



## KÖSZÖNTŐ

Csernátony Zoltán

főszerkesztő

[csz@med.unideb.hu](mailto:csz@med.unideb.hu)

A Gutenberg és a Gates galaxis információ-özönében joggal merül fel a kérdés bármilyen új kiadvány kapcsán: minek?

A Biomechanica Hungarica esetében könnyű a válasz: mert még nincs ilyen.

Nagy várakozással bocsátjuk útjára a Magyar Biomechanikai Társaság folyóiratát. Magát a Magyar Biomechanikai Társaságot (MBMT) is nagy várakozással bocsátottuk útjára, immár négy éve. A Budapesti Műszaki Egyetem Biomechanikai Kutatóintézete 2004-ben úgy döntött, hogy rendez egy országos seregszemlét minden, a biomechanika iránt érdeklődő hazai kutatónak és szakembernek. Az I. Magyar Biomechanikai Konferencia világosan megmutatta, hogy kis országunkban is szép számmal vannak, akik a biológia és a műszaki tudományok határterületén dolgozva tesznek fel kérdéseket, keresnek válaszokat mind az alap-, mind az alkalmazott kutatást, mind a gyakorlati gyógyítómunkát illetően. A konferencia záró momentuma a MBMT megalakulása volt. 2006-ban megtartottuk II. konferenciánkat, ekkor már szerény számú, de annál impozánsabb külföldi részvétellel. Ott fogalmazódott meg a tudományos periodika megjelenítésének gondolata.

Összeállt a szerkesztőbizottság, majd lassan összeállt az első szám is. Egyelőre évi két szám megjelenítését tervezzük magyar és angol nyelven, elektronikus és nyomtatott formában, vagyis az összesen. A folyóirat ISSN-regisztrációra kerül, az itt közölt teljes értékű közlemények, így citálhatóak is.

A folyóirat tematikája az alábbiak szerint épül fel:

1. Egy-egy biomechanikai laboratórium/társaság bemutatása
2. State of the Art rovat
3. Továbbképző cikk (kutatás/gyakorlati orvoslás)
4. Eredeti közlemények
5. A biomechanika és egyes speciális részterületeinek története
6. Tudományos partnerkereső
7. Biomechanikában érintett ipari cégek bemutatkozása
8. A Magyar Biomechanikai Társaság életével kapcsolatos hírek, információk
9. Levelezési rovat/levél a szerkesztőnek (a második számtól)
10. Rejected papers rovat (a második számtól)
11. Arra érdemes PhD értekezések vagy akár TDK/diplomamunkák közzététele (csak az online verzióban).

A szerkesztőségi munka adminisztratív része online formában valósul meg, azaz a cikkek beküldésétől kezdve a lektoráláson át a tördelésig webes kezelőfelület segíti a szerzők, a bírálók és a szerkesztőség munkáját is ([www.biomechanica.hu](http://www.biomechanica.hu)).

Mint láthatják, van tehát elhatározás, vannak elképzelések, és reméljük, lesz méltó tartalom is a lap hasábjain.

Magam és szerkesztőtársaim nevében szeretettel üdvözlök minden olvasót! Köszönettel veszünk minden észrevételt, megfontolunk minden javaslatot és várunk sok-sok közleményt!

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

## A MAGYAR BIOMECHANIKAI TÁRSASÁG BEMUTATÁSA

Bojtár Imre

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

[ibojtár@mail.bme.hu](mailto:ibojtár@mail.bme.hu)

A Magyar Biomechanikai Társaságot az I. Magyar Biomechanikai Konferencián részt vevők alapították a budapesti és a debreceni Biomechanikai Kutatóközpontok előzetes javaslata alapján. A Konferencia a Budapesti Műszaki Egyetem Biomechanikai Kutatóintézetének szervezésében zajlott 2004 júniusában, magára az alakuló ülésre pedig a Konferencia utolsó napján, június 11-én került sor.

Mivel a BME Biomechanikai Kutatóintézet már a Konferencia szervezése során levélben elküldte a résztvevőknek a Társaság létrehozására vonatkozó indítványt, az alakuló értekezlet ennek a javaslatnak a megvitatásával kezdődött. 79-en vettek részt ezen az összegyűjtelen, többségükben mérnökök, orvosok, fizikusok, illetve biológusok. Az összegyűltek először egyhangú döntéssel kimondták a Társaság megalakulását, majd arról határoztak, hogy milyen formában működjön a továbbiakban a Társaság. Hosszas vita után végül a jogi úton bejegyzendő társasági formát választották a jelenlevők, feladatául tűzve ki a megválasztandó Vezetőségnek a szükséges szervezési teendők elintézését. Ennek a döntésnek megfelelően hagyták jóvá – a máig érvényes – működési szabályzat szövegét is. Az Alapszabály a Társaság fő céljának a tudományos információcserét, a hazai kutatások összehangolását, valamint a hazai tudományos konferenciák megszervezését tekinti.

A Vezetőség tagjainak – ugyancsak egyhangú szavazással – a következő személyeket választották: elnök *Stépan Gábor* (Budapesti Műszaki Egyetem), elnökhelyettes *Csernátony Zoltán* (Debreceni Egyetem), vezetőségi ta-

gok *Kocsis László*, *Kurutzné Kovács Márta* és *Borbás Lajos*, titkár *Bojtár Imre* (valamennyien a Műegyetemről).

Az alapító értekezlet döntött a tagsági díj összegéről, végezetül pedig elfogadta *Csernátony Zoltán* javaslatát, hogy a II. Magyar Biomechanikai Konferenciát 2006 nyarán Debrecenben rendezzék meg.

Az alakuló ülést követően a Vezetőség elindította a szükséges jogi lépéseket a Társaság hivatalos bejegyzése érdekében. 2004. október 6-án a Fővárosi Bíróság „tudományos tevékenység, kutatás” működési körrel jóváhagyta a nyilvántartásba vételt, ettől a dátumtól kezdve tehát „hivatalosan” is létezett az MBMT. Ezt követően már az is lehetővé vált, hogy a tagdíjak átutalásának fogadására önálló bankszámlát nyisson a Vezetőség.

Az alapítást követő években a Társaság alapvetően azt a szerepet töltötte be tagjai életében, amire vállalkozott: folyamatosan értesítette a tagokat a biomechanikával kapcsolatos hazai és külföldi összejövetelekről, konferenciákról, pályázati lehetőségekről, tudományos hírekről. Nem hiányoztak a tagoknak elküldött – közel 100 darab – e-mailből a fiataloknak szóló állásajánlatok, a külföldi kapcsolatkeresési javaslatok, valamint a frissen megjelent könyvekről és egyéb kiadványokról szóló tájékoztatók sem.

A törvényi előírásoknak megfelelően 2005 májusában a Társaság megtartotta rendes évi közgyűlését. A Vezetőségből távozó *Kocsis László* helyére *Halász Gábort* (Műegyetem) választották, jóváhagyták az új tagok felvételét

(a létszám az eredeti 79-ről 85-re nőtt), és meghallgatták a debreceni Biomechanikai Konferencia szervezésével kapcsolatos kérdéseket.

2006 júliusában Debrecenben – a nagy sikerrel megrendezett II. Magyar Biomechanikai Konferencián – került sor a következő közgyűlésre. A létszám ekkorra már 90 főre nőtt. Erre az időpontra készült el és vált rendszeres információs forrássá a Társaság honlapja is. A következő két évre *Csernátony Zoltánt* választották elnöknek, *Stéján Gábort* pedig alelnöknek. A Vezetőség tagja lett *Noviczki Miklós*, a Nyíregyházi Jósa András Kórház Traumatológiai Osztályának főorvosa is. A tagság egyhangúan úgy döntött, hogy ezentúl csak kétévenként, a Biomechanikai Konferenciák időpontjában tart értékelő közgyűlést.

A 2007-es évet a további rendszeres tájékoztató munka jellemezte. *Csernátony Zoltán*

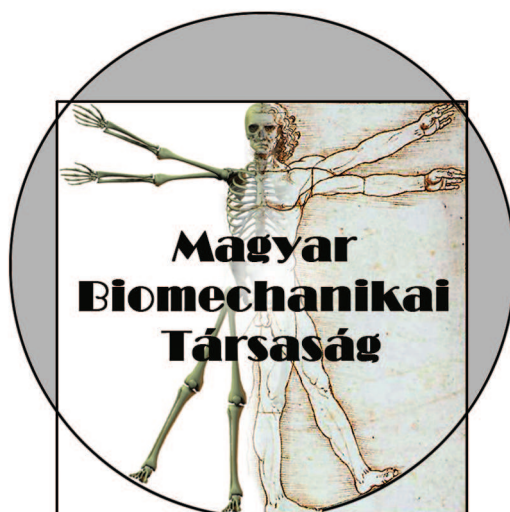
javaslatára elkezdődött a Társaság lapjának, az nyomtatott kiadású, ISSN-számmal rendelkező „*Biomechanica Hungarica*” megjelenítésének előkészítése, és 2008. júniusi időponttal meghirdetésre került a III. Magyar Biomechanikai Konferencia (az ismertető írásának időpontjában is folynak a Konferencia előkészületei, eddig több mint 70 előadó regisztráltatta magát). Amint látható a Konferenciára elkészült a Társaság lapjának első száma.

A Magyar Biomechanikai Társaság a megalakulása óta eltelt közel négy évben teljesítette fő célját: megismertette egymás tevékenységével a korábban sokszor elszigetelten dolgozó hazai kutatókat, segítette szinergikus jellegű új tudományos kapcsolatok létrehozását, és így egyre ismertebb és elismertebb hazai központjává vált a tagjai által művelt kutatási területnek.

Bojtár Imre

Budapest Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék  
1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.

Tel.: (+36) 1 463-1160



*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám***MODULÁRIS CSÍPŐPROTÉZIS SZÁR TERVEZÉSE**

Németh György, Smuczer Tibor

Sanatmetal Kft.

[gynemeth@sanatmetal.hu](mailto:gynemeth@sanatmetal.hu)

Bárhol is történik Európában csípőprotézis-tervezés és -gyártás, ugyanazon EU-direktíva és ugyanazon szabványrendszer egységes követelményeket határoz meg. Ahhoz, hogy a termék CE jellel forgalmazható legyen, tervezésekor, gyártásakor, csomagolásakor, tesztelésekor maradéktalanul meg kell felelnie ezen követelmények mindegyikének.

A Sanatmetal Kft. az elmúlt évek során több primer és revíziós csípőprotézis-rendszert fejlesztett ki. Az alábbiakban az egyik meglévő – ún. Pannon csípőprotézis (1. ábra) – rendszer továbbfejlesztése, moduláris protézisszárral történő kiegészítése kerül ismertetésre, amelynek tervezése mechanikai szempontból kihívást jelentett a fejlesztőmérnökök számára. Annak ellenére, hogy a moduláris szár szerelhető kivitelű, ugyanazt a terhelést kell elviselnie maradó alakváltozás és fáradásos törés nélkül, mint az egy darabból készült ún. monoblokk száraknak. A mechanikai követelményeken túl természetesen az anatómiai megfelelés és a biokompatibilitás is alapvető igényként fogalmazódik meg.



1. ábra

**Új igények**

A folyamatosan fejlődő műtéti technikák és a pontosságra való törekvés az implantátumokkal szemben is újabb és újabb igényeket támasztanak. Az ízület fiziológiás reprodukálásához fontos a pontos anatómiai forgáspont beállítása. Ennek megvalósítása monoblokk protézisszárral – a nem kellően széles méretválaszték miatt – nem mindig lehetséges maradéktalanul. A végtag különleges deformítása esetén a hagyományos implantátumokkal általában nem oldható meg az eredeti mozgástartomány és -érzet visszaállítása. Az anatómiai állapotok precíz beállítása lehetővé teszi az izomzat megszokott használatát, gyorsítva ezzel a rehabilitációt. Ezek a tényezők vetették fel az igényt egy olyan csípőprotézis létrehozására, amely a korábbiaknál jobban finomhangolható a páciens anatómiai viszonyaihoz.

A pontosságon túl a csípőprotézis-beültetéseknél – úgy, mint a sebészet szinte minden területén – a műtéti technikák mindinkább próbálnak megfelelni a minimál invazív filozófiának. Cél, hogy a műtét a lehető legkisebb feltáráson keresztül elvégezhető legyen, ezáltal csökkentve a lágy szövetek traumáját, gyorsítva a regenerációt. Hagyományos monoblokk csípőprotézis szárak esetén a feltárás nem csökkenthető tovább, mivel nehézzé válik a protézis megfelelő orientációban való behelyezése a protézisszár nyakának a lágy szövetekkel való ütközése miatt.

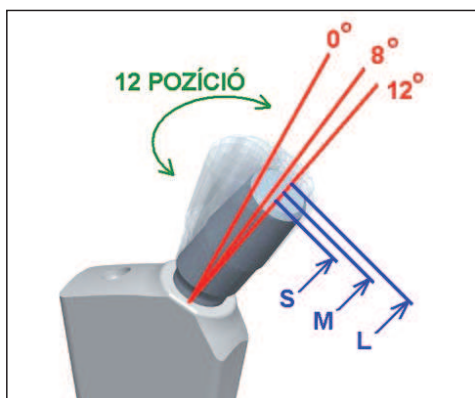
Az említett szempontok egy szerelhető nyakból és szárból álló moduláris rendszer létrehozását tették szükségessé, amellyel mind az anatómiai pontosság, mind a minimál invazív műtéti technika megvalósítható.

### Moduláris csípőprotézis szár

A Sanatmetal tervezői számára megfogalmazott cél egy olyan szerelhető protézisszár létrehozása volt, amely geometriáját tekintve megegyezik egy már meglévő, bizonyított szár alakjával. Ez a rendszerszemlélet lehetővé teszi, hogy a későbbiekben az operátor szabadon választhasson a műtét során a hagyományos és moduláris szár beültetése között. Ez teljesen megegyező műszerkészletet feltételez, amelyhez csak néhány további kiegészítő eszköz szükséges.

A tervezésnél kiindulást jelentő Pannon csípőprotézis szár egy fix szögállással (135°) rendelkezik, amely jó kompromisszumot jelent, azonban a tökéletes beállításhoz több szögállásra is lehetőséget kell adni. A moduláris rendszernek alkalmasnak kell lennie a csípőízületi anteverzio beállítására úgy, hogy ehhez ne legyen szükség oldalspecifikus protézisszárak használatára.

Az offset beállítása a szokásos módon a különböző eltolással rendelkező fejekkel történik. Szükség lehet azonban olyan nagy offset beállítására is, amelyet ilyen módon nem lehet elérni. Az ehhez szükséges fejek teherbírása már megkérdőjelezhető, ezért inkább lehetőséget kell adni a fej pozíciójának csípőpro-



2. ábra

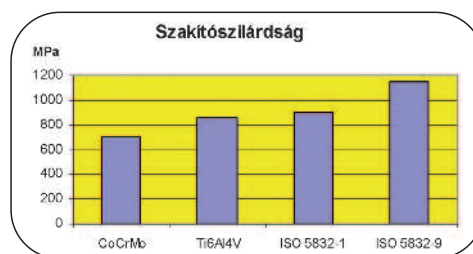
tézis szárral (nyakkal) történő beállítására. Ráadásul így a szárok és a fejek kombinálásával az offset finomabb skálából választható ki (2. ábra).

### Az alapanyag kulcskérdés

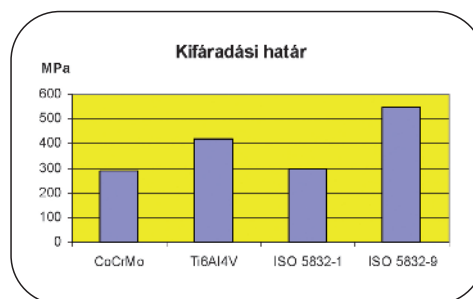
Az alapanyag választás meghatározza a termék biokompatibilitási megfelelését, és kiemelt befolyással bír a mechanikai tulajdonságokra.

A biokompatibilitás miatt a választható anyagminőség rendkívül korlátozott. Ezen alkalmazásnál a korrózióálló acélok közül az ISO 5832-1 Comp. D, valamint az ISO 5832-9 (Hihg-N), a titán ötvözetek közül az ISO 5232-3 Ti6Al4V, és az ISO 5832-4 szabvány-nak megfelelő CoCrMo ötvözet jöhet számításba.

Az anyagok legfontosabb mechanikai jellemzőit az alábbi diagramok összesítik:



3. ábra



4. ábra

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

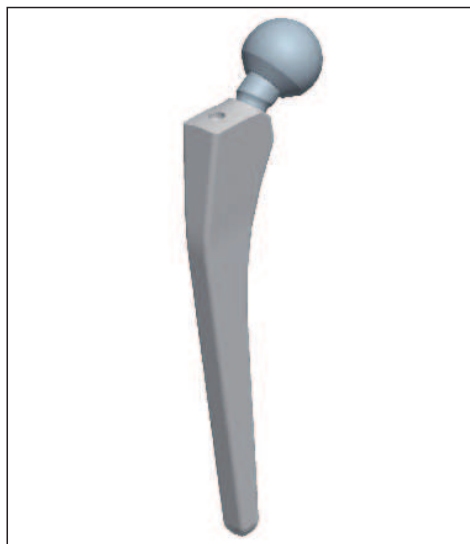
A kiemelkedő mechanikai tulajdonságok miatt (3., 4. ábra), hasonlóan az eredeti Pannon protézisszárhoz, az anyagválasztás a moduláris szár tervezésekor is az új minőségi szintet jelentő Bioline High-N (ISO 5832-9 / ASTM 1586-95) nagytisztaságú acélötvözetre esett. A monoblokk szárhoz képest ez esetben még nagyobb jelentősége van a kompromiszsumok nélküli alapanyagoknak.

Csípőprotézis gyártásánál a magasabb költségek ellenére a Sanatmetal hagyományosan kovácsolt előgyártmányokból indul ki, hiszen a létrejövő és nem megszakított elemi szálak a mechanikai tulajdonságok további javulását eredményezik.

A High-N ötvözet fiziológiai környezetben is ellenálló, mivel a felületi és kristályközi korrózióval szemben a nagy tisztaság és az alacsony ferrittartalom védi meg, míg a pitting és réskorrózióval szemben a magas molibdén-tartalma miatt ellenálló.

**A konstrukció kialakítása és vizsgálata**

A fejlesztési folyamat kezdeti fázisában – még az első vonal meghúzása előtt – megtörténik a tervcél megfogalmazása, melyek között az eddig ismertett szempontokon kívül minden lényeges cél meghatározásra kerül. Többek között hogy a moduláris konstrukció alkatrészeinek olyan stabil módon kell kapcsolódnia, hogy az a szokásos terhelések mellett is biztosan tartson. A sok beállítási lehetőséget minél kevesebb komponens használatával kell megvalósítani, hogy ne kelljen annyiféle implantátumot raktáron tartani és a műtőbe vinni. A fejlesztési tevékenység folytán – gondolva a gyártásra, tisztításra, fertőzésveszélyre, stb. is – mindvégig szem előtt kell tartani a kockázatok minimális szinten tartását.



5. ábra

Az összes követelményt összegyűjtve és figyelembe véve végül két megoldási változat született, amelyeket a későbbiekben értékeltünk. Mindkét megoldás két elemből tevődik össze, egy forgatható nyak részből és egy szárból (5. ábra). Mindkét konstrukció önzáró Morse kúpot használ a szár rész és a nyak stabil egyesítésére, hasonlóan a csípőprotézis fejek rögzítéséhez. A dőlésszög és az offset megválasztását különböző szögű és hosszúságú nyakkal kívántuk elérni. A kúpos kapcsolódó felületek a nyak rész tetszőlegesen elforgatott helyzetben való rögzítését tennék lehetővé, azonban a műtét során egzakt beállításokra van szükség, mivel először próbát kell végezni a próba implantátumokkal, és később az itt meghatározott helyzetet kell megvalósítani a végleges implantátumokkal. Ezért egy olyan kapcsolódó részt alakítottunk ki, amely a 30 fokként történő elforgatást enged meg a kúpos zárás előtt. Ez az alakos rész az „A” verzió (6. ábra) esetén a kúpos rész alatt, mélyen a protézisszár testében, míg a „B” esetben (7. ábra) a kúpos rész felett, közvetlenül a protézisszár felszínénél helyezkedik el. Ennek megfelelően az illeszkedő nyak részek kiala-



6. ábra



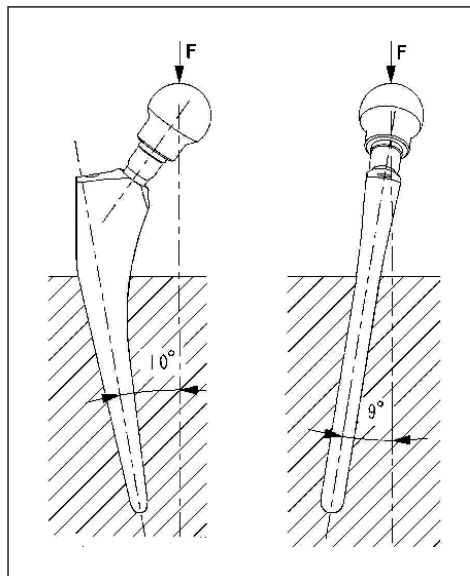
7. ábra

kítása is eltér. A tervek alapján a szárazkhoz három különböző hosszúságú nyak választható, egyenes kivitelben, vagy 8°-os és 12°-os szögállással. Ezek segítségével a fej 75-féle beállítása lehetséges, nem beszélve a különböző offsettel ellátott fejek adta további variációkról, amely rendkívüli rugalmasságot biztosít az operatőr számára, gazdaságos méretválaszték mellett.

A Sanatmetal a 3D parametrikus tervező-rendszerek közül a Pro/Engineer szoftvert használja, a szilárdsági ellenőrzéshez pedig – a valós vizsgálatot megelőzve, illetve a különböző változatok értékeléséhez – annak FEM-analízisét.

A végeelemes vizsgálatok elvégzésekor két kérdésre kerestük a választ. Először a moduláris rendszer két konstrukciós változatát elemezve a kedvezőbb geometriát kerestük. Másodszer az így kiválasztott változatot hasonlítottuk össze a már valós teszteken is megfelelt Pannon csípőprotézissel. Ennek megfelelően három FEM-analízist futtattunk az „A” és a „B” moduláris változatokkal, valamint a Pannon monoblokk szárral.

A vizsgálat peremfeltételeit az ISO 7206-4 szabvánnyal összhangban határoztuk meg (8. ábra). Európai közepes méretű implantátumokat vizsgáltunk, és hozzá a terhelő erőt a fásztó vizsgálat maximumterhelésére vá-



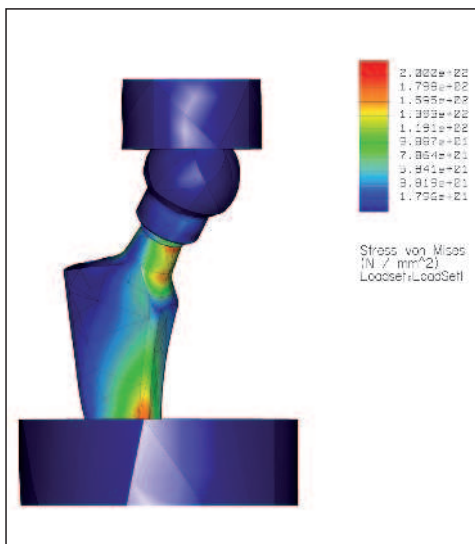
8. ábra

lasztottuk, melynek értéke 2,3 kN. A fáradási jelenséget az alapanyaggyártó ajánlása szerint a szakítószilárdság módosításával vettük figyelembe. Ennek megfelelően az anyagra vonatkozó előírás megszabott minimális szakítószilárdság 70%-ával számoltunk, melyet a darabok inhomogenitása miatt további 15%-kal mérsékelünk. Az így kapott határfeszültség  $\sigma^{\text{lim}} = 535 \text{ MPa}$  értékűre adódott. Az anyagra továbbá érvényesnek vettük az  $E = 200 \text{ GPa}$ , Poisson tényező  $= 0,27$  értékeket. A program Mises szerint határozta meg a testekben kialakuló egyenfeszültségteret.

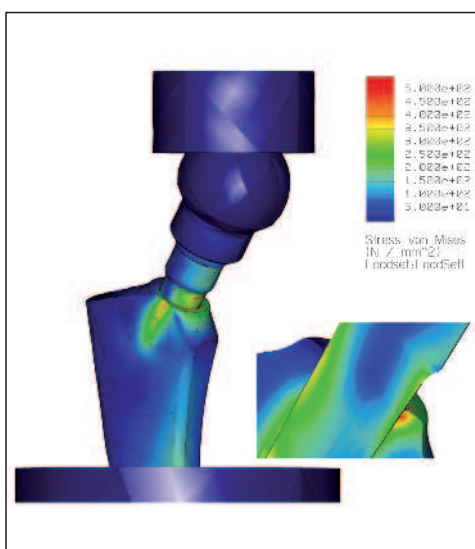
A hagyományos Pannon protézis esetében a FEM-analízis – hasonlóan a fásztó vizsgálathoz – megfelelést adott. Terhelt állapotban a geometria egyik pontjában sem adódott 200 MPa-nál magasabb feszültség, amely komoly biztonságot jelent (9. ábra).

