legfeljebb három terhelésvektort felhasználva akarjuk ugyanazt az átlagolt alakváltozási energiasűrűségeloszlást visszakapni. Nem cél, bárminemű fenomenológiai, vagy más mechanikai kontextus megragadása (ebben is különbözik ez a módszer az irodalomtól), hogy például az egyik terhelésvektort feltétlenül a járásterhelés maximumának válasszuk. Ugyanúgy nem vezet célra, ha az egyik vektort a nullvektornak definiáljuk ($[0, 0, 0]^T$), más szavakkal kihagyjuk, mert akkor a kvadratikus tagok miatt általánosan ugyancsak nem oldható meg zárt alakban. Ekkor csak speciális esetekre létezik kétvektoros helyettesítés, amennyiben teljesül az alábbi feltétel (25):

$$\left| \arccos \frac{\Phi_{12}}{\sqrt{\Phi_{11} \cdot \Phi_{22}}} - \arccos \frac{\Phi_{13}}{\sqrt{\Phi_{11} \cdot \Phi_{22}}} \right| = \left| \arccos \frac{\Phi_{23}}{\sqrt{\Phi_{22} \cdot \Phi_{33}}} \right|. \quad (25)$$

Ez levezethető abból, ha a négyzetek összegével adott egyenleteknél forgóvektoros reprezentációt alkalmazunk, hiszen ezek az egyenletek ekkor a változók koordináta-rendszerében egy kört fejeznek ki, például ilyen helyettesítéssel (26):

$$a_{subst,1}^2 + a_{subst,2}^2 = \Phi_{11} \rightarrow a_{subst,1} = \cos \alpha \cdot \sqrt{\Phi_{11}}; \quad a_{subst,2} = \sin \alpha \cdot \sqrt{\Phi_{11}}. \quad (26)$$

A többi egyenletnél hasonlóképpen eljárva, a hatismeretlenes egyenletet háromismeretlenes egyenletrendszerre tudjuk redukálni, ahol az új ismeretlenek ezeknek a forgóvektoroknak a szögei és a szögfüggvények összegzéséből ezen szögek különbségére kapunk összefüggéseket, amik abszolútértékes egyenletrendszert jelentenek.

Ezen speciális esetben ugyan elég lenne két szimuláció, de az általános esetre a megoldást a következő alakban keressük (27):

$$\underline{f}_{subst,1} = \begin{bmatrix} a_{subst,1} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}; \underline{f}_{subst,2} = \begin{bmatrix} a_{subst,2} \\ b_{subst,2} \\ 0 \end{bmatrix}; \underline{f}_{subst,3} = \begin{bmatrix} a_{subst,3} \\ b_{subst,3} \\ c_{subst,3} \end{bmatrix}. \quad (27)$$

Más szavakkal, a következő három egyenlettel egészítjük ki az egyenletrendszert (28):

$$\begin{aligned} b_{subst,1} &= 0, \\ c_{subst,1} &= 0, \\ c_{subst,2} &= 0. \end{aligned} \quad (28)$$

Amik alapján az eredeti egyenletrendszerünk ekképp módosul (29):

$$\begin{aligned} a_{subst,1}^2 + a_{subst,2}^2 + a_{subst,3}^2 &= \Phi_{11}, \\ a_{subst,2} \cdot b_{subst,2} + a_{subst,3} \cdot b_{subst,3} &= \Phi_{12}, \\ a_{subst,3} \cdot c_{subst,3} &= \Phi_{13}, \\ b_{subst,2}^2 + b_{subst,3}^2 &= \Phi_{22}, \\ b_{subst,3} \cdot c_{subst,3} &= \Phi_{23}, \\ c_{subst,3}^2 &= \Phi_{33}. \end{aligned} \quad (29)$$

Ez már zárt alakban megoldható. A különböző megoldáshalmazok közül, a pozitív gyököket részesítjük előnyben, az alábbiak szerint (30):

$$c_{subst,3} \geq 0; b_{subst,2} \geq 0; a_{subst,1} \geq 0. \quad (30)$$

A lineáris modell miatt az alakváltozási energiasűrűség eloszlása független a terhelésvektor előjelétől, vagyis egy terhelésvektor és annak ellentettje is ugyanazt az eloszlást adja. A kiválasztás egyébként szintén tetszőleges lehet, ebben az esetben csak azt akartam szemléltetni, hogy egy jobb oldali csípőízületben fellépő erők z iránya általában pozitív, az y irány általában negatív, az utolsó feltétel csak a végső megoldáshalmaz kiválasztását segíti elő. Természetesen más egyenletek bevezetésével más eredmények jönnek ki, ismételten itt a cél csak egy olyan vektorhármassal megtalálása, amelyekre kialakuló alakváltozási energiasűrűségeloszlásai egyszerű átlagolással ugyanazt adja, mint a terheléssokaság átlaga.

A megoldások, tehát zárt alakban a következők, az egyenletek alulról felfelé haladva láncszerűen megoldhatók (31-36):

$$c_{subst,3} = \sqrt{\Phi_{33}}, \quad (31)$$

$$b_{subst,3} = \frac{\Phi_{23}}{c_{subst,3}}, \quad (32)$$

$$a_{subst,3} = \frac{\Phi_{13}}{c_{subst,3}}, \quad (33)$$

$$b_{subst,2} = \sqrt{\Phi_{22} - b_{subst,3}^2}, \quad (34)$$

$$a_{subst,2} = \frac{\Phi_{12} - a_{subst,3} \cdot b_{subst,3}}{b_{subst,2}}, \quad (35)$$

$$a_{subst,1} = \sqrt{\Phi_{11} - a_{subst,2}^2 - a_{subst,3}^2}. \quad (36)$$

Abban az esetben, ha a külső terhelésekből egyes mátrixelemek zérusnak adódnak, például egytengelyű terhelések esetén, vagy amikor az egyik irányban minden terhelésvektor komponense zérus (síkbeli terheléssokaság), a matematikailag nem definiált 0/0 hányadosokat 0-nak véve a megoldás zárt alakban előállítható. Természetesen ez csak olyan formalizmus, amivel a megoldás gyorsabban előállítható, az alakváltozási energiasűrűség értéke invariáns mennyiség, nem függ az alkalmazott koordinátarendszertől. Más szavakkal, koordináta-transzformációval, más koordinátarendszerben létrehozható olyan mátrix, ami garantáltan nem tartalmaz zérus elemeket, de ez sokkal bonyolultabb megközelítés.

Összefoglalva tehát, láthattuk, hogy előállítható zárt alakban 3 olyan terhelésvektor, amelyek komponenseivel ugyanaz a terhelési mátrix megalkotható, mint a terheléssokság és azok relatív gyakoriságából álló mátrix. Számszerűsítve esetünkben, ez a mátrix a következő alakot ölti (37):

$$\underline{\underline{\Phi}} = \begin{bmatrix} \Phi_{11} & \Phi_{12} & \Phi_{13} \\ \Phi_{12} & \Phi_{22} & \Phi_{23} \\ \Phi_{13} & \Phi_{23} & \Phi_{33} \end{bmatrix} =$$

$$= \begin{bmatrix} 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij}^2 & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij} \cdot b_{ij} & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij} \cdot c_{ij} \\ 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij} \cdot b_{ij} & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} b_{ij}^2 & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} b_{ij} \cdot c_{ij} \\ 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij} \cdot c_{ij} & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} b_{ij} \cdot c_{ij} & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} c_{ij}^2 \end{bmatrix} = \quad (37)$$

$$= \begin{bmatrix} 153508,526 & -45786,273 & 662949,758 \\ -45786,273 & 127327,415 & -106637,865 \\ 662949,758 & -106637,865 & 4259714,939 \end{bmatrix}.$$

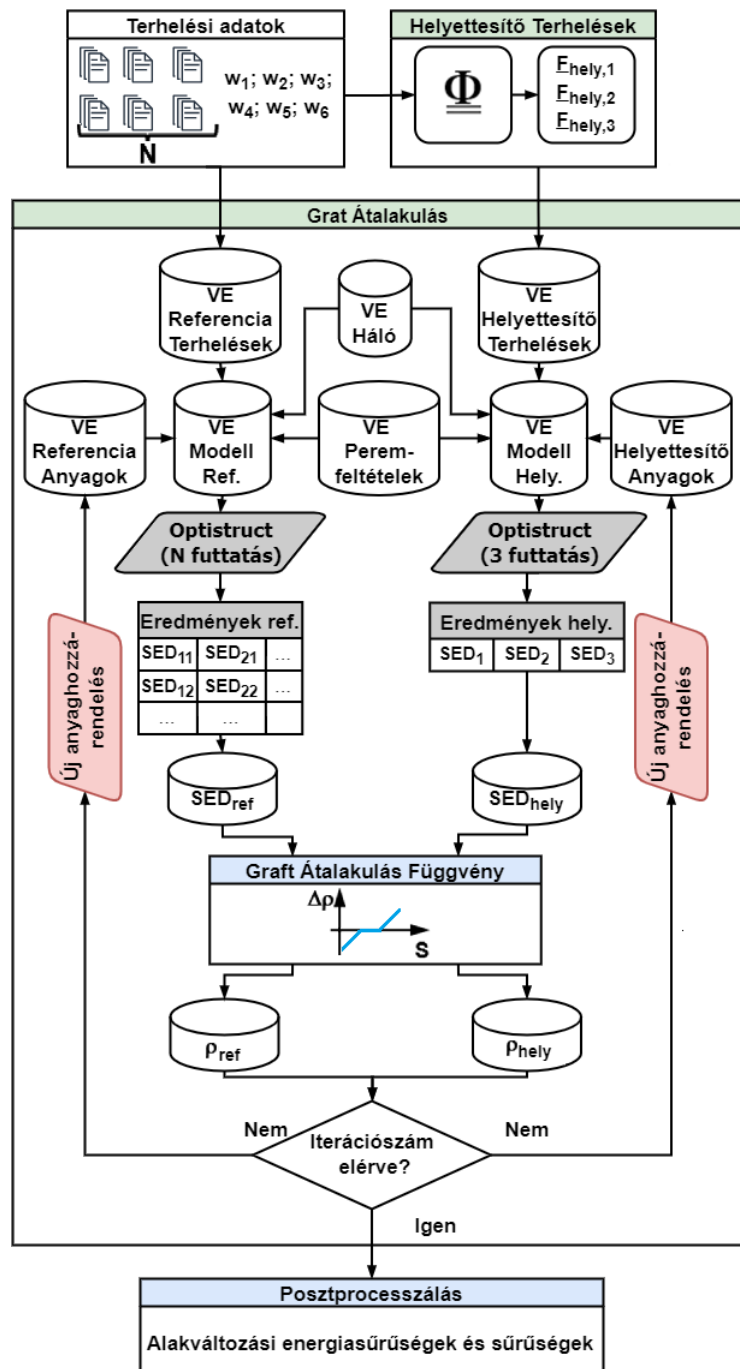
Amelyekből a helyettesítő terhelésvektorok (38. egyenlet):

$$\underline{F}_{subst,1} = \begin{bmatrix} 208,559 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} [\text{N}]; \quad \underline{F}_{subst,2} = \begin{bmatrix} -82,675 \\ 353,07 \\ 0 \end{bmatrix} [\text{N}]; \quad \underline{F}_{subst,3} = \begin{bmatrix} 321,211 \\ -51,668 \\ 2063,908 \end{bmatrix} [\text{N}]. \quad (38)$$

Ezekkel kiszámított alakváltozási energiasűrűségek átlaga meg kell egyezzen.

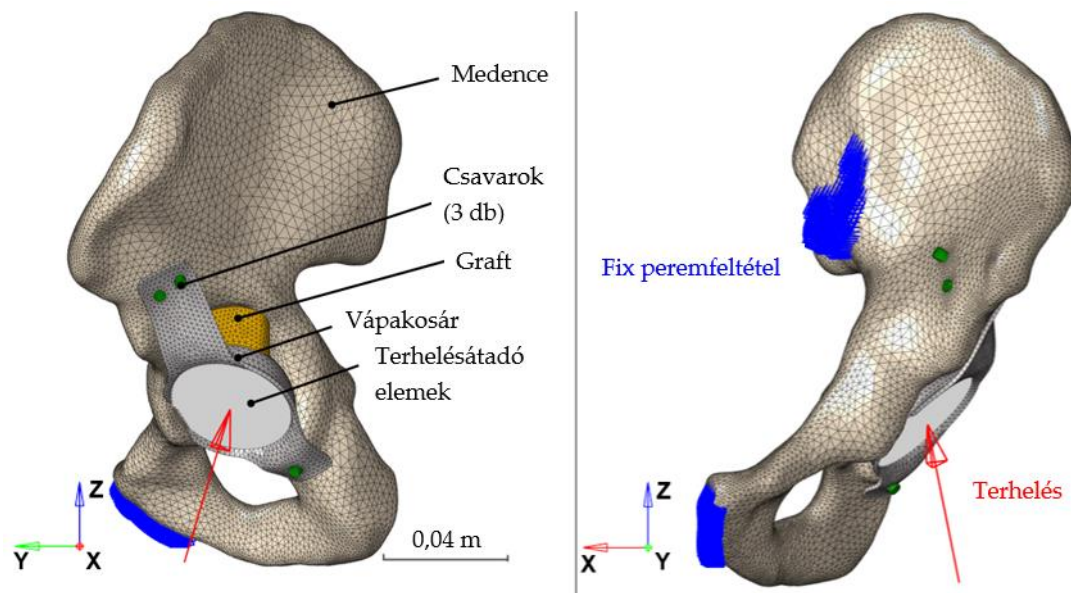
5.2. Összehasonlító vizsgálat végeselemes modellekkel

A mechanikai levezetéssel történő bizonyítás ugyan alátámasztja a módszer helyességét, azonban az eredmények meggyőző voltát tovább emeli, ha ténylegesen végeselemes futtatásokat végzünk el mind a referenciaszámításhoz, mind a helyettesítő terhelésekkel felruházott modell esetén.. Ennek folyamatábráját mutatja be az 55. ábra.



