

BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM
GÉPÉSZMÉRNÖKI KAR
GÉP- ÉS TERMÉKTERVEZÉS TANSZÉK
PATTANTYÚS ÁBRAHÁM GÉZA GÉPÉSZETI TUDOMÁNYOK DOKTORI ISKOLA

Csípő környéki rekonstrukciós implantátum terhelési modelljének fejlesztése

Tézisfüzet

Készítette:

Dóczy Martin Olivér
okleveles gépészmérnök

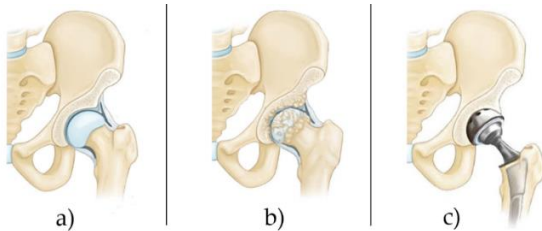
Témavezető:

Dr. Zwierczyk Péter Tamás
egyetemi adjunktus

Budapest, 2025

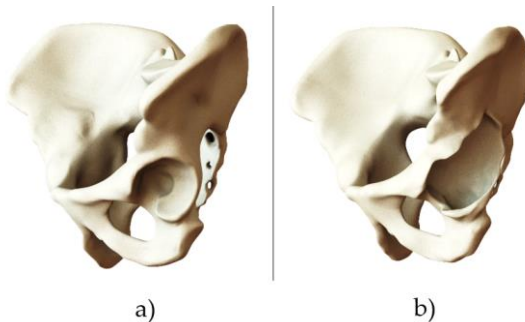
1. A téma ismertetése, célkitűzés

A csípőízületi porckopás korunk egyik népbetegsége, kockázati tényezőként idesorolva a mozgásszegény életmódot és a túlsúlyt [Lespasio2018]. A várható élettartam kitolódása, valamint a fájdalommentes életminőség elvárása miatt egyre több embernek, egyre fiatalabb korban jelentkezik igénye a teljes csípőimplantátumra (1. ábra).



1. ábra. Csípőízület klinikai állapotai: egészséges (a); porckopással rendelkező (b); teljes csípőimplantátummal kezelt (c) [Orthoinfo2020]

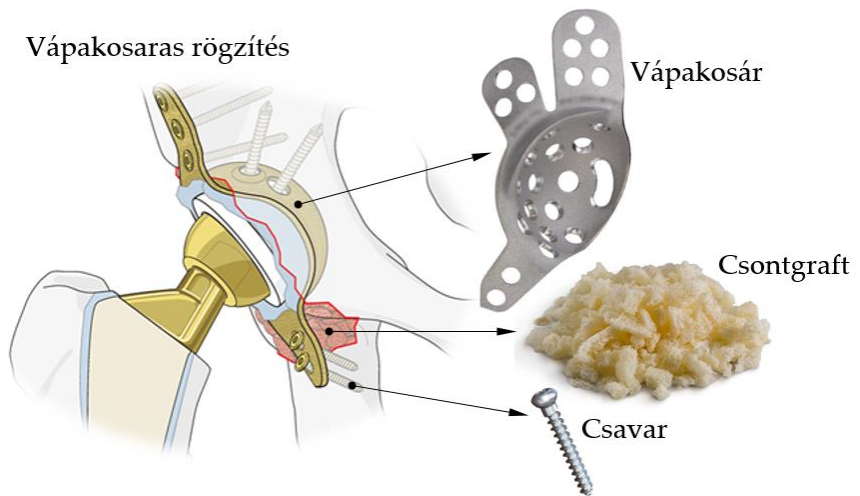
Ezzel párhuzamosan a korábban beültetett csípőimplantátumok revízióinak (valamely komponens cseréjének, kivételének, behelyezésének) a száma is emelkedik, melynek kapcsán egyre gyakrabban találkozni kiterjedt medencebeli csonthiánnyal (2. ábra) [Paprosky1994], [Bejek2013].



2. ábra. Egészséges medence (a) és kiterjedt acetabuláris csonthiány (b)

Ilyenkor a korábban beültetett vápa az évek során befelé-felfelé mozdul el, maga mögött csontfelszívódást okozva, a csípőízületi forgáspont eredeti helyéhez képest jelentősen eltolódik.

