

EGYEDI VÁPAKOSARAS RÖGZÍTÉS VÉGESELEMES MODELLJÉNEK ELKÉSZÍTÉSE

FINITE ELEMENT MODELING OF A CUSTOM MADE ACETABULAR CAGE

*Dóczi Martin Olivér, MSc hallgató, doczimartin95@gmail.com,
Dr. Simonovics János, adjunktus, janos@simonovics.hu*

ABSTRACT

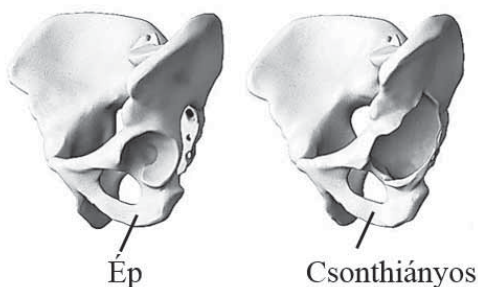
A custom made acetabular cage's CAD geometry was designed based on Computed Tomography images using their Hounsfield Unit values. This model was used as an input geometry for further finite element model preparation, where several relevant clinical and biomechanical literature data were implemented.

1. BEVEZETÉS

1.1. Klinikai áttekintés

A csípőízületi porckopás előrehaladott állapotát tartós megoldásként teljes csípőimplantátummal orvosolják. Ekkor a combcsont fejtét eltávolítják és egy gömbfejjel rendelkező szárát, a medencébe pedig egy jó siklási tulajdonságú betéttel rendelkező mesterséges vápát ültetnek be. A láb fájdalommentes mozgathatóságát így visszanyeri a páciens, azonban számolni kell azzal, hogy az implantátumnak egyes részeit vagy egészét cserélni kell (jellemzően 10-20 éven belül), azaz revíziós műtétet kell végrehajtani. [1]

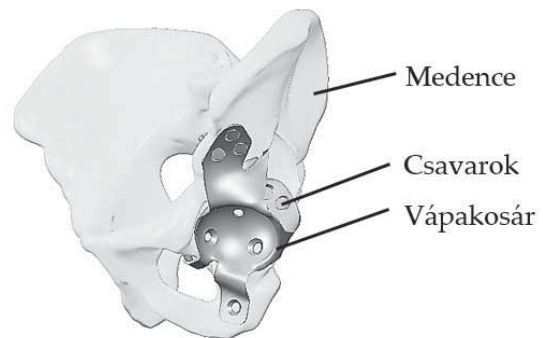
A csontleépülés egyik viszonylag ritka, de igen súlyos esete, amikor a mesterséges vápa a terhelések hatására elkezd felfelé és a test középpontja felé elmozdulni és a medencén igen súlyos, kiterjedt csonthiányok alakulnak ki. Az eredeti csípőízületi forgáspont visszaállításához nagy problémát kell megoldania a klinikai szakembereknek. [2] Erről kép az 1. ábrán látható.



1. ábra. Ép és csonthiányos medence vápa

1.2. Vápakosaras rögzítés numerikus vizsgálata

Dr. Szódy Róbert ortopéd-traumatológus főorvos és társai három esetben a páciensek csonthiányaihoz illeszkedő, lemezalkatrészből készült, egyedi formára hajlított vápakosaras rögzítést alkalmaztak. Ezek egyikéről kép a 2. ábrán látható. Ezzel a páciensek ismét járóképessé váltak. [3]



2. ábra. A vizsgált vápakosaras rögzítés

Dr. Szódy Róbert vetette fel ezen revíziós esetek végeसेlemes vizsgálatának lehetőségét. Bár van hasonló témában végeसेlemes publikáció, [4] ilyen jellegű kutatás alapvetően nem gyakori a szakirodalomban.

Összefoglalva tehát az egyik páciensbe ültetett 2. ábrán is látható rögzítési rendszer biomechanikai végeसेlemes vizsgálatát végezzük a szilárdsági állapot (elmozdulások, feszültségek, feszültséggyűjtő helyek) meghatározására. A cikkben ezen végeसेlemes modell elkészítésének menetéről lesz szó, bemutatva a modellezés mögött rejlő megfontolásokat.