55. ábra. A helyettesítő terhelésvektorokkal végzett számítások összevetése a referenciaszámításokkal [Dóczi2023a]

A modell legfontosabb jellemzője a linearitása. A modell felépítése hasonlít az előzőekhez, az előzetesen csontos összenövést feltételezve, a ragasztott kapcsolathoz hasonló, ezt folytonos végeleemes hálóval értem el, ugyanígy egy közelítés az, hogy a csavarok és a vápakosár csatlakozásánál kellően nagy sűrűlátsági tényezővel rendelkeznek. Fontos megemlíteni, hogy definíciószerűen ezen részeken is az eltérő anyajellemzők csatlakozásánál és az éles geometriai helyeken, azaz a végeleemes szinguláris helyeken is ugyanazon alakváltozási energiasűrűség értékeknek kell kijönniük a végén. A modell felépítését az 56. ábra mutatja be.



56. ábra. A csontgraftátalakulás modellezéséhez használt végeleemes modell felépítése [Dóczi2023a]

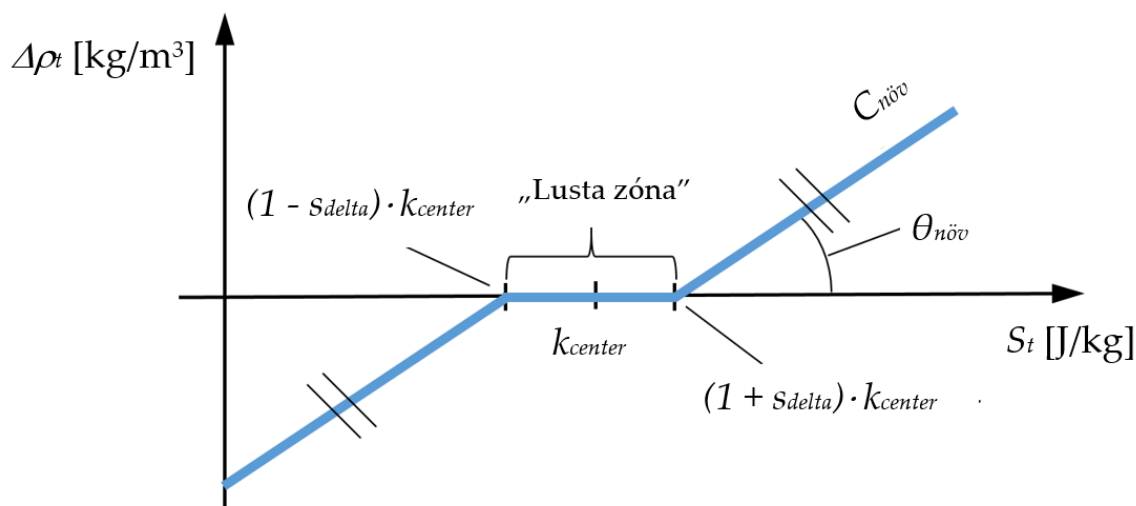
A másik fontos bemutatandó része a modellnek, az alakváltozási energiasűrűség alapján számított stimulus hatására bekövetkező sűrűségváltozás. A stimulus adott elemre a következőképpen számítandó (39):

$$S_t = \frac{\bar{u}_t}{\rho_t}. \quad (39)$$

Korábban az irodalomkutatás során bemutattam, hogy különböző mértékű sűrűségváltozás legyen az pozitív vagy negatív (vagy éppen zéró) a stimulusértékekhez köthető [Weinans1992], [Huiskes1987], [Mullender1994], [Li2007], [Mukherjee2017], [Levchuk2014]. Ennek meg kell adni a paramétereit. Nagyon fontos megemlíteni, hogy az ilyen graftos átalakulásra az irodalom jelenleg nem nyújt egzakt adatot. Ajánlások vannak, hogy a konvergens lefutáshoz milyen paraméterkombinációkat kell használni [Jang2009], [Su2019], [Helgason2008b], [Rahman2013]. A paraméterek a 10. táblázatban kerültek kirészletezésre, a függvény leíró egyenletrendszer és maga a függvény az 57. ábrán látható.

10. táblázat. A csontgraftátalakulás paramétereit

Megnevezés	Jelölés	Érték	Mértékegység
Kezdeti graftsűrűség	ρ_{init}	400	kg/m ³
Minimális graftsűrűség	ρ_{min}	382	kg/m ³
Maximális graftsűrűség	ρ_{max}	2322	kg/m ³
Lusta zóna közepe	k_{center}	1,064	J/kg
Lusta zóna félszélessége	s_{delta}	15%	-
Csontsűrűség változás meredeksége	$C_{növe}$	2,904	kg·s ² /m ⁵
Graftsűrűség-modulus együttható	p	1,8	-
Graftsűrűség-modulus kitevő	q	3	-



57. ábra. Csontgraftátalakulás függvénye

Az első ilyen ajánlás, hogy az első lépésben kiszámított elemenkénti alakváltozási energiasűrűségből, térfogatrészek alapján történő súlyozással egy átlagos értéket kell meghatározni, majd ezt elosztani a kezdeti sűrűséggel és ezt érdemes választani a lusta zóna közepének [Huiskes1987]. Ennek két oldalán +/- 15%-os határral tart a lusta zóna, ahol nincs sűrűségváltozás [Huiskes1987]. Ezt követően két oldalt ugyanakkora meredekséggel fut lineáris szakasz, a bal oldali részen sűrűségcsökkentést, a jobb oldalon sűrűség-növekedést kifejezve. Az irodalomban ennek a meredekségére is van ajánlás, mégpedig az, hogy a maximálisan kialakuló merevségváltozás ez iteráció során kezdetben legfeljebb 15% legyen [Huiskes1987]. Az alkalmazott sűrűség-rugalmassági modulus kapcsolatból adódóan ez 5%-os sűrűség-növekményt engedélyez (40):

$$\operatorname{tg}(\theta_{növe}) = C_{növe} = \frac{\rho_{init} \cdot 0,05}{S_{max} - (1 + s_{delta}) \cdot k_{center}} \quad (40)$$

A csontgraftáalakulás függvényt leíró egyenletek különböző stimulusérték tartományokra a következőképp alakulnak (41):

$$\Delta\rho_t = \begin{cases} C_{növény} \cdot [S_t - (1 - s_{delta}) \cdot k_{center}]; S_t < (1 - s_{delta}) \cdot k_{center} \\ 0; (1 - s_{delta}) \cdot k_{center} \leq S_t < (1 + s_{delta}) \cdot k_{center} \\ C_{növény} \cdot [S_t - (1 + s_{delta}) \cdot k_{center}]; S_t \geq (1 + s_{delta}) \cdot k_{center} \end{cases} \quad (41)$$

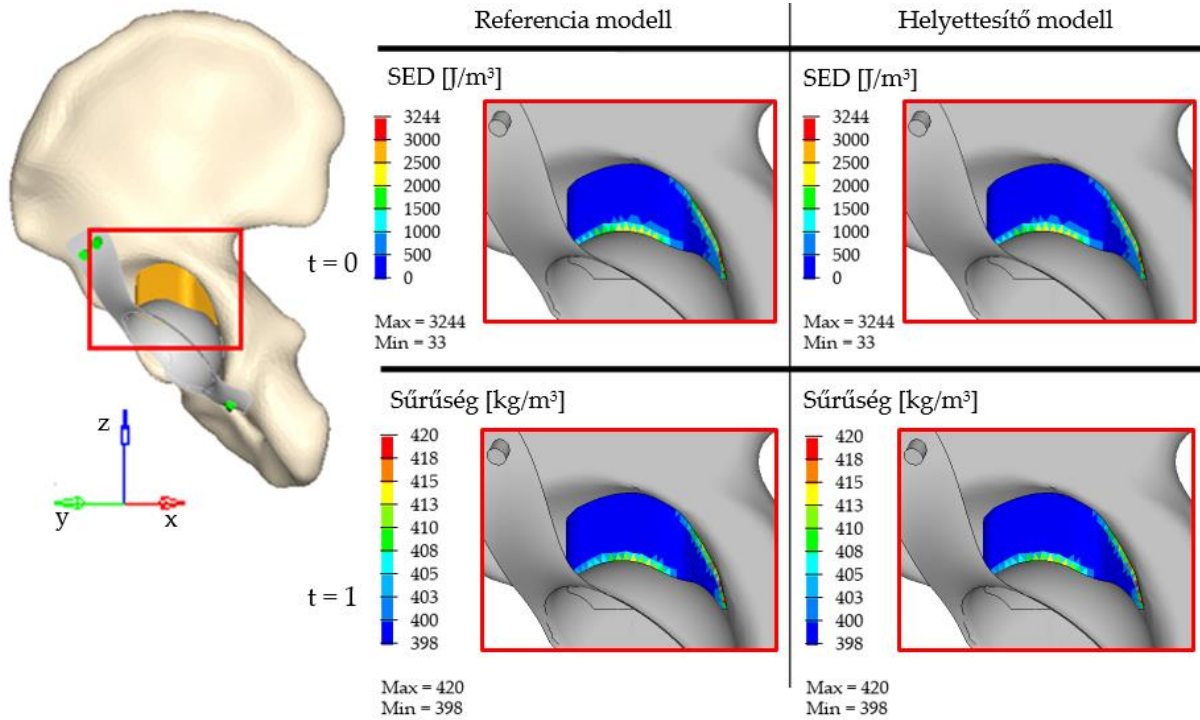
Az iterációnként kialakuló elemenkénti sűrűségek így számíthatók (42):

$$\rho_{app,t+1} = \rho_{app,t} + \Delta\rho_t \quad (42)$$

Ezen új graftsűrűségek határozzák meg az újonnan kialakuló rugalmassági modulus eloszlást, amivel az újbóli számítás történik (43):

$$E_{app,t} = p \cdot \rho_{app,t}^q \quad (43)$$

Az eredményeket az 58. ábra mutatja be.



58. ábra. Alakváltozási energiasűrűség és sűrűség alakulása a referencia modellen és a helyettesítő terhelésekkel ellátott modellen

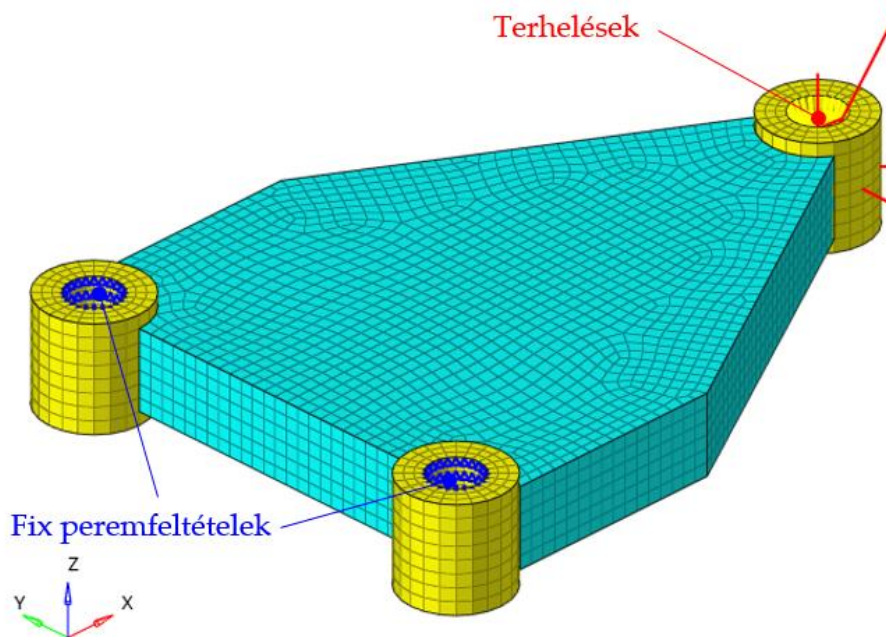
Látható, hogy a kialakuló alakváltozási energiasűrűség iterációról-iterációra megegyezik, aminek következtében a kialakuló sűrűségeloszlás is.

5.3. Következtetések, kritikák

Láthattuk, hogy erre a csont-csontgraftátalakulások alakváltozási energiasűrűség alapú feladatra, amennyiben a modell lineáris és a terhelések egy közös kezdőpontban hatnak, a súlyozott terheléssokaság számottevő szimulációs igénye általános esetben három terhelésvektorral végzett szimulációval kiváltható.

