

# CSONTGRAFT VÁLTOZÁSÁNAK VÉGESELEMES MODELLEZÉSE HYPERMESH-CALCULIX KÖRNYEZETBEN

## FINITE ELEMENT MODELING OF THE CHANGING OF BONE GRAFTS USING HYPERMESH-CALCULIX INTERFACE

*Dóczi Martin Olivér, PhD hallgató*  
*Dr. Szódy Róbert, ortopéd-traumatológus főorvos,*  
*Dr. Zwierczyk Péter Tamás, egyetemi adjunktus*

### ABSTRACT

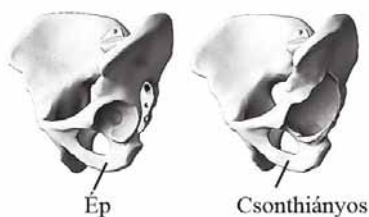
The aim of this paper to implement bone remodeling process from the literature research for HyperMesh – Calculix interface.

The authors provide a simple beam bending model to show the process and the results. Other observations about the work and development plans were discussed as well.

### 1. BEVEZETÉS

#### 1.1. Klinikai áttekintés

A csípő környéki implantátumok beültetések számolni kell a revízió, azaz az ismételt műtét esetleges szükségességével. Ekkor a csípőimplantátum akár több komponensének cseréje is megtörténhet. A revízió egyik oka, amikor kiterjedt medencebeli csonthiány alakul ki. Ekkor az ízületi forgáspont jelentősen feljebb tolik, nagy kihívás elé állítva ezzel a klinikai szakembereket. [1], [2] Egy ép és egy csonthiányos medencét mutat be az 1. ábra.



1. ábra. Egészséges és kiterjedt csonthiánnyal rendelkező medence [3]

A kialakult nagy csonthiányt orvosi döntés alapján legtöbbször pótolni kell. Erre jó lehetőséget biztosítanak úgynevezett csontgraftok. A csontgraftok közül megkülönböztetünk úgynevezett autograftokat, amelyek a páciens más testrészéből származó csontrészek, valamint allograftokat, amelyek más páciensektől származnak. Mindkettőnek megvan az a képessége, hogyha kedvezőek a biológiai és biomechanikai körülmények, akkor a szervezet befogadja őket, a csontépítő sejtek

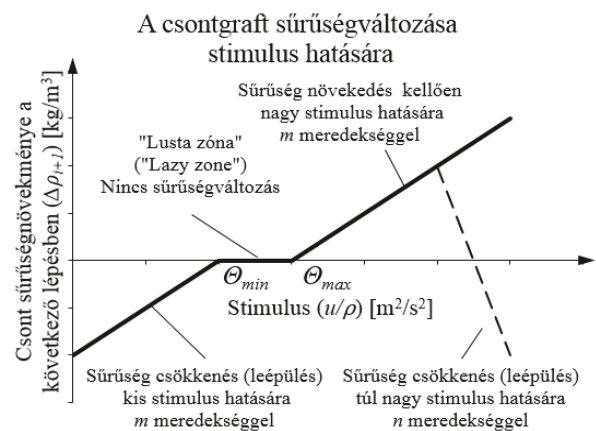
hálózata benövik és a szervezet saját csontjává alakulnak részben vagy egészben. [4]

#### 1.2. Szakirodalmi áttekintés

A csont és a csontgraftok sűrűségváltozása már régóta foglalkoztatja a kutatókat.