A kezelés nagy kihívást jelentő feladat, nem csak orvosi, hanem mérnöki szempontból is. Az egyik lehetséges kezelési módozat az ún. vápakosár, mely füleivel a medence még ép részeihez kapcsolódik és visszaállítja az eredeti forgáspont helyét [Ahmad2015]. A vápakosár mögötti hiány kitöltésére porózus fém augmenteket, vagy ún. csontgraftokat használnak. Az utóbbi esetén van esély arra, hogy újból a medence részét képező élő csonttá alakuljon. Egy vápakosaras rögzítést a hiány kitöltésére szolgáló csontgraftokkal a 3. ábra mutat be.



3. ábra. Vápakosaras rögzítés legfőbb részei [AO], [Saumya], [Crockrarell2009], [Param]

Mérnöki szempontból nézve, a tervezés több oldalról állít kihívást. A geometriát tekintve nemcsak a páciens anatómiai felépítésében, hanem a csonthiány alakjában is jelentős egyediség tapasztalható. Ez azt jelenti, a tervezési tér a fülek

kialakításához az egyes páciensek között rendkívül változatos is lehet, egységesített ajánlás jelenleg nincs az irodalomban. Másik probléma, hogy a csont, valamint a hiány pótlására esetenként behelyezett graftok anyagjellemzői nem szoríthatók szűk tartományokba. Ezek továbbá élő anyagként viselkednek, a mechanikai, biológiai hatások miatt szerkezetük az idő folyamán változhat is, így egy széles bizonytalansági tartományú, időben nem állandó anyagkörnyezetet kell vizsgálni. A csípőízületi terhelések is nagyban függenek a páciens testalkatától, életvitelétől, továbbá jelentős az irány- és nagyságbeli diverzitásuk. Nagy számosságuk miatt a tervezéshez szükséges mértékadó igénybevételek meghatározása is kihívást jelent.

Mindezen nehézségek ellenére a páciensek szempontjából kívánatos lenne, ha olyan implantátum kerülne megvalósításra, mely az egyediség mellett megbízható (kis törési valószínűség) továbbá rugalmas jellege által a csonthiány pótlására szolgáló graftok beépülését, élő csonttá alakulását segíti elő.

Kutatásom az egyedi medencei rekonstrukciós implantátumok (vápakosarak) tervezésére irányul, különös tekintettel a csípőízületben ébredő erők modellezésére. Célkitűzésem, hogy az életvitel során előforduló erőket, amelyeknek általános nagysága, jellege, relatív gyakorisága ismert az irodalomban, mind szilárdsági szempontból az implantátum teherbírása miatt, mind biomechanikai szempontból, a graftok élő csonttá alakulásának serkentése révén hatékony számítási modellekkel lehessen figyelembe venni [Mirulla2021]. Idetartozik az is, hogy akár páciensenként, a valamilyen módon ismert (kimért, vagy más módszerekkel modellezett) csípőízületi erőkből egy módszertan, algoritmus segítségével számoljunk a páciensre vonatkozó terheléseket,

növelve ezzel az individuális optimális vápakosár kialakítás lehetőségét.

A kutatás és a megfogalmazott tézisek várható hatása, hogy az ilyen egyedi vápakosarak sokkal könnyebben tervezhetővé válnak, mert az ellenőrző vagy optimalizáló végeselemes vizsgálatok költséghatékonyan elvégezhetőek.

2. Előzmények, kutatási módszerek

A klinikai igény, amely a kutatási irányt kijelölte Dr. Szódy Róbert ortopéd-traumatológus főorvostól származik. Ő és társai munkásságukban egyedi lemezalkatrész vápakosarakat alkalmaztak [Szódy2017].

A munkámhoz, az irodalomban viszonylag elterjedt biomechanikai végeselemes modellezés eszközeit használtam.

A szakirodalmi áttekintés átfogóan vizsgálta a releváns anatómiai, klinikai és biomechanikai területeket; utóbbi esetében elsősorban a medence terheléseivel kapcsolatos kutatásokra és a csontok, valamint a csontgraftok átalakulásának modellezésére fókuszált.