Nincs fenomenológiai aspektusa a kiszámított terheléseknek, azaz nem lehet azt mondani, hogy bizonyos életviteli terhelésekből következően kell ezeket a vektorokat meghatározni, csak matematikai levezetés támasztja ezt alá. Ide tartozik, az egyenletrendszer megoldása többféleképpen is történhet, pl. bizonyos irányú komponensek egyenlővé tételével, más komponensek zérusnak választásával.

A módszertan alkalmazhatóságában azonban megjelenik egy új terület, miszerint képes a hasonlóan terhelt alkatrészek topológia optimalizálását is elősegíteni. Autóipari alkalmazásokon is előfordul, hogy egy merevségmaximalizandó, térfogathányad kényszerrel ellátott alkatrész koncepcionális tervét kell létrehozni, ahol a terhelések súlyozással szerepelnek. Amennyiben ezek száma meghaladja a hármat, a módszeremet érdemes alkalmazni, ugyanis sokkal kisebb számítási igénnyel, ugyanazt a relatív sűrűségeloszlást állítja elő. Ezt a következő modellel mutatom be, amely az 59. ábrán látható.



59. ábra. Szerkezeti mintapéllda topológia optimalizáláshoz

A modell a súlyozott merevségek maximalizálását (az engedékenységek minimalizálását) alkalmazza célfüggvénynek, továbbá 0,3-0,4-es arányú térfogathányad kényszerrel a tervezési téren. A további paraméterekről a 11. táblázat ad tájékoztatást.

11. táblázat. A topológia optimalizálás paramétereit

Megnevezés	Érték
Minimális méret	7,5 mm
Kezdeti térfogathányad	0,4
Minimum relatív sűrűség	0,01
Büntetőfüggvény kitevő	2
Relatív konvergencia kritérium	3%

A példában alkalmazott terheléseket és súlytényezőket a 12. táblázat foglalja össze.

12. táblázat. Mintaterhelések a topológia optimalizáláshoz

#	x irányú komponens [N]	y irányú komponens [N]	z irányú komponens [N]	Súlytényező
1	0	0	-1000	0,2
2	500	0	0	0,2
3	0	1000	0	0,1
4	0	1000	-2000	0,2
5	-500	500	0	0,2
6	-500	500	1000	0,1

Ekkor a külső terhelésekből felépített mátrix a következő alakot veszi fel (44):

$$\underline{\underline{\Phi}} = \begin{bmatrix} \Phi_{11} & \Phi_{12} & \Phi_{13} \\ \Phi_{12} & \Phi_{22} & \Phi_{23} \\ \Phi_{13} & \Phi_{23} & \Phi_{33} \end{bmatrix} =$$

$$= \begin{bmatrix} 3 \cdot \sum_{i=1}^n w_i \cdot a_i^2 & 3 \cdot \sum_{i=1}^n w_i \cdot a_i \cdot b_i & 3 \cdot \sum_{i=1}^n w_i \cdot a_i \cdot c_i \\ 3 \cdot \sum_{i=1}^n w_i \cdot a_i \cdot b_i & 3 \cdot \sum_{i=1}^n w_i \cdot b_i^2 & 3 \cdot \sum_{i=1}^n w_i \cdot b_i \cdot c_i \\ 3 \cdot \sum_{i=1}^n w_i \cdot a_i \cdot c_i & 3 \cdot \sum_{i=1}^n w_i \cdot b_i \cdot c_i & 3 \cdot \sum_{i=1}^n w_i \cdot c_i^2 \end{bmatrix} = \quad (44)$$

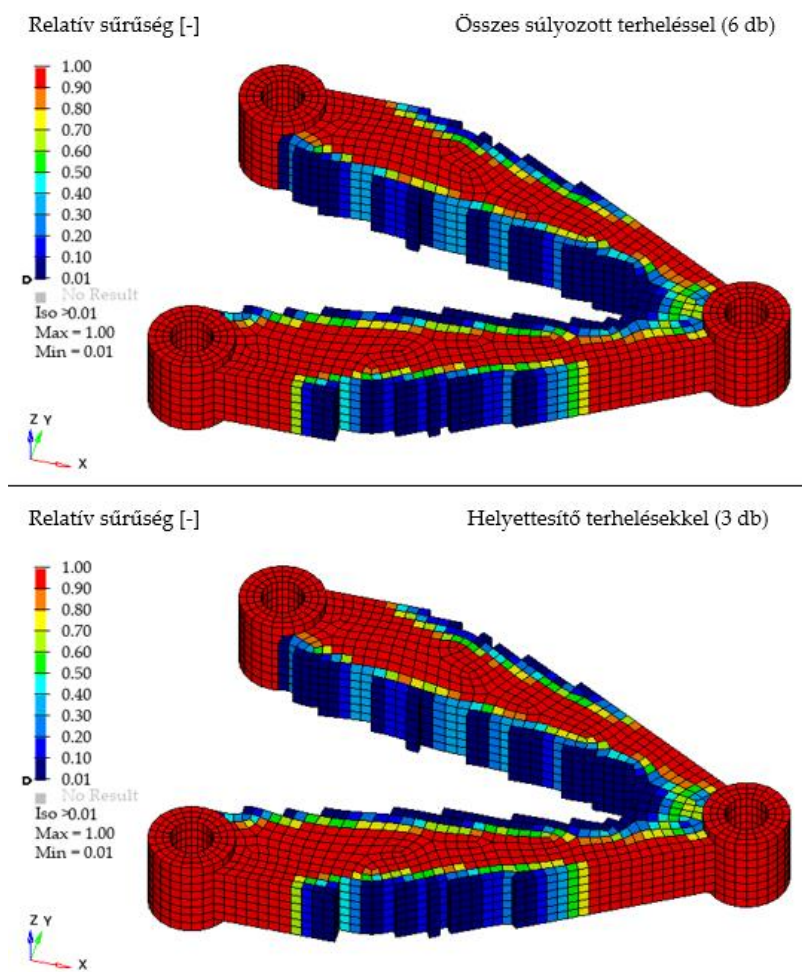
$$= \begin{bmatrix} 375\,000 & -75\,000 & -150\,000 \\ -75\,000 & 1\,125\,000 & -1\,350\,000 \\ -150\,000 & -1\,350\,000 & 3\,300\,000 \end{bmatrix}.$$

Ezekből az egyenletmegoldás után a következő terhelésvektorokat állítottam elő, a súlytényezők itt egységesen 1/3 értékűek (egyszerű átlagszámítás) (13. táblázat).

13. táblázat. A számított helyettesítő terhelések

#	x irányú komponens [N]	y irányú komponens [N]	z irányú komponens [N]	Súlytényező
1	579,409	0	0	0,333
2	-180,187	756,788	0	0,333
3	-82,572	-743,151	1816,59	0,333

Ez a modell a gyártási kényszer figyelembevételével is ugyanazt az eredményt adja, mint a referencia modell (60. ábra). Iterációról-iterációra megegyező alakváltozási energiasűrűségeloszlást generálja, ilyen módon nem az optimalizálási iterációs számok csökkennek, hanem ezen iterációk alatt végzett kiértékelések számossága, ami összességében rövidebb futási időt eredményez.



60. ábra. Topológia optimalizálás eredménye az összes mintapéldabeli terhelésekkel és a helyettesítő terhelésekkel

Megjegyzem, jelen redukcióra ilyen típusú feladatok esetén, ismereteim szerint egyik kereskedelmi topológia optimalizálási szoftver sem képes.

A kritikák közül egyértelműen a korlátozott használhatóság sorolandó ide, amit a modell lineáris követelménye és a terhelésvektorok közös kezdőpontja limitál.

További vizsgálandó terület lehet a terhelésvektorok további csökkentési lehetőségei, ha az egyik terhelési irány lényegesen dominánsabb (nagyobb terhelésvektor tartozik hozzá), vajon mekkora hibát vétünk, ha a másik kettőt zérusnak vesszük és csak ennek az egynek a segítségével állítjuk elő az eredményét és elosztjuk hárommal, bár erre általános javaslatot elég nehézkes megállapítani.

6. ÖSSZEGZŐ ÉRTÉKELÉS

6.1. Elért eredmények

Ebben az alfejezetben összefoglalom az általam végzett munkát és az elért eredményeket, valamint, hogy az eredmények hibái mikből származhatnak.

Összefoglaló irodalomkutatást végeztem a témához kapcsolódó anatómiai, klinikai és biomechanikai modellezési ismeretekről. Ezeket az ismereteket használtam fel a feladat megoldása során.

A rendelkezésemre bocsátott vápakosaras rögzítési rendszerek beültetés előtti és műtét utáni CT felvételekből előállítottam a félmedence és a vápakosaras rögzítés geometriai modelljét. A terhelések, peremfeltételek, kontakt kapcsolatok a biomechanikai irodalomkutatásból származnak, ahogy az anyagmodell is. A csont anyagának modellezése során egyszerre használtam a vápakosárhoz közeli részekben homogén, attól távolabb pedig shell elemekkel modellezett kortikális és solid elemekkel modellezett szivacsos állományra szétválasztott anyamegadást. A rögzítési rendszer további részein homogén, lineárisan rugalmas, izotróp anyagjellemzők írják le a betét, mint polietilén alkatrész, valamint a vápakosár, a csavarok és gömbfej, mint acél alkatrész anyagát.

A +/- 30%-os rugalmassági modulus változtatás a homogén csont rész anyagmodelljén, valamint a szeméremcsonti peremfeltételek módosításával érzékenységvizsgálatot végezve megállapítható volt, hogy a modellben a vápakosáron kialakuló feszültségállapot erre nem érzékeny. Ezek alapján a csont itteni pontos anyagjellemzőinek kialakítása sem indokolt, továbbá jelen terhelési modell mellett a peremfeltételekben lévő bizonytalanság sem hat ki jelentősen a vápakosár eredményeire. Ez egyébiránt várható volt, hiszen a vápakosár közvetlen környezetében a csonttal érintkezik és annak az elmozdulásai nem jelentősek, hogy az eredményeket jelentősen befolyásolják. A sok súrlódásos kontakt miatt a futási idő az alkalmazott konfigurációval igen jelentős, 9-12 óra közötti. A feszültséggyűjtő helyeken a végeselemes háló kellően sűrű és a lekerekített geometria miatt a feszültségeredmények nem szingulárisak, ez hálófüggetlenségre történő vizsgálattal lett ellenőrizve.

Ezen paraméterek mellett vizsgáltam a vápakosarat statikus terhelésre, a járasterelés maximumára, az eddigi szakirodalomnak megfelelően. Meghatároztam egyértelműen a feszültséggyűjtő helyeket és a terhelésállapot jellegét. Ezt összevettem a páciensek műtét utáni CT felvételeiből és egy éves kontroll CT felvételein látható vápakosár deformációkkal, valamint tönkremenetekkel. Megállapítható volt, hogy a kialakuló feszültségek jellegüket tekintve (húzó-nyomó) a CT felvételeken látható deformációkkal összhangban voltak, tekintve a vápakosáron lévő horpadásokat és a kiemelkedéseket. Ezzel az alkalmazott végeselemes modell validáltnak volt tekinthető.

A továbbiakban a rámutattam, hogy bár valóban minőségileg helyes jellegű feszültségek keletkeznek a leggyakrabban ismétlődő terhelés, a járás maximumára, csupán az erre történő szilárdsági ellenőrzés nem javasolt, ugyanis ez csak egy szűk szegmensét fedi le az életviteli terheléseknek. Az irodalom eddig olyan szemlélettel kezelte ezt a statikus ellenőrzést, hogy bizonyos, nagy magnitúdójú terhelések kiválasztását alkalmazta. Nem vette figyelembe, hogy előfordulhatnak ugyan kicsit kisebb nagyságú, ám jelentősen eltérő irányú terhelések is az életvitel során. Rámutattam arra is, hogy nem reprezentatív az egyes terheléstípusok maximumainak használata sem, hiszen akkor is kimaradnak eltérő irányú erők.

Ennek a problémának a megoldására, egy olyan szemléletet vezettem be, miszerint találjunk olyan terhelésvektorokat, amiknek kis környezetében nála nagyobb terhelés nem fordul elő, valamint az összes életviteli terhelést lefedik a lehető legkevesebb számossággal. Más szavakkal, olyan vektorokat keresünk, amelyek köré adott félkúpszöggel gömbcikkeket rajzolva, a gömbcikkék belsejében helyezkedik el az összes vizsgálandó terhelésvektor és ezen gömbcikkék számossága a lehető legkevesebb. Ez a lefedési probléma számítástechnikailag igen nehéz, ezért egy heurisztikus algoritmust dolgoztam ki megoldására. Ezzel 10° -os félkúpszöveget választva, a HIP98 adathalmaz átlagos páciensre vonatkozó életviteli terhelései (mely kilenc típus tartalmazott) tíz darab ilyen gömbcikkével, azaz fő terhelésvektorral lefedhető volt. Más szavakkal, ezen fő terhelésvektorok 10° -os környezetében biztosan nem fordul elő olyan életviteli terhelést, amit ne fedne le valamelyikük. Az elvégzendő szilárdsági szimulációk száma ebben az esetben tíz darab volt, mely alkalmas volt arra, hogy egy új potenciális feszültséggyűjtő helyet is kimutasson a vápakosaras rögzítésen az eddigi irodalmi terhelések által létrejötteken túl.