Többféle megközelítés van az irodalomban, a legelterjedtebb, hogy ez a mechanikai inger az alakváltozási energiasűrűséggel áll kapcsolatban. [4], [5]

Ha ezt az adott térfogatrészre jellemző alakváltozási energiasűrűséget leosztjuk a sűrűséggel, akkor kapunk egy stimulusnak nevezett értéket. Ezen stimulusra adott válasz a csont sűrűségváltozása. Az ezt jellemző grafikon a 2. ábrán látható. [4], [5]



2. ábra. Csont alakulását jellemző grafikon

Amint látható, ez a függvény szakaszos, eltérő válaszokat ad különböző stimulus mértékek hatására. Egyszerűbben fogalmazva, ha a csont csak kis terhelést kap, akkor leépül, egy adott zónában nem változik, ha a terhelés nő, akkor pedig annak hatására megerősíti a szerkezetét. Nagy terhelés esetén modellezhető az is, hogy a csont nem képes elviselni, csontleépülés következik be (lásd szaggatott vonal). [4]

Fontos megjegyezni, itt látszólagos terhelésről beszélünk, gyakorlatilag egy terhelés

adott idejű ismétlődő sorozatáról. A mereedségek tehát a pszeudoterhelés által reprezentált látszólagos időtől is függenek. Ténylegesen egy erőhatástól nem alakul ki akkora sűrűségváltozás a modellben, mint amit ez a függvény mutat, azonban a merekség úgy van meghatározva, hogy például egy hónapnyi ismétlődő terhelés után megmutatja, várhatóan mekkora a sűrűségváltozás.

### 1.3. Célkitűzés

A cél ennek az irodalomban is ismert jelenségnek a végeselemes implementálása az alkalmazott szoftverkörnyezetünkben és az ezzel kapcsolatos tapasztalatok és következtetések levonása.

## 2. MÓDSZER

### 2.1. Szoftverkörnyezet

A végeselemes modellek elkészítése során az Altair HyperMesh szoftver számos lehetőséget rejt magában, többek között azt, hogy akár a saját (Optistruct) akár más szoftverek (ANSYS, Abaqus, stb.) végeselemes megoldójára lehet előkészíteni a vizsgálandó modellt.

A Calculix nevű nyílt forráskódú végeselemes megoldó az Abaqus szoftverre jellemző bemeneti fájlformátumot használ.

A csomópontok koordinátái után az elemeket felépítő csomóponti azonosítók következnek, majd teljesen külön gyűjtőkbe ki lehet szedni, hogy az adott elemek milyen anyagtulajdonsággal rendelkezzenek, mindezt a felhasználó által is könnyen olvasható szöveges fájlformátumban.

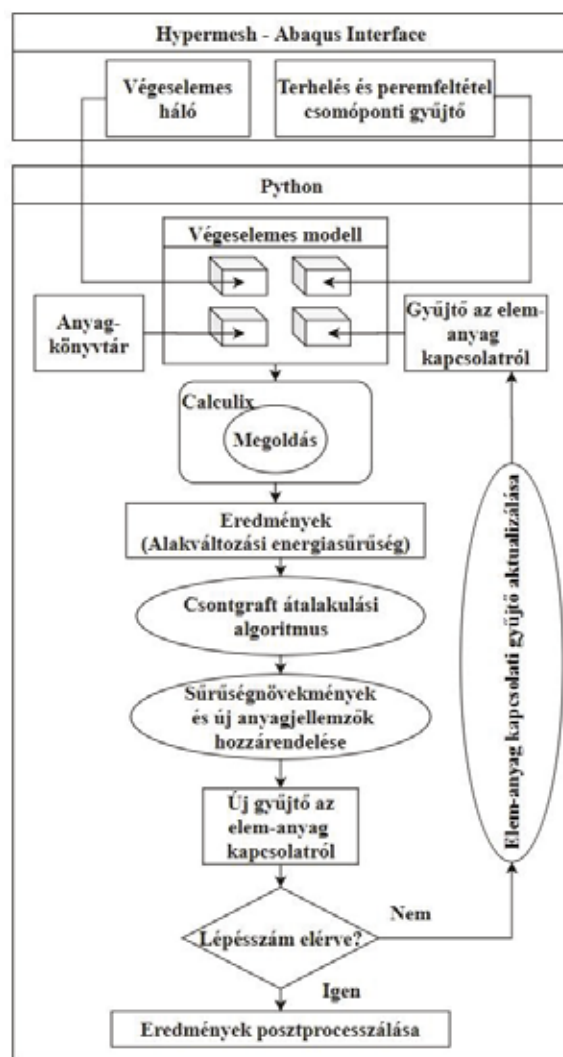
A bemeneti fájlok (input fájlok) egymásba ágyazhatóak, így nem szükséges módosításuk során ismét a teljes állományt beolvasni. Elég csak külön a jellemzően sokkal kisebb méretű részeket, amik az anyagjellemzőket írják le, valamint azt, hogy adott elemek mely anyaghoz rendelt gyűjtőhöz tartoznak.