2. GEOMETRIAI MODELLEK ELKÉSZÍTÉSE

A végeसेlemes modell elkészítéséhez elsőként a CAD (Computer Aided Design) geometriát kellett előállítani.

A geometriai modellek elkészítéséhez szükséges információforrás a páciensről készült CT (Computer Tomográfia) felvételei voltak, a vápakosár beültetése előtti, valamint a beültetés

utáni állapotában. Más szavakkal, a digitalizált geometria (ideértve a medencét és a vápakosaras rögzítést csavarjaival együtt) egy transzmissziós eljárással láthatóvá tevő, orvosi képképző eljárással készült felvételsorozaton állt rendelkezésre. Ebből kellett elkészíteni a CAD modelleket, azaz első körben a feladat egy visszamodellezési (reverse engineering) probléma megoldása volt.

A Computer Tomográfia során többirányú röntgensugárzást detektorokkal érzékelve háromdimenziós felvételsorozat keletkezik, amivel a test belsejében lévő részek is feltérképezhetők. Ez voxelekből áll, melyekhez az adott térfogatrészek sugárgyengítését kifejező szűrkeségi értékek vannak hozzárendelve. A szűrkeségi érték mértékegysége a Hounsfield-egység (Hounsfield Unit, HU). Fontos kiemelni, hogy a gépészetben előforduló reverse engineering problémákkal szemben ebben az állapotban nem egy térbeli geometria ponthalmazról vagy háromszöghálóról van szó. Ezek előállítására úgynevezett szegmentálást kell alkalmazni, vagyis rétegről rétegre elkülöníteni a felvételeken a releváns részeket, és majd ezek burkológeometriája menthető ki egy egyezményes fájlformátumban, ami lehetővé teszi a programok közti átjárást. Ehhez segítséget nyújt a szűrkeségi érték, ugyanis sűrűbb anyagok sugárgyengítési képessége nagyobb, így HU értéke is nagyobb. A szűrkeségi érték és az anatómiai ismeretek alapján történt a vápakosaras rögzítés és a medence elkülönítése a CT felvételen látható környező szövetektől és egyéb csontoktól. Ezt a technikát az orvosi területen ablakozásnak nevezik. Az anatómiai ismeretekre azért van szükség ilyenkor, mert pusztán például a csontra jellemző HU tartományra (~100-3000 HU) szűrve számos olyan voxel is kijelölésre kerül, illetve nem kerül bele a kijelölésbe, amik nem tartoznak a vizsgálat tárgyához, vagy éppen figyelembe kellene venni. Éppen ezért ezt az automatikus kijelölést minden esetben ellenőrizni kell és szükség esetén felülbírálni.

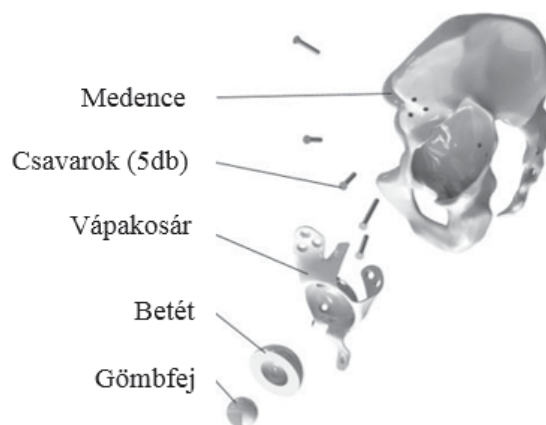
Ennek a szegmentálási munkának az egyik részeredményét, a csonthiányos medence egy részének poligonhálóját „.stl” formátumban Dr. Manó Sándor szegmentálta és bocsátotta rendelkezésünkre, [3] a többi tárgyalta részt mi szegmentáltuk. A poligonháló simításához, hibáinak javításához az Autodesk Meshmixer nevű programot használtuk.