A graftátalakulás szempontjából szintén teljesen más szemléletet kellett alkalmazni. Az irodalomban a tapasztalati úton eddig korábban használt, járasterheléshez kötődő terhelések helyett más szerzők optimalizálási problémaként tekintve a feladatra, szintén a járasterheléshez kötődően választottak ki bizonyos terheléseket, melyeket aztán súlytényezővel ellátva próbálták megtalálni azokat a terhelésvektor-súlytényező párosokat, amik egy adott páciens járásciklusához illeszkedik. Az eredményeikben csak egy bizonyos zóna megfelelőségét vizsgálták és az ottani relatív eltérések átlagosan pár százalékra adódtak. Ezzel szemben én mechanikai, matematikai levezetéssel alátámasztottan dolgoztam ki egy olyan eljárást, aminek során a teljes, relatív gyakorisággal súlyozott életviteli spektrum helyettesíthető három olyan terhelésvektorral, amelyek által kiváltott alakváltozási energiasűrűségek átlaga megegyezik a teljes terhelésspektrum által súlyozottan számítottal, numerikus hibahatáron belül. Ennek bizonyítását egy vápakosaras rögzítés vége-selemes modelljén is megejtettem.

6.2. Tudományos eredmények alkalmazhatósága

Ebben az alfejezetben a legfontosabb új tudományos eredmények alkalmazhatóságát írom le, melyeket később tézisekben is megfogalmazok.

Az első tudományos eredmény a heurisztikus algoritmus. Ez más terheléssokaságra, más félkúpszöggel is meg tud határozni fő terhelésvektorokat a hasonlóan terhelt szerkezeteknél, vagyis ahol az erőbevezetés modellezhető úgy, mint egy közös kezdőpontból kiinduló vektorsokaság. Ez egyúttal a vápakosaras rögzítésben azt is jelenti, hogy amennyiben ismertek akár páciens specifikusan az ízületi terhelések, pl. inverz kinematikai módszerekkel kiszámítottan, a számított csípőízületi erőket, mint bemeneti adathalmaz fel lehet dolgozni ezzel.

Felhasználva ezt az algoritmust, valamint az az irodalomban is elterjedt körülményt, hogy a vápakosarak végeselemes vizsgálatára átlagos páciens esetén fellépő terheléseket alkalmaznak, a statikus, rugalmas szilárdsági számításokhoz használt végeselemes modellek javasolt terhelési- és peremfeltételi előírásai a második új tudományos eredmény. Ezek az átlagos páciensre vonatkozó testsúlyszázalékban megadott terhelések, melyek már most közvetlenül használhatók az implantátumváltozatok szilárdsági ellenőrzéséhez.

Harmadik új tudományos eredményem, hogy a különböző relatív gyakorisággal súlyozott terhelésekre kialakuló átlagos alakváltozási energiasűrűség eloszlással a csontgraftátalakulás modellezésére szolgáló iterációs számításokban mindössze három terhelésre kialakuló eredmények átlagolását kell megejteni. Ezzel a kialakuló csontszerkezetet lehet költséghatékonyan becsülni, valamint alkalmas arra is, különböző terhelésspektrumok hatását vessük össze, amik a csontgraftátalakulás anyagjellemzőinek paraméterbecslésében is segít. A szilárdságilag megfelelő vápakosár változatok közötti döntést elősegítheti, ha a csontgraftátalakulás szempontjából is összehasonlítjuk a konstrukciókat, amit ezzel a módszerrel erőforráshatékonyan meg lehet tenni. Továbbá a módszer az alakváltozási energiasűrűség minél gyorsabb és pontosabb előállításán alapszik, ezért alkalmas a hasonlóan, aktív terhelésként egy pontban működtetett terheléssokaságra történő térfogathányad kényszerrel ellátott, merevségmaximalizáló célfüggvénnyel ellátott szerkezetek topológia optimalizálására.

Összességében az új tudományos eredmények abban segítenek, hogy egy közös kezdőpontú terheléssokaság szerkezetre gyakorolt hatását statikus szilárdsági szempontból, illetve, ha ezenkívül a modell linearitása fennáll, akkor az alakváltozási energiasűrűség eloszlásának szempontjából hatékony számítási modellekkel tudjuk figyelembe venni. Ennek a vápakosár alkalmazott végeselemes modelljei eleget tesznek, így ilyenképpen vizsgálható és fejleszhető.

6.3. Korlátok, kritikák

Az új tudományos eredmények korlátai és a teljes kutatással felmerült kritikák itt részletezésre kerülnek. Egyes esetekben az is, milyen ellenintézkedéssel próbáltam mérsékelni a bizonytalanságokat, megbízhatóbbá tenni az eredményeimet. A korlátok és a kritikák ismeretében sokkal egyértelműbben meghatározhatók a fejlesztési lehetőségek és a továbbhaladási irányok.

A korlátok közül egyértelműen az a leglényegesebb, hogy a végeselemes modellek terhelési és peremfeltételi modelljének olyannak kell lennie, hogy az erőbevezetés, az aktív erők egy közös csomópontban hassanak. Ez igaz a fő terhelésvektorokat számító algoritmusra is. Az elmozdulásoknak minden esetben kicsinek kell lennie. Statikus terhelésekkel lehet velük dolgozni, azaz nem lehet vele a dinamikus hatásokat kezelni, ugyanígy az erősen nemlineáris problémákat sem. Az alakváltozási energiasűrűség eloszlásának gyors kiszámításához kötődő helyettesítő terhelésvektorok egyértelműen csak teljesen lineáris modellek esetén produkálnak megfelelő eredményt, azaz itt még nemlineáris kontaktok sem jöhetnek szóba. A vápakosaras rögzítés tekintetében ez azt jelenti, hogy az izomerőket nem lehet figyelembe venni, mint aktív erőket, az anyagmodelleknek alapvetően lineárisnak kell lenni, és csak akkora csonthiánnyal lehet foglalkozni, ami még érdemben nem változtatja meg a medence statikáját. Más szavakkal a félmedence modell peremfeltételei, a keresztcsonti és a szeméremcsonti ízületi felszíneken ekkor még kellően jó közelítést adnak. Erről kellett a validáció során meggyőződni. A csontgraftátalakulási számításoknál a kapcsolatok amúgyis lineárisak (ragasztott kapcsolat), ezek terjedtek el az irodalomban, hiszen rendkívül erőforrásigényes lenne a kontaktos számítások alkalmazása ebben a hosszadalmas iteratív folyamatban, amit a graftátalakulás igényel.

Az irodalomkutatás tekintetében, bár igyekeztem rangos folyóiratok módszertanilag helyes és releváns cikkeit feldolgozni, a lehető legaktuálisabbakból, hogy a trendekkel tisztában legyek, ezen tématerülettel szinte naponta jelennek meg újabb publikációk, a modell fejlesztésével ez egyre szerteágazóbb lesz.

A geometriai modellek létrehozása során a CT felvételeket használtam fel. A készítésük során pontosan alkalmazott gépbeállítások nem voltak ismertek. A CT felvételek számos esetben szórt röntgenfotonokat tartalmaztak. Ezek bizonyos irányokban magasabb szűrkeségi értékekkel ellátott voxeleket eredményez, számos manuális utómunkával. A manuális utómunkák hibalehetőséget is rejtenek, rétegről-rétegre kell haladni. A vápakosár geometriai modelljének elkészítése során a CT felvétel pontatlanságai jobban kiütközhetnek.

Az anyagmodellnél első körben kiemelendő a csont anyagának modellezési kérdése. A CT felvételek nem voltak alkalmasak arra, hogy a beültetett vápakosár környéki részeken teljes egészében CT alapú anyagmegfeleltetés legyen, ugyanis a felvételen található szórt röntgenfotonok által magasabb szűrkeségi értékű

állományok keletkeztek. Nem volt lehetőség itt a kortikális és a szivacsos csontállomány szétválasztására sem, ezért homogén anyagjellemzőt alkalmaztam. Ennek alkalmazhatóságáról, azaz arról, hogy lényegesen nem befolyásolja a vápakosár feszültségállapotát, érzékenységvizsgálattal győződtem meg.

A vápakosárról fontos tudni, hogy hajlított lemezalkatrész, melyet nem vetettek alá feszültségmentesítő hőkezelésnek a hajlítása után. Ennek következtében maradó feszültségeket tartalmaz és fel is keményedett, a folyáshatára a hidegalakított részeken magasabb. Ennek mértékére egyelőre nincsen pontos információ, feltételeztem, hogy a felkeményedett anyag megemelkedett folyáshatárával a lineáris tartomány kiterjed, így a lineáris anyagmodellel történő számítások is nyújtanak használható eredményt.

Mint korábban említésre került, csak fél medencemodell használatát implementáltam a vizsgálatokban, azaz a másik láb terhelését nem vettem figyelembe, csak a peremfeltételeken keresztül, melyek azt feltételezték, hogy a medence a lokális koordináta rendszerében jelentősen nem mozdul el. Egy viszonylag megengedőbb peremfeltételt alkalmazva a szeméremcsonti ízületen, miszerint csak az x irányú elmozdulást gátolom meg azon a részen, a vápakosár feszültségállapotában nem állt be jelentősebb változás. Ezt az érzékenységvizsgálatot végeztem a peremfeltételekre, hogy azok hatásáról valamelyest lehessen nyilatkozni. Az izmok, szalagok hatása sem került figyelembevételre.

A 10° -os lefedés egy önkényesen választott félkúpszög, melynek használatával 10 fő terhelésvektor volt alkalmas a teljes életvitel spektrum lefedésére. Mivel az algoritmus heurisztikus, ezért nincsen garancia arra, hogy ez egyúttal globális optimumot is jelent, azaz nem lehet tudni, létezik-e kevesebb fő terhelésvektorszámú lefedés. Ennek vizsgálatára különböző paraméterekkel vizsgálatokat végeztem, de 10° -os félkúpszögnél nem találtam ennél kevesebb számút még más büntetőfüggvénykitevők és keresési felbontás mellett sem. Felmerülhet kritikaként, miért nem kisebb szögűre végeztem el a vizsgálatokat. Ennek oka az, hogy a félkúpszög csökkentésével egyre több végeselemes vizsgálatot kellene végezni. Ugyanakkor jusson eszünkbe az is, ha ennél kisebb szögbeli eltérést tartunk elfogadhatónak, az akkor az eddigi irodalmi terhelések megbízhatóságát is csökkenti, hiszen azt jelentené, hogy azok szűk számossága miatt még kevesebb életviteli terhelés hatását tudnánk becsülni.

A csontgraftátalakulás tekintetében az egyik legnagyobb kutatásra vonatkozó kritika az átalakulási paramétereket illeti. Sajnos ezekről a szakirodalomnak is csekély ismerete van. Az alkalmazott paraméterek nem veszik figyelembe a csontgraftok túlterhelés okozta leépülését. Viszont az alkalmazott mechanikai módszertannal talán van lehetőség arra, hogy mivel a terhelésspektrumok hatását így minden eddiginél hatékonyabban figyelembe tudjuk venni, talán könnyeb lesz ezeket a későbbiekben meghatározni.

6.4. Továbbhaladási irány, kitekintés

A legegyszerűbb továbbhaladási irány közvetlenül a vápakosarak fejlesztéséhez kötődik. A vápakosár koncepcionális terveit a topológiai optimalizálás eszközzel lehet létrehozni. Ekkor már az egész vápakosár újratervezéséről beszélhetünk. A topológia optimalizálás eszközével lehetőség nyílik arra, hogy az implantátumot egyszerre fejlesszük akképp, hogy mind a szilárdsági mind a biomechanikai teljesítőképességet kiterjesszük.

A fő terhelésvektorok módszerének alkalmazásával lehetőség nyílik arra, hogy ezeket együttesen, a szükséges szimulációk minimalizálásával egybekötöten kezeljük. Gondolok itt arra, hogy a három graftátalakulás számításához szükséges vektorra mindenképp ellenőriznünk kell a szerkezetet. Ezeket előre megadott szilárdsági ellenőrzővektornak tekintve, körük adott félkúpszöggel gömbcikkeket húzva, a teljes külső terheléseket tartalmazó terheléssokaságból ennyivel kevesebbet kell lefedni.