Az „A” változat elemzése 520 MPa-os csúcsheszültséget mutatott ki, amely még mindig megfelelő, azonban már kevesebb tartalékot tartalmaz, mint a Pannon szár (10. ábra).

## Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám

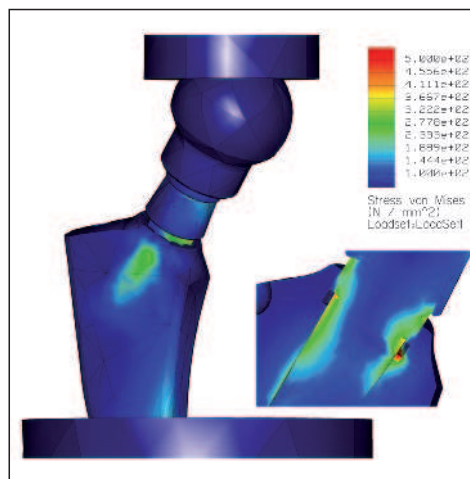


9. ábra



10. ábra

A „B” változat vizsgálata azt mutatta ki, hogy a kúp felső részén elhelyezett alakos rész feszültségkoncentráció hatású, továbbá laza tőréséből adódóan növeli a terhelő erő karját. Mindez azt eredményezte, hogy megengedhetetlenül magasra, helyenként 1400 MPa fölé emelkedett a feszültség értéke (11. ábra).

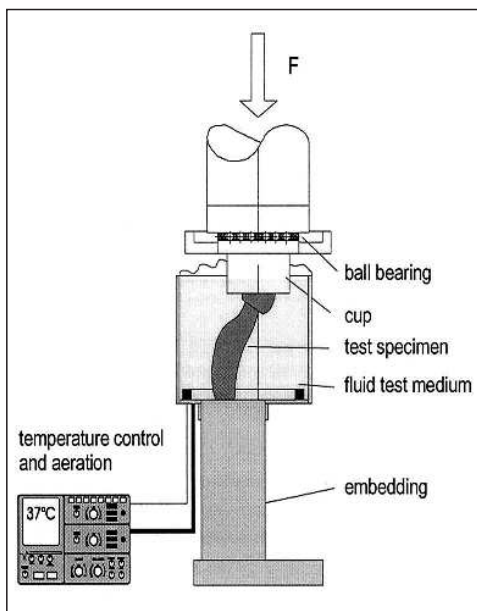


11. ábra

A számítógépen elvégzett vizsgálatok alapján megállapítható tehát, hogy a két konstrukció változat közül az „A” verzió az előnyösebb. Ezen változat teherbírása sem éri el ugyan a monoblokk protézisét, azonban még így is megfelel az előírásoknak. A végesesemes szilárdsági vizsgálat igazolta számunkra azt, amit mérnöki szemléletből addig feltételeztünk. Mindezt gyártási és valódi vizsgálati költség nélkül! A szabvány által előírt vizsgálat persze nem hagyható el, de már csak az „elődöntőben győzött” „A” verzió vizsgálatát kellett elvégeztetnünk az erre a vizsgálatra akkreditált tesztlaboratóriumban. Ehhez elindítottuk a végleges rajzdokumentációnak megfelelő 0-széria legyártását, amelyből 3 db mintát vizsgáltattunk a már említett vizsgálati módszert leíró ISO 7206-4 szabvány alapján.

A teszt során a próbadarab alsó részét beágyazzák (12. ábra), majd a protézisszárat a valós terhelést szimulálva a fejen keresztül 0,3 kN és 2,3 kN között változó erővel terhelik, 15 Hz-es frekvenciával. A vizsgálat közben a környezeti feltételeket is a valósághoz igazítják. Követelmény, hogy a vizsgált szárok mindegyike károsodás nélkül elviselje a teszt 5 millió ciklusát.





12. ábra

A kedvező eredményeket követően a konstrukció lezárható, a termék engedélyeztetését követően pedig megfelelő raktárkészlet rendelkezésre állása és vevői igények megléte esetén nincs akadálya az értékesítés megindításának.

Bízunk benne, hogy a saját, és a velünk együttműködő szakemberek tudásának köszönhetően ismét egy olyan új innovatív termékkel segíthetjük az orvosokat és betegeket, amely lehetőséget nyújt a természetes mozgás helyreállítására, és meggyorsítja a mindennapokba való visszatérést.

Németh György  
Sanatmetal Kft.  
3300 Eger, Faiskola u. 5.  
Tel.: (+36) 36 512-900

**Sanatmetal** ®  
Ortopédiai és Traumatológiai Eszközök Gyártó Kft.

# Pannon

Csípőprotézis rendszer  
Moduláris nyakkal

- Tradicionális forma
- 75 féle fejpozíció
- Minimál invazív
- Cementes, cement nélküli és revíziós kivitelben is

12 pozíció

5, Faiskola u. 3300 Eger, Hungary  
Tel.: +36 (36) 512-900  
e-mail: metal@sanatmetal.hu  
www.sanatmetal.hu

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

## A 3D NYOMTATÁS TECHNOLÓGIÁJÁNAK ALKALMAZÁSA A CRANIOPLASTICÁBAN

Manó Sándor<sup>1</sup>, Novák László<sup>2</sup>, Csernátony Zoltán<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika

<sup>2</sup>Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Idegsebészeti Klinika

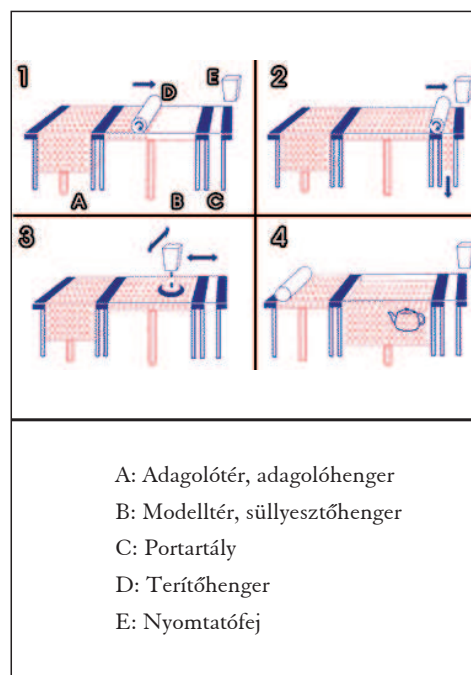
[manos@med.unideb.hu](mailto:manos@med.unideb.hu)

A cranioplastica manapság hazánkban általánosan alkalmazott eljárása során a sebész a koponyán keletkezett hiányt egy kézzel formázott, néhány percig képlékeny, a polimerizáció miatt felmelegedett csontcementdarabból próbálja minél elfogadhatóbban és gyorsabban „betömni”. Ez a módszer azonban még a legegyszerűbb esetben sem tekinthető pontosnak, illetve megbízhatónak, és a csonthiány geometriájának összetettebbé válásával a pótlás pontossága jelentősen lecsökkenhet.

A fenti eljárás problémáinak kiküszöbölésére, illetve kiváltására kiválóan alkalmas a Debreceni Egyetemen meghonosított, 3D nyomtatáson, valamint öntészeti módszereken alapuló technológia.

### 3D nyomtatás

Ahogy a legtöbb rapid prototyping módszer, a háromdimenziós nyomtatás is virtuális háromdimenziós számítógépes modellekből képes kézzelfogható, valóságos testet előállítani. Az előállítás rétegről rétegre történik, porok és ragasztó alkalmazásával. A módszer neve onnan ered, hogy a modell kialakítása során valóban nyomtatás történik, hiszen a berendezés egy nyomtatófejjel és a hozzá kapcsolódó tintapatronnal üzemel, a különbség, hogy itt nem tinta van a patronban, hanem ragasztó, és nem papírra nyomtatunk, hanem összetömörített porra. A modell kialakításának menete az alábbi lépésekből áll (1. ábra).



1. ábra. A 3D nyomtatás folyamata

1-2. A terítőhenger, az adagoló- és a süllyesztőhenger összehangolt mozgatásával a berendezés az adagolótérben és a modelltérben lévő port egy szintbe hozza és egyenletesen elsimítja. A nyomtatófej parkoló pozícióban marad. A felesleges por a portartályban összegyűlik.

3. Az elsimított por felületére a nyomtatófej a nyomtatandó tárgy aktuális metszetének megfelelő alakban ragasztót juttat a por felületére. Ezután a süllyesztőhenger egy rétegvastagságnak megfelelő mértékben (0,1 mm-rel) lejjebb ereszkedik. Az adagolóhenger ugyanennyivel

felemelkedik, majd a terítőhenger a 2. ábrának megfelelően elteríti az adagolótérből származó port a modellter tetején.

Míndez így folytatódik mindaddig, amíg az utolsó réteg (azaz a modell legteteje) is elkészül.

4. A ragasztóval érintkező porszemcsékből felépülő kész modell a modellterben található száraz porral teljesen körülfogva. A nyomtatás során ez a száraz pormennyiség szolgált a kialakuló modell támasztékául.

A kész modell, illetve a benne lévő ragasztó több óráig a porágyban szárad, csak ezután következhet a kiemelés: a süllyesztőhenger fokozatos emelésével a felesleges por ecsettel történő eltávolítása mellett a modell egyre nagyobb része láthatóvá válik, majd végül kiemelhető a teljes alakzat.

Ekkor még nagyon poros, és szilárdsága sem megfelelő, ezért először egy ún. depowdering rendszerrel lefúvatjuk róla a felesleges port, majd a tartósság érdekében nagyobb szilárdságú ragasztóval bevonjuk a modell felületét.

#### A cranioplastica megvalósításának lépései

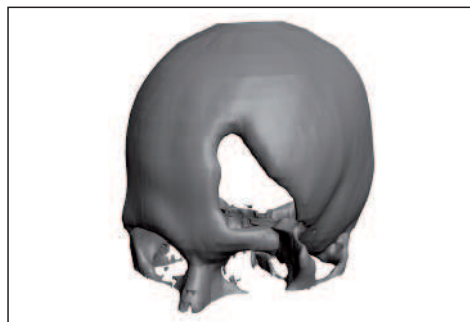
A 3D nyomtatáson alapuló cranioplastica alap gondolata az, hogy a sérült koponyáról készült CT-felvételek alapján elkészített virtuális 3D modellen – kihasználva a szimmetrikus szerkezetből adódó tükrözési lehetőségeket – előállítjuk a szükséges koponyapótlás pontos virtuális modelljét, ami ezután kinyomtatható a 3D nyomtatóval. A kinyomtatott modellt öntőmintának használva készülhet el ezután a ténylegesen beültethető pótlás.

A következőkben a módszer lépéseit egy konkrét példán keresztül mutatjuk be. A 30 éves férfibeteg közötti baleset kapcsán sérült, nyílt

craniocerebrális sérülést szenvedett. Bal oldali frontális impressziós koponyatörés és homloklebenyi zúzódás történt, melyet primeren elláttak. A bal szemöldökív és a homlokcsont szabálytalan alakú hiánya miatt került sor második ülésben a cranioplasticára.

#### CT-felvételekből 3D modell

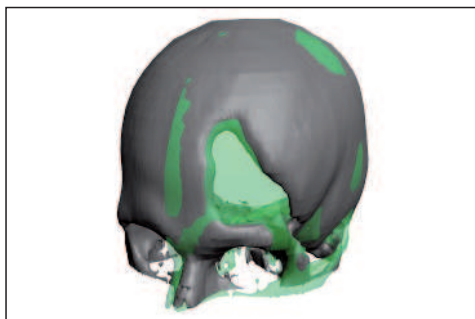
A beteg koponyájának sérült részéről nagy sűrűségű (1 mm-es függőleges irányú lépésközzel) CT-felvétel-sorozat készült. A felvétel-sorozat alapján a Mimics® nevű, kifejezetten erre a feladatra specializált szoftver segítségével előállítottuk a koponya 3D modelljét (2. ábra).



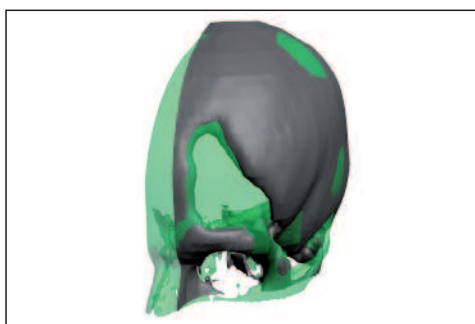
2. ábra. A CT-felvételek alapján készült virtuális koponyamodel

#### Szerkesztés három dimenzióban

Célunk annak a geometriai formának az előállítása, ami pontosan beleillik a koponya hiányzó részébe. A koponya szimmetriáját feltételezve először az eredeti modellt tükrözve készítünk egy új alakzatot. Következő lépésként ezt az új modellt translációs és rotációs transzformációkkal amennyire lehet, az eredetivel fedésbe hozzuk, majd az elkövetkező számítások idejének csökkentése végett a modellekről levágjuk a számunkra lényegtelen részeket (3/a és 3/b ábra).

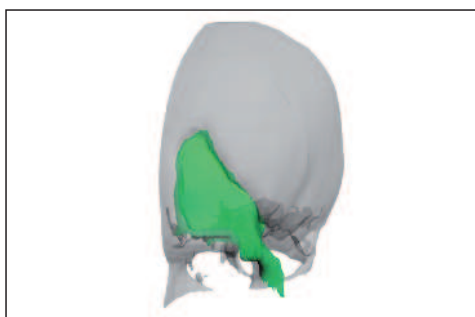


3/a ábra. Az eredeti (szürke) és a tükrözött (zöld) koponyamodel



3/b ábra. A két modell fedésbe hozás és a fölőleges részek eltávolítása után

Az eredeti koponyahiányt a két modell különbsége fogja adni, azaz a tükrözött modellből – ami az ép koponyarészt jelképezi – Boolean-transzformációt alkalmazva kivonjuk a sérült koponyának megfelelő testet. Mivel a két test a kivonás előtt sohasem hozható egészen pontosan fedésbe, a kivonással a leendő

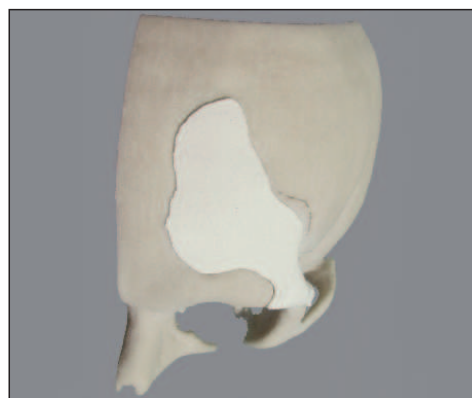


4. ábra. A pótlás kész modellje (zöld színnel)

koponyapótlás modelljén kívül kapunk némi fölőleges modellrészt is, ez azonban néhány mozdulattal könnyen eltávolítható. A szerkesztési műveletek befejeztével megkapjuk a beültetendő pótlásnak megfelelő geometriájú alakzatot (4. ábra).

### 3D nyomtatás

Az előző pontban részletezett módon előállított virtuális háromdimenziós modelleket – a pótlást és a sérült koponya modelljét – a 3D nyomtató segítségével kinyomtatjuk (5. ábra). A sérült koponya modelljébe így belepróbálhatjuk a pótlást, és szükség esetén még a geometrián szerkesztőprogrammal módosíthatunk, továbbá a nyomtatás végtermékeként előálló anyag vágással és csiszolással is viszonylag jól alakítható. Az így kialakított koponyapótlás geometriailag már megfelel az elvárásoknak, azonban a kívánt anyagtulajdonságokat és a sterilizálhatóságot nem biztosítja, ezért a műtét előtt még egy lépést közbe kell iktatnunk.



5. ábra. A kinyomtatott koponyarészlet és pótlás

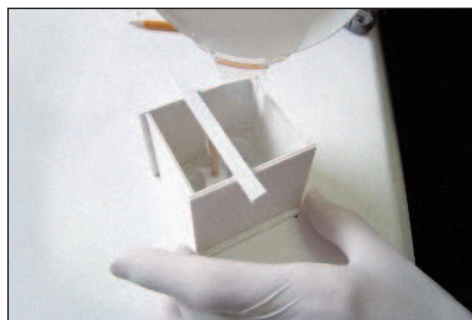
### Öntészet

A kinyomtatott modellel pontosan egyező alakú, már beültetésre kész testet öntészeti eljárással állítjuk elő úgy, hogy a következő lépé-

seket követve a 3D printerből kiemelt, már véglegesített koponyapótlás-modellt mint öntőmintát használjuk fel (6. ábra).

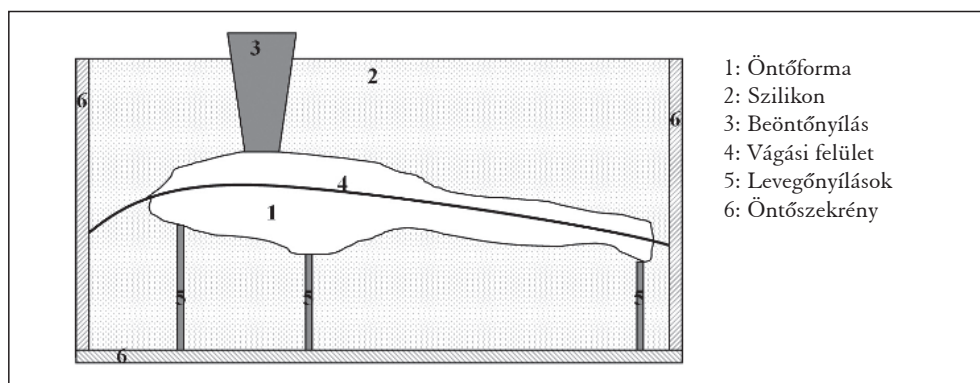
1. A koponyapótlás-modell köré 5 műanyag lap segítségével egy téglatest alakú „szekrényt” építünk.
2. Megválasztjuk a pótlás helyzetét úgy, hogy az öntés során ne maradhassanak gázzárványok.
3. A pótlás legmagasabb pontjára egy lefelé szűkülő kúpot ragasztunk, ami egy olyan nyílást fog képezni a megszilárdult öntőformán, amin keresztül majd a csontcement bejuttatható az üregbe.
4. A pótlást az aljára rögzített vékony csapokkal alátámasztjuk, amelyek a megszilárdult öntőmintán kis járatokat képezve a csontcement beöntésekor a levegő távozását fogják elősegíteni.
5. Az előzőek szerint elkészített mintát a szekrénybe helyezük és előkészítjük az öntőanyagot, a szilikon. A Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriumában RTV 240 kétkomponensű szilikon anyagot használunk, így öntés előtt a két komponenst alaposan össze kell keverni, majd vákuum segít-

ségével eltávolítjuk a keverés hatására felgyülemelő légbuborékokat. A buborékmentes szilikon ezek után az öntőszekrénybe töltjük ügyelve arra, hogy a pótlást mindenütt megfelelő vastagságban körbevegye (7. ábra). Az általunk használt szilikon teljes megszilárdulásához 50 °C-on 12 óra szükséges.



7. ábra. Az öntés művelete

6. Megszilárdulás után a szilikonból el kell távolítani az öntőmintát a beöntőnyílást és a levegőnyílásokat kialakító kiegészítővel együtt. Először a szekrényt kell elbontanunk, aztán a kiegészítőket viszonylag könnyen kiszedhetjük, azonban magát a pótlás-modellt csak a szilikonforma szétvágásával tudjuk kivenni. A vágást érdemes körülbelül a minta középfelülete mentén megejteni, hogy az minél könnyebben eltávolítható legyen.



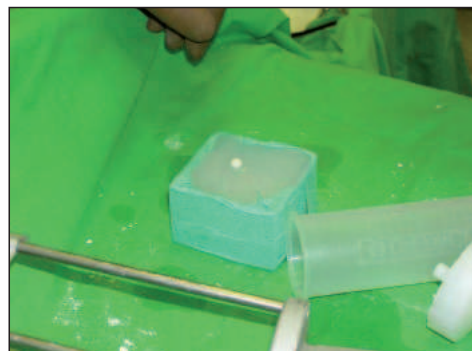
6. ábra. Az öntés elemei (metszet)

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

7. Ha sikerült eltávolítanunk teljesen az öntőmintát, akkor a szilikontömbben egy, a beépítendő koponyapótlással geometriailag pontosan egyező üreg alakult ki. Ezzel megkaptuk a műtét során használható öntőformát.

**Műtét**

Az előzőleg sterilizált szilikon öntőformába a műtét során lágycsontcementet préselünk, ami felvéve az üreg alakját, a ténylegesen beültetendő pótlássá formálódik (8. ábra). A kész pótlás a szilikonon már megtalálható vágáson keresztül távolítható el. A nyers darabon még általában – különösen a beömlő- és levegőnyílások környékén – kisebb csiszolást végez az öntvényt készítő orvos, végül az addigra egy másik sebész által feltárt koponyába illeszti. A csontcement pótlást szükség esetén a környező kötőszövetekhez felszívódó varrattal rögzítik. A pótlás alakja olyan, hogy megakadályozza a posterior irányába történő elmozdulást.

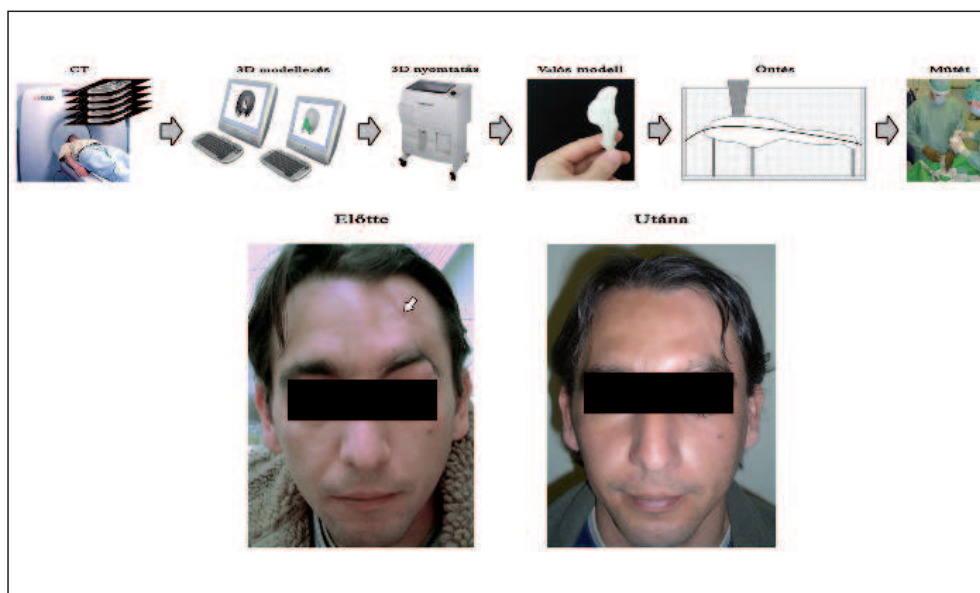


8. ábra. A műtét alatt megtöltött szilikon öntőforma

**Összegzés**

A Debreceni Egyetemen alkalmazott korszerű cranioplastica az általánosan alkalmazott módszerekkel összehasonlítva számos előnnyel rendelkezik. Ezek a következők:

- a beültetett csontpótlás sokkal nagyobb alakpontossága;
- feltűnően jobb kozmetikai eredmény;
- a koponyapótlás tetszőleges bonyolultságú lehet;



9. ábra. A 3D nyomtatás alkalmazása a cranioplasticában

- a csontcement polimerizációjával járó káros hőhatás teljes kiküszöbölése;
- intraoperatív problémák esetén megismételhető az öntés.

A műtétet megelőző 24 órán belül elkészül a szilikon öntőforma, illetve a 3D szerkesztés, nyomtatás, öntés költsége nem emeli jelentő-

sen a műtét összköltségét, így anyagi szempontból sem aggályos a módszer alkalmazása. Magyarországon jelenleg csak a Debreceni Egyetem klinikáin alkalmazzák az eljárást, de reméljük, hogy jelen írás is többek között hozzájárul ahhoz, hogy hazánkban is egyre több sebész ismerje meg és alkalmazza a 3D nyomtatás technológiáját a cranioplasticában.