Mivel a szintaktika néhány helyen eltér az Abaqus által készített input fájloktól, a végeselemes modell HyperMesh-ben történő elkészítésénél Abaqus felhasználói profillal a hálózás után csak gyűjtők (set-ek) létrehozása javasolt. Ebbe a terhelési és peremfeltételi csomópontok kerülnek. Itt nem kell sem anyagot, sem terhelést és peremfeltételeket definiálni. A tényleges terhelés és peremfeltétel megadás közvetlenül a szöveges input fájlban történik.

### 2.2. Csontgraft változásának végeselemes modellezése

Az implementálás a 3. ábrán látható folyamatábrán végig követhető.

A gyűjtőkkel létrehozott végeselemes háló HyperMesh-ből történő kiexportálása után a terhelések és peremfeltételek megadása történik. A csontosodást jellemző paraméterek felvételét követően egy diszkrét értékeket tartalmazó anyagkönyvtár kigenerálása következik. Ezután a kezdeti állapot lefuttatásából nyert eredményfájlok lekérésével a sűrűségnövekményt számítja ki a program, amiből az új sűrűségekhez tartozó rugalmassági modulus alapján (lásd (1) egyenlet) a megfelelő gyűjtőkbe rendeli az elemeket. Majd a számítás kezdődik előlről, ismételve a megadott lépésszámig.



3. ábra. A csontgraft változás végeselemes modellezésének folyamatábrája

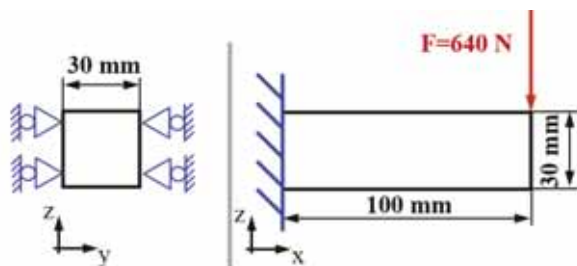
### 2.3. Hajlított gerenda mintapélda

A folyamatot egy hajlított gerenda mintapéldán mutatjuk be.

Ez egy rendkívül egyszerű geometriával rendelkező modell, amellyel ellenőrizhető a folyamat és a program működőképessége.

A geometria, valamint a terhelés és peremfeltételi modell a 4. ábrán látható.

A hálózás során 11250 db 3D nyolccsomópontos hexaéder elemeket használtunk.



4. ábra. Hajlított tartó geometriája és terhelése

A hajlítás során a húzott és a nyomott régiókön kívül semleges szál is van a keresztmetszetben, azaz a geometriában számos eltérően terhelt zóna különíthető el.

A csont rugalmassági modulusa és a sűrűsége között az (1)-es egyenlet és a szakirodalom [6] alapján a következő hatványos kapcsolat állítható fel:

$$E = b \cdot \rho^c \quad (1)$$

Ahol  $E$  a csont rugalmassági modulusa,  $\rho$  a csont sűrűsége,  $b$  és  $c$  pedig konstansok mérésből vagy irodalomból. A csont anyagjellemzőit egy elemen belül homogén, lineárisan rugalmas és izotróp anyagmodellel kezeltük. A Poisson tényezője a csontnak 0,3 volt. [6]

Anyagjellemzőként kezdetben 1800 kg/m<sup>3</sup>-es látszólagos sűrűségű csontgraft-ot adtunk meg, ez fog majd változni a szimulációk sorozata közben és az (1) egyenlet alapján pedig a rugalmassági modulusus.