Ideális esetben egy topológia optimalizáláshoz ekkor a következő célfüggvényt és kényszereket lehetne megfogalmazni. A szilárdsági követelmények alapvetően kényszerként jelennek meg az ilyenfajta optimalizálásokban, lévén irreleváns a páciens szempontjából, hogy az implantátumban mekkora feszültségek ébrednek a rendeltetésszerű használat során, amitől az nem megy tönkre. A célfüggvény a graftátalakuláskor elért tömeghányad maximalizálása. Igen érdekes kérdés, hogy a csontgraftátalakulás iteratív számítását vajon mivel lehetne kiváltani? Ez függ a csontgraftátalakulás választott függvényétől is, ugyanis, ha a túlterhelés okozta csontleépülést is figyelembe vesszük, a végső konvergencia állapot már nem modellezhető a topológia optimalizálás eszközével. Kézenfekvőnek tűnik az első iteráció során kialakuló tömegváltozást kiértékelni. Erről azonban fontos megjegyezni, hogy ugyan általános esetben a nagyobb kezdeti tömegváltozás a konvergencia állapotban is nagyobb végleges kialakult tömeghányadot jelent, de ez külön vizsgálat tárgyát képezi. Azonban az ilyen típusú feladatok nagyon nehezen konvergálnak. Helyettesítő, egyszerűsített megoldásként felmerült ötletként, hogy meg lehetne-e fogalmazni ezt a feladatot akképp, hogy elmozduláskényszerekkel próbáljuk körülírni a lehetőségeinket, amikről már születtek további publikációim.

Az is nagyon fontos szempont, hogy a lemezalkatrész gyárthatóságára való követelmények implementálása ebben az esetben sokkal bonyolultabb, de a fém additív gyártás lehetőségével az eredmények könnyebben értelmezhetők.

A most meglévő végeselemes modellel a további vizsgálatokat tervezek elvégezni. A CT alapú anyagmegfeleltetés által biztosított nagyobb pontosságot a csavarok környékén végzett submodel-es vizsgálatokkal lehet igazán kihasználni, ehhez és a többi vizsgálatához szórt röntgenfotonoktól mentes CT felvételek kellenek.

A végeselemes modell fejlesztésének adódik a terhelés és a peremfeltételi modell finomítása. Ehhez az OpenSim Community nevű kutatási portál által nyújtott lehetőségeket próbálom implementálni a modellbe, amivel az ízületi erőket lehetne páciens specifikusan figyelembe venni.

Érdeemes lenne az érzékenységanalízis segítségével a csavarok elhelyezkedését vizsgálni, valamint azt, hogy a különféle modellezés során felmerülő hibák miként hatnak ki az eredményekre. Ilyen hibák lehetnek a medence CT felvétel készítése során fellépő szeletelésből adódó hibák, a CAD modell kialakítása során létrejövő eltérések, az anyagjellemzők pontos értékeinek hiánya, a terhelések, peremfeltételekben, kontakt kapcsolatokban lévő hibák. Azért érdemes ezekkel foglalkozni, mert ha ezeknek a hibáknak a nagyságát becsülni lehet, akkor a „*robust design*” eljárás segítségével létre lehet hozni egy olyan vápakosarat, aminek a konstrukciója, szilárdsági megfelelése a lehető legkevésbé függ az információk hiányosságából adódó hibáktól, jobb vápakosarat eredményezve ezzel.

A kiterjedt szilárdsági ellenőrzéshez, még a következő szempontokat javaslom. Érdemes lenne a terhelési típusokat három csoportra osztani és más jellegű szempontokkal figyelembe venni. Például az alábbiak szerint:

- Rendkívüli terhelés: Kellő biztonság a törés ellen, mondjuk egy botlás, vagy esés miatt.
- Statikus szilárdsági ellenőrzés: Kellő biztonság a folyás ellen, akár plasztikus anyagmodelles vizsgálattal, a jelenlegi életviteli terhelésekre. Ehhez azonban a hidegalakítás során a szerkezetben kialakuló feszültségeket is modellezni kellene.
- Nagyciklusú kifáradási vizsgálat: A járasterhelés különböző szakaszaira egy több terheléslépcsős vizsgálatot lenne érdemes elvégezni, ami után lehetne az ebből kialakult végeselemes eredményekkel *nCode*-ban kifáradási vizsgálatot végezni. Ha nem vesszük figyelembe a csontgraft átalakulását és az összecsontosodás hatását, akkor a biztonság irányába térünk el. Egy nagyciklusú kifáradási vizsgálatnak azonban az a feltétele, hogy a feszültségek az elasztikus zónában maradjanak. Konzervatívabb megközelítést ad a kifáradás nyúlás alapú megközelítése.

A csontgraftátalakulás paramétereinek meghatározásához becslésem szerint (más pulikációk által) legalább 50 jóminőségű, férfi-női páciensekről vegyesen, kontroll vizsgálatokat is tartalmazó adatállomány lenne szükséges. Ezen mennyiséghez feltétlen keresni kell a nemzetközi kutatócsoportokkal való kapcsolatot és további forrásbevonásokat eszközölni például pályázatok által.

7. SUMMARY

My research provides a comprehensive biomechanical analysis of acetabular cage fixation systems used in hip joint reconstructions. I begin with an extensive literature review on anatomical, clinical, and biomechanical modeling, which forms the basis for the computational models and simulations I developed.

Geometric models of the hemipelvis and fixation systems were created using pre- and post-operative CT scans of patients with acetabular cage fixations. Loads, boundary conditions, contact interactions, and material properties were derived from biomechanical literature. The bone material was modeled using a combined approach: homogeneous material properties were assigned near the acetabular cage, while cortical bone was modeled with shell elements and cancellous bone with solid elements further away. Components like the polyethylene liner and steel parts, including the acetabular cage, screws, and femoral head, were modeled with homogeneous, linear elastic, isotropic material properties.

A sensitivity analysis varied the modulus of elasticity of the homogeneous bone material by $\pm 30\%$ and modified the boundary conditions at the pubic bone. These variations did not significantly affect the stress state in the acetabular cage, indicating that precise material characterization of the bone in this region is unnecessary for accurate stress analysis. This also suggested that uncertainties in boundary conditions do not substantially impact the results under the current loading model.

Due to numerous frictional contacts, computational simulations were resource-intensive, with run times between 9–12 hours using the current configuration. Mesh refinement studies ensured that stress results at critical locations were not mesh-dependent, and the rounded geometry prevented stress singularities.

Under these validated parameters, the acetabular cage was analyzed under static loading corresponding to the maximum load during gait, as per existing literature. Identified stress concentrations and the nature of the stress state were consistent with deformations observed in patients' post-operative and one-year follow-up CT scans, including indentations and protrusions on the acetabular cage. This correlation validated the finite element model used in the study.

The study highlighted that analyzing the acetabular cage solely under maximum gait loading is inadequate for comprehensive strength verification. Traditional approaches focus on high-magnitude loads, neglecting smaller magnitude loads with significantly different directions that occur in daily life. Using only the maxima of individual load types is not representative, as it omits loads from different directions.

To address this limitation, a novel approach was introduced to identify a minimal set of load vectors covering the entire spectrum of life activities. By formulating the problem as covering the load vector space with spherical sectors of a given half-cone angle, a heuristic algorithm was developed for efficient identification. Using a 10° half-apex angle, the algorithm determined ten main load vectors that collectively cover all relevant life loads for an average patient, derived from the HIP98 dataset containing nine load types. This reduced the number of necessary strength simulations to ten and revealed new potential stress concentration areas on the acetabular cage not identified by traditional load cases.

For modeling bone graft transformation, a different approach was necessary. I developed a method, supported by mechanical and mathematical proof, to replace the entire life load spectrum, weighted by relative frequency, with just three load vectors. The average strain energy density distributions induced by these vectors matched the weighted average from the full load spectrum within numerical error margins. This significant reduction in computational effort allows for cost-effective estimation of bone structure evolution and facilitates comparison of different load spectra, aiding in parameter estimation for bone graft remodeling material properties.

Overall, the new scientific results are the following:

The first significant scientific contribution is the heuristic algorithm for selecting main load vectors, applicable to any load set and half-cone angle for similarly loaded structures where loads can be modeled as vectors originating from a common point. This is particularly useful even for patient-specific joint load calculations obtained through inverse kinematic methods.

The second contribution is the recommended loading and boundary condition prescriptions for finite element models used in static, elastic strength calculations. These are based on loads expressed as percentages of body weight for an average patient and can be directly utilized for strength verification of implant variants.

The third contribution demonstrates that in iterative calculations for bone graft remodeling, only the results from three load cases need to be averaged to accurately represent the strain energy density distribution weighted by relative frequency. This method enables efficient evaluation of bone graft remodeling and supports the comparison of implant designs not only from a strength perspective but also considering their impact on bone remodeling. Furthermore, the method's reliance on rapid and accurate determination of strain energy density makes it suitable for topology optimization of structures with active loads acting at one point, incorporating volume fraction constraints and stiffness-maximizing objectives.

Key limitations include the assumption that active forces act at a common node in the finite element models, restricting the consideration of muscle forces and necessitating linear material models and small displacements. Dynamic effects and strongly nonlinear problems cannot be addressed with this approach, and nonlinear contacts are excluded when using simplified load vectors for strain energy density calculations.

Uncertainties in CT scans, such as scattered X-ray photons and manual post-processing errors, may introduce inaccuracies in the geometric models. Material property characterization of bone was simplified due to these limitations, though sensitivity analyses suggested this did not significantly affect the acetabular cage stress analysis.

Residual stresses and material hardening in the acetabular cage, resulting from manufacturing processes like bending without stress-relief heat treatment, were not precisely accounted for due to a lack of specific information. Assumptions were made to extend the linear elastic range, acknowledging potential inaccuracies.

The algorithm for selecting main load vectors is heuristic, without a guarantee of finding the global optimum. The choice of a 10° half-cone angle was arbitrary, balancing computational feasibility with coverage of the load spectrum. Reducing the angle would increase computational demands, and smaller angles may not significantly enhance the reliability of load representation. Critiques regarding the parameters used for bone graft remodeling highlight the need for more comprehensive data, as current literature provides limited insights into these parameters.

Future work includes developing the acetabular cage design using topology optimization tools, incorporating both strength and biomechanical performance enhancements. The method of main load vectors can be integrated into this process to minimize the number of required simulations. By considering the three load vectors necessary for bone graft remodeling calculations as predefined strength verification vectors, the number of external load cases to cover is reduced.

Incorporating manufacturing constraints and exploring additive manufacturing techniques could further refine designs. The possibility of formulating the optimization problem to maximize bone graft transformation while satisfying strength requirements offers an intriguing research avenue. However, challenges exist in replacing iterative bone remodeling calculations, especially when considering bone degradation due to overloading.

Patient-specific modeling could advance by implementing data from resources like the OpenSim Community, allowing individualized joint force considerations. Sensitivity analyses on screw placement and modeling errors could lead to more robust designs less sensitive to uncertainties. The use of robust design procedures could help create acetabular cages whose performance is less affected by informational gaps.

Comprehensive strength verification should encompass:

- Exceptional Loads: Ensuring safety against fracture due to incidents like stumbling or falling.
- Static Strength Verification: Ensuring safety against yielding, potentially using plastic material models and considering residual stresses from manufacturing.
- High-Cycle Fatigue Analysis: Performing multi-step load examinations corresponding to different gait phases, followed by fatigue analysis using specialized software. This approach assumes stresses remain within the elastic range but can be made more conservative with strain-based fatigue assessments.

Determining accurate parameters for bone graft remodeling remains a challenge, necessitating collaboration with international research groups to gather sufficient high-quality patient data for validation and refinement of models.

Overall, the new scientific results contribute to more efficient and comprehensive modeling of acetabular cage fixations. By addressing limitations in traditional loading approaches and introducing innovative methods for load vector selection and bone graft remodeling modeling, this research paves the way for improved implant designs and patient outcomes. Future work will focus on refining these models, incorporating patient-specific data, and exploring advanced optimization techniques to enhance both the structural strength and biological integration of acetabular cage implants.

8. TÉZISEK

Az első tézis az életviteli terheléseket gömbcikkkel lefedő algoritmust mutatja be.

Első tézis [Dóczy2023b]

A háromdimenziós térben, közös kezdőpontú vektorok tetszőlegesen választott félkúpszöggel rendelkező gömbcikkkel lefedhetők, az alábbi algoritmust használva, melynek során az első szakaszban 3D vektorokból kiindulva, azokat egységvektorokká alakítva, az ábrázolt lépésekkel a gömbcikkek középvonalát, ezzel a fő terhelésvektorok irányait határozza meg, a második szakaszban pedig a fő terhelésvektorok hosszbeállítása történik (61. ábra):



61. ábra. Folyamatábra 3D vektorokból fő terhelésvektorok számításához

A második tézis tartalmazza a vápakosarak szilárdsági végeeselemes vizsgálatához szükséges terhelési és peremfeltételi előírásait, annak alkalmazási határait.

Második tézis [Dóczy2018a], [Dóczy2020a], [Dóczy2022], [Dóczy2023b]

Medence diszkontinuitással nem rendelkező, acetabuláris csonthiány kezelésére szolgáló vápakosarak statikus szilárdsági ellenőrzéséhez az alábbi terhelés- és peremfeltételi előírást kell alkalmazni:

- Peremfeltételként a csonthiányos félmedence modelljén, fix megfogást kell működtetni a szeméremcsont symphysis ízületi felületén, valamint a keresztcsonti ízület csatlakozásánál.
- Terhelésként a csípőízületi forgáspontban működtetett erőként az alábbi 10 terhelésvektort kell egyesével, a különálló szilárdsági ellenőrzés céljából megadni, testsúlyszázalékban [BW%] kifejezve (14. táblázat):

14. táblázat. Javasolt fő terhelésvektorok

#	<i>x</i> komponens [BW%]	<i>y</i> komponens [BW%]	<i>z</i> komponens [BW%]
1	66,15	66,18	243,39
2	42,19	-71,89	237,65
3	60,62	-44,67	233,17
4	35,41	11,99	240,21
5	98,18	16,14	191,44
6	40,90	-121,47	173,46
7	90,51	-128,20	108,11
8	69,16	-62,23	119,74
9	63,56	-18,18	92,72
10	34,89	-38,78	23,17

Itt a jobbsodrású koordinátarendszer *x* tengelye a csípőízületi forgáspontokat összekötő egyenes és iránya befelé mutat a medencében, a *z* tengely a keresztcsont középpontján áthaladó és az *x* tengelyre merőleges egyenes, mely felfelé mutat, az *y* pedig erre a kettő tengelyre merőleges tengely [Bergmann2001].