A műtét előtti valamint a műtét utáni CT felvételek sajnos nem fedték le egészen a medencét, összességében a jobb felső része egyik felvételen sem volt megtalálható. Annak érdekében, hogy a páciens ne kelljen pusztán a

kutatás miatt további sugárterhelésnek kitenni, ennek megoldására az emberi test hozzávetőleges szimmetriáját használtuk fel. A test függőleges szimmetriájára tükrözve a medence bal felső részét, a jobb oldali hiányzó rész is létrehozható lett ezáltal. A felületillesztést a CATIA nevű programban hajtottuk végre, helyenként nagy felületfoltokat létrehozva, hogy a végeeselemes modell preprocesszálása könnyebb legyen a CAD geometriából.

A vápakosár szintén felületmodellezési technikával készült. A vápakosár éle mentén futó tartógörbék felvételével készült először a felületmodell, majd pedig ennek megvastagításával a testmodell. A lehetséges feszültséggyűjtő helyeken lekerekítéseket is létrehoztunk, hogy a feszültségmező ne legyen szinguláris, továbbá testmodellezési eljárással a furatok és a lemezalkatrész alakajátosságok is modellezve lettek.

A csavarok szintén testmodellezési eljárással készültek. Itt ezek menetes részükön egyszerűsített hengeres geometriát kaptak. A CT felvételen kinyert poligonhálóból pusztán a csavarok beültetési helyzetbe való pozícionálása történt, ezenkívül a terhelésátadásban még lényeges gömbfej geometria került bemodellezésre. Végül a valós beültetési viszonyoknak megfelelően az egész rendszert összeillesztettük. Mivel itt már testmodellek szerepeltek, ezekkel logikai műveleteket végeztünk, létrehozva ezzel az összeállítási modellt. Ennek robbantott ábrája a 3. ábrán látható. A továbbiakban az ebből készült végeeselemes modell bemutatása következik.



3. ábra. A geometriai modell részei

3. VÉGESELEMES MODELL

A végeselemes modell preprocessálásához az Altair HyperWorks csomag HyperMesh végeselemes modellezőjét használtuk.

3.1. Végeselemes háló

A kutatás elsősorban a lemezalkatrész vápakosárban statikus terhelésre kialakuló feszültségek meghatározására fókuszál. Éppen ezért lokális hálósűrítést a vápakosáron alkalmaztunk, a lehetséges feszültséggyűjtő helyeken. Az egész modell 10 csomópontos kvadratikus tetraéder elemekből áll. Összességében mintegy 214 ezer csomópontból és 117 ezer elemből beszélhetünk a modellben.

3.2. A medence anyagának modellezése

A medence a lapos csontok családjába tartozik, külsejét vékony, változó vastagságú (pár milliméteres) tömör csontállomány borítja, belül pedig szivacsos csont található. Ezzel a medence anyaga heterogén, de az anyagjellemzői még ezen különböző tartományokon belül is inhomogenitást mutatnak. Ennek okán a szakirodalomnak megfelelően mi is CT alapú anyagmegfeleltetést alkalmaztunk. [5]

Korábban említésre került, hogy a sűrűbb anyagok sugárgyengítési képessége nagyobb, így a CT felvételen a tartományukat lefedő voxelek szűrkeségi értéke is magasabb. A csont sűrűsége és szűrkeségi értéke között a kapcsolat lineárisnak vehető. Ha a CT felvétel készítése közben ugyanazon gépbeállításokkal ismert sűrűségű mintákról is készítenek felvételeket, lehetőség van az együtthatók (α , β) meghatározására ((1)-es egyenlet). [5]

$$\rho = \alpha + \beta \cdot HU \quad (1)$$

A csont sűrűsége és rugalmassági modulusa között hatványfüggvény kapcsolat figyelhető meg a (2)-es egyenlet szerint, ahol a, b, c szintén mérésekkel meghatározható (például nyomóvizsgálat), vagy irodalmi adatokból származó konstansok. [6]