## IRODALOM

1. Csernátóny Z, Novák L, Bognár L, Ruzsáthi P, Manó S. Számítógépes tervezésű cranioplastica. Első hazai eredmények a térbeli nyomtatás orvosi alkalmazásával. Magyar Traumatol Ortop 2007;50.3:238–43.
2. D'Urso PS, Earwaker WJ, Barker TM, Redmond MJ, Thompson RG, Effeney DJ, et al. Custom cranioplasty using stereolithography and acrylic. Br J Plast Surg 2000;53:200–4.
3. Girod S, Teschner M, Schrell U, Kevekordes B, Girod B. Computer-aided 3-D simulation and prediction of craniofacial surgery: a new approach. J Craniomaxillofac Surg 2001;29:156–8.
4. Józsa L, Fóthi E. A trepanáció utáni csonthiány területének védelme csontpótlással. A cranioplastica története az őskortól a huszadik századig. Magy Traumatol Ortop Kezseb Plasztikai Seb 2006;49:267–74.
5. Kochan D, Kai CC, Zhaohui D. Rapid prototyping issues in the 21<sup>st</sup> century. Computers in Industry 1999;39:3–10.
6. Lohfeld S, McHugh P, Serban D, Boyle D, O'Donnell G, Peckitt, N.: Engineering Assisted Surgery™: A route for digital design and manufacturing of customised maxillofacial implants. J Mater Process Technol 2007;183:333–8.
7. Rotaru H, Baciut M, Stan H, Bran S, Chezan H, Iosif A et al. Silicone rubber mould cast polyethylmethacrylate-hydroxyapatite plate used for repairing a large skull defect. J Crano maxillofac Surg 2006;34:242–6.
8. Salako F, Aubin CÉ, Fortin C, Labelle H. Development of patient-specific surgical templates, using prototyping, for the fixation of pedicle screws. ITBM-RBM 2003;24:199–205.
9. Seitz H, Tille C, Insen S, Bermes G, Sader R, Zeilhofer HS. Rapid prototyping models for surgical planning with hard and soft tissue representation. Int Congr Ser 2004;1268:567–72.
10. Sokovic M, Kopac J. RE (reverse engineering) as necessary phase by rapid product development. J Mater Process Technol 2006;175:398–403.
11. Wurm G, Tomanco B, Holl K, Trenkler J. Prospective Study on Cranioplasty with Individual Carbon Fiber Reinforced Polymere (CFRP) Implants Produced by Means of Stereolithography. Surg Neurol 2004;62:510–21.
12. Yeong WY, Chua CK, Leong KF, Chandrasekaran, M.: Rapid prototyping in tissue engineering: challenges and potential. Trends Biotechnol 2004;22, 12:643–52.

**A projekt a Nemzeti Kutatási és Technológiai Hivatal GVOP-3.2.1.-2004-04-0288/3.0 pályázati támogatása segítségével valósult meg.**

Manó Sándor

Debreceni Egyetem, OEC Ortopédiai Klinika, Biomechanikai Laboratórium  
4012 Debrecen, Nagyerdei krt. 98. · Tel.: (+36) 52 415-155/77707

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

## USE OF OPTICAL MOTION TRACKING IN APPLICATION DEVELOPMENT FOR SURGICAL PLANNING AND NAVIGATION

Ferenc Pongrácz

Albadent Kft.

[pongrazf@t-online.hu](mailto:pongrazf@t-online.hu)

### Abstract

This paper makes an overview of the application development in the field of optical motion tracking accomplished during the recent years in Hungary. The elements of the integration of known optical camera (passive Polaris, Northern Digital Inc.) into navigation studies are surveyed according to standpoint of software engineer: (A) creating a proper software architecture; (B) selection of calibration procedures for navigated tools and anatomical objects; (C) practical solutions for registering the surgical space to diagnostic models; (D) visualization of registered movements of objects in diagnostic volume. The presented procedures are based on two applications: (A) prototyping program to simulate complex navigational and measurement tasks occurring in clinical field (VocPC); (B) commercial application suitable to control navigated drilling in dental implantology (Dental Planner).

**Keywords:** optical tracking; navigation software; tool calibration; implant placement

### Introduction

The application of modern 3D (3 dimensional) motion analysis methods in Hungary can be dated from the establishment of the Biomechanical Research Centre at the Budapest University of Technology and economics in 2002<sup>8,9</sup>. The foundation of this Centre was followed by establishing other biomechanical laboratories at the Semmelweis University in Budapest, Pécs University, and so on. These laboratories give full opportunity of movement analysis in different fields of clinical research: sport medicine, neurology, rheumatology and orthopaedics as well. Until now the collection of motion data is relied on video-based motion analyser and Zebris ultrasound-based systems.

From the mid 90-ies new technology offers commercial tracking systems on the field of optical motion analysis. These devices are flexible enough to use them not only for clinical

cal motion analysis but in surgical navigation as well<sup>5,19</sup>. The passive optical sensors provide for wireless measurements of 3D location/orientation parameters of rigid bodies with reasonable accuracy ( $\sim 0.3$  mm RMS). The worldwide spread of the optical technology is pioneered by Northern Digital, Inc. (NDI, [www.ndigital.com](http://www.ndigital.com)) which developed the Opto-track and Polaris families of cameras. They have no sensitivity to temperature and noise from sound sources when compared to Zebris JMA ultrasound systems ([www.zebris.de](http://www.zebris.de)) and the sterilization is manageable (for illustration see *Figure 1*). From the early days a large increase can be seen in the number of clinical applications. Unfortunately the Hungarian participation on related international conferences (CARS, [www.cars-int.org](http://www.cars-int.org), MICCAI, [www.miccai.org](http://www.miccai.org), etc) is still very limited. This can be a consequence of large expenses of development but also related to an unexplainable omission of this field. Our effort is to make progress in application development by



integration of NDI Polaris camera into surgical navigation studies. To reach this goal two approaches have been accepted and pursued:

1. creating a general purpose framework for navigated graphical environment which can be compared to real images of anatomical objects<sup>2,13,16</sup>,
2. developing commercial application for a special field of image-guided navigation, the implant planning and navigated surgery in dental implantology<sup>12,15,17,18</sup>.

Both approaches reserve major challenges for software developer. In case of 1, the goal is to develop a general-purpose interactive software module for run-time planning and execution of surgical planning and navigational tasks. The software has the capability to interactively create and modify the internal, coded representation of a virtual environment which is compared to real images of anatomical objects. The known frameworks for graphical design (for instance Open Inventor, Silicon Graphics, Inc.<sup>10</sup>) have a great potential for creating high quality 3D scenes but less suitable for organizing the functional units of navigation (surgical space registration, sensor-based tool calibrations, reference sensor switching, anatomical space calibration, target point optimization, etc). The suitable architecture of 3D virtual environment is based on procedures known from data manipulation in tree structures of nodal topology<sup>11</sup>. The navigation elements, which are derived from a common navigation object, are able to refresh the local (relative to its parent) and global position/orientation (relative to the root space of camera) values according to tree hierarchy and also able to perform specialized configuration interaction. The prototyping approach meets the demand of creating one single software environment for both the preoperative planning process and the intra-operative intervention.



Figure 1. The key hardware elements of the optical motion tracking systems (left: rigid bodies or sensors with reflective sphere markers; right: twin-camera for marker detection)

The experience from framework studies can be utilized in developing specialized, commercial applications. However, this work evokes other difficulties: need for strict reliability, accuracy, ease of use, graphical quality, speed etc. As a compromise for limited resources for development and the chance for success, the computerized dental implantology was selected for commercial application. The program is available now in Hungary and offers 3D implant planning and navigated drilling for implantologist with much lower cost than any foreign competitors.

Unfortunately, the investment potential in Hungary is very limited into this direction. It seems that, in spite of the available brain power, the expensive import is preferred and the local initiatives of the qualified engineering work are neglected. Looking into the overwhelming number of presented materials in international conferences (mainly from Japanese and German teams), the institutional and private investments into this area are urgently needed at every level of clinical research and commercial applications.

## Methods

### Framework development

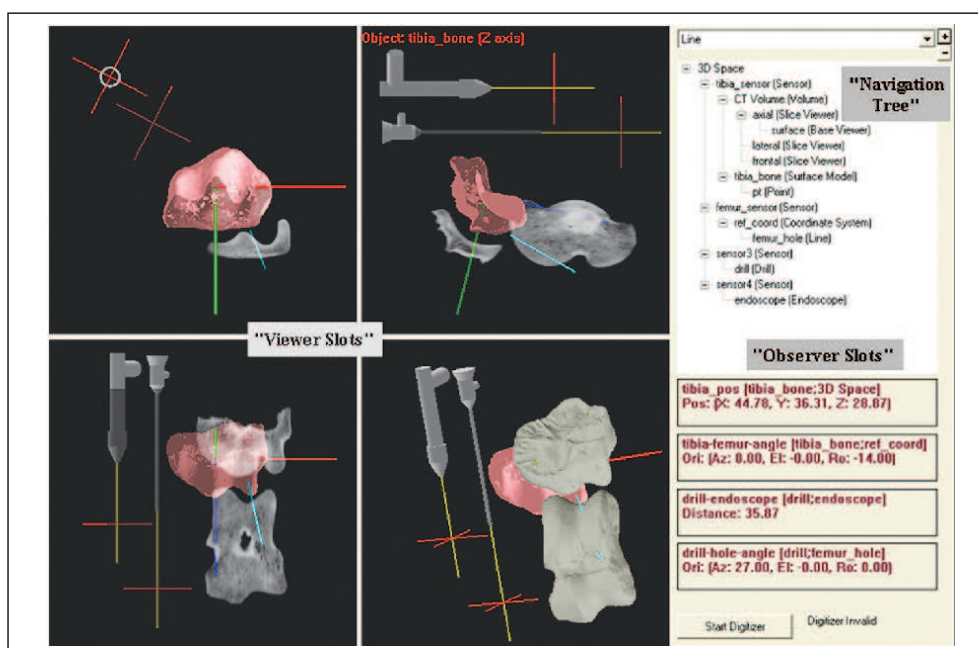
The application interface consists of three main parts: (A) viewer slots for displaying the diagnostic data and movable graphical ele-

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

ments; (B) navigation tree with context menus for configuration of tree elements; (C) observer slots for numerical display of relative location/orientation and distance values in the tree during motion (*Figure 2*).

The program is able to archive the navigation topology and recall it for use later with motion tracking turned on. The topology is built up from a root space ("3D Space") which represents the global space of the motion tracking camera. The tree objects are connected by nodes. The projection transform between any pair of representative coordinate spaces can be easily calculated according to tree hierarchy. Three slice "Viewers" or virtual cameras (axial, sagittal and frontal) and one surface Viewer (for surface rendered data) can be inserted into the space of diagnostic volume.

This volumetric model is based on the slice sequence from CT (computer tomographic) or MR (magnetic resonance) imaging and can be located within the coordinate space of an attached sensor to define a movable reference volume. The relocation, insertion and removal of any tree element (and the attached subtree elements) are possible (with some exceptions) and the results of these interactions are made visible in the viewers. Sensor elements can be added anywhere to the topology considering that sensors are functioning under **global lock** i.e. refreshing always their location/orientation values relative to camera or root space and not to their parent's coordinate space. Northern Digital offers a valuable software package (6D Architect) which can be used to create rigid body sensors of individual geometry.



*Figure 2.* The main navigation panel. The volumetric and surface models are created by two ways: isosurface reconstruction (bottom right, grey) and triangulated mesh reconstruction (bottom right, pink) following the CT imaging of pig's knee joint. Several navigated objects (surgical tools, pointer) and graphical elements (points, lines, coordinate spaces, imported mesh surfaces) can be involved and organized by navigation tree. The Viewer Slots assignments: raw axial CT data (top left); resampled sagittal (top right); resampled frontal (bottom left); isosurface rendered (bottom right)

### Navigation objects

The navigation tree is a hierarchical tree structure containing all the navigation objects existing in the 3D space of navigation. These objects can be of many types but their common properties are that they all have their local coordinate system. This coordinate system is defined by its position and orientation relative to parent's space giving to all objects of navigation space the 6 degrees of freedom. The nodal hierarchy gives the ability to efficiently determine the linear transformations between two navigation objects and this structure can be altered interactively. The transformation is defined between the local space and parent's space according to the floating axis Euler convention. Each navigation object can be locally positioned and reoriented and in the same time appears as an element of nested transformations in the tree. Two possible consequences of relocation are considered: (A) the relocated object preserves the local position/orientation to its parent or (B) it keeps the global location/orientation relative to the root space of camera. The second case is called as "global lock" and is important when the parent's space should be changed with keeping the global coordinates and orientation unchanged ("reference sensor switching").

### Tool calibration and surgical space registration

Navigation objects are extended with functionalities which can be configured individually. These are: (A) the volume navigation object which can be registered from a sensor space; (B) the coordinate space object which has an option for calibration to the attached sensor space (anatomical space definition); (C) surgical tool navigation objects (drill, endoscope, biopsy needles) which have sensor-based calibration algorithm<sup>3</sup>. The tool cali-

bration provides for tip offset and axis direction values relative to the space of an attached motion sensor. The feature points for registration and calibration procedures are collected by the pointer of the Polaris system. The results of these configurations are location/orientation values and easily interpreted in the navigation tree.

### Commercial development

Our intention was to develop an easy-to-use implant navigation system for computerized dental implantology<sup>14,15,17</sup>.

The planning tools follow the known, standard methods of this field: (A) CT imaging (visualization with volumetric and surface rendered models); (B) volume resampling (interpolation of images with non-standard slice directions) for panoramic and transversal views according to the jaw curve; (C) localization of virtual implants in 3D. Future trend in computerized dentistry predicts more use of 3D visualization of anatomy (laser scanning of topography and various surface reconstruction techniques). Direct visualization of anatomy during surgery revives wider use of active navigation. The presently available foreign methodologies in Hungary offer only template based approach. They support implant placement with manufacturing drill guiding templates. The whole procedure can take weeks to finish. Our application supports active navigation suitable for intraoperative use. The navigated drilling can be started in a navigation panel which incorporates tool calibration and tracker's space to CT registration capabilities (*Figure 3*). After validating the navigation settings the user can follow the movement of a dental handpiece in registered 3D scene with optionally viewable elements like implant models, nerve models, tooth models and background surface image reconstructed from patient's CT.

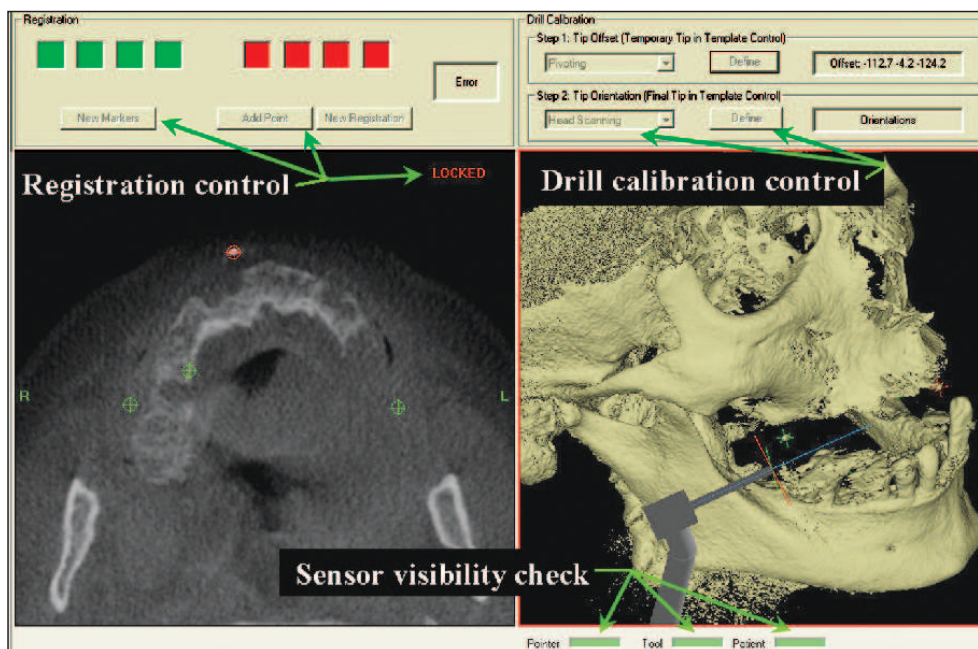


Figure 3. Controls in the navigation panel of the dental program. The registration procedure is marker-based with an accuracy in the range of 0.3 to 0.6 mm

## Results

### Framework studies

The prototyping program has been tested in several experiments but we are still in need of meaningful clinical applications. *Figure 4* illustrates the navigation view of a cadaver experiment which has a reference sensor on the femur part and tracks the motion of tibia by displaying the movable polygon surface (pink). First, the user registers the Polaris space to CT volume through markers placed on femur. After it the tibia model can be aligned to the actual position by defining anatomical coordinate space (or marker points) both on the model and on bone (relative to an attached sensor). Following this initialization, with motion tracking on, the investigator can make numerical analysis of movement path of any point of tibia relative to (movable) femur reference. Feature points can

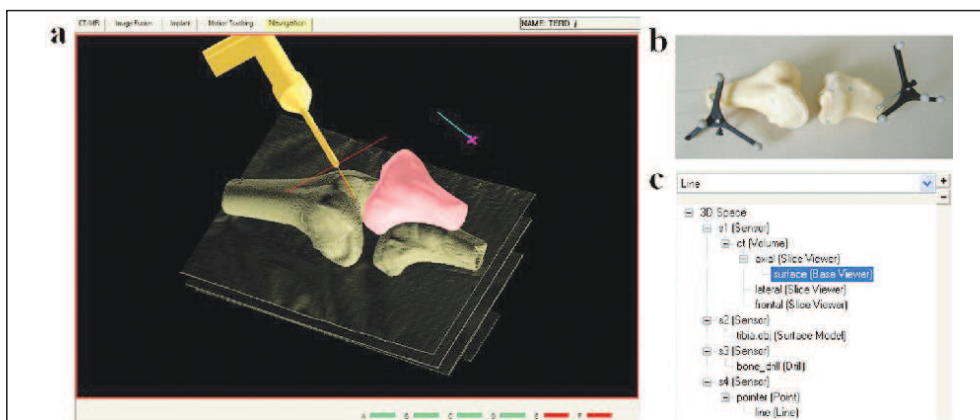
be placed on the surfaces (as the child objects of the surface own coordinate space) and with the help of navigation tree and observer slots the distance and angular values of relative movement can be easily recorded. Moreover, clinically feasible movement path of surgical tools can be tested and visualized.

### Dental studies

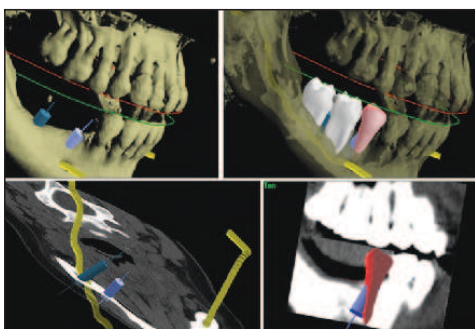
The dental navigation system – according to the present trends in computerized implantology – is able to support the intraoperative, active navigation and template-based navigated drilling as well. Both methodologies have their own field of applicability in clinical practice. Specific surgical template with **four metal markers** is fitted to the patient mouth at the time of CT scanning. In our case the surgical space is registered to the CT volume – which contains the treatment plan – through these markers. The surgical template can be

supplied with guiding cylinders for the surgeon's drill. After registration the implant surgeon is able to prepare the template with high precision which guides the drill to the planned position. Alternatively, the template – with an attached sensor to detect the patient's movement – can be placed into the mouth during surgery. In this case the template serves

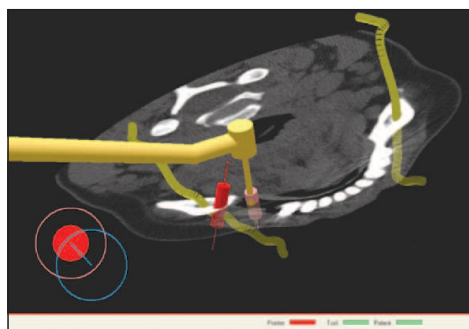
as console for the sensor, holds the markers and supports direct navigated drilling with an appropriate moulding. The rigid, accurate fit of template can be fixed by three screws to the jaw bone which are planned similarly to the implants. *Figure 5* and *6* illustrate the planning and navigation phases of the software control, respectively.



*Figure 4.* Framework application. Illustration of a cadaver experiments based on movement recording of tibia relative to reference coordinate space set on the femur. The movable model of tibia is created from the isosurface rendered model by suitable surface reconstruction algorithm (a). The sensors are attached to the bone parts (b) and the topological relationships are planned by the navigation tree; the experiment needs two more sensors to track movements of the pointer and drill (c)



*Figure 5.* Dental application. Different scenes illustrating the functional and anatomical elements of planning such as: use of dental database for estimating interocclusal contacts between the upper and lower jaws (right views); virtual implant placement in different views for full 3D control (left views); nerve modelling (left bottom)



*Figure 6.* The virtual scene of handpiece navigation in computerized implantology. It prepares the placement of dental implant into the lower jaw. Targeting aid can be seen in the left bottom corner. The same visualization can be used during intraoperative navigated drilling of jaw bone or template preparation for drill-guiding holes

## Discussion

The recent results of the application development with an optical motion tracking camera have been presented. The optical system has some advantages and disadvantages when compared to ultrasound-based system. It has wireless, flexible sensor configurations which can be sterilized. The motion tracking is temperature independent. All of these make it very suitable for surgical applications. However, the error of local 3D measurements can be 2 or 3 times larger than with the Zebris JMA system. Complex applications (with added error components of registration and tool calibrations) modify the final error value for both systems but our experience shows that the critical limit of 0.8–1 mm for surgical navigation is complied with NDI Polaris camera. The accuracy of kinematic measurements can be improved by the point cluster technique with special sensor geometry which is detected by NDI 6D Architect or self-written software<sup>1</sup>.

A general purpose software framework was developed which is usable to solve 3D graphical prototyping tasks for surgical planning and navigation. The proposed methodology adopts the known rules of nodal topology in hierarchical tree structures and converts those into the practice of software design in medical field. Similar approach to design software architecture for surgical planning has been already described in<sup>4,6,7</sup> with some differences to the present application. The system developed in<sup>6</sup> has the same nodal topology to build up the graphical environment but it does not integrate smoothly the important elements of navigation (registration objects, sensor-based tool calibrations). On the other hand, they are able to add live video view very efficiently (with special distorter/undistorter functionalities for endoscopy). They also realized that extendable frameworks are needed to bring the actual computer-aided preoperative planning scheme into the operating room<sup>4,6</sup>.

The experience with the framework development helped us to create a commercial application for a specialized field: the image-guided implant placement and navigation in dentistry. Computerized dental implantology is a very vivid area worldwide because of sharp increase of implant surgeries. However, until now only the Swedish Nobel-Biocare offered software and technology in Hungary for the template-based implant placements but not for active navigation. Our application has software tools for controlling motion tracking devices during active navigation. Future trend in computerized dentistry supports this because less use of CT or DVT (digital volume tomography) imaging and more use of 3D visualization of anatomy (laser scanning of topography and various surface reconstruction techniques) are expected. Direct visualization of anatomy during surgery revives wider use of active navigation. Our system gives a good chance to have a cheap alternative for a wider introduction of advanced dental implantology in Hungary.

## Conclusion

An overview of application development in the field of optical motion tracking is given. The elements of the integration of known optical camera (passive Polaris, Northern Digital Inc.) into two applications are surveyed: 1. framework application designed for prototyping and testing surgical navigation tasks, and 2. specialized application on the field of dental implantology.

## Acknowledgement

The author thanks to Northern Digital Europe GmbH (Radolfzell, Germany) for supplying us with the Polaris system, *Zoltán Bárdosi* (Eötvös Loránd University, Budapest) for help

in software development, *László Szabó* (Albadent Kft) for medical evaluation of the dental software, *Géza Kós* (Computer and Automation Research Institute, Budapest) and *Balázs Erdőhelyi* (Institute of Informatics,

University of Szeged) for helping with surface triangulation algorithms, *Balázs D. Tóth* (Computer and Automation Research Institute, Budapest) for help in programming the serial interface for the Polaris system.

## REFERENCES

1. *Alexander EJ, Lang PK, Andriacchi TP, Steines D.* Dynamic Functional Joint Imaging. Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery International Congress Series; San Francisco, USA; 2000. p. 303–7.
2. *Bárdosi Z, Pongrácz F.* Műtéti navigációs és grafikus tervezési feladatok egységes kezelése: szoftver felépítés és alkalmazások. Proceedings of 2<sup>nd</sup> Hungarian Conference on Biomechanics; Budapest, Hungary; 2006. p. 60–4.
3. *Bárdosi Z, Pongrácz F.* Flexible drill/endoscope calibration method for navigation. Proceedings of 4<sup>th</sup> International Conference on Computer Aided Surgery Around the Head; Innsbruck, Austria; 2007. p. 11–3.
4. *Cleary K, Ibanez L, Ranjan S, Blake B.* IGSTK: A Software Toolkit for Image-Guided Surgery Applications. Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery, International Congress Series; Chicago, USA; 2004. p. 473–9.
5. *Ewers R, Schicho K, Undt G, Wanschitz F, Truppe M, Seemann R, et al.* Basic research and 12 years of clinical experience in computer-assisted navigation technology: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005;34:1–8.
6. *Freysinger W, Truppe MJ, Gunkel AR, Thumfart WF.* A Full 3D-Navigation System in a Suitcase. *Computer Aided Surgery* 2001;6:85–93.
7. *Keeve E, Jansen T, Krol Z, et al.* JULIUS – An Extendable Software Framework for Surgical Planning and Image-Guided Navigation. Proceedings of MICCAI'2001; Utrecht, The Netherlands. Springer Verlag; 2001. p. 1336–7.
8. *Kocsis L, Knoll Zs, Kiss RM.* New Possibilities for Motion Analysis in Hungary. *Research News* 2003; 1:6–9.
9. *Kocsis L, Kiss RM, Knoll Zs, Jurak M.* BUTE's ultrasound-based measuring technique and model for gait analysis. *FACTA UNIVERSITATIS Series Physical Education* 2003; 1(6):1–13.
10. *Silicon Graphics Inc.* Open Inventor C++ Reference Manual, The Official Reference Document for Open Inventor, Release 2. Addison-Wesley Publishing Company; 1994.
11. *Peeters K.* Tree.hh 2.0, an STL-like container class for n-ary trees, templated over the data stored at the nodes. Available from: <http://www.damtp.cam.ac.uk/user/kp229/tree/>
12. *Pongrácz F, Bárdosi Z, Szabó L.* Dentition planning for image-guided implantology. Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery International Congress Series; Chicago, USA; 2004. p. 1168–73.
13. *Pongrácz F, Bárdosi Z.* Computer framework for organizing 3-dimensional graphical environment in image-guided planning and navigation. Proceedings of Third Hungarian Conference on Computer Graphics and Geometry; Budapest, Hungary; 2005. p. 176–80.
14. *Pongrácz F, Bárdosi Z.* Graphical tools for dentition planning. Abstract book of 2<sup>nd</sup> International Bernd-Spiessl Symposium; Basel, Switzerland; 2006. p. 40–1.
15. *Pongrácz F, Bárdosi Z.* Dentition planning with image-based occlusion analysis. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 2006; 1(3):149–56.
16. *Pongrácz F, Bárdosi Z.* Proposal for prototyping applications for surgical navigation support. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 2006; Suppl 1:185–7.

