

# BIOMECHANIKAI CSONTMODELL ÉPÍTÉSÉNEK LEHETŐSÉGEI

## THE POSSIBILITIES OF BUILDING BIOMECHANICAL BONE MODEL

Simonovics János Ph.D. hallgató, Dr. Váradi Károly egyetemi tanár, Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki kar, Gép- és Terméktervezés Tanszék. 1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3-9., e-mail: simonovics.janos@gt3.bme.hu, varadik@eik.bme.hu.

Dr. Bujtár Péter, állcsont- és szájsebész szakorvosjelölt, Arc- Állcsont- Szájsebészeti és Fogászati Klinika, 1085 Mária u. 52., e-mail: bujpet@yahoo.co.uk.

### ABSTRACT

Nowadays the medical society have demand to examine the implants used for the various orthopedic and trauma surgery. There are several ways of creating biomechanical model depending on the approximation of reality.

### 1. BEVEZETÉS

A biomechanika az élőlények mechanikai berendezéseivel és élettani szerepükkel foglalkozó tudományág. [1]. Más-képp fogalmazva az emberi test belső és külső mozgásainak és ezek következtében kialakult belső erők mechanikai tulajdonságaival és a test valamint a szervek és szervrendszerek működésének mechanikai módszerekkel történő elemzésével a biomechanika foglalkozik. [4]

Hasonlóan a legtöbb tudományághoz, a biomechanika is kísérleti és számítási módszerekkel dolgozik. Mivel azonban itt a kutatás tárgya élőlény, amelyet a vizsgálati eljárás, kísérlet során nem szabad károsítani, az invazív kísérletek nagy részét cadaver mintadarabokon végzik. A legértékesebb kísérletek nyilvánvalóan az élő egyedeken végzett, ún. *in vivo* vizsgálatok, ebből azonban jóval kevesebb van, mint az elhunyt mintadarabokon végzett, ún. *in vitro* kísérletekből.

### 2. VÉGESELEMES MÓDSZER A BIOMECHANIKÁBAN

A számítógépek megjelenése tette lehetővé a mechanikában és a kapcsolódó tudományágakban – így a biomechanikában is – elterjedt hatékony numerikus módszer, az ún. végeelem módszer kifejlődését. Ennek segítségével a kísérleti adatok alapján az élő szervezet viselkedése adott pontossággal számítható és szimulálható. A végeelem-módszer a kísérletek eredményeire támaszkodva a mért adatok alapján modellezi az egyébként valóságban nem tesztelhető vagy csak *invazív*, azaz károsító módon vizsgálható biomechanikai folyamatokat.

A numerikus modellek segítségével számított eredményeket a legtöbb esetben a jelenségre, folyamatra vonatkozó mérési eredményekkel hasonlítják össze, így bizonyítva a modell helyességét és pontosságát. [2]

Az ortopédia és a traumatológia csontsebészeti műtétek során a csontok egyesítésére legtöbbször fém alapanyagú implantátumot használ. Feladatuk biztosítani a szükséges stabilitást a gyógyulási folyamat során. Célkitűzés továbbá a korai mobilizálhatóság és a mozgásstabil rögzítés, állják az idő próbáját és pótolja az időlegesen vagy véglegesen elveszett funkciót.

A csontsebészeti fémimplantátumok közé sorolhatóak (a teljesség igénye nélkül) a csontcsavarok, anyák és alátettek, szögletes és egyenes csontlemezek, az alakos csontlemezek, szegek, kapszok, drótok protézisek. [3]

A végeelemes módszer egyre elterjedtebben használatos a manapság használt implantátumok fejlesztésében, tesztelésében, ugyanis az *in vitro* kísérletek kivitelezése kegyeleti okok miatt igen nehézkes.

A csontok töréseit rögzítő eszközök vizsgálata végeelemes módszerrel alapvetően két részre osztható, az egyik a stabilitás vizsgálat, a másik pedig a protetika vagyis protézis komponensek és környezetük feszültségvizsgálata. A szimulációhoz modellek szükségesek, melyek több úton készíthetők el. Csont modellezés esetén számos lehetséges út áll rendelkezésre, annak függvényében, hogy miként oldjuk meg a *spongiosa* (szivacsos) réteg modellezését és az anyagjellemzőinek elválasztása a *corticalis* (kemény) résztől.

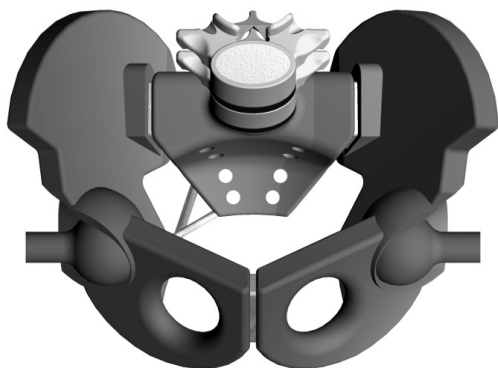
Összetett modell esetén esetlegesen figyelni kell a különböző csontok szétválasztására is vagy épp az ezek között elhelyezkedő porcokra is.