A harmadik tézis a mechanikai levezetéssel alátámasztott, csontgraftátalakuláshoz kapcsolódó alakváltozási energiasűrűségét helyettesítő terhelésvektorok kiszámítását részletezi.

Harmadik tézis [Dóczy2020b], [Dóczy2021], [Dóczy2023a], [Dóczy2023c]

Ha egy szerkezetre olyan erőterhelések hatnak, melyek egy közös csomópontban koncentrálnak, terheléscsoportokra oszthatók, és a terheléscsoporton belüli átlagos alakváltozási energiasűrűség egyszerű átlagszámítással, majd a terheléscsoportok által létrehozott átlag súlyozott átlagként számítható, feltéve, hogy a súlytényezők összege 1, lineáris végeeselemes modell alkalmazása esetén az elemenkénti alakváltozási energiasűrűség kiszámításához zárt alakban előállítható három olyan terhelésvektor, amelyek által generált alakváltozási energiasűrűségek számtani átlaga numerikus pontosságon belül ekvivalens a terheléssokaság által kiváltott alakváltozási energiasűrűség súlyozott átlagával, a következők alapján (45):

$$\underline{\underline{\Phi}} = \begin{bmatrix} \Phi_{11} & \Phi_{12} & \Phi_{13} \\ \Phi_{12} & \Phi_{22} & \Phi_{23} \\ \Phi_{13} & \Phi_{23} & \Phi_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij}^2 & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij} \cdot b_{ij} & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij} \cdot c_{ij} \\ 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij} \cdot b_{ij} & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} b_{ij}^2 & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} b_{ij} \cdot c_{ij} \\ 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} a_{ij} \cdot c_{ij} & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} b_{ij} \cdot c_{ij} & 3 \cdot \sum_{i=1}^n \frac{w_i}{k_i} \cdot \sum_{j=1}^{k_i} c_{ij}^2 \end{bmatrix} \quad (45)$$

ahol,

$\underline{\underline{\Phi}}$: A külső erők komponenseiből, darabszámából és csoportonkénti relatív gyakoriságai alapján előállított szimmetrikus mátrix,

n : A terheléscsoportok darabszáma,

i : A terheléscsoportok futóindexe,

j : Egy terheléscsoportba tartozó terhelések futóindexe,

w_i : Az i -edik terheléscsoport súlytényezője ($\sum_{i=1}^n w_i = 1$),

k_i : Az i -edik terheléscsoportba eső terhelések darabszáma,

a : x irányú komponens,

b : y irányú komponens,

c : z irányú komponens,

a helyettesítő terhelésvektorokat ilyen alakban keressük (46):

$$\underline{f}_{subst,1} = \begin{bmatrix} a_{subst,1} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}; \underline{f}_{subst,2} = \begin{bmatrix} a_{subst,2} \\ b_{subst,3} \\ 0 \end{bmatrix}; \underline{f}_{subst,3} = \begin{bmatrix} a_{subst,3} \\ b_{subst,3} \\ c_{subst,3} \end{bmatrix}, \quad (46)$$

ahol,

\underline{f}_{subst} : A helyettesítő terhelés komponenseiből előállított vektor,

amelyekből majd a szükséges terhelés az x , y , z irányú egység terhelésvektorokkal a következők szerint adható meg (47):

$$\underline{F}_{subst,p} = a_{subst,p} \cdot \underline{F}_{unit}^{(x)} + b_{subst,p} \cdot \underline{F}_{unit}^{(y)} + c_{subst,p} \cdot \underline{F}_{unit}^{(z)}, \quad (47)$$

ahol,

p : A helyettesítő terhelésvektorok futóindexe ($p=1,2,3$),

\underline{F}_{unit} : Az adott irányú egység terhelésvektor,

a helyettesítő terhelés komponensei így láncszerűen számíthatók, az esetleges 0/0 hányadosokat 0-ként értelmezve (48-53. egyenletek):

$$c_{subst,3} = \sqrt{\Phi_{33}}, \quad (48)$$

$$b_{subst,3} = \frac{\Phi_{23}}{c_{subst,3}}, \quad (49)$$

$$a_{subst,3} = \frac{\Phi_{13}}{c_{subst,3}}, \quad (50)$$

$$b_{subst,2} = \sqrt{\Phi_{22} - b_{subst,3}^2}, \quad (51)$$

$$a_{subst,2} = \frac{\Phi_{12} - a_{subst,3} \cdot b_{subst,3}}{b_{subst,2}}, \quad (52)$$

$$a_{subst,1} = \sqrt{\Phi_{11} - a_{subst,2}^2 - a_{subst,3}^2}. \quad (53)$$

9. FELHASZNÁLT FORRÁSOK

9.1. Hivatkozások

[1.4441ImplantND] "1.4441 Implant." n.d. Accessed December 5, 2018. <http://www.kleinmetals.ch/shop/datenblatt/E/555.pdf>.

[Abeyta2008] Abeyta, P., et al. 2008. "Reconstruction of Major Segmental Acetabular Defects with an Oblong-Shaped Cementless Prosthesis: A Long-Term Outcomes Study." *The Journal of Arthroplasty* 23 (2): 247-253.

[Abu-Amer2007] Abu-Amer, Y., I. Darwech, and J. Cloisy. 2007. "Aseptic loosening of total joint replacements: mechanisms underlying osteolysis and potential therapies." Accessed December 9, 2018. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1924521/>.

[Ahmad2015] Ahmad, A., and R. Schwarzkopf. 2015. "Clinical evaluation and surgical options in acetabular reconstruction: A literature review." *Journal of Orthopaedics* 12 (2): S238-S243.

[AKSteelND] Product data sheet 316/316L Stainless steel UNS S31600 and UNS S31603. n.d. AK Steel. Accessed December 9, 2018. http://www.aksteel.com/pdf/markets_products/stainless/austenitic/316_316l_data_sheet.pdf.

[AnatomybodychartsND] Skeletal system anatomy of a bones. n.d. Accessed December 9, 2018. <http://anatomybody-charts.us/skeletal-system-diagram-bones/skeletal-system-anatomy-of-a-bones/>.

[Anderson2005] Anderson, A., et al. 2005. "Subject-Specific Finite Element Model of the Pelvis: Development, Validation and Sensitivity Studies." *Journal of Biomechanical Engineering* 27 (3): 364-373.

[Anderson2007] Anderson, A.E., B.J. Ellis, and J.A. Weiss. "Verification, Validation and Sensitivity Studies in Computational Biomechanics." *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 10, no. 3, pp. 171–184, 2007. <https://doi.org/10.1080/10255840601160484>.

[AOANJRR2016] "Hip, knee and shoulder arthroplasty annual report." 2016. Accessed December 10, 2018. <https://aoanjrr.sahmri.com/documents/10180/275066/Hip%2C%20Knee%20%26%20Shoulder%20Arthroplasty>.

[ArazlimedikalND] "Acetabular reinforcement rings." n.d. Accessed December 15, 2017. <http://www.arazlimedikal.com.tr/?p=690>.

[Austman2008] Austman, R., J. Milner, D. Holdsworth, and C. Dunning. 2008. "The effect of the density–modulus relationship selected to apply material properties in a finite element model of long bone." *Journal of Biomechanics* 41 (5): 3171-3176.

- [Baauw2017] Marieke Baauw, Gijs Gerard van Hellemond, and Maarten Spruit. 2017. "A Custom-made Acetabular Implant for Paprosky Type 3 Defects." *Orthopedics* 40 (1): e195-e198.
- [Banijamali2015] Ali Banijamali, S.M., R. Oftadeh, A. Nazarian, R. Goebel, A. Vaziri, and H. Nayeb-Hashemi. 2015. "Effects of Different Loading Patterns on the Trabecular Bone Morphology of the Proximal Femur Using Adaptive Bone Remodeling." *ASME Journal of Biomechanical Engineering* 137 (1): 011011.
- [Barak2011] Barak, M.M., D.E. Lieberman, and J.-J. Hublin. 2011. "A Wolff in sheep's clothing: Trabecular bone adaptation in response to changes in joint loading orientation." *Bone* 49 (6): 1141-1151.
- [Bejek2013] Bejek, Z., J. Lakatos, and M. Szendrői. 2013. "Váparekonstrukció lehetőség kiterjedt os ilii defektus esetén revíziós műtétekben." Accessed December 9, 2018. <https://matroklaszt.files.wordpress.com/2014/08/04-bejek2.pdf>.
- [Bergmann2001] Bergmann, G., et al. 2001. "Hip contact forces and gait patterns from routine activities." *Journal of Biomechanics* 34 (7): 859-891.
- [Chang2014] Chang, Chih-Wei, et al. 2014. "Role of the compression screw in the dynamic hip-screw system: A finite-element study." *Medical Engineering & Physics* 37 (112): 1174-1179.
- [Chen2010] Chen, G., et al. 2010. "A new approach for assigning bone material properties from CT images into finite element models." *Journal of Biomechanics* 43 (5): 1011-1015.
- [Chen2015] Chen, G., et al. 2015. "Comparisons of node-based and element-based approaches of assigning bone material properties onto subject-specific finite element models." *Medical Engineering & Physics* 37 (8): 808-812.
- [Christen2012] Christen, P., et al. 2012. "Bone morphology allows estimation of loading history in a murine model of bone adaptation." *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 11 (3-4): 483-492.
- [Christen2013a] Christen, P., K. Ito, I. Knippels, R. Müller, G.H. van Lenthe, and B. van Rietbergen. 2013a. "Subject-specific bone loading estimation in the human distal radius." *Journal of Biomechanics* 46 (4): 759-766.
- [Christen2013b] Christen, P., K. Ito, A.A. Santos, R. Müller, and B. van Rietbergen. 2013b. "Validation of a bone loading estimation algorithm for patient-specific bone remodelling simulations." *Journal of Biomechanics* 46 (5): 941-8.
- [Chun2021] Chun, B.J., and I.G. Jang. 2021. "Determination of the Representative Static Loads for Cyclically Repeated Dynamic Loads: A Case Study of Bone Remodeling Simulation with Gait Loads." *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 200: 105924.

- [Chun2022] Chun, B.J., and I.G. Jang. 2022. "Framework of Sampling the Subject-specific Static Loads from the Gait Cycle of Interindividual Variation." *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 225: 107054.
- [Citak2016] Citak, M., et al. 2016. "The 3D-printed patient-specific acetabular component in the management of extensive acetabular defect with combined bilateral pelvic discontinuity." *Seminars in Arthroplasty* 27 (4): 272-276.
- [CjthakkarND] "Filling Bone Defects With Trabecular Metal Augments." n.d. Accessed December 10, 2018. <http://www.cjthakkar.com/hip-replacement/filling-bone-defects-with-trabecular-metal-augments.html>.
- [Cluett2016a] Cluett, J. 2016a. "Hip replacement dislocation." Accessed December 10, 2018. <https://www.verywell.com/hip-replacement-dislocation-2549760>.
- [Cluett2016b] Cluett, J. 2016b. "Hip replacement loosening." Accessed December 10, 2018. <https://www.verywell.com/hip-replacement-loosening-2548623>.
- [Costin2014] Costin, S., C. Micu, S. Cristea, and C. Dragomirescu. 2014. "Process for Realisation of a Cage Adapted to Patient for Specific Acetabular Defects in THA Revision." *UPB Scientific Bulletin, Series D: Mechanical Engineering* 76: 181–192.
- [Csoknyai2011] Csoknyai, M., and M. Wilhelm. 2011. "A sportmozgások biológiai alapjai." Accessed December 9, 2018. http://www.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/tamop425/0025_Csoknya_Maria-Wilhelm_Marta-A_sportmozgasok_biologiai_alapjai_I/0025_Csoknya_Maria-Wilhelm_Marta-A_sportmozgasok_biologiai_alapjai_I.pdf.
- [Das2011] Das, G. K., R. Fraser, A. Lòpez-Ortiz, B. G. Nickerson. 2011. "On the discrete unit disk cover problem." In *WALCOM: algorithms and computation*. WALCOM 2011. Lecture notes in computer science, edited by Katoh N., Kumar A. vol 6552. Springer, Berlin, Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-19094-0_16
- [Del-Valle-Mojica2019] Del-Valle-Mojica, J.F., T. Alonso-Rasgado, D. Jimenez-Cruz, C.G. Bailey, and T.N. Board. 2019. "Effect of Femoral Head Size, Subject Weight, and Activity Level on Acetabular Cement Mantle Stress Following Total Hip Arthroplasty." *Journal of Orthopaedic Research* 37: 1771–1783. <https://doi.org/10.1002/jor.24310>.
- [Dóczi2016] Dóczi, M. O. 2016. "Középső harmadi alkartörést rögzítő implantátum és csavarjainak végeelemes vizsgálata." Bachelor's thesis, Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem.
- [Dóczi2018a] Dóczi, M.O., and J. Simonovics. 2018. "Egyedi vápakosaras rögzítés végeelemes modelljének elkészítése." *GÉP* 2018(3): 8-11.
- [Dóczi2018b] Dóczi, M. O. 2018. "Egyedi vápakosár végeelemes modellezése." TDK dolgozat, Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem.