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

17. Pongrácz F, Bárdosi Z. Dentition planning with image-based occlusion analysis. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery 2006; Suppl 1:537–8.
18. Pongrácz F, Bárdosi Z. Navigated drilling for dental implants based on virtual occlusion analysis: presentation of a new approach. Proceedings of 4<sup>th</sup> International Conference on Computer Aided Surgery Around the Head; Innsbruck, Austria; 2007. p. 125–7.
19. Taylor, R. H., Lavallée, S., Burdea, G., Mösges, R., editors.: Computer-integrated surgery: Technology and clinical applications. Cambridge: The MIT Press; 1996.

*This work was supported in part by the Bureau of National Research and Development in Hungary (NKTH) under grants NKFP/1B/0009/2002 and GVOP-3.3.3-05/1.-2005-0002/3.0.*

Ferenc Pongrácz  
Albadent Kft.  
H-1029 Budapest, Zerind Vezér út 29/B,  
phone and fax: (+36) 1 275-8615

**ALPHA<sup>D3</sup>**

0,25 mg  
0,5 mg, 1 mg  
lapy zsemlén  
kapszula  
www.teva.hu  
alfacalcidol

• **Elesések számának csökkentése** **54%\***

• **ROD-ban 90%-os támogatással írható\*\***

Rövidített alkalmazási előirat **Alpha D3 0,25 mcg, 0,5 mcg, 1,0 mcg kapszula:**

**Terápiás javallatok**

- Renalis osteodystrophia. • Hypoparathyreosis.
- Nutritív és malabszorpciós rachitis és osteomalacia.
- D-vitamin dependens rachitis és osteomalacia (I. típus).
- Osteoporosis – elsősorban időskori esetekben (II. típus).
- Csökkent csontképzéssel járó (alacsony turnover) secundér osteoporosis.

**Ellenjavallatok**

- A készítmény hatóanyagával vagy bármely összetevőjével szembeni túlérzékenység. • Hyperkalcaemia.
- Hyperphosphataemia. • Hyperkalcuria.
- Ca-vesekővesség, nephrokalcinosis. • D vitamin túladagolás.
- 20 ttkg alatti gyermekeknek nem ajánlott.

\*Dukas L, Bischoff HA, Lindpaintner LS, Schacht E, Birkner-Binder D, Damm TN, Thalmann B, Ståha lin HB. Alfacalcidol reduces the number of fallers in a community-dwelling elderly population with a minimum calcium intake of more than 500 mg daily. J Am Geriatr Soc 2004;52:230-236

\*\*Lásd még: www.oep.hu

**TEVA**

Teva Magyarország Zrt. • 2100 Gödöllő, Repülőtéri út 5., Postacím: 1074 Budapest, Rákóczi út 70-72.  
R70 Irodaház, Telefon: (1) 288-6400, fax: (1) 288-6410, További információk: www.teva.hu



## INVESTIGATION OF HIGHLY POROUS POLY( $\epsilon$ -CAPROLACTONE) SCAFFOLDS

László Oláh<sup>1</sup>, Lajos Borbás<sup>2</sup>, Tibor Czigány<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Polymer Competence Center Leoben GmbH

<sup>2</sup>Research Center for Biomechanics, Budapest University of Technology and Economics

<sup>3</sup>Department of Polymer Engineering, Budapest University of Technology and Economics

[olah@pt.bme.hu](mailto:olah@pt.bme.hu)

### Abstract

Porous polycaprolactone based scaffolds were prepared by compression molding and particulate leaching technique. As pore-forming agent, three fractions (125–250  $\mu\text{m}$ , 250–500  $\mu\text{m}$  and 500–1000  $\mu\text{m}$ ) of common table salt-grains were utilized during the processing. The porosity was varied from 50 up to 90 percent, and the compressive characteristics were investigated as a function of porosity. The power-law was found valid in the case of compressive characteristics; however due to the manufacturing not only the strain of densification but also the strain of elasticity was highly dependent on the porosity and the salt-grain size.

**Keywords:** scaffold; compressive properties; polycaprolactone; cellular solid; foam; tissue engineering

### Introduction

Tissue engineering is a rapidly emerging field of biomaterial science, which aims to overcome the drawbacks of current tissue, organ replacements and the lack of donors<sup>1,2</sup>. Several methods, processes, materials have been developed; however they are still not widely utilized. The tissue regeneration can be achieved by several methods (e.g. guided tissue regeneration, or creating human tissues in laboratory), but for each trial we have to provide porous templates<sup>3,4</sup>. Materials and manufacturing methods of such templates have been studied by chemists and chemical engineers, but mechanical aspects have not been fully understood yet. To create a porous template called scaffold biodegradable, bioabsorbable materials are the most attractive, as they can be eliminated after the fulfillment of the implant function without any inflammatory reactions by standard metabolic pathways. Poly( $\epsilon$ -caprolactone) (PCL) is an aliphatic

biodegradable polyester, which has a long degradation time in the range of two-three years<sup>5</sup>. PCL is Food and Drug Administration (FDA) approved biocompatible material which is often used as suture. Due to its slow degradation it is attractive not only for suturing but also for long term applications such as drug delivery systems or bone tissue engineering<sup>6,7</sup>.

Feijen et al. prepared studies<sup>8,9</sup> on the manufacturing of porous PCL based scaffolds. E.g. in 2002, they prepared scaffolds with different salt fractions by coagulation process and with different temperatures by freeze drying process<sup>8</sup>. They investigated the surface morphology by scanning electron microscope (SEM) and porosity by estimating the volume and weight. They found that both methods are capable of obtaining highly porous scaffolds with highly interconnective structure. The porosity of salt-leached samples showed linear correlation; however at 80w% initial

porogen content the porosity was ca. 70%, till at 97w% salt content the porosity was about 92%. In 2003, they published another paper<sup>9</sup> on PCL and poly(d-, l-lactide) scaffolds manufactured by the same methods. They performed compression tests to calculate the compressive Young's modulus, which was then plotted as a function of porosity. They found exponential decrease of the modulus, and the obtained scaffolds had less than 2 MPa modulus in each case. They presented their results on power-law relationship (equation 1):

$$E_c = k_{PCL} (1-p_0)^{2.59} \quad (1)$$

where  $E_c$  – compressive Young's modulus of the cellular solid,  $k_{PCL}$  – a material constant,  $p_0$  – porosity; and 2.59 shape factor the porogen.

An early recommendation of power law was done by Gibson and Ashby in the late 80ies when they published a book<sup>10</sup> on cellular solids which has been one of the basic books concerning the mechanical properties of porous materials. They overviewed the cellular solids with both open and closed cells. For scaffolding the properties of open cell foams are more relevant.

As they suggested the compressive curve can be divided into three independent regimes (Figure 1). "The linear elasticity is controlled by cell wall bending and if the cells are closed cell faces stretching. During compressive loading the plateau is associated with collapse of the cells by elastic buckling in elastomeric foams. When the cells have almost completely collapsed opposing cell walls touch and further compresses the solid itself, giving the final region of rapidly increasing stress"<sup>10</sup>. To describe the stress-strain behavior of cellular solids different equations were defined which can give a good approximation of the mechanical properties.

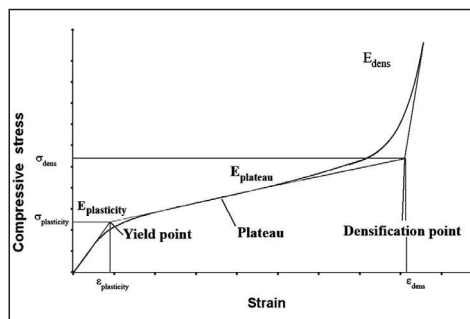


Figure 1. Typical regimes of compressive stress-strain curves of polymeric foams

The aim of the present study was to prepare scaffolds based on polycaprolactone, furthermore to investigate the power law in the case of obtained porous templates. For the experiments different grain-sizes of pore-forming agent were utilized, and the compressive characteristics were investigated as a function of porosity.

## Experiments

Polycaprolactone (with an 80 kDa number average molecular weight, and 130 kDa weight average molecular weight) supplied by Sigma-Aldrich was used as matrix material, and sodium chloride (NaCl) was utilized as pore-forming agent (porogen). Both the chemicals were vacuum-dried before used. The NaCl was fractionized; and the 125–250  $\mu\text{m}$ , 250–500  $\mu\text{m}$  and 500–1000  $\mu\text{m}$  fractions of grains were utilized for the experiments.

The scaffold was obtained by compression molding and particulate leaching technique. As a very first step the polymer and sodium chloride crystals were mixed at different weight ratios in a Brabender type internal mixer at 120 °C till torque equilibrium. Later the mixing process the obtained mixtures were chopped up and compression molded in a Collin type hot press at 120 °C and 100 bar

pressure for 5 minutes; then cooled by cold water. The obtained samples were immersed into distilled water for porogen extraction. The final stage of the sample manufacturing was the vacuum drying at 40 °C till mass change was not measurable.

During the study we have concentrated on the compressive characteristics of porous templates as the most probable load in the human bone is the compression. For this purposes unconstrained compression tests were performed at room temperature with 1 mm/min velocity of the cross-head on a Zwick Z020 universal testing machine, and minimum 150 specimens were measured per series.

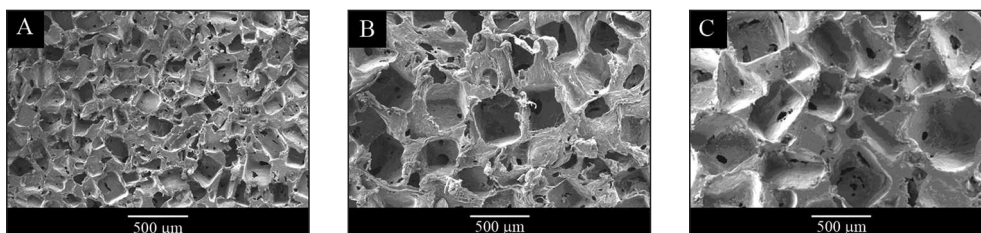
To characterize the cross-cut morphology of the porous PCL scaffolds JEOL 6380LA scanning electron microscope was used. Prior the test samples were gold-coated.

## Results and discussion

The advantage of particulate leaching techniques is that the porosity and the pore-size can be easily controlled by the fraction and the amount of pore-forming agent. The pore-shape correlates well with the crystal geometry as during the processing the molten polymer flows around the salt crystals and cools down; the shape is fixed, and later the salt is leached out. During this method the pore

geometry is not influenced by the processing caused shrinkage and warpage of the samples. *Figure 2* represents the cross-cut morphology of scaffolds which contain pores in three different ranges such as 125–250  $\mu\text{m}$  (*Figure 2A*), 250–500  $\mu\text{m}$  (*Figure 2B*), 500–1000  $\mu\text{m}$  (*Figure 2C*). It was found that the pore-forming agent undergoes some fragmentation during manufacturing resulted in smaller pore-size which could be expected. The fragmentation was depending on both porosity and pore-size. If the porogen content was high, the cracking effect was more aggressive than at low porogen content; and the fragmentation was less pronounced in case of small grain sizes than in case of big ones. The mentioned fragmentation changed the microstructure of the scaffolds which predicts the difference of theoretical and experimental results as the pore-size is a function of the porosity, and pore-size as well.

The most relevant is the compressive characteristic of the scaffold to fulfill its function. In order to identify the relationship between the porosity and the compressive characteristics, compression tests were performed on specimens with 2 mm height and 12 mm diameter at different porosities (in the range of 50–92%). Based on the stress-strain curve the yield and densification strength, the young and plateau modulus, and finally the strain of elasticity and densification were determined. First, the compressive modulus of the scaffolds



*Figure 2.* SEM picture of compression molded salt-leached scaffold prepared by different fraction of sodium chloride having 75% porosity. Prepared by A: 125–250  $\mu\text{m}$ , B: 250–500  $\mu\text{m}$ , C: 500–1000  $\mu\text{m}$  grain-size of NaCl

Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám

was investigated as a function of porosity which showed good correlation to the power-law, which means that it is a power function of porosity.

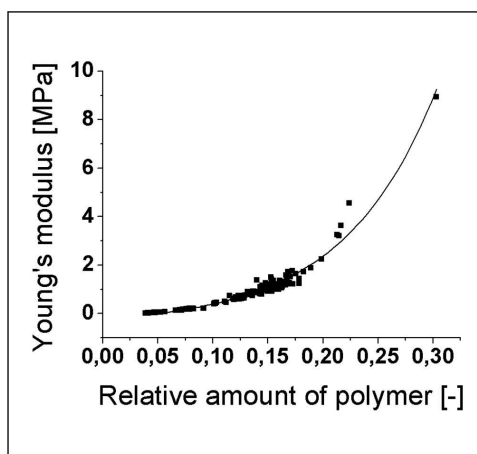


Figure 3. The compressive modulus as a function of relative polymer amount

It is shown on Figure 3, and by the equation it can be written

$$E_c = 10^A \cdot (1-p)^B \quad (2)$$

$$\lg(E_c) = A + B \cdot \lg(1-p) \quad (3)$$

where  $E_c$  – compressive modulus [MPa],  $p$  – porosity [-],  $A$ ,  $B$  – material constants relating to the pore geometry and the compressive modulus of the bulk polymer. The exact parameters of equations are shown in the Table 1.

salt grain size [μm]	Compressive characteristics	A	B	R <sup>2</sup>
125-250	Young's modulus	2.556 ± 0.072	2.777 ± 0.129	0.997
	Yield strength	1.584 ± 0.054	2.819 ± 0.096	0.999
	Modulus of plateau	1.882 ± 0.073	2.455 ± 0.106	0.998
	Densification strength	1.739 ± 0.050	2.286 ± 0.081	0.998
250-500	Young's modulus	2.344 ± 0.063	2.427 ± 0.107	0.999
	Yield strength	1.437 ± 0.063	2.512 ± 0.115	0.992
	Modulus of plateau	1.853 ± 0.033	2.402 ± 0.056	0.997
	Densification strength	1.736 ± 0.037	2.232 ± 0.064	0.997
500-1000	Young's modulus	2.109 ± 0.071	2.083 ± 0.117	0.998
	Yield strength	1.318 ± 0.048	2.246 ± 0.087	0.997
	Modulus of plateau	1.552 ± 0.049	1.949 ± 0.092	0.985
	Densification strength	1.515 ± 0.013	1.951 ± 0.029	0.997

Table 1. Parameters of the equations between the logarithmic value of the porosity and logarithmic values of the compressive characteristics

The further compressive characteristics also correlate well with the power-law. In Figure 4 all the investigated characteristics are shown in case of scaffold having 250–500 μm pore-size. The experimental results showed that all the compressive characteristics increases with decreasing porosities; however by theory the plateau modulus supposed to be approximately 0 if the pores are open. This increasing plateau modulus indicates that if the porosity decreases the pore-interconnectivity decreases as well; some pores are closed where the air pressure starts to increase resulted in the increasing modulus of plateau during the compression test.

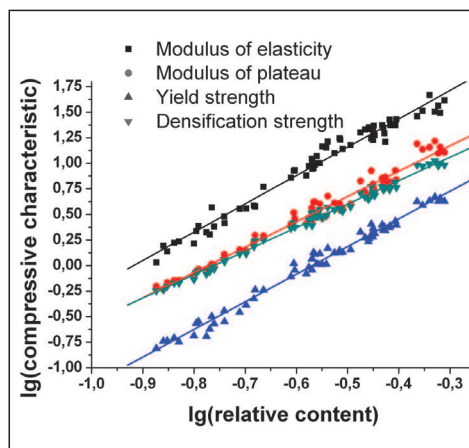


Figure 4. Typical relationship equations between the logarithmic value of the porosity and logarithmic values of the compressive characteristics made of the 250–500 μm salt grain size

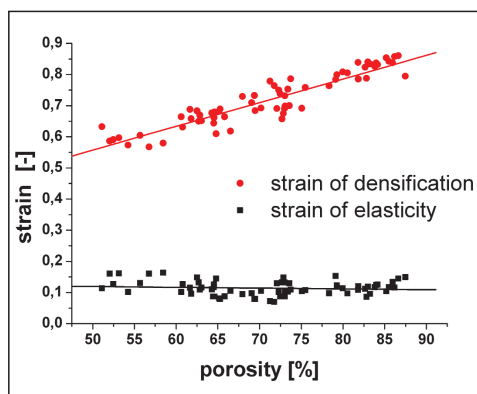
The Table 1 comprises all  $A$ ,  $B$  parameters obtained at different pore sizes. By Gibson's theory the strain of the elasticity is independent on the porosity. It was found that the slope of the modulus of plateau and densification strength were only slightly dependent on the pore-size while the Young's modulus and the yield strength were highly dependent. It was found at relatively low pore-size (125–250 μm) that the slope of yield strength and

modulus of elasticity has similar values which predicts that the board of elasticity is not a function of the porosity, while this dependency was more pronounced with increasing pore-size.

To characterize the stress-strain behavior of PCL porous templates it is also necessary to understand the relationship between the porosity and the strain of elasticity and densification. *Figure 5* below shows the experimental data related to the strain of elasticity and densification in case of scaffolds which have pores in the range of 250–500  $\mu\text{m}$ . Linear equation was fitted to both of the data series, expressed by the equation 4:

$$S = C + D \cdot p_0 \quad (4)$$

where  $S$  – investigated strain value [%],  $C$ ,  $D$  – constants depending on the pore-size, the pore-geometry,  $p_0$  – porosity [%].



*Figure 5.* Typical relationship between the porosity and the strain values in case of scaffolds made of the 250–500  $\mu\text{m}$  salt grain size

Both strain values are linear functions of the porosity; however the slope of the linear function fitted on the strain of densification and porosity is higher than in case of strain of elasticity. In case of small pores (125–250  $\mu\text{m}$ ) the parameter of the strain of elas-

ticity (*Table 2*) shows that the strain of elasticity follows Gibson's theory (it is constant); however significantly (two times) higher value than the suggested value (0.5). The strain of elasticity is independent on the porosity, and its value is about 0.105.

salt grain size [ $\mu\text{m}$ ]	Strain characteristics	C	D	R <sup>2</sup>
125 - 250	strain of elasticity	8.833 $\pm$ 2.366	0.021 $\pm$ 0.033	0.488
	strain of densification	-9.818 $\pm$ 4.290	1.096 $\pm$ 0.053	0.987
250 - 500	strain of elasticity	15.718 $\pm$ 4.034	-0.066 $\pm$ 0.056	-0.863
	strain of densification	6.280 $\pm$ 3.784	0.913 $\pm$ 0.052	0.990
500 - 1000	strain of elasticity	24.801 $\pm$ 2.044	-0.163 $\pm$ 0.030	-0.942
	strain of densification	20.392 $\pm$ 4.037	0.745 $\pm$ 0.054	0.992

*Table 2.* Parameters of the equations between the porosity and strain values

At the same time a slight dependency on porosity was found in case of 250–500  $\mu\text{m}$ , while it is significant in case of large pore-size (500–1000  $\mu\text{m}$ ). This basic difference, which was found between the theory and our experimental results, may be a consequence of the grain breakage during the processing. If the amount of porogen increases, the probability of rubbing increases resulting in smaller pore-size. This phenomenon is more pronounced in case of large grain-sizes. The explanation is partially confirmed by the fact that the board of elasticity is converging to one value in case of high porosity, and the difference is more significant in case of low porosities.

The slope of the strain of densification was also dependent on the pore-size; if the pore-size increases; its slope decreases. If the slope is high it means that the pores can close easily so the entrapped gas increase the modulus fast in the high indicating the material is supposed to be dense. If the slope is low, it means that the pore system can be closed not as easily due to the high interconnectivity of the pores.

To show the results of the comparison of the experimental and the calculated results the stress-strain map of the scaffolds (*Figure 6*)

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

which were prepared by compression molding combined with particulate leaching technique made of the 250–500  $\mu\text{m}$  grain-size fraction of sodium chloride was prepared; however this kind of stress-strain maps could be prepared based on the equations (Table 1 and Table 2) in each case.

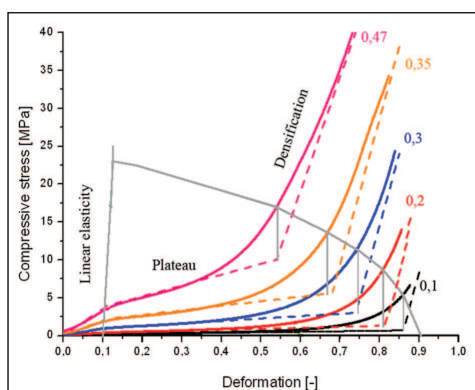


Figure 6. Stress-strain map of scaffolds having pores in the range of 250–500  $\mu\text{m}$

Based on the map, the same observations can be done as it was written above, just as the strain of elasticity is slightly increasing as the porosity is decreasing. The solid line shows the exact result of the measurement, while the dashed line is the calculated value which

shows very good accuracy especially in the linear elastic regime which is the most probable range of the implant applications.

### Conclusions

Different fractions of common table salt were utilized to obtain porous scaffolds made of polycaprolactone by compression molding and particulate leaching. The specimens had porosity in the range of 50–92 percent, and the structural and compressive characteristics were investigated. It was found that during the manufacturing of specimens the large grains undergoing cracking resulted in slightly different pore-sizes than the expected value, which phenomenon was more pronounced in case of high initial porogen contents.

Based on the compressive tests, the yield and densification strength, the Young's and plateau modulus, furthermore the strain of elasticity and densification were determined. Based on the experimental results linear curves were fitted on log-log plots, which showed that the power-law is valid for the obtained scaffolds; however the strain of elasticity differed from the theory as it was dependent on both the pore-size and porosity.

### REFERENCES

1. Langer R, Vacanti JP. Tissue Engineering. Science 1993;260:920–6.
2. Hutmacher DW. Scaffolds in tissue engineering bone and cartilage. Biomaterials 2000;21: 2529–43.
3. Yang S, Leong KF, Du Z, Chua CK. The design of scaffolds for use in tissue engineering, part I: traditional factors. Tissue Engineering 2001; 7:679–89.
4. Mikos AG, Temenoff JS. Formation of highly porous biodegradable scaffolds for tissue engineering. Electronic Journal of Biotechnology 2000;3:114–9.
5. Griffith LG. Polymeric biomaterials. Acta Materialia 2000;48:263–77.
6. Filipczak K, Wozniak M, Olah L et al. Poly (e-caprolactone) biomaterial sterilized by e-Beam irradiation. Macromolecular Bioscience 2006; 6:261–73.

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

7. *Middleton JC, Tipton AJ.* Synthetic biodegradable polymers as orthopedic devices. *Biomaterials* 2000;21:2335–46.
8. *Hou Q, Grijpma DW, Feijen J.* Preparation of porous poly(e-caprolactone) structures. *Macromolecular Rapid Communications* 2002; 23:247–52.
9. *Hou Q, Grijpma DW, Feijen J.* Porous polymeric structures for tissue engineering prepared by a coagulation, compression moulding and salt leaching technique. *Biomaterials* 2003; 24:1937–47.
10. *Gibson LJ, Ashby MF.* Cellular solids: structure & properties. 2<sup>nd</sup> ed. Cambridge: University Press; 1997.
11. *Hollinger JO, editors.*: Bone Tissue Engineering. Boca Raton: CRC Press LLC; 2004.

*This work was supported by the Hungarian Scientific Research Fund (OTKA K61424 and NI62729). T. Czigány thanks the Öveges József Scholarship (NKTH) for the support of his personal research.*

László Oláh

Polymer Competence Center Leoben GmbH  
A8700 Leoben, Roseggerstraße 12, Austria

## Innovatív ülés megoldások

melyben egyesül

**Lily-aktív munkaszék**



**Egészség**

Az ember természetes vellejárója a mozgás. A hagyományos irodaszékek ezt nem kellő módon biztosítják, ezért fáradunk el az ülésben. Az egyedülálló szerkezetű szék lehetővé teszi az aktív ülést, ami tökéletesen másolja az Ön testének mozgását. A hátgerince ideális helyzetben van, a hát, a hasizmok és a medence aktívan dolgoznak. A hosszantartó ülés se lesz fárasztó.

**Ergonómia**

A több irányban hajlított palást teljes mértékben alkalmazkodik az emberi test vonalához, ezáltal kényelmes ülést biztosít.