### 3. MODELL FELÁLLÍTÁSA

#### 3.1. Közelítő geometriai primitívekből felállított modell

Az ilyen úton elkészített modell csak vázlata a valóságos anatómiai csontnak. Méretarányban, formában megközelíti a valóságot, viszont a bonyolultabb - általában a felületen található geometriai - formák elhanyagol-

lásával él. Ezáltal a csontok egymáshoz kapcsolódása esetleg ízületek, porcok geometriája is erősen közelíti csak a valóságot.



1. ábra Geometriai primitívekből felépített medencemodell

Előnyei közé sorolható az időtakarékos modellépítés mellett a közel azonos geometriai formák ismételtősége (pl. csigolyák, fogak) és a peremfeltételek definiálása során az akár szimmetrikus felépítés. Az egyszerűbb geometriának köszönhetően a végeselemes háló elkészítése gyorsabb, a megfelelő felületek közötti kontaktok definiálása kevésbé problematikus – gondoljunk csak a *femur* és *acetabulum* kapcsolatra. Megkülönböztetett csontállományok létrehozása azonos vastagságú corticalis réteggel igen könnyen megvalósítható héjképzéssel.

Hátránynak tekinthető, hogy a közelítő geometria segítségével esetleg valós feszültséggyűjtő helyeket hagyunk figyelmen kívül, továbbá nem valóságosan modellezzük az állományvastagságok változását, ezzel pedig a beépített implantátumok csavarjainak valódi kapcsolódási környezetét. Esetleges nem mellékesnek tekinthető tényezők, mint a csonttrikulás, elhanyagolásra kerülnek. A csontállományok szétválasztásának módszerével további alcsoportokra lehet bontani a geometriai primitívekből történő modellezést.

### 3.1.1. Egyes csontállományok elhanyagolásával, elhagyásával felállított modell

A csontok modellezése során, igen nagy kihívást jelent a folyamatosan változó *corticalis* és *spongiosa* réteg modellezése. Fontos szerepe van a rétegeknek és vastagságuknak az implantátummal való kapcsolatuk miatt. Viszont, ha nem helyezkedik el implantátum egyes csontokban, csont csoportokban, vagy egyes csontok mérete annyira kicsi, hogy a bennük található *spongiosa* réteg vastagsága nem számottevő, az állomány szétválasztásától sok esetben eltekintenek és még így is megfelelően közelítik a valóságot.

### 3.1.2. Egyes csontállományok mechanikai tulajdonságait átlagoló modell

Ahol az állomány szétválasztás nem történt meg, általában a geometriai primitívekből felépített model-

leknél homogén állományra jellemző anyagtulajdonságokat adnak meg. A homogén állomány tulajdonságai egyszerűen meghatározhatóak egy átlagos corticalis rétegvastagság figyelembevételével. Pl. a homogén állománynál 90% *spongiosa* és 10% corticalis rész figyelembe vételével a rugalmassági modulus:

$$0,9 \cdot 400 \text{MPa} + 0,1 \cdot 17000 \text{MPa} = 2060 \text{MPa} \quad (1)$$

Poisson tényező:

$$0,9 \cdot 0,2 + 0,1 \cdot 0,3 = 0,21 \quad (2)$$

Ezeket szintén kisméretű csontoknál alkalmazzák, vagy olyan esetekben, ahol szintén nem helyezkedik el a csontban implantátum, esetleg ahol a *corticalis* rétegvastagság szélsőséges változásának modellezése komolyabb problémákat okozhat.

### 3.1.3. Egyes csontállományok szétválasztásával készített modell

A külső *corticalis* réteg átlag vastagságának meghatározása után több módszerrel is létrehozható a belső *spongiosa* réteg. Ebben az esetben a modell a megkülönböztetett állományoknak köszönhetően összeállításként modellezhető (part1 – *corticalis* réteg, part2 – *spongiosa* réteg). Figyelni kell a megfelelő „összeépítésre”, kényszerzésre is.

Első módszer, ha a *spongiosa* réteg tömör állományként van modellezve és kitöltve, mely az ennek megfelelő anyagjellemzőkkel rendelkezik.

Második módszer, ha *spongiosa* réteg közelítéssel, bizonyos irányultságú gerenda struktúrával van modellezve. Ugyanis a *spongiosa* rétegben csontgerendácskák helyezkednek el, melyek irányultsága attól függ, hogy milyen terhelést kell elviselnie a csontnak. Ezek struktúrája átrendeződhet, közelítő modellezésével az ortotropiát szimuláló csontgerendaállományt lehet létrehozni, a *spongiosa* térrészen belül.