- [Dóczy2020a] Dóczy, M. O., R. Szódy, and P.T. Zwierczyk. 2020. "Failure Analysis of a Custom-made Acetabular Cage with Finite Element Method." In ECMS 2020. Proceedings of the 34th International ECMS Conference on Modelling and Simulation, edited by M. Steglich, C. Mueller, G. Neumann, and M. Walther, 250-255. Germany: European Council for Modelling and Simulation.
- [Dóczy2020b] Dóczy, M.O., R. Szódy, and P.T. Zwierczyk. 2020. "Csontgraft változásának vége-seleemes modellezése HyperMesh-Calculix környezetben." GÉP 2020(7-8): 15-18.
- [Dóczy2021] Dóczy, M.O., R. Szódy, and P.T. Zwierczyk. 2021. "Implementation of Bone Graft Adaptation's FE Model in HyperMesh." In Proceedings of the 35th International ECMS Conference on Modelling and Simulation, edited by K. Al-Begain et al., vol. 35(1). Web-organised Conference. doi:10.7148/2021-0152.
- [Dóczy2022] Dóczy, M.O., R. Szódy, and P.T. Zwierczyk. 2022. "Effect of the Design Constraints and the Loading Model on the Geometry of Topology Optimized Acetabular Cages." Periodica Polytechnica Mechanical Engineering 66(3): 253–259. doi:10.3311/PPme.20238
- [Dóczy2023a] Dóczy, M.O., R. Szódy, and P.T. Zwierczyk. 2023. "Equivalent Loads from the Life-Cycle of Acetabular Cages in Relation to Bone-Graft Transformation." Computer Methods and Programs in Biomedicine 236: 107654. doi:10.1016/j.cmpb.2023.107564.
- [Dóczy2023b] Dóczy, M.O., R. Szódy, and P.T. Zwierczyk. 2023. "Extended Mechanical Loads for the Analysis of Acetabular Cages." Biomechanics and Modeling in Mechanobiology 22: 1411–1423. doi:10.1007/s10237-023-01728-z.
- [Dóczy2023c] Dóczy, M.O., and P.T. Zwierczyk. 2023. "Topology Optimization with Displacement Constraints: A Comparative Analysis of Acetabular Cage Designs and Bone Graft's Strain Energy Density." Biomechanica Hungarica 16(1): 7–16. doi:10.17489/biohun/2023/1/582.
- [Du2020] Du, Y., J. Fu, J. Sun, G. Zhang, J. Chen, M. Ni, and Y. Zhou. 2020. "Acetabular Bone Defect in Total Hip Arthroplasty for Crowe II or III Developmental Dysplasia of the Hip: A Finite Element Study." Biomed Research International 2020: 4809013. <https://doi.org/10.1155/2020/4809013>.
- [EvertsmithND] Revision Hip Replacement Surgery. n.d. Accessed December 10, 2018. <http://evertsmith.com/treatment/hip-revision/>.
- [Fu2018] Fu, J., et al. 2018. "Reconstruction of Severe Acetabular Bone Defect with 3D Printed Ti6Al4V Augment: A Finite Element Study." BioMed Research International 2018: 6367203.

- [Gelaude2011] Gelaude, F., T. Clijmans, and H. Delpont. 2011. "Quantitative Computerized Assessment of the Degree of Acetabular Bone Deficiency: Total radial Acetabular Bone Loss (TrABL)." *Advances in Orthopedics*. Accessed December 10, 2018. <https://www.hindawi.com/journals/aorth/2011/494382/>.
- [Gervais2016] Gervais, B., A. Vadean, M. Raison, and M. Brochu. 2016. "Failure analysis of a 316L stainless steel femoral orthopedic implant." *Case Studies in Engineering Failure Analysis* 5-6: 30-38.
- [Hasenauer2017] Hasenauer, M., W. G. Paprosky, and N. Sheth. 2017. "Treatment options for chronic pelvic discontinuity." *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* 9 (1): 58-62.
- [Helgason2008a] Helgason, B., et al. 2008a. "A modified method for assigning material properties to FE models of bones." *Medical Engineering & Physics* 30 (4): 444-453.
- [Helgason2008b] Helgason, B., et al. 2008b. "Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review." *Clinical Biomechanics* 23 (2): 135-146.
- [Henninger2010] Henninger, H.B., S.P. Reese, A.E. Anderson, and J.A. Weiss. "Validation of Computational Models in Biomechanics." *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 224, no. 7, pp. 801-812, 2010. <https://doi.org/10.1243/09544119JEIM649>. PMID: PMC2941217.
- [Howells2018] Howells, R. 2018. "Total Hip Replacement" Robert Howells. Accessed October 20, 2024. <https://roberthowells.com.au/conditions-and-treatment/total-hip-replacement/>.
- [Hsu2007] Hsu, J.T., C.H. Chang, H.L. Huang, M.E. Zobitz, W.P. Chen, K.A. Lai, and K.N. An. 2007. "The Number of Screws, Bone Quality, and Friction Coefficient Affect Acetabular Cup Stability." *Medical Engineering & Physics* 29(10): 1089–1095. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.11.005>.
- [Huiskes1987] Huiskes, R., H. Weinans, H.J. Grootenboer, M. Dalstra, B. Fudala, and T.J. Slooff. 1987. "Adaptive Bone-remodeling Theory Applied to Prosthetic-design Analysis." *Journal of Biomechanics* 20 (11-12): 1135-1150.
- [Iqbal2017] Iqbal, T., L. Shi, L. Wang, Y. Liu, D. Li, M. Qin, and Z. Jin. 2017. "Development of Finite Element Model for Customized Prostheses Design for Patient with Pelvic Bone Tumor." *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 231(6): 525–533. <https://doi.org/10.1177/0954411917692009>.
- [Iqbal2019] Iqbal, T., L. Wang, D. Li, E. Dong, H. Fan, J. Fu, and C. Hu. 2019. "A General Multi-objective Topology Optimization Methodology Developed for Customized Design of Pelvic Prostheses." *Medical Engineering & Physics* 69: 8-16.

- [ISO5835:1991] ISO 5835:1991. 1991. "Implants for Surgery—Metal Bone Screws with Hexagonal Drive Connection, Spherical Under-surface of Head, Asymmetrical Thread—Dimensions." International Organization for Standardization. <https://www.iso.org/standard/12001.html>. Accessed 29 May 2023.
- [Jang2009] Jang, I.G., I.Y. Kim, and B.M. Kwak. 2009. "Analogy of Strain Energy Density Based Bone-Remodeling Algorithm and Structural Topology Optimization." *ASME Journal of Biomechanical Engineering* 131 (1): 011012.
- [Jiang1996] Jiang, Y., and H. Sehitoglu. 1996. "Modeling of Cyclic Ratchetting Plasticity, Part I: Development of Constitutive Relations." *Journal of Applied Mechanics* 63 (3): 720-725.
- [KaradshehND] Karadsheh, M. n.d. "THA Revision." Accessed December 10, 2018. <https://www.orthobullets.com/recon/5009/tha-revision>.
- [Kawanabe2011] Kawanabe, Keiichi, et al. 2011. "Load Dispersion Effects of Acetabular Reinforcement Devices Used in Revision Total Hip Arthroplasty: A Simulation Study Using Finite Element Analysis." *The Journal of Arthroplasty* 26 (7): 1061-1066.
- [Kim2016] Kim, J.J., Y. Kim, and I.G. Jang. 2016. "Estimation of Local Bone Loads for the Volume of Interest." *ASME Journal of Biomechanical Engineering* 138 (7): 071004.
- [Kosashvili2009] Kosashvili, Y., D. Backstein, O. Safir, D. Lakstein, and A. Gross. 2009. "Acetabular revision using an anti-protrusion (ilio-ischial) cage and trabecular metal acetabular component for severe acetabular bone loss associated with pelvic discontinuity." Accessed December 10, 2018. <http://bjj.boneandjoint.org.uk/content/91-B/7/870>.
- [Kurtz2007] Kurtz, S., K. Ong, E. Lau, F. Mowat, and M. Halpern. 2007. "Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030." Accessed May 20, 2018. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17403800>.
- [Lanyon1984] Lanyon, L.E., and C.T. Rubin. 1984. "Static vs Dynamic Loads as an Influence on Bone Remodeling." *Journal of Biomechanics* 17 (12): 897-905.
- [LaRosa2016] La Rosa, G., C. Clienti, S. Di Bella, and F. Rizza. 2016. "Numerical analysis of a custom-made pelvic prosthesis." *Procedia Structural Integrity* 2: 1295-1302.
- [Levchuk2014] Levchuk, A., A. Zwahlen, C. Weigt, F.M. Lambers, S.D. Badilatti, F.A. Schulte, G. Kuhn, and R. Müller. 2014. "The Clinical Biomechanics Award 2012—Presented by the European Society of Biomechanics: Large Scale Simulations of Trabecular Bone Adaptation to Loading and Treatment." *Clinical Biomechanics* 29 (4): 355-362.

- [Li2007] Li, J., H. Li, L. Shi, A.S. Fok, C. Ucer, H. Devlin, K. Horner, and N. Silikas. 2007. "A Mathematical Model for Simulating the Bone Remodeling Process Under Mechanical Stimulus." *Dental Materials* 23: 1073-1078.
- [Liu2008] Liu, X.S., A.H. Huang, X.H. Zhang, P. Sajda, B. Ji, and X.E. Guo. 2008. "Dynamic Simulation of Three Dimensional Architectural and Mechanical Alterations in Human Trabecular Bone During Menopause." *Bone* 43 (2): 292-301.
- [Ma2013] Ma, W., X. Zhang, J. Wang, Q. Zhang, W. Chen, and Y. Zhang. 2013. "Optimized Design for a Novel Acetabular Component with Three Wings: A Study of Finite Element Analysis." *Journal of Surgical Research* 179(1): 78–86. <https://doi.org/10.1016/j.jss.2012.08.036>.
- [Maslov2019] Maslov, L., P. Surkova, I. Maslova, D. Solovev, M. Zhmaylo, A. Kovalenko, and S. Bilyk. 2019. "Finite-Element Study of the Customized Implant for Revision Hip Replacement." *Vibroengineering Procedia* 26: 40–45. <https://doi.org/10.21595/vp.2019.20961>.
- [Maslov2021] Maslov, L., A. Borovkov, I. Maslova, D. Soloviev, M. Zhmaylo, and F. Tarasenko. 2021. "Finite Element Analysis of Customized Acetabular Implant and Bone after Pelvic Tumour Resection Throughout the Gait Cycle." *Materials (Basel)* 14(22): 7066. <https://doi.org/10.3390/ma14227066>.
- [Materialise2015] Materialise. 2015. "Combining the Mimics Innovation suite and Abaqus for patient-specific hip design." *Simulia Community News*, October 2015.
- [Materialise2017] "From Motor Crash to Walking after an Acetabular Reconstruction with 3D-Printed Implant." 2017. Accessed December 10, 2018. <http://www.materialise.com/en/blog/3D-acetabular-reconstruction-3D-printed-implant>.
- [MaterialiseNDa] "3D-printed hip implants customized for each case." n.d. Accessed May 20, 2018. <http://www.materialise.com/en/medical/acetabular-hip-implant-amace>.
- [MDR2024] European Parliament. Regulation (EU) 2017/745 of the European Parliament and of the Council of 5 April 2017 on medical devices, amending Directive 2001/83/EC, Regulation (EC) No 178/2002 and Regulation (EC) No 1223/2009 and repealing Council Directives 90/385/EEC and 93/42/EEC. *Off J Europ Uni. L* 117;9 July 2024.
- [Merete-medicalND] "Acetabulum Reinforcement Cage." n.d. Accessed December 15, 2017. <http://www.merete-medical.com/int/products/hip-revision/acetabular-reconstruction/195-anti-protrusions-schale.html>.
- [Migliorini2022] Migliorini, F., E. Marsilio, E. Torsiello, A. Pintore, F. Oliva, and N. Maffulli. 2022. "Sports Medicine and Arthroscopy Review." *Sports Medicine and Arthroscopy Review* 30(2): 78-86. doi:10.1097/JSA.0000000000000339.