**Design**

Nívódíjas ipari forma.



sellaton  
a székekért

Sellaton Hajlítottbutor Gyár Zártkörűen működő  
Részvénytársaság  
4025 Debrecen, Salétrom u. 5.  
Tel.: (52) 501-440, Fax: (52) 414-041  
www.sellatonbutor.hu e-mail: sellaton@sellaton.hu  
Cg.:09 10 000006/Hajdú-Bihar Megyei Bíróság Cégbíróság



TUV  
Rheinland InterCert  
ISO 9001:2000  
ZM 75 100 0000

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

## MEDENCEGYŰRŰ-SÉRÜLÉSEK MŰTÉTI RÖGZÍTÉSÉNEK VÉGESELEMES MODELLEZÉSE

Bodzay Tamás<sup>1</sup>, Asbóth László<sup>2</sup>, Szita János<sup>1</sup>, Váradi Károly<sup>2</sup><sup>1</sup> Péterfy Sándor Utcai Kórház-Rendelőintézet és Baleseti Központ<sup>2</sup> Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépszerkezettani Intézet[bodzaytamás@freemail.hu](mailto:bodzaytamás@freemail.hu)

### Absztrakt

A vertikálisan és rotációban is instabil C típusú medencegyűrű-sérülések rögzítésére használt különböző lemezes rögzítési technikák stabilitási vizsgálata az általunk kidolgozott vége-selemes medencemodellen. Két lábon állás mellett C típusú medencegyűrű-sérülést hoztunk létre úgy, hogy Denis I., illetve Denis II. keresztcsont (sacrum) törést és a szeméremcsonti ízület szakadását (symphyseolysis) modelleztünk. A symphyseolysis 4 lyukas rekonstrukciós lemezzel, a Denis I. sacrumtörést 2 db 2 lyukas rekonstrukciós lemezzel stabilizáltuk a kismedence felől (ventralisan), majd az általunk használt transsacralisan, hátulról (dorsalisan) felhelyezett keskeny, illetve széles DC-lemezzel. A Denis II. sacrumtörést ventral felől ugyancsak 2 db 2 lyukas rekonstrukciós lemezzel fixáltuk, majd dorsal felől KFI-H-lemezes rögzítést modelleztünk. A vége-selemes modellezés ALGOR programmal történt. A medencét alkotó csontok mellett az ízületeket és a mechanikai szempontból jelentős szalagokat is modelleztük. A modell validálása megtörtént, párhuzamosan végzett hullai csont-szalagos preparátumokon végzett mérési eredményekkel. A törési rés két oldala közötti elmozdulást, valamint a rögzítő fémekben és a környező csontokban fellépő feszültségeket mértük. A transsacralis lemezes synthesis mellett nagyobb elmozdulások mérhetőek, mint direkt lemezes rögzítés esetén. A KFIH-lemezekkel végzett műtét stabilitása a direkt lemezes és a transsacralis lemezes synthesis stabilitása között van. Az eredmények korrelálnak a párhuzamosan elvégzett csont-szalagos hullai medencepreparátumokon végzett mérések eredményeivel. A vége-selemes modell alkalmas a fent leírt sérüléseket rögzítő synthesisformák összehasonlítására. Mivel a cadaver-preparátumokon végzett vizsgálatok számos nehézségbe ütköznek, a modell használatának létjogosultsága vitathatatlan.

**Kulcsszavak:** vége-selemes analízis; medencegyűrű-sérülés; összehasonlító vizsgálat

**Keywords:** finite element analysis; pelvis ring injury; comparative study

### Bevezetés

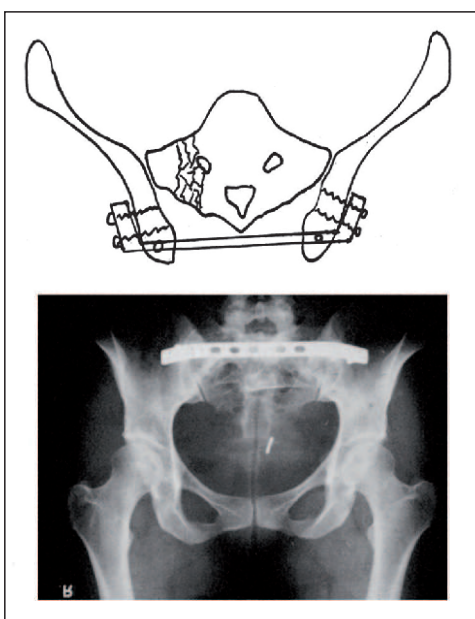
A medencegyűrű-sérülések közül a vertikálisan instabil, C típusú sérülések műtéti ellátása abszolút indikált<sup>9,2</sup>. Tekintettel arra, hogy ezek a sérülések nagy energia hatására keletkeznek, egyrészt számos súlyos társsérülés meglétét tételezhetjük fel (polytrauma), másrészt a medence-csípőtájék lágyrészköpenyének

állapota is nem ritkán kritikus (décollement). Mindkét szempontból fontos egy kis megterhelést okozó, minimális feltárással elvégezhető műtéti módszer, amely emellett egyszerűen elsajátítható és nem időigényes.

Rubbash és Mears<sup>6</sup> az 50-es évektől alkalmazták hátsó medencegyűrű-sacrum sérülések esetén az ún. „kobra”-lemezes technikát.



Ekkor a sacrum ill. a törés direkt feltárásával, a lemezt a sacrumra és a két csípőlapátra modellálva végezték el a reponált törés rögzítését. Az első kérdés az, hogy a fenti technikának általunk alkalmazott módosításaival (1. ábra) – indirekt repositio, extrafokális feltárás, nutokkal a lemez elsüllyesztése a kétoldali csípőlapátba, áttolt technika – a műtéti megterhelés csökkentése mellett elegendő stabilitást ad-e<sup>8</sup>?



1. ábra. Transsacralis lemezes rögzítés vázlatos és rtg-képe

Denis II. sacrumtöréseknél, ahol a törési résben kitért darabok vannak, klinikai gyakorlatunkban a törési rés feltárását, a kitért darabok eltávolítását végezzük a sacralis idegyökök dekompressziója céljából. Ekkor a rögzítést KFI-H-lemezekkel végezzük el.

Az általunk alkalmazott műtéteket egy ún. „gold standard” technika stabilitásával hasonlítjuk össze, ahol a sacrum törését a kismedence felől felhelyezett 2 db 2 lyukas rekonstrukciós lemez rögzíti (2. ábra).

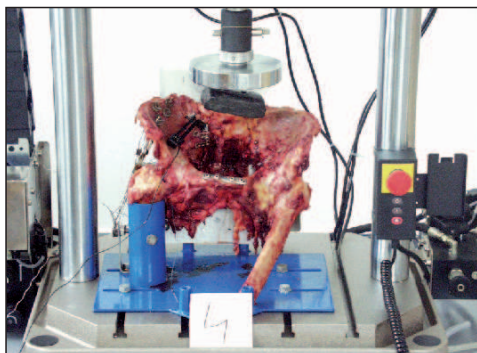


2. ábra. Bal oldalon KFI-H-lemezes, jobb oldalon ún. „direkt” lemezes műtét rtg-képe

Az összehasonlító stabilitási vizsgálatok elvégezhetőek csont-szalagos hullai medencepreparátumokon (ezeket a vizsgálatokat elvégeztük), azonban a preparátumok nehezen szereshetőek be, számos technikai, higiéniai és etikai nehézség adódik a vizsgálatok során. Emiatt vetődött fel a műtéti technikák stabilitási vizsgálatának számítógépes modellezése. Amennyiben a kialakított végeselemes modell megbízható, azzal egyéb medencesérülések és másféle műtéti technikák stabilitása is vizsgálható lenne.

#### Anyag és módszer

**Anatómiai modell:** A vertikálisan instabil sérülést a következőképpen modellezzük: az elülső gyűrűfélen symphyseolysis hozunk létre, 4 lyukas keskeny DC-lemezzel rögzítve (3. ábra), a hátsó gyűrűfél sérülése a keresztcsont szárnyán, azaz a massa lateralisán van, így Denis I. sérülést modellezzük, és egyik esetben 2 db 2 lyukas rekonstrukciós lemezzel fixálva direkt, elülső feltárásból, a másik esetben hátulról 10-12 lyukas keskeny, illetve széles DC-lemezzel (ún. transsacralis lemez) rögzítjük azt.



3. ábra. Az anatómiai modell:  
C típusú medencesérülés

Denis II. sérülésnél, ahol a törésvonal a keresztcsont nyílásain halad át, az egyik esetben 2 db 2 lyukas rekonstrukciós lemezzel fixálva elülső feltárásból, majd dorsalisán, az első és második sacrum-szegmentumra helyezett KFI-H-lemezzel stabilizáljuk a törést. Két lábón állást modellezve, a keresztcsont promontoriumán működtetünk élettani,  $F=500$  N-os terhelést.

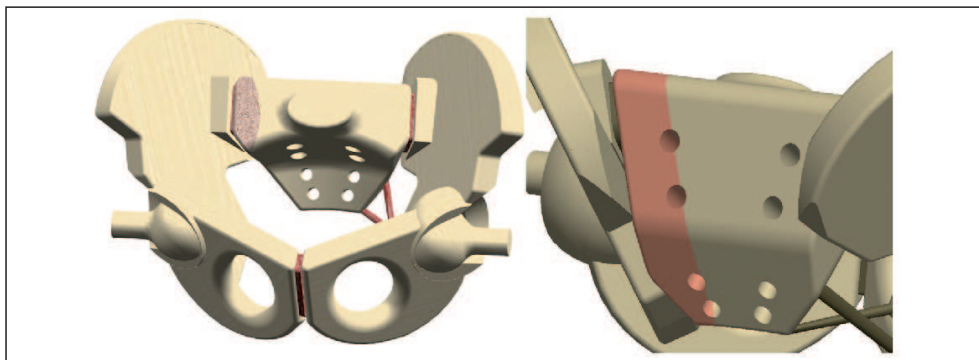
**Geometriai modell:** Két lehetőség vetődött fel, CT-felvételek alapján speciális programmal létrehozni a modellt, illetve műanyag modell 3D mérőgéppel készített scannelése. A második lehetőség mellett szövelt, hogy a CT számítógéppel való kapcsolat külön célszoftvert igényel, valamint az így nyert modellt a gépészeti szoftverek nehezen kezelik, továbbá

a célszoftver a medence csontjait egyben ábrázolja, a köztük lévő ízületek modellezése további nehézségekbe ütközik.

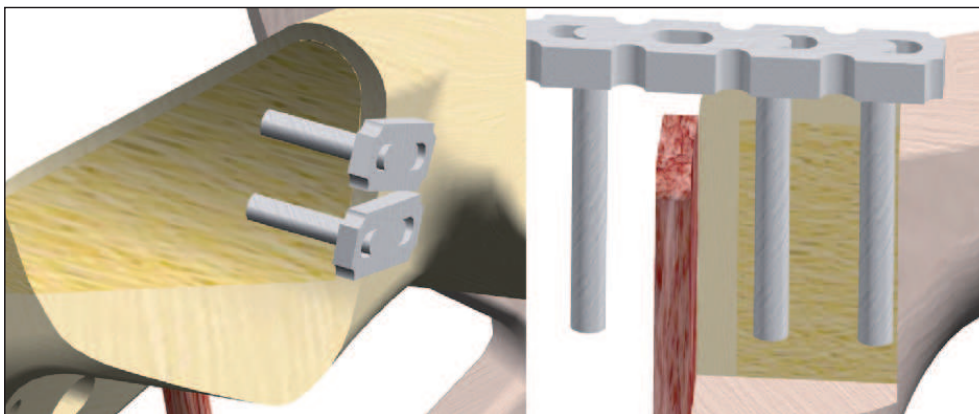
A geometriai bonyolultsága miatt a végelelemes program nem tudta a modellt behálózni, ezért leegyszerűsített geometriai alakzatokból készítettük el a medencéhez „hasonló” geometriát.

A csípőízületben kontakt (node-to-node), az ép feszes ízületekben (symphysis és sacroiliacalis ízületek) „bonded” kapcsolatot modelleztünk. A 4. ábrán modelleztük a keresztcsont törését (Denis I. és II.). A sérült medence esetén a törési rés két oldala és a sérült symphysis két fele szintén kontakt (node-to-node) kapcsolatban van. A lemezek rögzítését eredetileg a csavarok helyén kiemelkedő „szemek” csonthoz ragasztásával végeztük. A modell fejlesztésével sikerült a csavarokat hengerként ábrázolni.

**Anyagmodell:** A medencegyűrű különböző anatómiai egységeit lineárisan rugalmas, izotrop anyagként kezeltük. Egy korábban kialakított modellben a spongiosus és corticalis csontállományt nem tudtuk elkülöníteni, ugyanis ekkor a végelelemes program nem tudta behálózni a modellt. A fejlesztés során a kritikus helyeken (elől a symphysisnél, és hátul, a keresztcsont törésénél, ahol az osteo-



4. ábra. Denis I. és Denis II. törés az egyszerűsített geometriai modellen



5. ábra. Az elkülönített corticalis és spongiosus állomány és a hengerként modellezett csavarok

synthesisek történetek) modellezni tudtuk az elkülönített 3 mm-es corticalis és az ennek megfelelő méretű spongiosus állományt (5. ábra).

Az anyagjellemzőket Abé, Hayashi és Sato<sup>1</sup> könyvéből nyertük, akik irodalmi válogatás alapján állították össze az élő szövetek anyagjellemzőit tartalmazó munkájukat.

Ennek megfelelően a modell felépítése során a következő anyagjellemzőket használtuk (ld. 1. táblázat).

Az előzőekben leírtak szerint a keresztcsontban és a szeméremcsontban a szivacsos és a corticalis csontrétegeket szétválasztottuk.

Máshol, ahol ez az elkülönítés nincs, homogén csontállományt feltételeztünk. Ez a homogén állomány a spongiosus és a corticalis csont megfelelő arányaiból került kiszámításra: 10% corticalis és 90% szivacsos állomány átlagából számítva, a homogén réteg anyagjellemzői:

Rugalmassági modulus:

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

Poisson tényező:

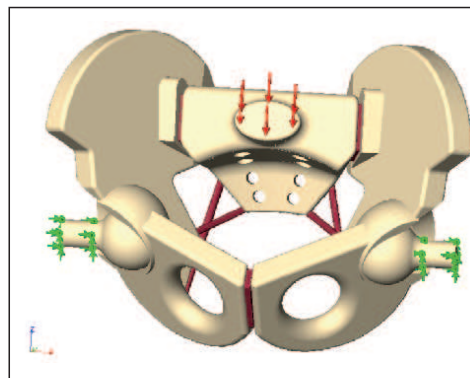
$$0,3 \times 0,1 + 0,2 \times 0,9 = 0,21 \quad (2)$$

		Rugalmassági modulus (E)	Poisson tényező ( $\nu$ )	Megengedett érték
Csontok	corticalis réteg	17 000 MPa	0,3	70 MPa
	szivacsos réteg	400 MPa	0,2	15 MPa
	homogén réteg	2060 MPa	0,21	
Ízületek	art. sacroiliaca	68 MPa	0,2	
	symphysis	50 MPa	0,2	
Szalagok	ligamentum sacrospinorum	355 MPa	0,2	
	ligamentum sacrotuberosum	355 MPa	0,2	
Lemezek	DC-lemez	200 000 MPa	0,28	800 MPa
	rekonstrukciós lemez	200 000 MPa	0,28	800 MPa

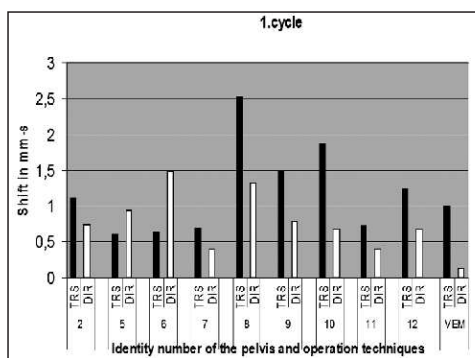
1. táblázat. Anyagjellemzők (megengedett értéken azt a feszültséget értjük, amely felett az adott anyag törik)

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

**Validálás:** A párhuzamosan elvégzett csontszalagos preparátumkísérletek során 12 preparátum állt rendelkezésre, és 9-nél értékelhető eredményekhez jutottunk. A törési rés két oldala közötti elmozdulásokat mértük, minden preparátumon először „direkt” lemezes rögzítés, majd transsacralis rögzítés esetén. A peremfeltételeket úgy alakítottuk ki, hogy a cadaver medencepreparátumokon végzett stabilitási vizsgálatokkal megegyezzenek. Így a cadaver kísérletek eredményeivel összehasonlíthatóak a számítógépes modell eredményei (6. ábra).



7. ábra. Ép medence, két lábon állás

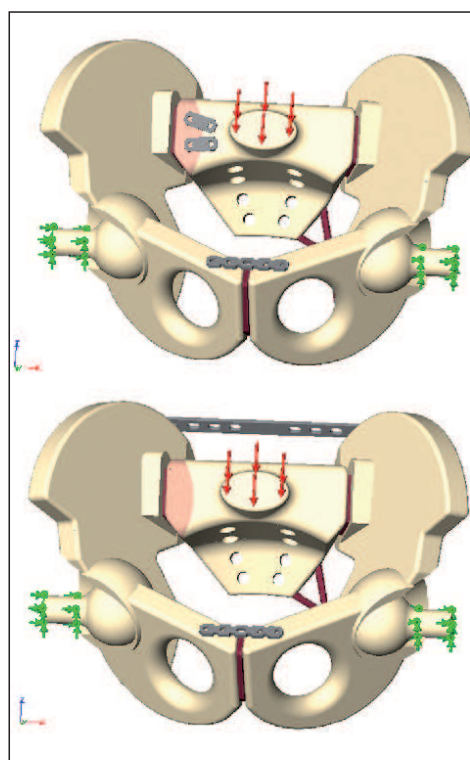


6. ábra. A csontszalagos preparátumok (2–12) és a számítógépes modell (VEM) elmozdulásértékei mm-ben transsacralis (TRS) és direkt (DIR) lemezes rögzítésnél, a törési rés két oldala között 250 N terhelés mellett, sérült oldalon álláskor

**Terhelés és peremfeltételek**

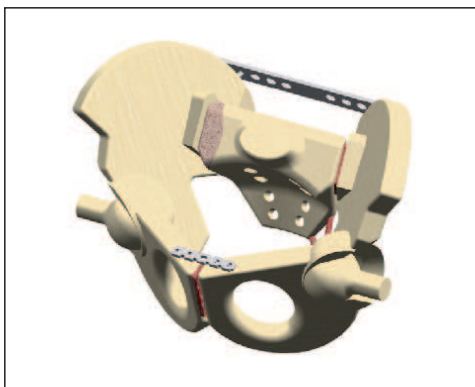
**1. eset:** ép sacrum két állás: terhelés a promontoriumon, Z irányban, 500 N, mindkét femur rögzítve, a medence hátul megtámasztva Y irányú elmozdulás ellen, a femur-acetabulum kapcsolat mindkét oldalon „node-node”, egyéb felületekben „bonded” (7. ábra).

**2., 3. eset:** Denis I. sacrumtörés, direkt lemezes, ill. transsacralis lemezes rögzítés keskeny DC-lemezzel, két lábon állás: a törési felületek és a symphysis „node-node” módon kapcsolódik, egyebekben az 1. esetnek megfelelő (8. ábra).



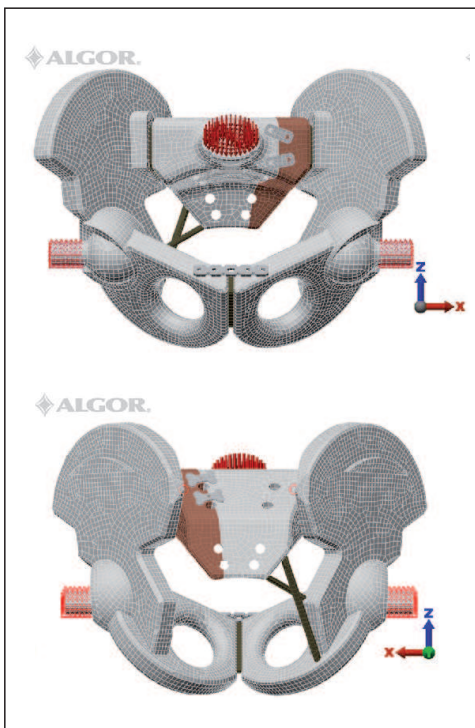
8. ábra. Denis I. sacrumtörés, direkt lemezes, illetve transsacralis lemezes rögzítés

**4. eset:** Denis I. sacrumtörés, transsacralis lemezes rögzítés széles DC-lemezzel: a terhelés, a peremfeltételek és a medencerészletek összeköttetései megegyeznek a direkt lemezes rögzítés terhelési eseteivel (9. ábra).



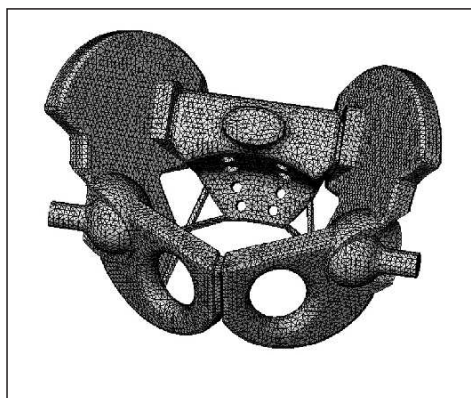
9. ábra. Denis I. sacrumtörés, transsacralis lemezes rögzítés széles DC-lemezzel

5. és 6. eset: Denis II. sacrumtörés, direkt lemezes és KFI-H-lemezes rögzítés, két lábbon állás: a törési felületek és a symphysis „node-node” módon kapcsolódik, egyebekben az 1. esetnek megfelelő (10. ábra).



10. ábra. Denis II. sacrumtörés, direkt lemezes és KFI-H-lemezes rögzítés

Az ALGOR rendszer használata során 4 csomópontos tetraéder elemeket alkalmaztunk 4 mm-es átlagos elemmérettel. Ezt követően kb. 90 000 elemből álló végeleemes modellt kaptunk. Az alkalmazott elemtípus az elmozdulásmezőt quadratikus függvény szerint közelíti, ezért megfelelő elemszám esetén megbízható pontosságú (11. ábra).



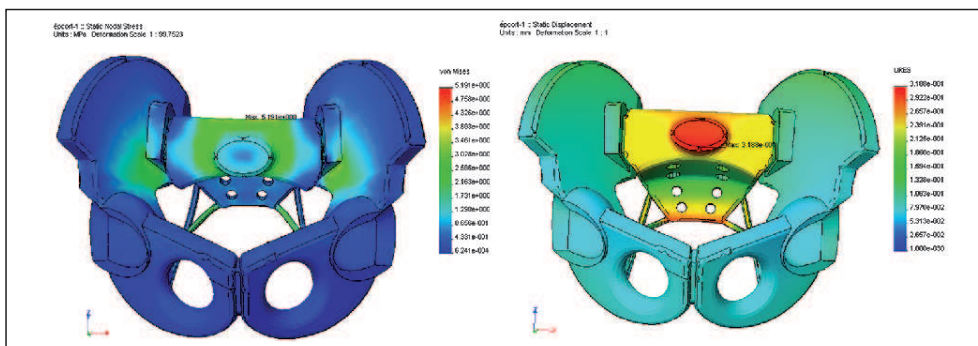
11. ábra. A végeleemes háló

### Eredmények

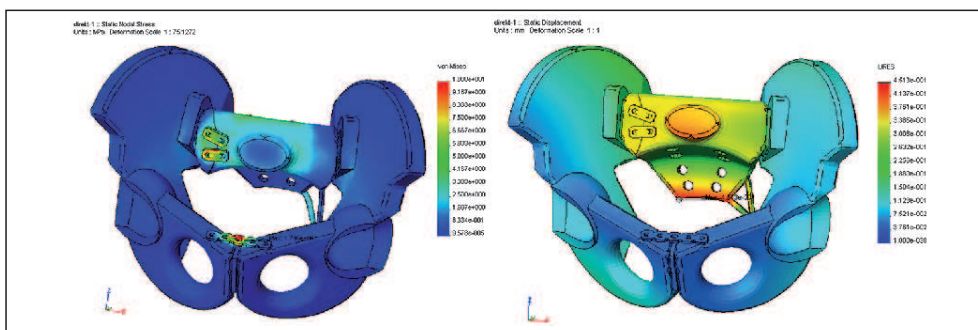
1. eset: ép medencegyűrű, két lábbon állás esetén a feszültség maximuma a csontokban 5,19 MPa a sacrum corticalis rétegében, és 2,73 MPa a lig. sacrospinusum sacrumról való eredésénél. A kialakuló boltívszerű feszültségi kép megfelel a várakozásoknak. Az elmozdulás maximuma 0,318 mm, X és Y irányú összetevőkkel, a keresztcsont a vártan megfelelően billegő mozgást végez az SI ízületen át futó tengely körül (12. ábra).

2. eset: Denis I. törésnél, direkt lemezes rögzítéskor, két lábbon állás esetén a csontokban ébredő feszültség boltíves jellege megmarad, értékei is gyakorlatilag változatlanok. A lemezekben a feszültség 21,46 MPa, környezetben a csontokban 7,93 MPa. Az elmozdulás maximuma 0,45 mm, a törési rés két oldala közötti elmozdulás 0,01 mm (13. ábra).