A használt konstansok értékei az 1. táblázatban láthatók. Megjegyezzük, ezek itt csak demonstrációs célt szolgálnak, a paraméterek változtatásának hatásával nem foglalkozunk most, ahogy a túlterhelés okozta csontleépülés jelenségével sem.

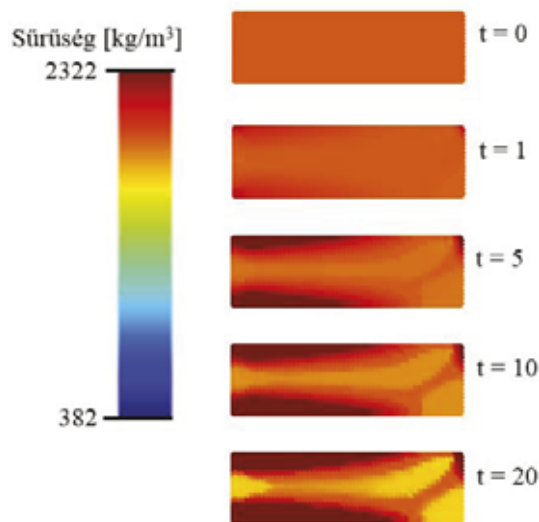
1. táblázat. A használt paraméterek a csontgraft változásának modellezésében

Megnevezés	Jel	Érték	Mértékegység
Kezdő sűrűség	$\rho_0$	1800	kg/m <sup>3</sup>
Sűrűség együttható	$b$	1,8	m <sup>2</sup> /s <sup>2</sup>
Sűrűség kitevő	$c$	3	-
„Lazy zone” alsó határ	$\Theta_{min}$	0,05	m <sup>2</sup> /s <sup>2</sup>
„Lazy zone” felső határ	$\Theta_{max}$	0,1	m <sup>2</sup> /s <sup>2</sup>
Min sűrűség	$\rho_{min}$	382	kg/m <sup>3</sup>
Max sűrűség	$\rho_{max}$	2322	kg/m <sup>3</sup>
Merekség	$m$	100	-

A várakozás az, hogy a szélső szálakban lesz a legintenzívebb a csont sűrűségének növekedése, a semleges szál, valamint a terheletlen részek körül pedig a csont mérsékelt leépülésével számolhatunk.

### 3. EREDMÉNYEK

Az 5. ábrán látható a hajlított gerenda által kialakított eltérő sűrűségű tartományok különböző eltelt időnél.



5. ábra. Eltérő sűrűségű tartományok alakulása különböző időpontokban

Az eredmények a várakozásainknak megfeleltek, a szélső szálakban alakult ki nagy sűrűségű és ezáltal nagyobb rugalmassági modulusú, merevebb csont állomány.

A semleges szál körül a csontleépülés bekövetkezik, ugyanígy a tartó jobb alsó sarkában, mert ott nincs terhelésátadás. A csont állomány változása az iterációs lépések előre haladásával egyre mérsékeltőbb, egy egyensúlyi (konvergens) állapot felé tart.

#### 4. ÖSSZEFOGLALÁS

Munkánk során sikerült kidolgozni a HyperMesh – Calculix környezetre egy olyan eljárást, amivel a csontgraftok átalakulása végeselemes módszerrel modellezhető.

Az egyéni tapasztalatok és az irodalom alapján a következő szempontokra kell különösen figyelemmel lenni.

Az első a konzekvens (kg-m-s-N) mértékegységek használata. Sem a HyperMesh, sem a Calculixnak nincs beépített mértékegység rendszere, a felhasználó felelőssége, hogy konzekvensen pl. SI mértékegységrendszernek megfelelően adja meg egymáshoz képest az anyagjellemzők, a távolságok és az erők mértékegységeit. Ez utóbbit javasoljuk is, a kg-m-s-N rendszert, ugyanis a számítások során és az eredmények lekérésekor még alakváltozási energiasűrűségekre és sűrűségekre is szükség van, amik a mm-ben kifejezett hosszmeretet támogató t-mm-s-N rendszerben igen kellemetlen számokat eredményeznek.