- [Mirulla2021] Mirulla, A.I., S. Pinelli, S. Zaffagnini, V. Nigrelli, T. Ingrassia, S.D. Paolo, and L. Bragonzoni. 2021. "Numerical Simulations on Periprosthetic Bone Remodeling: A Systematic Review." *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 204: 106072.
- [Molteni2013] Molteni, R. 2013. "Prospects and challenges of rendering tissue density in Hounsfield units for cone beam computed tomography." *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 116 (1): 105-119.
- [Morgan2003] Morgan, E., H. Bayraktar, and T. Keaveny. 2003. "Trabecular bone modulus–density relationships depend on anatomic site." *Journal of Biomechanics* 36 (7): 897-904.
- [Moussa2020] Moussa, A., S. Rahman, M. Xu, M. Tanzer, and D. Pasini. 2020. "Topology Optimization of 3D-printed Structurally Porous Cage for Acetabular Reinforcement in Total Hip Arthroplasty." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 105: 103705.
- [Mukherjee2017] Mukherjee, K., and S. Gupta. 2017. "Combined Bone Ingrowth and Remodeling Around Uncemented Acetabular Component: A Multiscale Mechanobiology-Based Finite Element Analysis." *ASME Journal of Biomechanical Engineering* 139 (9): 091007.
- [Mullender1994] Mullender, M.G., R. Huiskes, and H. Weinans. 1994. "A Physiological Approach to the Simulation of Bone Remodeling as a Self-organizational Control Process." *Journal of Biomechanics* 27 (11): 1389-1394.
- [MusculoskeletalkeyND] "Acetabular Reconstruction: Classification of Bone Defects and Treatment Options." n.d. Accessed December 9, 2018. <https://musculoskeletalkey.com/acetabular-reconstruction-classification-of-bone-defects-and-treatment-options/>.
- [Nehrer2019] Nehrer, S., M. Neubauer, and C. Stotter. 2019. "Osteoarthritis and/or Sports." *Dtsch Z Sportmed* 70: 169-174. doi:10.5960/dzsm.2019.371.
- [NémethND] Németh, Á. n.d. "Az oszteoartrózis és tünete." Accessed December 10, 2018. http://www.webbeteg.hu/cikkek/mozgasszervi_betegseg/4087/oszteoartrozis.
- [Netter2011] Netter, F. 2011. *Atlas der Anatomie*. 5th ed. München: Urban & Fischer.
- [OrthoinnoND] Hip Device Testing. n.d. Accessed . Accessed October 29, 2024. <https://www.orthoinno.com/medical-device-testing/hip-device-testing/>
- [OrtholoadND] Orthoload Loading of Orthopaedic Implants. n.d. Accessed October 23, 2018. <https://orthoload.com/test-loads/data-collection-hip98/>.
- [Pabst2006] Pabst, R., and R. Putz. 2006. *Sobotta- Atlas of Human Anatomy*. Vol. 1. 14th rev. ed. München, Jena: Urban & Fischer.

- [Paprosky1994] Paprosky, W., P. Perona, and J. Lawrence. 1994. "Acetabular defect classification and surgical reconstruction in revision arthroplasty: A 6-year follow-up evaluation." *The Journal of Arthroplasty* 9 (1): 33-44.
- [Park2003] Park, G.J., and B.S. Kang. 2003. "Validation of a Structural Optimization Algorithm Transforming Dynamic Loads into Equivalent Static Loads." *Journal of Optimization Theory and Applications* 118 (1): 191-200.
- [Pegg2016] Pegg, E., and H. Gill. 2016. "An open source software tool to assign the material properties of bone for ABAQUS finite element simulations." *Journal of Biomechanics* 49 (13): 3116-3121.
- [Philips2015] Phillips, A.T.M., C.C. Villette, and L. Modenese. 2015. "Femoral Bone Mesoscale Structural Architecture Prediction Using Musculoskeletal and Finite Element Modelling." *International Biomechanics* 2 (1): 43-61.
- [PlasticsurgerykeyND] Total Hip Arthroplasty: Pelvic Discontinuity. n.d. Accessed December 10, 2018. <https://plasticsurgerykey.com/total-hip-arthroplasty-pelvic-discontinuity/>.
- [Plessers2016] Plessers, K., and H. Mau. 2016. "Stress Analysis of a Burch-Schneider Cage in an Acetabular Bone Defect: A Case Study." *Reconstructive Review*. Accessed December 10, 2018. <https://reconstructivereview.org/ojs/index.php/rr/article/view/141/162>.
- [Powell2005] Powell, A., A.J. Teichtahl, A.E. Wluka, et al. 2005. "Obesity: A Preventable Risk Factor for Large Joint Osteoarthritis Which May Act Through Biomechanical Factors." *British Journal of Sports Medicine* 39: 4-5.
- [Rahman2013] Rahman, K., N. Helil, R. Imin, and M. Geni. 2013. "Structural Topology Optimization Method Based on Bone Remodeling." *Applied Mechanics and Materials* 423-426: 1813-1818.
- [Ravera2015] Ravera, E., M. Crespo, F. Guarnieri, and A. Braidot. 2015. "Combined Finite Element and Musculoskeletal Models for Analysis of Pelvis Throughout the Gait Cycle." In *PANACM 2015. 1st Pan-American Congress on Computational Mechanics and XI Argentine Congress on Computational Mechanics*, edited by S.R. Idelson et al. International Association for Computational Mechanics, Buenos Aires.
- [Réthelyi2006] Réthelyi, M., and J. Szentágothai. 2006. "Funkcionális anatómia I." Accessed December 10, 2018. http://www.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/tamop425/2011_0001_524_Funkcionalis_anatomia_1/2011_0001_524_Funkcionalis_anatomia_1.pdf.
- [Rubin1987] Rubin, C.T., and L.E. Lanyon. 1987. "Osteoregulatory Nature of Mechanical Stimuli: Function as a Determinant for Adaptive Remodeling in Bone." *Journal of Orthopaedic Research* 5 (2): 300-310.

- [Sackett1996] Sackett, D.L., W.M.C. Rosenberg, J.A.M. Gray, R.B. Haynes, and W.S. Richardson. 1996. "Evidence Based Medicine: What It Is and What It Isn't." *BMJ* 312: 71. doi:10.1136/bmj.312.7023.71.
- [Schreurs2001] Schreurs, B.W., T.J.J.H. Slooff, J.W.M. Gardeniers, and P. Buma. 2001. "Acetabular Reconstruction With Bone Impaction Grafting and a Cemented Cup: 20 Years' Experience." *Clinical Orthopaedics and Related Research* 339: 202-215.
- [Schwarzkopf2013] Schwarzkopf, R., J. Oni, and S. Marwin. 2013. "Total Hip Arthroplasty Periprosthetic Femoral Fractures. A Review of Classification and Current Treatment." *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases* 71 (1): 68-78.
- [Simoneau2017] Simoneau, C., P. Terriault, B. Jetté, M. Dumas, and V. Brailovski. 2017. "Development of a porous metallic femoral stem: Design, manufacturing, simulation and mechanical testing." *Materials & Design* 114: 546-556.
- [Simonovics2014] Simonovics, J. 2014. "Teherviselő állcsont rekonstrukció vége-selemes modellezése." PhD diss., Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem.
- [Skaliczki2013] Skaliczki, G. 2013. "Csontdefektusok pótlásának lehetősége új típusú csontgrafttal." PhD diss., Semmelweis Egyetem Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola.
- [SportsmedsaND] "Hip Implants With the Potential to Be Long Lasting." n.d. Accessed December 10, 2018. <http://sportsmedsa.com/hip-implants-with-the-potential-to-be-long-lasting/>.
- [Su2019] Su, K., L. Yuan, and J. Yang. 2019. "Numerical Simulation of Mandible Bone Remodeling under Tooth Loading: A Parametric Study." *Scientific Reports* 9: 14887.
- [Szódy2017] Szódy, R., et al. 2017. "Csípőprotézis revízióikor alkalmazott „custom made” vápakosár tervezés és készítése, három esetben alkalmazott eljárás." Conference paper presented at VII. Magyar Biomechanikai Konferencia, Szeged, October 6-7.
- [Taddei2004] Taddei, F., A. Pancanti, and M. Viceconti. 2004. "An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models." *Medical Engineering & Physics* 26 (1): 61-69.
- [Taddei2006] Taddei, F., et al. 2006. "Subject-specific finite element models of long bones: An in vitro evaluation of the overall accuracy." *Journal of Biomechanics* 39 (13): 2457-2467.
- [Taddei2007] Taddei, F., et al. 2007. "The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: An evaluation against experimental measurements." *Medical Engineering & Physics* 29 (9): 973-979.

- [ThePelvicGridleND] The pelvic gridle. n.d. Accessed December 9, 2018. <http://teachmeanatomy.info/pelvis/bones/pelvic-girdle/>.
- [Tóth2013] Tóth, S., L. Molnár, S. Bisztray, and J. Marosfalvi. 2013. Gépelemek 1. Budapest: BME Gépészmérnöki Kar.
- [Totoribe2018] Totoribe, K., E. Chosa, G. Yamako, X. Zhao, K. Ouchi, H. Hamada, and G. Deng. 2018. "Acetabular Reinforcement Ring with Additional Hook Improves Stability in Three-dimensional Finite Element Analyses of Dysplastic Hip Arthroplasty." *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 13: 313.
- [Unsworth-Smith2014] Unsworth-Smith, T., and D. Wood. 2014. "Obesity and Joint Replacement." *Bone Joint* 360 3(5): 2-7. doi:10.1302/2048-0105.35.360268.
- [Vahdati2014] Vahdati, A., S. Walscherts, I. Jonkers, J.M. Garcia-Aznar, J. Vander Sloten, and G.H. van Lenthe. 2014. "Role of Subject-specific Musculoskeletal Loading on the Prediction of Bone Density Distribution in the Proximal Femur." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 30: 244-252.
- [Vogel2020] Vogel, D., M. Klimek, M. Saemann, and R. Bader. 2020. "Influence of the Acetabular Cup Material on the Shell Deformation and Strain Distribution in the Adjacent Bone—A Finite Element Analysis." *Materials* 13: 1372.
- [Wan2022] Wan, B., N. Yoda, K. Zheng, Z. Zhang, C. Wu, J. Clark, K., M. Swain, and Q. Li. 2022. "On Interaction Between Fatigue of Reconstruction Plate and Time-dependent Bone Remodeling." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 136: 105483.
- [Wang2017] Wang, G., W. Huang, Q. Song, and J. Liang. 2017. "Three-Dimensional Finite Analysis of Acetabular Contact Pressure and Contact Area During Normal Walking." *Asian Journal of Surgery* 40(6): 463–469. <https://doi.org/10.1016/j.asjsur.2016.07.002>.
- [Weinans1992] Weinans, H., R. Huiskes, and H.J. Grootenboer. 1992. "The Behavior of Adaptive Bone-remodeling Simulation Models." *Journal of Biomechanics* 25 (12): 1425-1441.
- [Wu2020] Wu, C., K. Zheng, J. Fang, G.P. Steven, and Q. Li. 2020. "Time-dependent Topology Optimization of Bone Plates Considering Bone Remodeling." *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 359: 112701.
- [Zaharie2018] Zaharie, D.T., and A.T.M. Phillips. 2018. "Pelvic Construct Prediction of Trabecular and Cortical Bone Structural Architecture." *Journal of Biomechanical Engineering* 140 (9): 091001.
- [Zhang2016] Zhang, Ya-Kui, et al. 2016. "Biomechanical effect of the configuration of screw hole style on locking plate fixation in proximal humerus fracture with a simulated gap: A finite element analysis." *Injury, Int. J. Care Injured* 47: 1191–1195.

[ZimmerbiometNDA] Triflange Acetabular Component. n.d. Accessed December 10, 2018. <http://www.zimmerbiomet.com/medical-professionals/hip/product/triflange-acetabular-component.html>.

[ZimmerbiometNDb] Titanium Locking Screw For Triflange Acetabular Component. n.d. Accessed December 10, 2018. <http://www.zimmerbiomet.com/content/dam/zimmer-biomet/medical-professionals/000-surgical-techniques/hip/titanium-locking-screw-for-triflange-acetabular-component-surgical-technique.pdf>.

9.2. Egyéb

A disszertáció formai kiviteléhez a BME- GPK és BME- GTK szakdolgozat, diplomaterv stb. formai sablonjaiból kerültek felhasználásra részek

BME- GPK formai sablon:

[http://www.gpk.bme.hu/images/gepeszkar/doku/Szabalyzatok/2015/7-melleklet\(SZD&DT&ZV&SZGY_Szabalyzat\)_SZD_DT_forma_egyoldalal_HUN.docx](http://www.gpk.bme.hu/images/gepeszkar/doku/Szabalyzatok/2015/7-melleklet(SZD&DT&ZV&SZGY_Szabalyzat)_SZD_DT_forma_egyoldalal_HUN.docx) Accessed: November 24, 2016.

BME- GTK formai sablon:

http://www.uti.bme.hu/tantargyak?p_p_id=TantargyLista_WAR_bmeuti&p_p_lifecycle=2&p_p_state=normal&p_p_mode=view&p_p_resource_id=download&p_p_cacheability=cacheLevelPage&TantargyLista_WAR_bmeuti_id=7116&TantargyLista_WAR_bmeuti_id=6290&TantargyLista_WAR_bmeuti_action=showTantargy&TantargyLista_WAR_bmeuti_action=showTantargy Accessed: November 24, 2016.