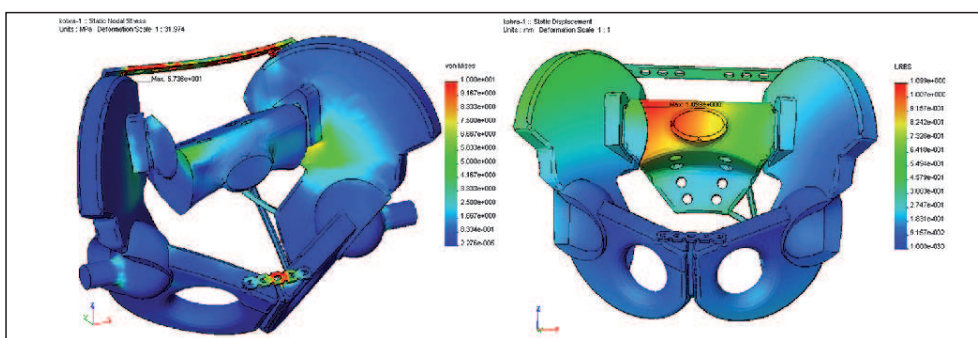
Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám



12. ábra. Feszültség és elmozdulás ép medencében



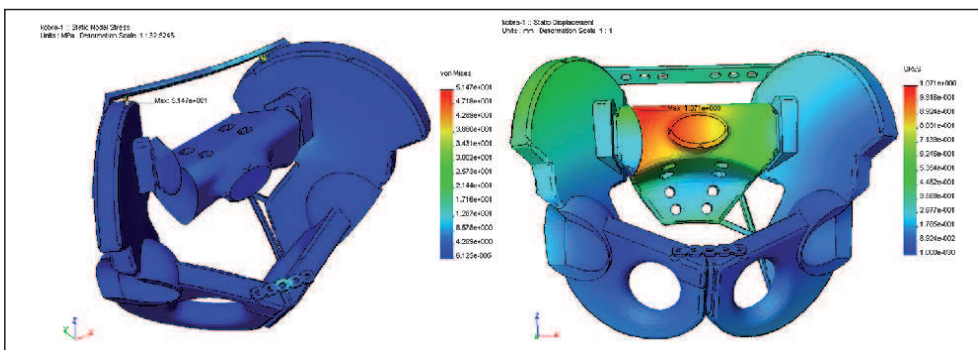
13. ábra. Feszültség és elmozdulás Denis I. törésnél, direkt lemezes rögzítés esetén



14. ábra. Feszültség és elmozdulás Denis I. törésnél, transsacralis lemezes rögzítés esetén (keskeny DC-lemez)

**3. eset:** Denis I. törés, keskeny DC-lemezzel végzett transsacralis lemezes rögzítés. A hátsó lemez biztosítja a terhelés átvitelét. Két láb álláskor a lemezben 57,36 MPa feszültség ébred, a csontokban max. 14,14 MPa. A maximális elmozdulás 1,099 mm, a törési részek közötti elmozdulás 0,71 mm (14. ábra).

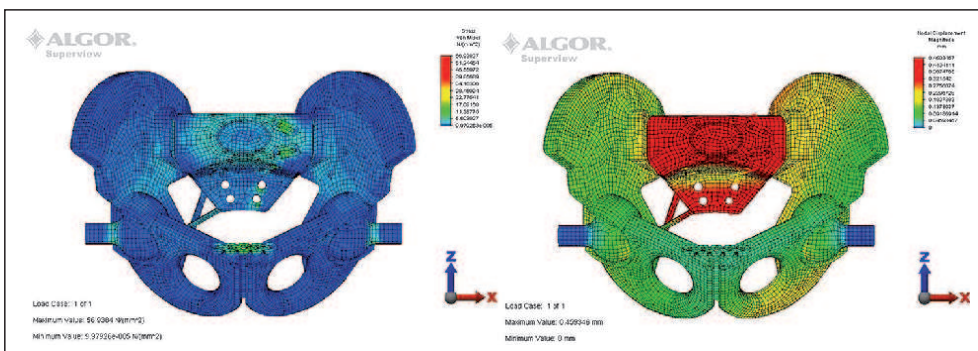
**4. eset:** széles DC-lemezzel végzett transsacralis lemezes rögzítés Denis I. törésnél. Itt a feszültség maximuma a lemezben 51,47 MPa, a csontokban 13,7 MPa. A legnagyobb elmozdulás 1,07 mm, az elmozdulás a törési részen 0,53 mm (15. ábra).



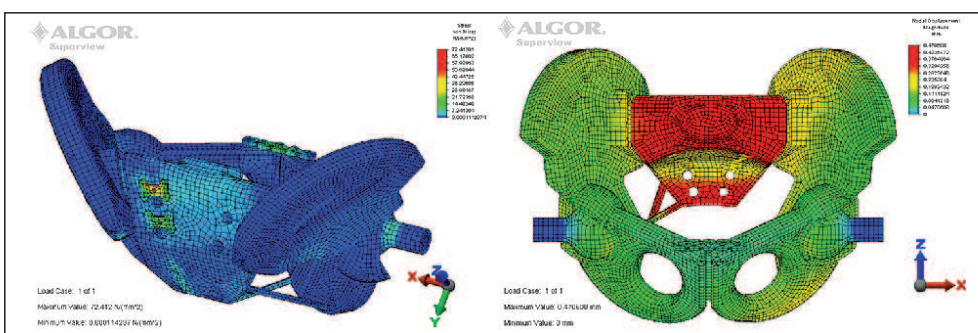
15. ábra. Feszültség és elmozdulás Denis I. törésnél, transsacralis lemezes rögzítés esetén (széles DC-lemez)

5. eset: Denis II. törés, direkt lemezes rögzítés esetén két lábön álláskor a csontokban ébredő maximális feszültség 27,26 MPa, a lemezekben a feszültség 56,93 MPa. A maximális elmozdulás 0,4593 mm, a törési résben mért elmozdulás 0,027 mm (16. ábra).

6. eset: Denis II. törés, KFI-H-lemezes rögzítés esetén két lábön álláskor a csontokban ébredő maximális feszültség 46,61 MPa, a lemezekben a feszültség 72,41 MPa. A maximális elmozdulás 0,4706 mm, a törési résben mért elmozdulás 0,044 mm (17. ábra).



16. ábra. Feszültség és elmozdulás Denis II. törésnél, direkt lemezes rögzítés esetén



17. ábra. Feszültség és elmozdulás Denis II. törésnél, KFI-H lemezes rögzítés esetén

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

	Maximális feszültség a lemezekben	Maximális feszültség a csontokban	Maximális elmozdulás	Elmozdulás a törési résben
1. eset		5,19 MPa	0,318 mm	
2. eset	21,46 MPa	7,93 MPa	0,45 mm	0,01 mm
3. eset	57,36 MPa	14,14 MPa	1,099 mm	0,71 mm
4. eset	51,47 MPa	13,7 MPa	1,07 mm	0,53 mm
5. eset	56,93 MPa	27,26 MPa	0,4593 mm	0,027 mm
6. eset	72,41 MPa	46,61 MPa	0,4706 mm	0,044 mm

2. táblázat. Az eredmények összefoglalása

**Megbeszélés**

Jelen esetben instabil medencegyűrű-sérülések rögzítésére használatos műtéti eljárásokat vizsgáltunk. Egy nagy stabilitást biztosító, de a sérült számára lényegesen nagyobb műtéti megterhelést jelentő „direkt” lemezes rögzítési technikával hasonlítottuk össze a kisebb stabilitást adó, de kisebb invazivitással elvégezhető KFI-H-lemezes rögzítést, és a még kisebb stabilitást adó, de még kevésbé invazív „áttolt” vagy transsacralis lemezes rögzítési módszert. A holttestből nyert csont-szalagos preparátumokon végzett mérések etikai, higiéniai, technikai nehézségei miatt eredmények csak korlátozott számban nyerhetők, ugyanakkor a számítógépes programok egyre fejlettebbek, így egyre inkább előtérbe kerül a számítógépes, végelelemes modellezés. Ép medence végelelemes modellje már létezett az irodalomban<sup>4</sup>, azonban mi két sérüléstípus műtéti ellátásainak összehasonlító stabilitási vizsgálatát kívántuk modellezni úgy, hogy rendelkezésünkre álltak hullai preparátumokon végzett kísérletek mérési eredményei. Természetesen a végelelemes modell megközelítő eredményt ad a valósághoz képest, így esetünkben is figyelembe kell venni a következő hibaforrásokat: a törési felszínnek nem pontosan sík felületűek, és az azok közötti súrlódási együtthatót nem ismerjük, a medence geo-

metriai modellje csak közelítő, az alkalmazott anyagjellemzők az irodalomban nem egységesek. Az anyagjellemzők megválasztása – a betegek kora, testalkata – lényegesen befolyásolja az eredményeket. A csont különleges anizotrópiáját nehéz modellezni. Két lábón állás esetét vizsgáltuk, amely a valóságban az első 6-8 hétben nem megengedett.

Ezzel együtt kimondhatjuk, hogy a csavarok környezetében, a csontokban ébredő feszültség értékekből arra következtethetünk, hogy a kötések stabilak, a csavarok nem szakadnak ki. A lemezekben ébredő feszültségek a megengedett alatt vannak, így maradandó alakváltozás nélkül elviselik a fellépő terhelést. Terhelési szempontból a vártak megfelelően a „direkt” lemezes rögzítés nagyobb stabilitást ad, míg a betegek klinikai és radiológiai utánkövetésekor azt tapasztaltuk, hogy a KFI-H-lemezes rögzítés és a transsacralis technika is elegendő stabilitást biztosít a sérült oldal tehermentesítésével történő mobilizáláshoz, illetve a későbbi csontgyógyuláshoz. A párhuzamosan elvégzett csont-szalagos preparátum kísérletek mérési eredményei alapján kimondhatjuk, hogy a végelelemes modell eredményei jó becslésre használhatóak. A modell pontosságát a fenti hibaforrások megfontolásai alapján tovább javítható.



## IRODALOM

1. *Abé H, Hayashi K, Sato M.* Data book on mechanical properties of living cells, tissues, and organs. Wien: Springer Verlag; 1996. p. 193–350.
2. *Cziffer E.* Operatív töréskezelés. Budapest: Springer Hungarica; 1997. p. 417–25.
3. COSMOS DesignSTAR 4.0 Users Manual. Santa Barbara: Structural Research and Analysis Corporation; 2003.
4. *Dalstra M, Huijskes R.* Load transfer across the pelvic bone. *J Biomechanics* 1995;28:715–24.
5. *Hasenfrancz P, Varga E, Váradi K.* Finite element modeling of pelvic bone. *Gépészet* '98; 1998 May 28-29; Budapest, Hungary; 1998. p. 115–9.
6. *Mears DC, Capito CP, Deleuw H.* Posterior pelvic disruptions managed by the use of the Double Cobra Plate. *Instructional Course Lectures* 1988; 37:143–50.
7. *Petersen S.* Hip replacement: design and development. *Engineering and Physical Sciences in Medicine Conference*; 2000 Nov 11; Newcastle, NSW, Australia.
8. *Ragnarsson B, Olerud C, Olerud S.* Anterior square-plate fixation of sacroiliac disruption 2–8 years follow up of 23 consecutive cases. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1993;64(2):138–42.
9. *Szita J.* A medencegyűrű sérüléseinek kísérletes és klinikai elemzése [kandidátusi értekezés]. Budapest; 1992.
10. *Tile M.* Pelvic ring fractures: should they be fixed? *J of Bone and Joint Surgery* 1988;70:1–12.

Bodzey Tamás  
Péterfy Sándor Utcai Kórház-Rendelőintézet és Baleseti Központ  
1081 Budapest, Fiumei u. 17.  
Tel.: (+36) 1 461-4700

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

## PROBLEMS OF BONE – ORTHOPAEDIC IMPLANT INTERACTIONS

Romuald Bedzinski, Krzysztof Scigala

Division of Biomedical Engineering and Experimental Mechanics,

Wroclaw University of Technology

[romuald.bedzinski@pwr.wroc.pl](mailto:romuald.bedzinski@pwr.wroc.pl)

### Abstract

The paper presents main aspects of modern orthopaedic implants design and operation. Influence of implant shape and especially stiffness characteristics and stress distribution on the surface of implant, which is in direct contact with bone, are presented. As the second factor influence of implant shape on the bone remodelling processes in the macro and micro scale was analyzed. Main distribution of general bone density as well as distribution of cancellous bone trabecules in the presence of implant is analyzed. Finally, new type of surface layer (including technology of layer manufacturing) was developed.

**Keywords:** bone – implant interactions; implant surface; remodelling; trabecular structure; endoprosthesis

### Introduction

In contemporary implantology the long existing problem of implant fast degradation and its progressive dysfunction is given careful consideration<sup>2</sup>. In majority of clinical cases, the reason for re-operation is the lack of proper cooperation between patient's bone tissue and an implant<sup>3</sup>. Problem of implant aseptic loosening in long postoperative time period is result of influence of various factors: mechanical, electrical, chemical and biological ones. Evaluation of implant shape, as well as criterions of implant design should be developed in the way allowing manipulating of implant shape with respect to implant – bone interactions.

In the process of implant design anatomical limitations should be taken into consideration. General shape of implant should fit to the surrounding tissue environment. On the other hand shape of the implant is strongly connected with stiffness characteristics of implant and that aspect should be also taken into consideration during design process<sup>4</sup>.

With other words, two different indications, which actually in most cases are opposite, should have great influence on the implant design process and final shape of the implant – minimization of tissue distraction and modeling during implantation and minimization of difference between stiffness characteristics of implant and surrounding tissue.

From the point of view of implant – tissue connections, which develops in the postoperative time period, it should be mentioned so most essential issue is proper stress and strain distribution on the surface of implant, which is in direct contact with bone tissue. To provide proper implant osteointegration, some level of bone tissue loading is necessary to generate mechanical stimulus for bone cells activation. On the other hand bone loading level should be in the proper range to avoid immediate destruction of new implant – bone connection. Taking above into consideration it should be assumed that shear strain distribution is one of the most essential factors of implant shaping.

Resuming, general implant shape should be design on the basis of two main mechanical factors: stiffness characteristics and shear stress distribution on the external surface, which is in contact with surrounding tissue.

In modern biomechanics it is considered, so mostly mechanical interaction between implant and bone leads to biological processes of bone functional adaptation<sup>6,7,8,10,11</sup>. Even, when all mechanical factors are in proper range, and the shape of implant is developed with respect to them, some negative adaptation processes can still exist (stress shielding, bone lysis, bone – implant integration at only part of contact surface<sup>4</sup>. Because of that, analysis of remodelling of tissues around implant should be carried out in every case, and additional implant shaping should be the next step of implant design<sup>5</sup>. It should be mentioned that it is necessary to investigate results of bone adaptation in macro as well as in micro level. In macro level main criterion of implant evaluation is difference of bone density distribution in physiological loading conditions (intact bone) and after implantation. In micro level main issue are proper trabecular structure (allowing load transfer with minimal mass) and the proper number of bone trabecules, which has direct contact with implant surface (ingrowth ratio).

Finally, it should be assumed that in the process of implant induced hypertrophy the surface layer, which is in direct contact with bone cells, plays key role<sup>9,13</sup>. Influence of material used for an implant cannot be underestimated in the process of implant evaluation as well as in process of implant design. Due to the structural role of bones, titanium alloys are the materials most often used. However application of even most modern titanium alloys also leads to problems with implants stiffness and non-compatibility with mechani-

cal properties of surrounding tissues. Because of that development of new surface layers, which guarantee proper porosity, roughness and presence of elements “friendly” for osteointegration is the last, but not the least step in the implant design.

The main aim of this paper is to investigate main factors connected with bone – implant interactions:

- stiffness characteristics,
- shear stress distribution on the surface on the implant,
- changes in the density distribution of bone surrounding implant,
- development of trabecular structure on the surface of implant,
- surface layer of the implant.

#### Material and method

All investigations were carried out with focus on the stem of hip joint endoprotheses, as the most used orthopaedic implant.

In first step of investigations three-dimensional model of femur bone with stem was prepared, to investigate stiffness characteristics. Geometrical model of bone was prepared based on CT scans of Sawbone<sup>®</sup> intact femur bone model. Geometrical model of stem was prepared based on direct dimensions measurements. Virtual implantation (positioning of implant model in the model of femur) was carried out with evaluation of clinicians.

For discretisation of geometrical models solid, tetra-type elements, with 10-nodes and three degree of freedom at each node were used. Final FE meshes are presented at *Figure 1*.

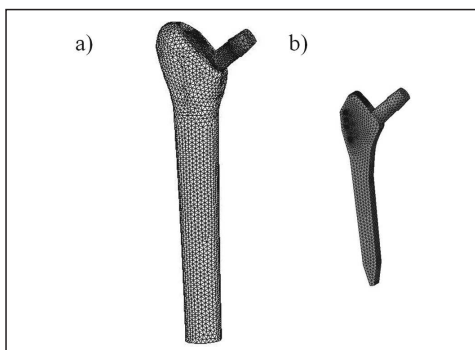


Figure 1. FE model of femur with implanted stem (a), and stem (b)

Material of implant was assumed as linear elastic material.

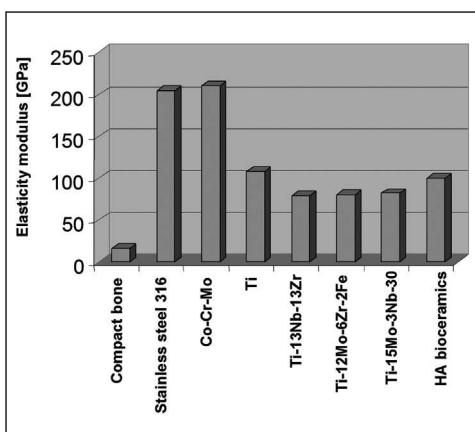


Figure 2. Comparison of mechanical properties of tissues and common implant materials

It can be easily assumed that any of the proposed for implant material is not in the range of mechanical properties of bone. However, for further comparative analysis there were chosen alloys: Ti-12Mo-6Zr-2Fe, Ti-12Al-6V, Co-Cr-Mo. Mechanical properties of those materials are given in Figure 2. Compact bone was assumed as elastic, orthotropic material, and cancellous bone as elasto-plastic, orthotropic material. Mechanical properties of both bone tissues are given in Table 1 and Table 2.

Two different analyses were carried out, firstly analysis of intact stem stiffness characteristics, secondly analysis of stiffness characteristic of bone – implant complex. In both cases models were loaded by bending in coronal plane, which was assumed as most essential type of loading for those types of analyses.

The same FE models were used in second step of project – analysis of shear stress on the external surface of implant. In that case the same discrete models and the same material models were used. Model of loading was in that case the Pawels model of single leg standing<sup>12</sup>.

The third step of the analysis was simulation of bone remodelling around stem of hip joint endoprosthesis. First analysis was carried out in macro scale using Carter model of bone remodelling<sup>7</sup>.

Type of tissue	Elasticity modulus E [GPa]			Poisson ratio $\nu$			Kirchoff modulus G [G Pa]		
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	XY	YZ	XZ
<b>Compact bone</b>	11.5	11.5	17.0	0.5	0.31	0.31	3.6	3.6	3.3
<b>Cancellous bone</b>	0.318	0.318	0.965	0.38	0.104	0.104	0.15	0.15	0.1

Table 1. Elastic properties of bone tissues

Type of tissue	Yield point for tension [MPa]			Yield point for compression [MPa]			Yield point for shear [MPa]		
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	XY	YZ	XZ
<b>Cancellous bone</b>	3.2	3.2	7.2	2.7	2.7	43.2	4.62	4.62	4.62

Table 2. Yield properties of cancellous bone

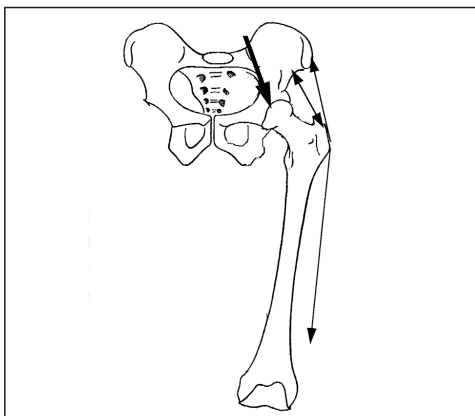


Figure 3. The Pawels model of hip joint loaded during one leg standing

In that case two-dimensional models of intact femur and femur with implant (both with side-plate proposed by Carter) were prepared<sup>7,11</sup>. Geometrical model of femur was created based on the previously used three-dimensional model and the stem was directly measured. Side plates were copies of original bone models. For discretisation of models two-dimensional quadratic shell elements with 8 nodes and three degrees of freedom at each node were used. However, in further analysis degree of freedom perpendicular to plane of main model was blocked. For connection between main model and side plate there were used beam elements with 2 nodes and two degrees of freedom (both in the plane of the main model).

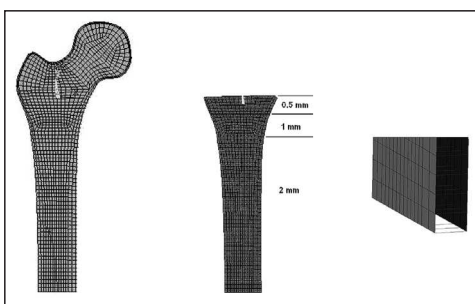


Figure 4. FE model used for remodelling simulation in macro scale

Material of implant, as well as materials of both bone tissues were assumed in that case as linear, elastic and isotropic materials (Table 3).

Type of material	Elasticity modulus E [G Pa]	Poisson ratio $\nu$
Implant	105	0,3
Compact bone	18,6	0,3
Cancellous bone	0,465	0,42

Table 3. Mechanical properties in FE model used for remodelling simulation in macro scale

For loading model proposed by Beaupère to mimic gait loading was used<sup>7,14</sup>.

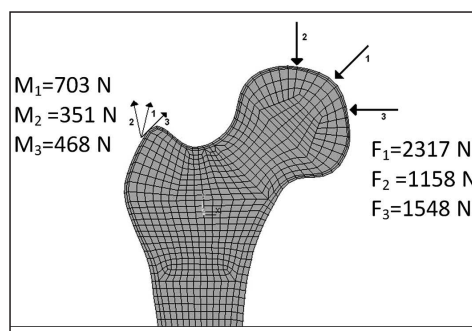


Figure 5. Beaupère model of hip joint loading for standing phase of gait cycle

Three-linear model of Carter, which was used for simulation of remodelling, was improved by addition of model of tissue destruction in case of high overloading which is one of the most essential symptoms of implant loosening.

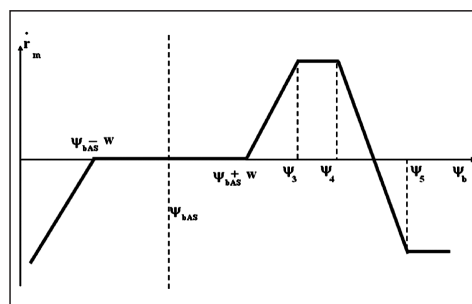


Figure 6. Model of bone remodelling used for simulations in macro scale

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

For every element of FE model, strain energy density was calculated based on the results of FE calculations. Next, effective stress values were calculated. Mechanical stimulus for remodelling at each element was calculated basing on formula:

$$\Psi = \left[ \sum_{i=1}^N n_i \sigma_{efi}^m \right]^{1/m} \quad (1)$$

where:

- N – number of loading cases
- n – number of loading cycles
- $\sigma_{efi}$  – effective stress for load case i
- m – empirical constant

Using above model of remodelling (Figure 6) values of bone apposition/reposition ratio were found. Using information about bone surface/trabecular volume ratio estimation of values of change of bone density was carried out. New values of bone density and bone mechanical properties were final calculations in single iteration of simulation procedure. For simulation there were used further values of constants:

- average daily mechanical stimulus – 50 MPa/day
- initial value of bone density – 0.5 g/cm<sup>3</sup>
- half of “lazy” zone – 12.5 MPa/day
- slope of line in absorption and resorption zone – 0.02
- number of load cycles – n<sub>1</sub>=6000, n<sub>2</sub>=n<sub>3</sub>=2000

For simulations of bone remodelling in micro scale FE models of microstructure of bone trabecular structure were prepared. In initial stage isotropic homogenous structure of trabecules, developed using circular shapes with the same diameter was proposed<sup>14</sup>. For discretisation two-dimensional quadratic elements, with 4 nodes and two degrees of freedom were used. In that case in all FE models element size was pixel size in final result.

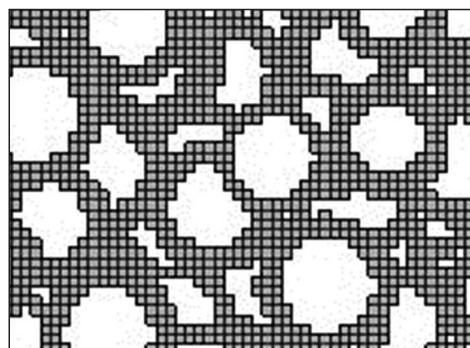


Figure 7. FE model of bone trabecular structure

Because of that, in each case, time of calculations is extremely long, so only models of bone tissue specimen were used.