A kutatásomhoz kötődő szakirodalomban igen kiemelt helyet foglal el Bergmann és társai munkája [Bergmann2001]. Ők az életviteli terhelések kimérését végezték, több páciens esetén is, melyekből testsúlyszázalékkal kifejezve, átlagolt jelleget is publikáltak. Ezek azok az alapvető életviteli terhelések, amelyek a kutatásom gerincét képezték. Az irodalomban is számos publikáció ezeket a terheléseket használta fel, viszont egyesével ezeket mind figyelembe venni rendkívül számításigényes. Valamilyen módon a terhelési eseteket és ezzel a szükséges vizsgálatok számát csökkenteni kell, azaz helyettesítő terheléseket kell meghatározni.

Ugyanakkor érdemes azt megjegyezni, hogy a szilárdsági és a graftátalakulást serkentő biomechanikai fejlesztéshez nem ugyanolyan szempontok alapján kerülnek megállapításra ezek a helyettesítő terhelések.

Az irodalomban a csípő környéki implantátumok szilárdsági vizsgálata hangsúlyosabb. Az ehhez kapcsolódó publikációk szemlélete egyvalamiben volt közös: ezekből az életviteli terhelésekből kiválasztás útján határoztak meg terhelési eseteket. Ezek leggyakrabban a járasterhelés maximuma, valamint a felfelé lépcsőzés maximuma voltak [Bergmann2001], [Costin2014], [Plessers2016], [Totoribe2018]. A többi előforduló publikációban is ezt a kiválasztási szemléletet követték, esetleg figyelembe véve több életviteli aktivitást. Ez a szemlélet azt a problémát vonja maga után, hogy nem képes kisebb nagyságú, ám jelentősen eltérő irányú erőre vonatkozóan becslést adni a szilárdsági megfelelésről, pedig az említett terhelési maximumokon kívül ilyenek is előfordulnak a csípőízületben. Ennek megoldására egy determinisztikus algoritmus kidolgozását és programozását végeztem el, mely olyan terhelésvektorokat állít elő, amelyek szűk környezetében nem fordul elő nagyobb terhelés, így az ezekre való szilárdsági megfelelés sokkal megbízhatóbban megítélhető.

A csontgraftátalakulás oldaláról nézve merőben más nehézséggel találjuk szemben magunkat. Kétséggkívül, számos biológiai paraméter jelenik meg a mechanikai terhelés mellett, melyek az átalakulás mértékét befolyásolják, a kutatás azonban csak a terhelések figyelembevételére és azok modellezésére szorítkozik.

A terhelések hatására a csontgraftban adaptációs folyamatok zajlódhatnak le, ez anyagjellemző módosítással a végeselemes modellekben kezelhető. Az irodalom a graftban kialakuló

adaptációs folyamatokat ún. pszeudoterhelésekre kialakuló alakváltozási energiasűrűségeloszlással hozza kapcsolatba [Mirulla2021]. A pszeudoterhelések arra szolgálnak, hogy a komplex valóságos, többtengelyű, sokciklusú terhelési sokaságot egyszerű terhelésekkel váltsák ki. Ennek okai, hogy nyilvánvalóan ésszerűtlen modellezni minden egyes sétáló lépés után a csontgraft aktuális állapotát. Azt is vegyük figyelembe, a különböző életviteli terhelés során lezajló terhelésciklusok mind-mind különböző irányú és nagyságú terhelések sokaságát jelentik. Ezen terhelések hatását valamilyen módon aggregálni kell, sőt azok egymáshoz vett relatív gyakoriságát is figyelembe kell venni. Ilyen módon a pszeudoterhelések több ismétlődő terhelés, adott időtartamra vett hatását összegzik.

A pszeudoterhelések alkalmazásával először minden végelemre kiszámítjuk az alakváltozási energiasűrűséget, majd ezt az értéket elosztjuk az elem aktuális térfogatán értelmezett látszólagos sűrűségével, mely a csontgraft mint térrész merevségét is jellemzi. Az így kapott ún. stimulus alapján dől el, hogy a graft adott része alul vagy túlterhelés hatására leépül (sűrűség- és merevségcsökkenés), optimális terhelés esetén „erősödik” (sűrűség- és merevségnövekedés), vagy változatlan marad (az irodalomban „lazy zone”-ként ismert tartomány).

Mechanikai levezetéssel belátható, ezek a pszeudoterhelések ilyen értelemben csak a külső terhelésektől függenek, ezekre történő iteratív, ismétlődő szimulációkkal a csontgraft időbeli átalakulása végeelemesen modellezhető. Természetesen a releváns korlátok, mint linearitás és a terhelésvektorok közös kezdőpontja megkövetelt feltétel, ezek az ide kapcsolódó tézispontjaimban is megjelennek.