A másik fontos körülmény, hogy az eljárás az elemenkénti anyaghozzárendelésen alapszik, az alakváltozási energiasűrűséget alapul véve. Az irodalom beszámol arról, kialakulhatnak sakkárta-szerű elrendezések (a mintapéldában használt lineáris elemekkel mi nem tapasztaltunk ilyet) amik numerikusan nagyobb merevséget biztosítanak, azonban ez kiküszöbölhető másodrendű elemek használatával. [7] Ez megnövekedett számítási kapacitással jár, de szóba kerülhetnek különböző szűrési technikák is, ha továbbra is lineáris elemek használata az elfogadható.

Az eredményeken feltűnhet, hogy ez akár egy topológia optimalizálás eredménye is lehet, hiszen jól láthatóan elkülönültek azok a zónák, ahol a legnagyobb igénybevétel jelentkezett. Ez természetesen nem ismeretlen az irodalomban, vannak összevetések más topológia optimalizálási módszerek és a csonttá alakulás között. [7], [8] Ezen cikk szerzőinek távlati célja, hogy megvizsgálják implantátumfejlesztésre mennyire lehet felhasználni ezt a jelenséget, ahol célfüggvényként jelentkezhet a minél nagyobb mértékben átalakult csontanyag.

További fontos kérdés a csontgraft átalakulásával kapcsolatosan a különböző paramétereknek a meghatározása. Korábban említésre kerül a pszeudoid fogalma. Nem célszerű azt modellezni, hogy egyetlen mozdulatra milyen mértékű változás tapasztalható, hiszen ez rendkívül megnövelné a

szimulációk számát. Túl hosszú időtartam figyelembe vétele esetén pontatlan eredményt kaphatunk egyetlen stimulusként modellezett terhelés hatására kialakult új állapotra. Ennek meghatározása a jövőben valós klinikai esetek elemzésén alapulhat. Másrészt viszont, implantátumfejlesztés oldaláról megközelítve a problémát, az is hasznos információval szolgálhat, ha azt vizsgáljuk, mennyire szignifikánsan hatnak ezen paraméterek változásai a tervezendő implantátum geometriájára.

#### 5. IRODALOM

- [1] Bejek Z., Lakatos J., Szendrői M. (2013): Váparekonstrukciós lehetőség kiterjedt os illi defektus esetén revíziós műtétekben. <https://matrokplaszt.files.wordpress.com/2014/08/04-bejek2.pdf>  
2020.10.15. 14:46
- [2] Szódy 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.
- [3] Dóczy M., Simonovics J. (2018): Egyedi vápakosaras rögzítés végeselemes modelljének elkészítése. GÉP 2018/3: 8-11
- [4] Chi Wu és társai (2020) Time-dependent topology optimization of bone plates considering bone remodeling. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. 359: 112702
- [5] Sue, A. (2016): Bone remodeling. [http://web.aeromech.usyd.edu.au/AMME5981/Course\\_Documents/files/Lecture%208%20-%20Bone%20Remodelling.pdf](http://web.aeromech.usyd.edu.au/AMME5981/Course_Documents/files/Lecture%208%20-%20Bone%20Remodelling.pdf)  
2020.10.15. 15:42
- [6] Helgason, B. és társai (2008): Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review. *Clinical Biomechanics* 23 (2): 135-146
- [7] Bendsoe (2003): Aspects of topology optimization and bone remodeling schemes. <http://biopt.ippt.gov.pl/Minipapers/Bendsoe.pdf>  
2020.10.15. 15:56
- [8] Rahman és társai (2013): Structural topology optimization method based on bone remodeling. *Applied Mechanics and Materials* 432-426: 1813-1818