The properties of materials used in micro scale FE models are shown in Table 4.

Type of material	Elasticity modulus E [GPa]	Poisson ratio $\nu$
Implant	105	0,3
Trabecular bone material	20	0,3

Table 4. Mechanical properties in FE model used for remodelling simulation in micro scale

Loading of model was estimated based on nodal displacement in macro model. For proposed bone specimen proper lines were located in macro FE model of bone with implant. Nodes located along those lines were examined for nodal displacements, which are result of Beaupère model loading. The same values of nodal displacements were applied to the perimeter of bone specimen model.

To estimate trabecular remodelling stimulus stress distribution on the trabecular surface was calculated (Figure 8).

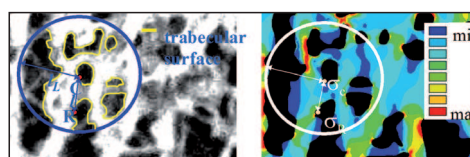


Figure 8. Evaluation of local stress nonuniformity ( $\Gamma$ )

For estimation of surface remodelling stimulus. The formulas here below was used<sup>1,14,15</sup>:

$$\Gamma = \ln\left(\frac{\sigma_c}{\sigma_d}\right) \quad (2)$$

$$\sigma_d = \int_S w(L)\sigma_R dS / \int_S w(L)dS \quad (3)$$

$$w(L) = \begin{cases} 1 - \frac{L}{L_L} & (0 < L < L_L) \\ 0 & (L_L \leq L) \end{cases} \quad (4)$$

where:

$\Gamma$  – local stress nonuniformity (remodelling stimulus)

$\sigma_c$  – von Mises stress at point C

$\sigma_R$  – von Mises stress at point R of surface S in the distance L from point C

$L_L$  – radius of circular area where cells can sense a mechanical stimulus

Based on the values of local stress nonuniformity, change of trabecular mass was calculated. In the FE model change of mass was realized by addition of new elements on the trabecular surface or by removing existing ones.

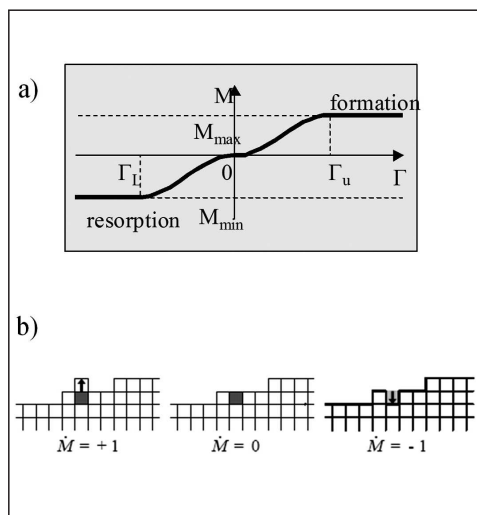


Figure 9. Trabecular structure mass change (a) and FE realization (b)

Simulation was realized in several iterations of procedure based on above algorithm.

For investigations of new type implant surface layer new method of fabrication of the thin films obtained by the sol-gel method for medical applications has been developed. Materials are prepared from hydrolyzed alkoxides of silicon and titanium (or their mixtures). First coating was based on precursor TIPO – titanium (IV) isopropoxide, second on TBOT – titanium (IV) n-butoxide and third on VTES – vinyltriethoxysilane. The first and second sample were therefore sol-gel coatings based on titanium and the third one was based on the silicon.

All samples were then coated with different sol-gel coatings using spin-coating, dip-coating or simple painting.

### Results

Results of first stage of investigations can be divided into two parts. First investigations of bending stiffness characteristics for exemplary stem of hip joint endoprosthesis shows influence of material used for stem manufacturing. Three different alloys were examined. Highest value of maximal bending stiffness (in the region of stem neck) was obtained for model of stem manufactured using Co-Cr-Mo alloy. Value of bending stiffness in the same region for stem manufactured using Ti-12Al-6V alloy is almost 45% lower.

Value of bending stiffness for the stem manufactured using Ti-12Mo-6Zr-2Fe alloy is 61% lower than for first stem and 30% lower than for second stem. It should be mentioned that using Ti-12Mo-6Zr-2Fe alloy is still rarely used in modern clinical solution. However, even application of that alloy changes stiffness in the range non-satisfactory from the point of view of implant – bone interactions.

Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám

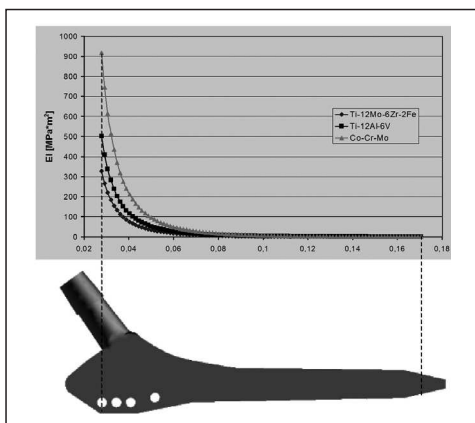


Figure 10. Stiffness characteristics of stem of hip joint endoprosthesis manufactured using various alloys

Similar assumptions come from analysis of results of second part of first stage investigations.

Bending stiffness characteristics for implant – bone complex shows that maximal value of bending stiffness changes when various alloys for stem manufacturing are used. However, shape of characteristic doesn't change, and for every type of alloy values of bending stiffness are significantly higher than for intact bone<sup>2</sup>

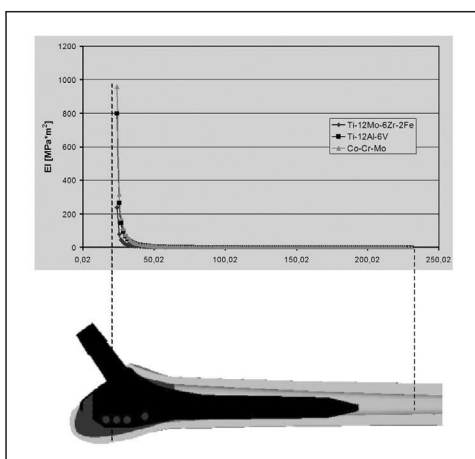


Figure 11. Stiffness characteristics of stem – bone complex

Results clearly show that proper material for stem for implant has significant influence on implant fitting to surrounding tissue environment. On the other hand, results show also that proper implant shaping is necessary to obtain real improvement of implant design. Especially nowadays, when modern manufacturing technologies offer techniques allowing implant shaping in the range, which never existed, new designs of implants, with complete respect to bone – implant interactions in macro scale are necessary.

Results of second stage of investigation show that evaluated stem should be redesigned also from the point of view of shear stress distribution on the external implant surface. In all surface shear strains have values which are safe for development of new tissue – implant surface connections. Only in the upper, medial part of stem surface, some strain concentrations are visible. In that region newly developed connections of bone tissue to implant surface have proper stimulus to growth, but development is disordered by damage of bone tissue coming from shear loading. Considering all components of shear strains along x, y and z axis it can be observed that for proposed load model tissue overloading is complex and connected with distribution of shear strain along all the three axes.

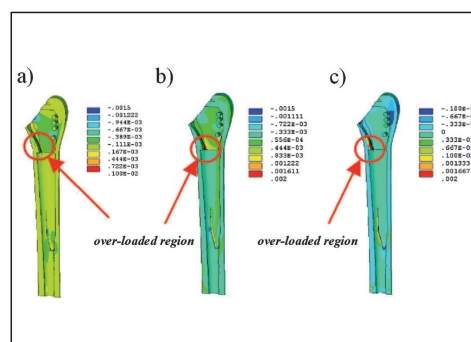


Figure 12. Distribution of shear strains on the external surface of implant (a) along x axis, (b) along y axis, (c) along z axis



Results of third stage of implant analysis show significant differences in bone density distribution for intact bone and bone with implanted stem of hip joint endoprosthesis.

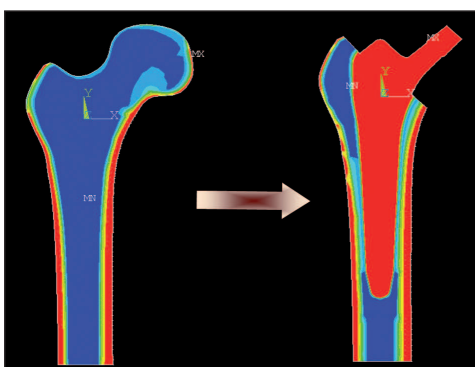


Figure 13. Distribution of bone density in the model of intact bone and in the model of bone with implant (red – maximal value of density, blue – minimal value of density)

In the case of intact bone we can observe well-developed layer of compact bone (red color) in the upper and lower part of analyzed region.

It can be also observed some region of bone tissue in the lower part of femur neck and head with significantly high density values, which is direct response of bone on the loading. In the model of femur with stem of hip joint endoprosthesis we can observe negative bone remodelling in the lower part of stem (bone resorption). Compact bone layer is in this region significantly thinner. In the medial region of stem we can observe well-developed intermediate layer between stem external surface and compact bone layer. We can observe that kind of layer on the medial as well as on the lateral side of stem. In the upper part of stem on the lateral side bone tissue is also well developed, so for first look connection of implant and bone seems to be proper. However, looking closely, we can see

thin sub-layer in the middle of the distance between implant surface and compact bone. Density value for this sub-layer is significantly lower than in the rest part of region. The same effect observed using x-ray examination, in clinical practice is assumed as symptom of implant loosening.

Simulation of trabecular remodelling in the same region shows structure properly developed for load transfer. Structure is highly directed, mostly vertically oriented trabecules can be observed. Some inter-trabecular horizontal connection are also visible, but thinner than vertical trabecules.

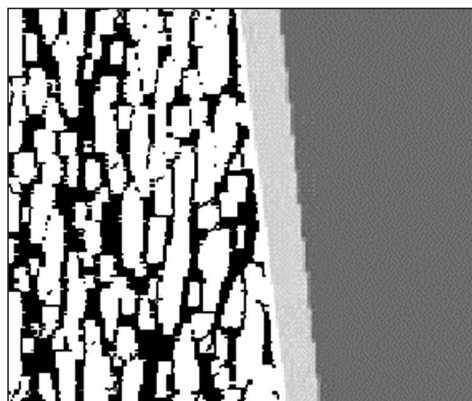


Figure 14. Distribution of cancellous bone trabecules in the region of implant surface

Additionally, only small number of trabecules is directly connected to the surface of implant. The next indication is that the implant in that region should be redesigned, by changing external shape as well as by preparing proper surface layer.

Examination of new sol-gel layers prepared for the surface of implant shows that no cracks or delamination of layer connected with the layer manufacturing exist. That kind of examination was conducted using SEM and ATM microscopy. Evaluation of surface roughness shows proper level of surface unevenness.

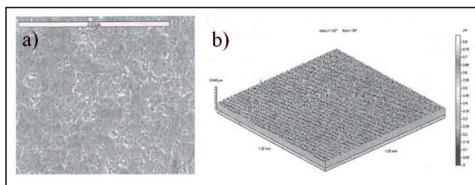


Figure 15. SEM microscopy image of TiO<sub>2</sub> (a), roughness graph of TiO<sub>2</sub> coating (b)

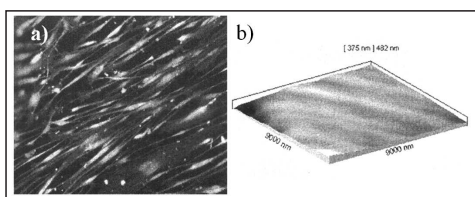


Figure 16. AFM micrograph of TiO<sub>2</sub> coating (a) cells culture-fluorescence (b)

First results of bone cells seeding on sol – gel surfaces also show that application of that kind of surface layers to covering implants can lead to proper development of bone ingrowth process.

## Conclusions

Presented results prove that proper bone – implant interactions can be secured only after consideration of factors influencing on bone ingrowth process in macro and micro scale. Four main factors: stiffness characteristics, shear stress distribution on the external implant surface, changes in density distribution after implantation, trabecular structure development and remodelling and surface layer plays essential role in implant fitting to surrounding tissues environment. It was also shown that existing implants are significantly far from perfect stiffness characteristics. Specially, most often problems of implant – bone interactions occurs in the upper lateral part of hip joint endoprosthesis because of shear stress distribution and in some level negative bone remodelling. There is some probability that development of new surface layer as well as implant re-shaping in that region can lead to the solution of the problem.

## REFERENCES

1. Adachi T, et al. Functional adaptation of cancellous bone in human proximal femur predicted by trabecular surface remodelling simulation toward uniform stress state. *Journal of Biomechanics* 2002;35:1541–51.
2. Bedzinski R. *Biomechanical Engineering: Selected Topics*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej 1997. (in Polish)
3. Bedzinski R. Bone – implant interaction. *Engineering of Biomaterials* 2002;131–6.
4. Bedzinski R, Bernakiewicz M, Scigala K. Biomechanical aspects of artificial joint implantation in a lower limb. *Journal of Theoretical and Applied Mechanics* 1999;37:455–81.
5. Bedzinski R, Scigala K. FEM analysis of strain distribution in tibia bone and relationship between strains and adaptation of bone tissue. *Proceedings of the 2<sup>nd</sup> European Conference on Computational mechanics*; 2001; Krakow, Poland.
6. Bombelli R. *Structure and function of normal and abnormal hips*. Berlin: 1993.
7. Carter D, Beaupère G. *Skeletal function and form*. Cambridge: Cambridge University; 2001.
8. Cowin SC, Hart RT, Balsler JR, Kohn DH. Functional Adaptation in Long Bones: Establishing in vivo Values for Surface remodelling Rate Coefficients. *Journal of Biomechanics* 1985; 18:665–84.
9. Friedman, R. J., et al.: Influence of biomaterial surface texture on bone ingrowth in the rabbit femur. *Journal of Orthopedics Research* 1991; 3:455–64.

10. Frost, H.: A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. *Clinical Orthopedic* 1987; 113–49. Finnish Symposium on Functional sol-Gel Materials; 2005; Wroclaw, Poland.
11. Huiskes, R., Weinans, H. J.: Adaptive bone-remodelling theory applied to prosthetic-design analysis. *Journal of Biomechanics* 1987; 20:1135–49.
12. Maquet, P. G. J.: *Biomechanics of the hip*. Berlin: 1985.
13. Peltola, T.: Improved in vitro reactivity and in vivo tissue response with nanoporous titanium surface. *Conference Materials of the 1<sup>st</sup> Polish–*
14. Tsubota, K., Adachi, T., Tomita, Y.: Functional adaptation of cancellous bone in human proximal femur predicted by trabecular surface remodelling simulation toward uniform stress state. *Journal of Biomechanics* 2002; 35:1541–51.
15. Tsubota, K., Adachi, T.: Spatial and temporal regulation of cancellous bone structure: characterization of a rate equation of trabecular surface remodelling, *Medical Engineering & Physics* 2005;27:305–11.

*This work was supported by Polish Ministry of Science and Higher Education. Grant No. N507 009 31/0275*

Romuald Bedzinski  
Division of Biomedical Engineering and Experimental Mechanics,  
Wroclaw University of Technology  
Lukasiewiczza 7/9 50-371 Wroclaw, Poland  
tel.: (+48) 71 320-27-13

**A Debreceni Egyetem OEC Ortopédiai Klinikája akkreditált,  
kötelezően választható továbbképzési kurzust hirdet  
„A prototípuskészítés sebészi alkalmazási lehetőségei” címmel.**

**Helyszín:** Debreceni Egyetem, Biomechanikai Laboratórium · 4028 Debrecen, Ótemető u. 2-4.

**Időpont:** 2008. október 1.

**A kurzus programja:**

9:00–12:00 A Rapid Prototyping technológia és az orvoslás (Előadó: dr. Csernátony Zoltán egy. docens)

13:00–16:00 3D szerkesztés és nyomtatás orvosi képalkotó eljárások alapján

(Előadó: dr. Csernátony Zoltán egy. docens és Manó Sándor tudományos segédmunkatárs)

**OFTEX-kódszám:** deoec/2008-07/00293

A kurzus teljesítéséért 12 továbbképzési kredit, illetve 0,21 PhD kredit szerezhető.

Jelentkezni a [http://aok.unideb.hu/oktatas/szak\\_cs\\_tovabbkot\\_foly/jellapokottk2007.doc](http://aok.unideb.hu/oktatas/szak_cs_tovabbkot_foly/jellapokottk2007.doc) címről letölthető jelentkezési lap kitöltésével és a Debreceni Egyetem Orvos- és Egészségtudományi Centrum Szak- és Továbbképzési Központoz való eljuttatásával lehet.

Cím: 4012 Debrecen, Nagyerdei krt. 94.

Fax: (+36) 52 424-923

További információk a kurzusról: DEOEC Ortopédiai Klinika · (+36) 52 415-494 · [csz@med.unideb.hu](mailto:csz@med.unideb.hu)

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

## A THORACALIS GERINC PROCESSUS TRANSVERSUSAINAK GEOMETRIAI VIZSGÁLATA

Csernátony Zoltán<sup>1</sup>, Hunya Zsolt<sup>1</sup>, Sikula Judit<sup>2</sup>, Kollár József<sup>2</sup>,  
Molnár Szabolcs<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Debreceni Egyetem Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika

<sup>2</sup> Debreceni Egyetem Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Radiológiai Klinika

<sup>3</sup> Budai Irgalmasrendi Kórház, Ortopédiai Osztály

[csz@mcd.unideb.hu](mailto:csz@mcd.unideb.hu)

### Absztrakt

Munkacsoportunk évek óta foglalkozik a thoracalis gerinc biomechanikájával, kiemelt figyelmet szentelve a fiziológiás gerinc és a scolioticus deformitások sajátosságainak. A műtéti kezelést igénylő gerincdeformitások korrekciója során használt implantátum-rendszerek kiegészítőjeként szükség lehet olyan eszköz használatára, amely a thoracalis gerincszakasz csigolyáin, a processus transversusok bázisán támaszkodik. Összeállítottunk egy olyan kísérlet-sorozatot, amely során a végső célunk az implantátumok tervezéséhez szükséges anatómiai és mechanikai információk gyűjtése, valamint a beültetésre kerülő eszközök megbízhatóságának radiológiai vizsgálómódszerekkel történő preoperatív meghatározása volt. Vizsgálatainkhoz cadaverekből távolítottunk el háti gerincszakaszokat. Az első fázisban a háti csigolyák processus transversusainak anatómiai méreteit vizsgáltuk radiológiai módszerek segítségével. A második részben a computertomographiás (továbbiakban CT) felvételekről meghatározható csontsűrűséget mértük. A vizsgálatok utolsó részeként pedig a processus transversusok (bio)mechanikai ellenálló képességét és annak preoperatív, CT-felvételekkel való megítélhetőségét vizsgáltuk. Jelen közleményünkben az első fázis eredményeit, a thoracalis gerinc processus transversusainak radiológiai vizsgálómódszerekkel meghatározott geometriai paramétereit ismertetjük.

**Kulcsszavak:** thoracalis gerinc; biomechanika; scoliosis; implantátum; processus transversus  
**Keywords:** thoracal spine; biomechanics; scoliosis; implants; processus transversus

### Bevezetés

A scoliosis sebészi kezelésében forradalmi változást jelentett a Cotrel és Dubousset által bevezetett derotációs koncepció, amelyet a róluk elnevezett (továbbiakban CD) implantátum használata során alkalmaztak<sup>1</sup>. Ezt az újítást felhasználva számtalan beültetendő változat jelent meg – fejlesztve ezzel a sebészi technikát és az implantátumgyártást. A műtéti eredmények értékelésekor szignifikáns számú reziduális patológiás rotációt lehetett dokumentálni, amely annak a következménye, hogy a frontális és szagittális görbület reduk-

cója során a relatív rotáció gyakran növekedett<sup>2,3,4,5</sup>. Munkacsoportunk vezetője a CD-rendszerek kiegészítőjeként fejlesztette ki a „CAB” horgot<sup>6,7,8</sup>. A kiegészítő implantátum használata közben, a horgot a thoracalis gerinc csigolyáinak processus transversusaira kell felhelyezni. A beültetendő eszköz biomechanikai tesztelése és az első klinikai tapasztalatok<sup>7</sup> után igény merült fel különböző méretű és geometriájú implantátumok készítésére. Munkánk során célul tűztük ki a háti gerinc processus transversus anatómiai paramétereinek könnyen hozzáférhető radiológiai vizsgálómódszer alapján való meghatározását.

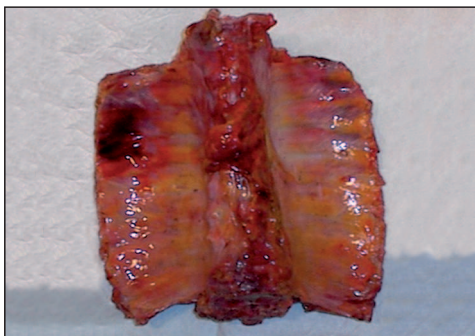
A gerinc morfológiájának radiológiai vizsgálatára számos példát találunk az irodalomban<sup>9,10,11,12</sup>. A gerincszakaszokról készített, hagyományos axiális CT-scaneken a transzverzális síkban, az ezekből előállított rekonstrukciós felvételeken pedig a szagittális síkban vizsgáltuk a processus transversusok méreteit, és megállapítottuk azok szórását.

### Anyag és módszer

Kísérletsorozatunk során összesen 10 db cadaverekből eltávolított háti gerincszakasz processus transversusainak anatómiai paramétereit vizsgáltuk. A preparátumok a teljes thoracalis gerincszakaszból (Th1–12, esetenként a kísérletben fel nem használt C7, illetve L1 csigolyákból), valamint a hozzá tartozó bordacsonkokból álltak (1. ábra). Az idevágó irodalom áttekintése során arra a következtetésre jutottunk, hogy mérési eredményeinket nem befolyásolja a tény, hogy lágyrészekről megfosztott gerincszakaszokkal dolgozunk<sup>13</sup>. Az eltávolítás után a preparátumok egy részét – a mérésorozat egy további fázisának menetét megkönnyítendő – a bordacsonkoktól megfosztottuk, és csigolyapárokra szedtük szét: Th1-2, Th3-4, Th5-6, Th7-8, Th9-10, Th11-12 (2. ábra). A cadaverek átlagéletkora 68 év (25–91) volt, nő:férfi arány 6:4. A minták eltávolítása és preparálása a Debreceni Egye-

tem Patológiai Intézetében és Biomechanikai Laboratóriumában, a Debreceni Egyetem Orvos- és Egészségtudományi Centrum Etikai Bizottságának engedélyével (DOTE RKEB/IKEB – Prot. No. 2099/2003) történtek.

A preparátumok eltávolítása után, azokról computertomographiás rétegvégeleket készítettünk (7 db gerincszakaszt a fent leírt módon csigolyapáronként, 3 db-ot pedig egészben vizualizáltunk). A CT-felvételek elkészítése és az azokon végzett mérések a Debreceni Egyetem Radiológiai Klinikáján történtek. A vizsgálat kivitelezéséhez GE Dual CT-készüléket használtunk. A leképezés során 3 mm rétegvastagságú felvételeket készítettünk, amelyek a csigolyák transzverzális síkú metszeteit reprezentálják. A leképezéskor a csigolyákat a vizsgálóasztalra tett ovális fejtartóban stabilizáltuk (3. ábra). A 7 db szétbontott gerincszakasz esetében minden csigolyapárt külön-külön helyeztünk a vizsgálóasztalra, míg a 3 egészben lévő gerincszakasz esetében a teljes mintát (a teljes thoracalis gerinc mindegyik bordacsonkkal) vizsgáltuk, és – mint az előzőekben – csigolyapáronként készítettünk felvételeket. Ekkor a preparátumot, annak görbülete miatt (fiziológias thoracalis kyphosis) minden „scan” után újra kellett pozicionálni, hogy az adott felvételen a meghatározandó csigolya pontos horizontális síkú metszete legyen látható.

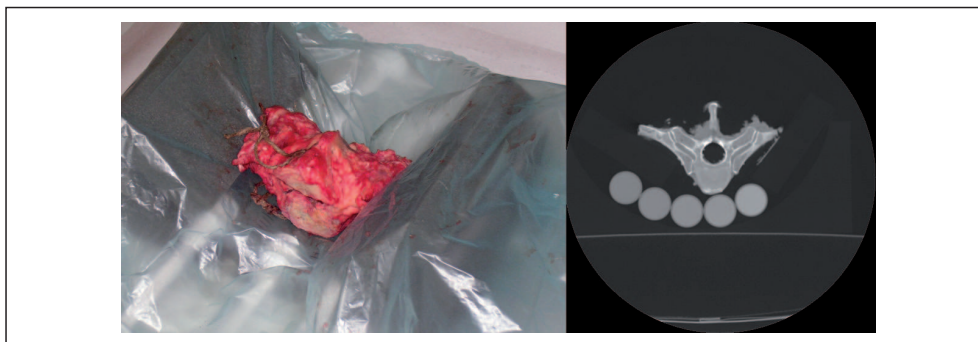


1. ábra. Cadaverekből eltávolított thoracalis gerincszakasz



2. ábra. A cadaverekből eltávolított gerincszakaszok csigolyapárokra bontás után

## Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám



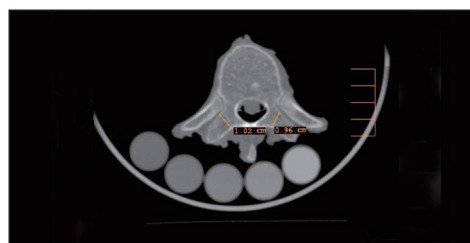
3. ábra. A preparátumok CT-vel való leképezése és az elkészült axiális scan

A következő lépésben az axiális felvételeken egy, a Radiológiai Klinikán a diagnosztikában is gyakran alkalmazott szoftver segítségével meghatároztuk a vizsgált csigolyák processus transversusainak horizontális átmérőjét (4. ábra). Az elkészült felvételek alapján, ugyanezen szoftvert használva szagittális síkú rekonstrukciós képeket készítettünk, és ezeken megmértük a csigolyanyúlványok vertikális átmérőjét is (5. ábra). A mérések során az átmérőket előre meghatározott területen, a processus transversusok tövénél – ahol a korábbiakban említett implantátum rögzül – vizsgáltuk. Az adatokat táblázatba foglaltuk, grafikonon ábrázoltuk és statisztikai elemzéseket végeztünk.