3. A kutatómunka összefoglalása

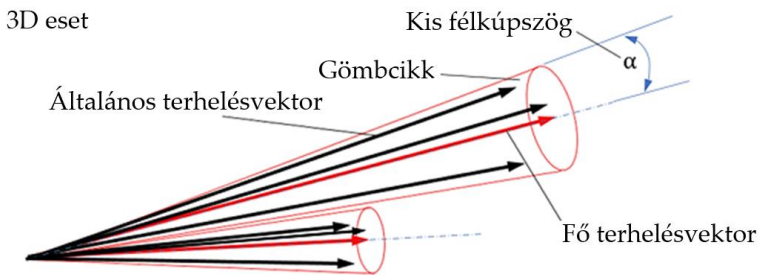
A kutatómunka a biomechanikai végeselemes modellezés köré épül. Ez egy multidiszciplináris terület számos témakört felölelve.

Első lépésként áttekintettem a releváns anatómiai és klinikai szakirodalmat, és megértettem a csonthiányos medence szerkezetét valamint a kezelésére alkalmazott módszereket.

A kutatómunka egyik fő eleme egy olyan végeselemes modell elkészítése volt, mely kellően részletgazdag, ám a számítási igénye kézbentartható, azaz a modell bonyolultsága legfeljebb személyi számítógépeken való futtathatóságot követel meg. Ezenkívül ennek a modellnek minőségileg helyes eredményt kell adnia a vápakosár és környezetének terhelésállapotát tekintve. Más szavakkal egy validált végeselemes modell létrehozása volt a cél. Ehhez rendelkezésre állt több esetben is páciensek CT (Computer Tomográfia) állománya közvetlenül a műtét után és egy éves kontrollfelvételen.

A biomechanikai irodalomkutatás során a végeselemes modell kialakításról átfogó leírás volt kinyerhető. A validációhoz azonban ennek felülvizsgálatára is szükség volt. Az irodalom és saját megfontolások alapján publikáltam azt a végeselemes modellt, amely alkalmas az implantátum vizsgálatára [Dóczy2020a]. Az irodalomban leggyakrabban előforduló, járasterhelés maximumára történő ellenőrzést megejtve a modell konzekvensen helyes eredményt adott a vizsgált pácienseken, ugyanis a számítással meghatározott legnagyobb feszültségű zónában alakult ki az implantátumokban törés. Ez a páciensek kontroll-CT vizsgálatából származó adataival került alátámasztásra.

Az erre történő ellenőrzés kétségkívül jó alapot ad, de felmérve, hogy a teljes életviteli spektrumból milyen kis hányadot fed le, újfajta szemléletmód bevezetését szorgalmaztam. Felismertem, hogy a szilárdsági ellenőrzések során előremutatóbb, ha nem bizonyos terheléseket választunk a gyakoriságuk és a nagyságuk alapján, hanem olyan terhelésvektorokra végezzük el az ellenőrzést, amelyek kis félkúpszögű környezetében nem fordul elő náluk nagyobb terhelés. Ezeket fő terhelésvektoroknak neveztem el (4. ábra).



4. ábra. Fő terhelésvektorok magyarázata

Az irodalomban is elterjedt terhelési- és peremfeltételi előírás struktúráján ezzel nem kell változtatni, csak más lényeges terhelések hatását kell vizsgálni.

A terhelések meghatározása ebben a szemléletben formálisan azt kívánja, hogy geometriailag lefedjük az életviteli háromdimenziós terhelésvektor-sokaságot adott félkúpszögű, minél kevesebb számú gömbcikkkel. Az ilyen típusú feladatok jellegzetessége, hogy jelenleg nincs ismert polinomiális idejű számítási algoritmus a megoldásukra, más szóval jelenleg nondeterminisztikus polinomiális időben (NP) nehezek, vagyis a megoldásait ugyan polinomiális időben lehet ellenőrizni, de magát a problémát nem biztos, hogy polinomiális idő alatt meg lehet oldani.

A determinisztikus megoldáshoz előállítottam egy, a feladathoz jól illeszkedő heurisztikus algoritmust, amely képes volt 10 db 10^0 -os félkúpszöggel rendelkező gömbcikkkel lefedni a terhelésvektorokat.