A harmadik módszer, ha a *spongiosa* réteg véletlenszerű irányultsággal rendelkező gerenda struktúrával van modellezve. A kívánt *corticalis* réteg létrehozása után, a belső *spongiosa* állománynak hagyott térrészen, a gerendácskák irányultságának figyelembevételével vagy anélkül létrehozható megfelelő programokkal, geometriai közelítéssel, véletlenszerű gerenda rendszer. [1]

### 3.1.4. Az előző módszerek vegyítésével készített modell

Ebben az esetben bizonyos csontterületeknek megfelelően, a biomechanikai modellépítés szét van választva, például ha állományszétválasztás csak a csavarok környezetében történik.

## 3.2 Orvosi képkalkoló eszközök segítségével felállított modell

Az elkészített modell geometriailag a lehető legközelebb áll a valósághoz, hiszen képkalkoló eszköz segítségével emberből nyert forma pontthalmazán alapul. Az apróbb geometriai elemek szinte csak a képkalkoló eszköz felbontásától függenek. Geometriai elhanyagolás csak az újramodellezés során keletkezhet, ennek szabályozásával pedig a felhasználó bír. A képkalkolás például

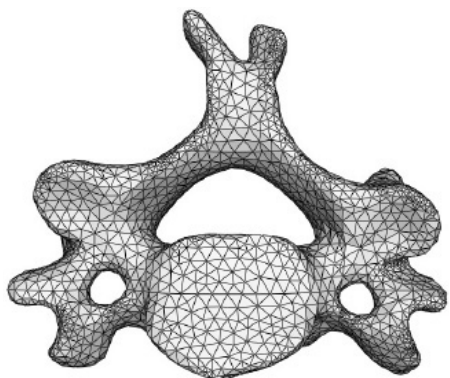
a CT esetében a beállított Hounsfield egységen múlik. Ezáltal a csont és egyéb lágyrészek jól megkülönböztethetőek, szegmentálhatóak lesznek és kinyerhetővé válik a csont geometria. A Hounsfield egység és a csont sűrűsége között matematikai összefüggés írható fel. [15]

Amennyiben a végelemes analízist nem denzitás alapon akarjuk végezni, műanyag anatómiai modellek scannelésével is megkapható a tökéletes geometria pontfelhője.

Előnyének tekinthető a csontgeometria pontos modellezése, így itt megemlíthető az előzőekkel ellentétben, hogy az állományvastagságok és esetleges geometriai deformitásokból adódó feszültséggyűjtő helyek a valószínűleg megfelelően szerepelnek a modellben. A denzitás alapú modellalkotásnál az előzőekkel ellentétben a gyengült csontstruktúra, mint például a csonttrikulálás és a csont tumorosodásából eredő elváltozások szerepelnek a modellben. Ezeknek köszönhetően a valószínűleg közelebb álló eredményeket nyerhetünk ki a szimulációk során.

Természetesen a geometria valóság-hű modellezésének ára van, mely rögtön megtapasztalható, mivel az amorf felületrészeknek köszönhetően a CAD rendszerekben speciális felületmodellezési ismeretekre van szükségünk. A végelemes analízis során felhasználható elemkészlet palettája beszűkül, szinte csak és kizárólag tetra elemek használatára kényszerülünk. Az alaki bonyolultság miatt, a helyes végelemes háló elkészítése igen sok időt vesz igénybe, ügyelni kell a létrehozott elemek torzultságára és megfelelő helyeken történő elemsűrítésre.

A pontfelhő alapján több módszerrel hozhatunk létre biomechanikai modellt.



2. ábra Tetra elemekkel hálózott csigolyamodell

### 3.2.1. Kinyert pontfelhő átalakítása solid modellé

A CT-ből nyert képi információ állományszétválasztása után, a szegmentált részen háromdimenziós felületi hálót lehet generáltatni a legtöbb orvosi képi megjelenítő program valamilyen algoritmusa segítségével. A kapott *facetjei* (kis felület elemek) és csomópontjai nem egyeznek meg teljesen a valóságos csont geometriai alakjával, csak közelítik azt. A végelemes számítások során ez problémát okozhat. Ezért el lehet végezni ezek finomítását, nem kívánt részeket pedig el lehet távolítani

a modelltől. Ezután következhet a *solid* (tömör) modellé alakítás, melyben akár létre lehet hozni a térfogati hálót a végelemes vizsgálathoz. A felületi hálót is fel lehet használni a végelemes térfogati háló készítéséhez, viszont a háló finomításának korlátozottsága miatt ez nem túl elterjedt. Az így elkészített egy állományból álló *solid* modellt természetesen szét lehet bontani ezután *corticalis* és *spongiosa* rétegekre, az előző pontban ismertetett módszerek szerint. A CAD szoftverrel való átjárhatóságot pl. az IGES, STEP és STL fájlformátusok biztosítják. [5], [6]