$$E = a + b \cdot \rho^c \quad (2)$$

Az anyagmegfeleltetés szoftveresen a Bonemat nevű szoftverrel történt. [4] Ebben a medence végeselemes hálóját egy közös virtuális térbe kellett helyezni a CT felvétellel, hogy fedjék egymást. Ekkor az egyes elemek tartományán jellemzően több, eltérő szűrkeségi értékű voxel helyezkedik el. Beállítható, hogy az elem térfogatára egy átlagos szűrkeségi értéket számoljon és a tárgyalt együtthatók megadása után közvetlenül ebből rendelje az elemhez a

rugalmassági modulusát, vagy a voxelekből először kiszámított rugalmassági modulusát átlagolja ki az adott elemre. Az elemek izotrópok, de a medence így összességében heterogén anyagjellemzőkkel bír. A Poisson-tényezőt egységesen rendeli mindegyik elemhez. A kimeneti formátum lehet egy *Abaqus input fájl*, melyet számításokhoz használt Optistruct megoldó input fájlá fordítottunk a HyperMesh segítségével.

Esetünkben nem álltak rendelkezésre összehasonlító mérési eredmények mellyel a pontos kalibráció megvalósítható lett volna, ehelyett a szoftver alapbeállításával dolgoztunk. Ez előtanulmányi szinten jó közelítést adott, mert ekkor is a tömör csontállomány esetében a szakirodalomhoz hasonló rugalmassági modulus értékű elemek jöttek létre.

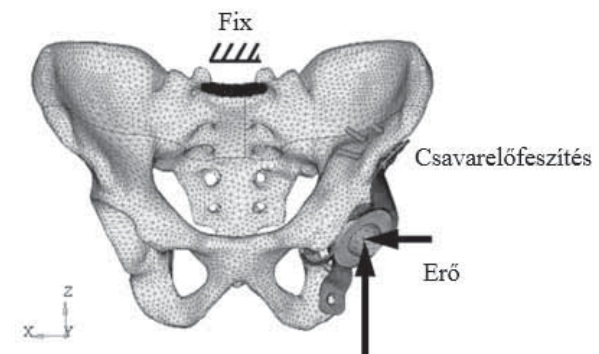
A vápakosár, a csavarok és a gömbfej acél anyagként, homogén, lineárisan rugalmas, izotróp anyagtulajdonságokkal rendelkezik. Ez az acél anyagokra általános elfogadott közelítés. A vápakosár (mint hengerelt lemezből készült alkatrész) anizotrópiája (hengerlési irányra merőleges és azzal egyirányú anyagirányok) inkább a folyáshatárban és a szakítószilárdságban jelenik meg. A polietilén betét esetén szintén ezek az anyagtulajdonságok. Az anyagjellemzőket összefoglaló táblázat az 1. táblázat.

1. táblázat. Az alkalmazott anyagjellemzők

| | E [GPa] | ν [1] |
|------------------------------------|---------|-----------|
| Csont (medence) | 0,1-15 | 0,3 |
| Acél(vápakosár, csavarok, gömbfej) | 210 | 0,3 |
| XLPE (betét) | 1 | 0,4 |

3.3. Peremfeltételek, kontakt kapcsolatok, terhelések

A végeselemes modell vázlatosan a 4. ábrán látható.



4. ábra. A végeselemes modell

Peremfeltételként a keresztcsont felső részét fogtuk meg, az itteni csomópontok elmozdulást minden irányban meggátoltuk. [7]

A modell a műtét rögzítés, azaz a csavarelőfeszítések hatását is tartalmazza mely a főterhelés előtt lép működésbe. A csavarelőfeszítés nagysága csavaronként 100 N volt.