Ha ezzel a gömbcikkes szemléletmóddal tekintjük a jelenlegi irodalmi terhelésvektorokra történő ellenőrzés megbízhatóságát, a terhelésvektorok vizualizációjából is az látszik, számos jelentős nagyságú, jelentősen eltérő irányú, ám gyakoriságot tekintve nem elmaradó terhelésvektor hatásával kapcsolatban nem történik szilárdsági ellenőrzés [Dóczy2023b].

A végeselemes modellek feszültségeredményeinek összehasonlítása az irodalmi terhelésekre és a fő terhelésvektorokra azt mutatja, hogy az irodalmi terhelések alatt kialakuló feszültségkoncentrációs zónák a fő terhelésvektorokra adott válaszokban is megjelennek, vagyis azoknak nem mondanak ellent, ellenben kiterjesztik azt, hiszen új potenciális feszültséggyűjtő helyeket tárnak fel. Ezzel a szilárdsági ellenőrzés kiterjedtebben elvégezhető, a számítási igény növekedése pedig mérsékelt (vö. a 9 életviteli terhelés maximumára történő ellenőrzés helyett, mely esetén kimaradnak bizonyos terhelésvektorok, 10 terheléssel a teljes átlagos páciensre vonatkoztatott spektrum hatását lehet becsülni) [Dóczy2023b].

A vápakosár mögött elhelyezkedő csontgraftok szerkezetükben változnak az alakváltozási energiasűrűségtől függő mechanikai ingerek hatására. Az életviteli terhelések teljes körű figyelembevétele nagy erőforrásigényű, ezért egy helyettesítő terheléseket alkalmazó módszert javasoltam a számítási költségek csökkentésére [Dóczy2023a].

Mechanikai egyenletek segítségével és a szakirodalomból származó, azonos kezdőponttal rendelkező terhelésvektorok és

azok relatív gyakoriságának felhasználásával, egy lineáris modellt alkalmazva, az összes terhelési eset átlagos alakváltozási energiasűrűség eloszlását kiszámíthatjuk a külső terhelésekből összeállított mátrix alapján. E mátrix elemeiből három helyettesítő terhelési vektor számítható ki, melyekkel igazolhatóan azonos alakváltozási energiasűrűség eloszlást lehet elérni azok hatásainak átlagolásával. A módszer alkalmazhatóságát egy vápakosár mögött elhelyezkedő csontgraft átalakulásának vége-selemes modelljével demonstráltam [Dóczy2023a].

A helyettesítő terhelési vektorok zárt formában számíthatók és a szimulációk alapján iterációnként szinte ugyanolyan alakváltozási energiasűrűségeloszlást produkálnak, mint a teljes terheléssokaság súlyozott átlagával számított referencia modell. Az eltérés numerikus hibahatáron belül van.

4. 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 gömbcikk közép vonalát, ezzel a fő terhelésvektorok irányait határozza meg, a második szakaszban pedig a fő terhelésvektorok hosszbeállítása történik (5. ábra):

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

Második tézis [Dóczy2018], [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:

1. táblázat. Javasolt fő terhelésvektorok

#	x komponens [BW%]	y komponens [BW%]	z 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 végeleemes 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:

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

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

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:

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

ahol,

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

amiből majd a szükséges terhelés az x, y, z irányú egység terhelésvektorokkal eképp adható meg:

$$\underline{F}_{subst,p} = a_{subst,p} \cdot \underline{F}_{unit}^{(x)} + b_{subst,p} \cdot \underline{F}_{unit}^{(y)} + c_{subst,p} \cdot \underline{F}_{unit}^{(z)}, \quad (3)$$

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:

$$c_{subst,3} = \sqrt{\Phi_{33}}, \quad (4)$$

$$b_{subst,3} = \frac{\Phi_{23}}{c_{subst,3}}, \quad (5)$$

$$a_{subst,3} = \frac{\Phi_{13}}{c_{subst,3}}, \quad (6)$$

$$b_{subst,2} = \sqrt{\Phi_{22} - b_{subst,3}^2}, \quad (7)$$

$$a_{subst,2} = \frac{\Phi_{12} - a_{subst,3} \cdot b_{subst,3}}{b_{subst,2}}, \quad (8)$$

$$a_{subst,1} = \sqrt{\Phi_{11} - a_{subst,2}^2 - a_{subst,3}^2}. \quad (9)$$

5. Az elért eredmények hasznosítása

Az első tézisben közölt algoritmus segítségével más terheléssokaságra, más félkúpszöggel is meg tud határozni fő terhelésvektorokat pl. az adott páciens esetén fellépő, inverz kinematikai módszerekkel számított csípőízületi erőket bemeneti adathalmazként kezelve, de ugyanígy más hasonlóan terhelt szerkezetek ellenőrzése is elvégezhető így.