### 3.2.2. Görbék és felületek segítségével létrehozott felületmodell, mely soliddá alakítható

Az eljárás az előző ponttól annyiban különbözik, hogy vagy a már említett felületi hálóra vagy a létrehozott a kinyert pontfelhőre építhetünk felületmodellezési módszerekkel ebben az esetben. Az egyes *B-spline* és *Bezier* görbék pontokra fektetésével, felületeket feszíthetünk ki. Ezzel a módszerrel a háromszöges felületi háló helyett egy összefüggő felületet kapunk, melyet egyszerűen kitölthetünk anyaggal. Ezáltal kikerülhető a *facetkezelés*, *facetfinomítás* és a *facetekből* adódó esetleges hálózási vagy számítási probléma. Sokszor viszont a bonyolultabb görbék által kialakított felületek okozhatják azt a problémát, melyet el szeretnénk kerülni. Természetesen a felületmodell *soliddá* alakítása után itt is fennáll a lehetőség az esetleges állomány megkülönböztetések modellezésére.

### 3.2.3. Kinyert pontfelhő közvetlen felhasználása CAD modell készítése nélkül

Ebben az esetben a CT-ből nyert ponthalmazt használják fel egyenesen a végelemes háló elkészítésére. A megfelelő Hounsfield egység által nyert állományra térfogati tetraelemes hálót készítenek, mely egyenesen felhasználható a komolyabb végelemes programokban árvalálóként (*orphan mesh*). A megfelelő anyagtulajdonságok kinyerésének egy része az egyes pontok által hordozott denzitás alapján van biztosítva. Amennyiben viszont implantátumot is el akarunk helyezni a modellben, ez esetben kikerülhetlenné válik a CAD szoftverek használata. A létrehozott implantátumok elhelyezése az előző módszerekhez képest nehézkesen oldható meg.



3. ábra Kinyert pontfelhő közvetlen felhasználása

### 3.2.4. Reverse engineering

Az előzőekben ismertetett eljárások szerint történik a módszerhez használt pontfelhő kinyerése. Ezt komolyabb CAD rendszerek reverse engineering moduljaival vagy kifejezett célszoftverekkel lehet visszaépíteni felületmodellé. A felületmodellt a már ismertetett módon *solid* modellé lehet alakítani, majd a kívánalmaknak megfelelően, ha kell, állományokra lehet bontani.

### 3.2.5. Hibrid modellek

Képkalkoló szoftverből nyert elemeket lehet keverni geometriai primitívvel. Ezért egy becsült *corticalis* réteg segítségével pl. geometriai primitívvel felépített *spongiosa* réteg modellezhető az adott csontba. Megvan annak lehetősége is, hogy a képkalkoló szoftverek teljes modelljét az általunk készített geometriai primitívvel épített elemekkel ötvözzük. Ilyenkor a megfelelő kapcsolódási felületek, pontok kialakítására kiemelten figyelni kell, illetve ügyelni kell az alkalmazott kényszerekre is összeépítésnél.

## 4. ÖSSZEFOGLALÁS

Az implantátumok teherviselő képességének vizsgálatára, stabilitásvizsgálatára a végeselemes rendszerekhez rengeteg módon állíthatunk elő biomechanikai háromdimenziós modelleket. Fontos szem előtt tartani, az adott vizsgálandó esetet és a rendelkezésre álló számítógép kapacitást a helyes és valóságot leginkább közelítő modell készítése során.

- [1] Éva Lakatos, Imre Bojtár. (2010). Microstructural simulations of the bone surrounding dental implants by means of a stochastically generated frame model. *Biomechanica Hungarica*. III (1), p143-150.
- [2] Kurutzné Kovács Márta. (2004). A szerkezeti mechanikától a biomechanikáig.
- [3] Simonovics János. (2010). Implantátumok. In: *Mendecetörés rögzítésének végeselemes analízise*. Budapest. p17.
- [4] Szerkesztette: Halász Gábor (2007). *Modellezés a biomechanikában*. Bp.: Műegyetemi Kiadó.
- [5] Rajab Said, Jenssen Chang, Philippe Young, Gavin Tabor, Sam Coward. (2008). Image-based meshing of patient-specific data.
- [6] N. S. Ribeiro, P.C. Fernandes, D.S. Lopes, J.O. Folgado and P.R. Fernandes. (2009). 3-D solid and finite element modeling of biomechanical structures. 7th Euromech Solid Mechanics Conference.