A továbbiakban a részek közötti peremfeltételeket ismertetem. A terhelés a gömbfej középpontjában hat. Ez a gömbfej enyhén súrlódásos kontakt kapcsolattal adja tovább a terhelést a betétnek. A betét ragasztott (relatív elmozdulást gátló) kapcsolatban áll a vápakosárral, (a valóságban ténylegesen be van oda ragasztva). A vápakosárról egyrészt a medencével érintkező részein súrlódásos kontakttal, alakzáró kötéssel adódik át a terhelés, a csavarok környékén a csavarelőfeszítés miatt erővel záró kapcsolat is kialakul, furatainál néhány helyen a csavarok szárán is felütkeznek. A csavarok a hengeres geometriával helyettesített menetes részükön ragasztott kapcsolattal szintén a medencének adják tovább a terhelést. A medence részei ragasztott kapcsolatban állnak egymással, modellezve ezzel a medence, mint csont anyagfolytonosságát. A csont-fém jellegű súrlódásos kontaktot 0,3-as, a fém-fém súrlódási jellegű kontaktokat 0,23-as súrlódási tényezővel vettük figyelembe. [8] A betét és a gömbfej között ugyan jó siklási tulajdonságok vannak, a numerikus stabilitás miatt 0,05-ös súrlódási tényező található ezen felületek között.

A vápakosarat az életvitelhez tartozó mozgásokból származó erők terhelik.

A mozgások során ezek nemcsak nagyságukban, hanem irányukban is változnak. A szakirodalomból rendelkezésre állnak mért adatok átlagos páciensre vonatkoztatva, testsúlyszázalékban kifejezve, hogy mekkora erők lépnek fel az életviteli terhelések hatására. [9] A vizsgálandó terhelések: járás, leülés, felállás, egy lábon állás, lépcsőn való fel- és lelépés, térdhajlítás. A terhelő erő nagyságának megállapításához ezen életviteli terhelésekből kell kiválasztani a mértékadókat.

5. ÖSSZEGZÉS, TOVÁBBHALADÁS

A vápakosaras rögzítés ezen vége-selemes modellje előtanulmányként is szolgál egy fejlesztendő implantátumnak.

A modell alapja a páciens CT felvételei voltak, így ez egy páciens specifikus modellnek tekinthető, mind a vápakosaras rögzítés geometriáját, mind pedig a medence vége-selemes anyagmodellézését tekintve. A medencén létrehozott vége-selemes háló elemenként eltérő

anyagjellemzőivel így alapot nyújt a további vizsgálatokhoz.

A fő (mértékadó) terhelések meghatározásához evolutív számítások elvégzése van kilátásban, mellyel az ellenőrzésre szolgáló terhelési esetek száma is lecsökken. Ezenkívül a modell jó alapokat nyújt a vápakosár koncepcionális tervezéséhez szükséges topológiai optimalizáláshoz, amit szintén majd a mértékadó terhelésvektorok segítségével lehet elvégezni.

6. IRODALOM

- [1] Hip, knee and shoulder arthroplasty annual report (2016)
<https://aoanjrr.sahmri.com/documents/10180/275066/Hip%2C%20Knee%20%26%20Shoulder%20Arthroplasty>
2017.12.14. 23:39
- [2] Bejek Z. - Lakatos J. — Szendrői M. (2013): Váparekonstrukciós lehetőség kiterjedt os illi defektus esetén revíziós műtétekben.
<https://matroklaszt.files.wordpress.com/2014/08/04-bejek2.pdf>
2018.10.12. 14:07
- [3] Sződy R. és társai (2017): Csípőprotézis revíziókor alkalmazott „custom made” vápakosár tervezés és készítése, három esetben alkalmazott eljárás. Konferenciaközlemény. VII. Magyar Biomechanikai Konferencia. Szeged, 2017. október 6 - 7.
- [4] Plessers, K. – Mau, H. (2016): Stress Analysis of a Burch-Schneider Cage in an Acetabular Bone Defect: A Case Study. *Reconstructive review* 6 (1): 37-42
- [5] 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
- [6] Helgason, B. et al. (2008): Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review. *Clinical Biomechanics* 23 (2): 135-146
- [7] Watson, P. – Dostanpor, A. - Fagan, M. – Dobson, C. (2017): The effect of boundary constraints on finite element modelling of the human pelvis. *Medical Engineering & Physics* 43: 48-57
- [8] Chih-Wei Chang 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
- [9] Bergmann, G. et al. (2001): Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics* 34 (7): 859-891