A statikus, rugalmas szilárdsági számításokhoz használt vége-selemes modellek második tézisben javasolt terhelési- és peremfeltételi előírásai az átlagos páciensre vonatkozó testsúlyszázalékban megadott terhelések, melyek már most közvetlenül használhatók az implantátumváltozatok szilárdsági ellenőrzéséhez.

A harmadik tézisben részletezett módon 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 csont-csontgraftszerkezetet lehet költséghatékonyan becsülni, valamint alkalmas arra is, különböző terhelésspektrumok hatását vessük össze, ami a csontgraftátalakulás anyagjellemzőinek paraméterbecslésében is segít.

6. Források

Saját publikációk listája

[Dóczy2018] M. O. Dóczy, J. Simonovics, "Egyedi vápakosaras rögzítés végeसेlemes modelljének elkészítése," GÉP, vol. 2018, no. 3, pp. 8-11, 2018.

[Dóczy2020a] M. O. Dóczy, R. Szódy, P. T. Zwierczyk, "Failure analysis of a custom made acetabular cage with finite element method," in Proceedings of the 34th International ECMS Conference on Modelling and Simulation (eds. M. Steglich, C. Mueller, G. Neumann, M. Walther), Communications of the ECMS, vol. 34, no. 1, Wildau, Germany, June 2020, pp. 250-255, DOI: <http://doi.org/10.7148/2020>.

[Dóczy2020b] M. O. Dóczy, R. Szódy, P. T. Zwierczyk, "Csontgraft változásának végeसेlemes modellezése HyperMesh-Calculix környezetben," GÉP, vol. 2020, no. 7-8, pp. 15-18, 2020.

[Dóczy2021] M. O. Dóczy, R. Szódy, P. T. Zwierczyk, "Implementation of bone graft adaptation's FE model in HyperMesh," in Proceedings of the 35th International ECMS Conference on Modelling and Simulation (eds. Khalid Al-Begain, Mauro Iacono, Lelio Campanile, Andrzej Bargiela), Communications of the ECMS, vol. 35, no. 1, Web-organised Conference, June 2021, DOI: <https://doi.org/10.7148/2021-0152>.

[Dóczy2022] M. O. Dóczy, R. Szódy, P. T. Zwierczyk, "Effect of the Design Constraints and the Loading Model on the Geometry of Topology Optimized Acetabular Cages", *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering*, vol. 66, no. 3, pp. 253–259, 2022.

Elérhetőség: <https://doi.org/10.3311/PPme.20238>.

[Dóczy2023a] M. O. Dóczy, R. Szódy, P. T. Zwierczyk, "Equivalent loads from the life-cycle of acetabular cages in relation to bone-graft transformation," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 236, p. 107654, 2023.

Elérhetőség: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2023.107564>.

[Dóczy2023b] M. O. Dóczy, R. Szódy, P. T. Zwierczyk, "Extended mechanical loads for the analysis of acetabular cages," *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 22, pp. 1411–1423, 2023.

Elérhetőség: <https://doi.org/10.1007/s10237-023-01728-z>.

[Dóczy2023c] M. O. Dóczy, P. T. Zwierczyk, "Topology optimization with displacement constraints: a comparative analysis of acetabular cage designs and bone graft's strain energy density," *Biomechanica Hungarica*, vol. 16, no. 1, pp. 7–16, 2023.

Elérhetőség: <https://doi.org/10.17489/biohun/2023/1/582>.

Irodalomjegyzék

[Ahmad2015] A. Ahmad, R. Schwarzkopf, "Clinical evaluation and surgical options in acetabular reconstruction: A literature review," *J. Orthop.*, vol. 12, no. 2, pp. S238–S243, 2015. [Online]. Elérhetőség: <https://doi.org/10.1016/j.jor.2015.10.011>.

[Bejek2013] Z. Bejek, J. Lakatos, M. Szendrői, "Váparekonstrukciós lehetőség kiterjedt os illi defektus esetén revíziós műtétekben," 2013. [Online]. Elérhetőség: <https://matroklaszt.files.wordpress.com/2014/08/04-bejek2.pdf>. [Elérve: 2023.09.14. 14:58].

[Bergmann2001] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G. Duda, "Hip contact forces and gait patterns from routine activities," *J. Biomech.*, vol. 34, no. 7, pp. 859–891, 2001. [Online]. Elérhetőség: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00040-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00040-9).

[Costin2014] S. Costin, C. Micu, S. Cristea, C. Dragomirescu, "Process for realisation of a cage adapted to patient for specific acetabular defects in the revision," *UPB Scientific Bulletin, Series D: Mechanical Engineering*, vol. 76, pp. 181–192, 2014.

[Lespasio2018] M. J. Lespasio, A. A. Sultan, N. S. PiuZZi, A. Khlopas, M. E. Husni, G. F. Muschler, M. A. Mont, "Hip Osteoarthritis: A Primer," *Perm J.*, vol. 22, 2018, Art no. 17-084, [Online]. Available: <https://doi.org/10.7812/TPP/17-084>.

[Mirulla2021] A. I. Mirulla, S. Pinelli, S. Zaffagnini, V. Nigrelli, T. Ingrassia, S. D. Paolo, L. Bragonzoni, "Numerical simulations on periprosthetic bone remodeling: a systematic review," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 204, p. 106072, 2021. [Online]. Elérhetőség: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2021.106072>.

[Paprosky1994] W. Paprosky, P. Perona, J. Lawrence, "Acetabular defect classification and surgical reconstruction in revision arthroplasty: A 6-year follow-up evaluation," *The Journal of Arthroplasty*, vol. 9, no. 1, pp. 33–44, 1994. [Online]. Elérhetőség: [https://doi.org/10.1016/0883-5403\(94\)90135-X](https://doi.org/10.1016/0883-5403(94)90135-X).

[Plessers2016] K. Plessers, H. Mau, "Stress analysis of a Burch-Schneider cage in an acetabular bone defect: A case study," *Reconstructive Review*, vol. 6, no. 1, pp. 37–42, 2016. [Online]. Elérhetőség: <https://doi.org/10.15438/rr.6.1.141>.

[Szódy2017] Szódy R., Kotormán I., Manó S., Csernátóy Z., Bagi I., Borbás L., Hatos I., "Csípőprotézis revíziókor alkalmazott „custom made” vápakosár tervezés és készítése, három esetben alkalmazott eljárás," Konferenciaközlemény. VII. Magyar Biomechanikai Konferencia. Szeged, 2017. október 6 - 7.

[Totoribe2018] K. Totoribe, E. Chosa, G. Yamako, X. Zhao, K. Ouchi, H. Hamada, G. Deng, "Acetabular reinforcement ring with additional hook improves stability in three-dimensional finite element analyses of dysplastic hip arthroplasty," *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, vol. 13, p. 313, 2018. [Online]. Elérhetőség: <https://doi.org/10.1186/s13018-018-1023-7>.

[Vogel2020] D. Vogel, M. Klimek, M. Saemann, R. Bader, "Influence of the Acetabular Cup Material on the Shell Deformation and Strain Distribution in the Adjacent Bone—A Finite Element Analysis," *Materials*, vol. 13, p. 1372, 2020. [Online]. Elérhetőség: <https://doi.org/10.3390/ma13061372>.

Nem saját képek forrásai

1. ábra

[Orthoinfo2020]

Elérhetőség:

<https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-hip-replacement/>.

Elérve: 2023. 09. 14. 16:14

3. ábra

[AO]

Elérhetőség:

https://media.aofoundation.org/-/jssmedia/surgery/per30/per30_p280_i460.png?w=400.

Elérve: 2023. 09. 14. 16:14

[Saumya]

Elérhetőség:

<https://5.imimg.com/data5/SELLER/Default/2021/1/RE/XP/HL/34019664/cortex-screw-3-5mm-14-tpi-1--500x500.JPG>.

Elérve: 2023.09. 14. 16:15

[Crockarell2009]

Elérhetőség:

<https://cdn.mdedge.com/files/s3fs-public/Document/September-2017/038090144e.pdf>.

Elérve: 2023. 09. 14. 16:16

[Param]

Elérhetőség:

<https://parametricmedical.com/products/traditional-bone/osteosource-cancellous-chips/cancellous-coarse/>.

Elérve: 2021. 06. 10. 10:42