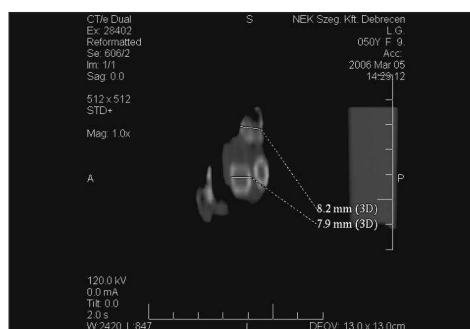
## Eredmények

Összesen 120 thoracalis csigolya (10 thoracalis gerincen Th1–12 között) 240 processus transversusának vizsgálatára volt lehetőségünk. Az eltávolítás során történő sérülés, illetve a rekonstrukció hibahatára miatt 443 értékelhető mérési eredményt (218 vertikális és 225 horizontális átmérő) kaptunk. A vertikális átmérők 7,4 és 18 mm között változtak. Csigolyánkénti átlagukat az 1. grafikonon szemlélteti. A Th1 és 11 közötti csigolyáknál 18, 19 vagy 20 eredmény állt rendelkezésünkre, a 12-es háti csigolyánál csak 7. Ennek oka a Th-12 rövid, vastag nyúlványainak sérülékeny-

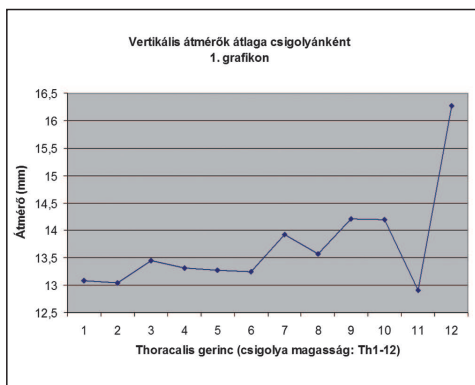
sége. Látható, hogy ezen átlagok nagy része 13 és 14 mm között mozog (12,9–14,2 mm-ig). A vertikális átmérők eloszlását a 2. grafikonon ábrázolja. A leggyakrabban előforduló átmérők: 12,5 mm-től 15,5 mm-ig a teljes halmaz 66%-át teszik ki. Amennyiben a legkisebb vertikális átmérőtől vizsgáljuk, 15,5 mm-es nagyságig az összes átmérő 88,5%-a található ebben a csoportban.



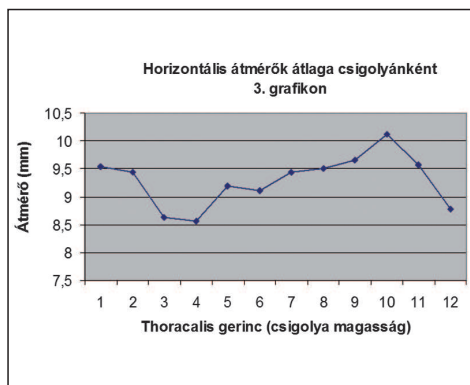
4. ábra. A processus transversusok horizontális átmérőjének meghatározása



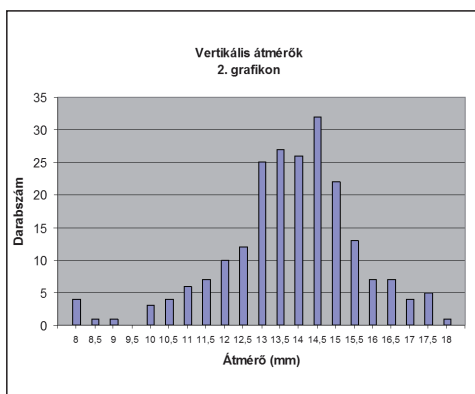
5. ábra. Szagittális rekonstrukciós CT-kép és a csigolyanyúlványok vertikális átmérőjének mérése



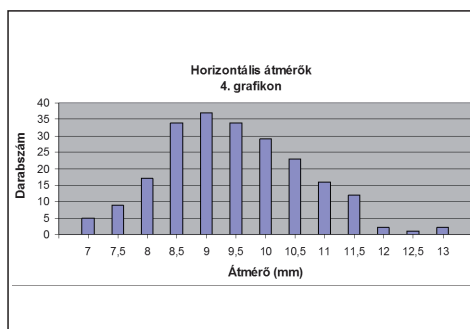
1. grafikon. Vertikális átmérők átlaga csigolyánként



3. grafikon. Horizontális átmérők átlaga csigolyánként



2. grafikon. A csigolyák számának eloszlása a vertikális átmérőjük alapján



4. grafikon. A csigolyák számának eloszlása a horizontális átmérőjük alapján

A horizontális átmérők 6,7 és 12,8 mm között változtak. Csigolyánkénti átlagukat a 3. grafikon szemlélteti. A Th1 és 11 közötti csigolyáknál 18, 19 vagy 20 eredmény állt rendelkezésünkre, a 12-es háti csigolyánál csak 11. Ennek oka szintén az alsó thoracalis csigolyanyúlványok sérülékenysége. Látható, hogy ezen átlagok 8,5 és 10 mm között mozognak (8,55–10,115 mm-ig). A horizontális átmérők eloszlását a 4. grafikon ábrázolja. A leggyakrabban előforduló átmérők: 8,5 mm-től 11,5 mm-ig a teljes halmaz 82%-át teszik ki. Amennyiben a legkisebb horizontális átmérőtől vizsgáljuk, 11,5 mm-es nagyságig az összes átmérő 96%-a található ebben a csoportban.

## Összefoglalás

A thoracalis gerinc biomechanikája rendkívül összetett és nehezen modellezhető. A műtéti kezelést igénylő gerincdeformitások korrekciója kiemelt jelentőséggel bír a test harmóniájának, egyensúlyának, esztétikájának helyreállítása, valamint a műtéttel kapcsolatos nehézségek (nagy mennyiségű implantátum, kiterjedt feltárás) miatt. Az alkalmazott implantátumrendszerek az elmúlt évtizedekben dinamikus fejlődésen mentek keresztül, ugyanakkor a thoraco-lumbalis régió összetett biomechanikai működése miatt számos buktatóval rendelkeznek<sup>14</sup>. Ezen implantátumok kiegészítőjeként szükséges lehet olyan

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

eszköz használata, amely a thoracalis gerincszakasz csigolyáin, a processus transversusok bázisán támaszkodik. Összeállítottunk egy három fázisból álló kísérletsorozatot, amely során könnyen hozzáférhető radiológiai módszer segítségével meghatároztuk a háti csigolyák processus transversusainak átlagos anatómiai méreteit (1. fázis), majd a CT-felvételekről meghatározható csontsűrűséget mértük (2. fázis) és a vizsgálatok utolsó részeként a processus transversusok biomechanikai ellenállóképességét és annak preoperatív, computertomographiás felvételekkel való megítélhetőségét vizsgáltuk (3. fázis). A mérések végső célja az implantátumok tervezéséhez szükséges anatómiai és mechanikai információk gyűjtése, valamint a beültetésre kerülő eszközök megbízhatóságának radiológiai vizsgálómódszerekkel történő preoperatív meghatározása volt. Jelen közleményünkben az első fázis – a thoracalis gerinc processus transversusainak CT-vel történő geometriai vizsgálatáról számoltunk be. A radiológiai mérési eredményekből azt a következtetést vonhatjuk le, hogy a processus transversusok verti-

kális és horizontális átmérői egy jól meghatározott tartományba esnek. A legegyszerűbb esetben vertikálisan 15,5 mm-es – tehát minden, tőle kisebb átmérőre jó –, horizontálisan pedig 11,5 mm-es „horog” a betegek 88,5, illetve 96%-ban alkalmazható. Amennyiben a későbbiekben ennél nagyobb pontosságot várunk el, a méretezésnél szóba jövő maximális implantátumszám a következő módon alakulhat: a vertikális értékek alapján 12,5 és 15,5 mm közötti tartományt nézve, ahol az esetek 66%-át találjuk meg – a legprecízebb méretkülönbséget (1 mm) választva is legfeljebb 3 implantátum méretre van/lehet szükség. Ugyanezt a logikai menetet követve a horizontális átmérőknél 8,5 és 11,5 mm között – ahol az esetek 82%-a található – szintén 3 mérettartományt kell a gyártásnál megkülönböztetni. Vagyis a legaprólékosabb tervezést figyelembe véve is maximum  $3 \times 3 = 9$  implantátum sorozattal kell rendelkezünk. Ezen eredmények felhasználásával lehetőség van az eszközök sorozatgyártására, valamint műtét előtt készített CT-felvételek alapján a megfelelő implantátum kiválasztására.

## Köszönetnyilvánítás

A szerzők ezúton szeretnék kifejezni köszönetüket a Debreceni Egyetem Radiológiai Klinika munkatársainak a CT-felvételek készítésében végzett segítségükért, valamint a Pathológiai Intézet munkatársainak a cadaver tanulmányokban nyújtott részvételükért.

## IRODALOM

1. Cotrel Y, Dubousset J. Nouvelle technique d'ostéosynthèse rachidienne segmentaire par voie postérieure. Rev Chir Orthop 1984; 70:489–94.
2. Dubousset J. Assessment of the rotational deformity. In: Canadell J, Forriol F, Cara JA, editors. Idiopathic scoliosis update. Basic research and clinical concepts. Pamplona: University of Navarra, Medical School Pamplona; 1991. p. 311–6.
3. Krismer M, Bauer R, Sterzinger W. Scoliosis correction by Cotrel-Dubousset instrumentation. The effect of derotation and three dimensional correction. Spine 1992;17 Suppl 8:263–9.
4. Csernátóy Z, Gáspár L, Benkő K, Fekete Zs, Soós P, Nyulasi T, et al. Experimental studies for the surgical correction and fixation of dorsal spine deformities. Acta Chir Hung 1997; 36:51–3.



5. Csernátóy Z, Szepesi K, Gáspár L, Kiss L. Contradictions of derotation in scoliosis surgery using the CD principle. *Medical Hypotheses* 2002;58(6):498–502.
6. Csernátóy Z. Egy új típusú háti implantátum, a „CAB” kifejlesztése a scoliosis hátsó behatolásból végzett műtéti kezeléséhez [PhD thesis]. Debrecen: Debreceni Orvostudományi Egyetem; 1999.
7. Csernátóy Z, Fekete Zs, Soós P, Nyulasi T, Gáspár L. A háti szakasz scoliosisának módosított instrumentálása. Első klinikai tapasztalatok a CAB horgok alkalmazásával. *Magyar Traumat Ortop* 1999;42:42–6.
8. Csernátóy Z, Goodship A, Szepesi K, Jónás Z, Gáspár L, Benkő K, et al. A complementary thoracic implant for the surgical correction of the scoliotic curve. A preliminary report. *Eur J Orthop Traumatol* 2001;11:85–9.
9. Landry C, De Guise JA, Dansereau J, Labelle H, Skalli W, Zeller R, et al. Computer graphic analysis of the three-dimensional deformities of scoliotic vertebrae. *Ann Chir* 1997;51(8):868–74.
10. Panjabi MM, Takata K, Goel V, Federico D, Oxland T, Duranceau J, Krag M. Thoracic human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine* 1991;16(8):888–901.
11. Kothe R, O'Holleran JD, Liu W, Panjabi MM. Internal architecture of the thoracic pedicle. An anatomic study. *Spine* 1996;21(3):264–70.
12. Panjabi MM, Shin EK, Chen NC, Wang JL. Internal morphology of human cervical pedicles. *Spine* 2000;25(10):1197–205.
13. Lee S, Harris KG, Nassif J, Goel VK, Clark CR. In vivo kinematics of the cervical spine. Part I: Development of a roentgen stereophotogrammetric technique using metallic markers and assessment of its accuracy. *J Spinal Disord* 1993;6(6):522–34.
14. Molnár Sz, Manó S, Kiss L, Csernátóy Z. Ex vivo and in vitro determination of the axial rotational axis of the human thoracic spine. *Spine* 2006;31(26):E984–E991

*A szerzők kijelentik, hogy a kísérletsorozat a hatályos magyar jogszabályoknak megfelelően, a Debreceni Egyetem Orvos- és Egészségtudományi Centrum Etikai Bizottságának engedélyével (DOTE RKEB/IKEB - Prot. No. 2099/2003) történt.*

*A kísérletek megvalósítása során a szerzők semmiféle anyagi támogatásban nem részesültek.*

Csernátóy Zoltán

Debreceni Egyetem Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika

4012 Debrecen, Nagyerdei krt. 98.

Tel.: (+36) 52 415-494

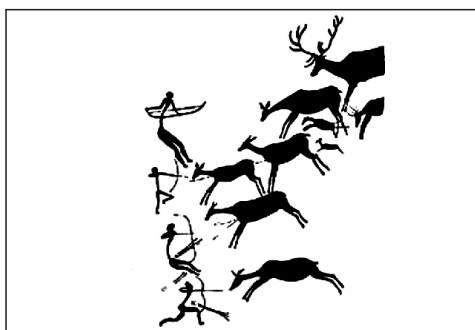
## AZ ORVOSI BIOMECHANIKA TÖRTÉNETE

Csernátóy Zoltán

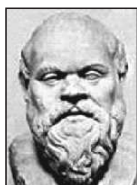
Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika

[csz@med.unideb.hu](mailto:csz@med.unideb.hu)

Akár tanítás, akár díszítés céljából készültek is, a barlangrajzok valahol a normál mozgások, mozgássorozatok iránti érdeklődés mutatói. A mozgások tanulmányozása ezek szerint egész az ősidőkre tekint vissza.



Barlangrajz az Altamira-barlangból



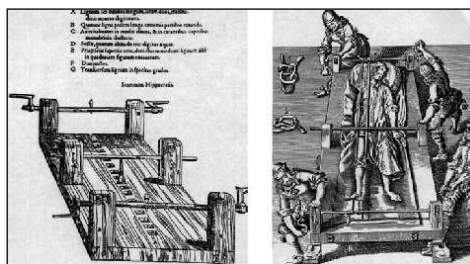
Szókratész

A tudományok történetének vizsgálatakor rendszerint az ókori görögökig jutunk vissza. Így van ez a biomechanika esetében is. Mint **Szókratész** (Kr. e. 470–399) tanította már 2400 évvel ezelőtt, nem érthetjük meg a környező világot, amíg nem ismerjük meg saját természetünket.



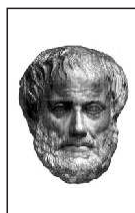
Hippokratész

Már az orvoslás atyja, **Hippokratész** (Kr. e. 460–377) behatóan foglalkozott többek között a csonttörések és ficamok kezelésével is, és számos elmés mechanikus repozíciós, korrekciós és rögzítő szerkezetet alkalmazott, amelyek mögött feltétlenül komoly biomechanikai ismereteknek kellett állniuk.



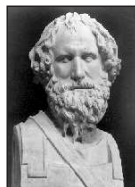
Hippokratész scammonja.

Bizonyos elemeiben napjainkban is korszerű szemléletet mutat a törések repozíciójában



Arisztotelész

Magának a kineziológiának, a mozgások tudományának (kinein [gr]=mozogni, logos [gr]=tudomány, értekezés) az eredete is visszakövethető az ókorig. Általánosan elfogadott nézet szerint a kineziológia atyja **Arisztotelész** (Kr. e. 384–322). Ezt megalapozó műveiben (*Az állatok részei*, *Az állatok mozgásai*, *Az állatok előrehaladása*) leírta az izmok működését, és elsőként végezte el geometriai analízisüket. Ugyancsak elsőként vizsgálta az emberi mozgást, amit mint „a rotációs mozgások translációs átalakulását” határozott meg.



Arkhimédész

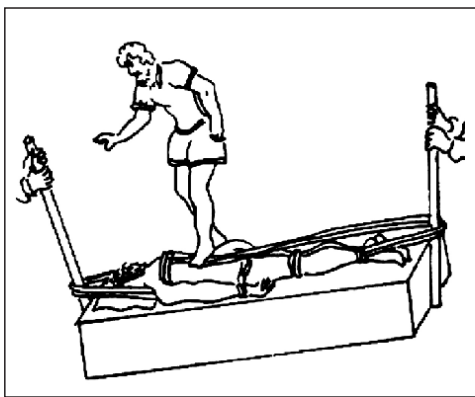
**Arkhimédész** (Kr. e. 287–212) a vízben lebegő testekkel kapcsolatos hidrosztatikai nyomást határozta meg, de már foglalkoztatták a súlypontmeghatározás és a felhajtóerő kérdései is. Őt tartják az elméleti mechanika megalapítójának.



Galenus

A római **Galenus** (Kr. u. 131–201) anatómus, Marcus Aurelius császár orvosa *De motu musculorum* (*Az izmok mozgásairól*) című munkájában már különbséget tett mozgató és érző idegek, agonista és antagonist izmok között, leírta az izomtónust és olyan fogalmakat vezetett be, mint diarthrosis és synarthrosis.

Tanításai szerint az izomkontrakciókat az váltja ki, hogy állati lelkek vándorolnak az agyból az idegeken keresztül az izmokba. A pergamon gladiátorok orvosi felügyeletét is ő látta el, így az első sportorvosként, fenti művét az első sportorvosi könyvként, és mindezekből következően személyét a sportorvoslás atyjaként is tekintik. De gyakorló orvosként is maradandót alkotott. Nevéhez fűződik a scoliosis (gerincferdülés) elnevezése, ami a scoliosis  $\sigma\chi\omicron\lambda\iota\omicron\varsigma$  (=kanyargós) görög szóra vezethető vissza. A scoliosis esetében ekkor még a jelentős bordapúp eltüntetésének az óhaja vezette mind a beteget, mind a kezelőorvost. Galenus scoliosis kezelési módszere jól tükrözi ezt a mechanisztikus megközelítési módot.



Galenus scoliosis korrekciós technikájában – ugyanúgy, mint napjainkban is – már jelen vannak az elongáció és derotáció motívumai

### *Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

Galenus tanításainak hallatlan nagy hatását mutatja, hogy ezt követően hosszú évszázadokig nem született hasonló mű sem az anatómia, sem a biomechanika területén.

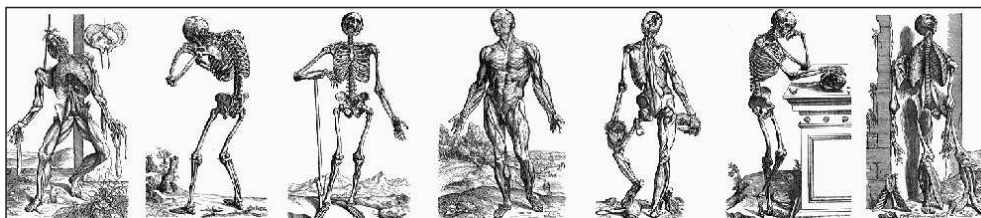


da Vinci

A kineziológia és az anatómia egész a XV. századig gyakorlatilag változatlanul a helyenként misztikus galenusi tanulmányok alapján nyugodott, amikor is **Leonardo da Vinci** (1452–1519), a művész-mérnök-tudós, az emberi és állati test felépítését titokban végzett boncolásai során vizsgálta.

Munkája során a csontokat és az izmokat betűjelzésekkel látta el, és ezekről művészi értékű, ugyanakkor tudományos igényű ábrákat készített. Egy idő után azonban már nem elégtették ki a boncolással nyerhető ismeretek, és a mozgásszervek működésének kérdései felé fordult. Foglalkoztatták a súlypont és az egyensúly kérdései is. Vizsgálta a test mechanikáját állás, ülésből felállás, vízszintes talajon történő járás, illetve hegyre fel- és hegyről lemenet és ugrás közben. A különböző izmok hatásának és együttműködésének eredményeit a csontvázra az izomereedésnek és -tapadásnak megfelelően felerősített kötelekkel demonstrálta. Különösen a gerinc működése érdekelte. Ő adta a gerinc első helytálló leírását mind a struktúráját, mind a statikáját illetően. Befejezetlen művében, *De Figura Humana* (*Emberi ábrák*) programként hirdeti meg mechanikai szemléletét. Mint írja: „*A mechanika tudománya a legnemesebb és mindenek felett a leghasznosabb, látványosan minden élő test általa végzi mozgásait.*” da Vinci munkásságának sok részlete sokáig nem került nyilvánosságra, így értékének megfelelő hatást sem gyakorolhatott kora tudományára.

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*



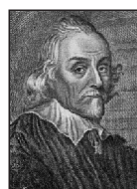
Ábrák Vesalius művéből



Vesalius

**Andreas Vesalius** (1514–1564) is munkásságának egy komoly fejezetét szentelte az emberi szervezet funkcionális szemléletű anatómiai megismerésének. Fő művében *De Humani Corporis Fabrica (Az emberi test felépítéséről)* több, a Galenus munkáiban talált hibát javított ki.

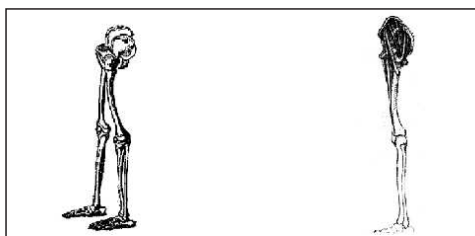
1638-ban írt *Két új tudomány* című könyvének alcímében használta először a *mechanika* szót az erő, a mozgás és az ellenállás leírására. A biomechanikára kifejtett hatása személyes eredményein túl tanítványai munkásságán keresztül is érződött.



Harvey

**William Harvey** (1578–1657), aki Páduában volt hallgatója Galilei híres előadásainak, 1615-ben alkotta meg a vérkeringésről alkotott tézisét, amit aztán 1628-ban demonstrált híres kísérletében.

Ugyanakkor elhíresült hibás medenceábrázolása épp a biomechanikai szemlélet hiányának kedvelt példája.

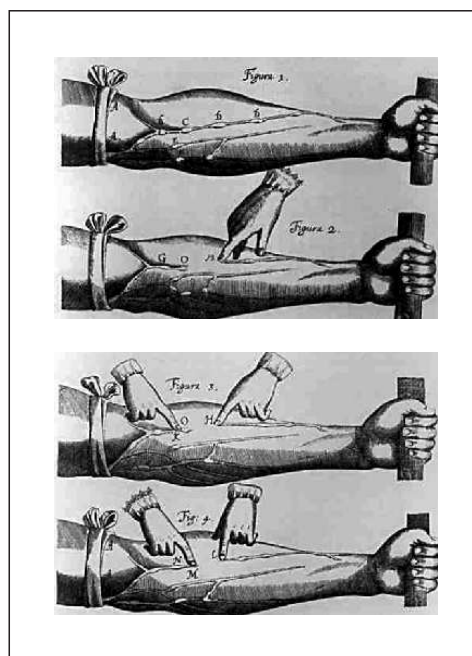


Vesalius elhíresült helytelen és da Vinci helyes medencestatika ábrázolása



Galilei

**Galileo Galilei** (1564–1642) orvostanhallgatóként kezdte pályafutását. Munkássága révén először vált lehetővé fizikai események matematikai leírása, ami többek között a kineziológia tudományos továbbfejlődésének is az egyik záloga volt. Az emberek pulzusszámát például az ingamozgások szabályosságára alapozva az inga hosszának mértékében határozta meg.



Harvey ábrái a vérkeringés tényének bizonyítására

Ebben felhasználta Galilei ingás pulzusszámlálási módszerét is. Ő bizonyította be elsőként, hogy a vér a kamrát csak egy irányban hagyhatja el. Számításai szerint a szív térfogatkapacitása mintegy 2 uncia, így ha a szív percenként  $72 \times$  ürít vért, akkor óránként  $2 \times 72 \times 60$  uncia = 234 kg tömegű vért lök ki magából. Arra keresve a választ, hogy honnan jöhet és hova mehet ilyen tömegű vér, rájött, hogy a vér kering, és ennek motorja a szív. Elképzelése szerint a szív szerepe átadni a vérnek a benne lévő természetes meleget és életerőt.



Descartes

**René Descartes** (1596–1651) 1675-ben megjelent *Tractus Homine et de Formatione Foetus* (Az emberi szervezet és a foetus képződéséről) című munkájában a testet egy Isten keze által készített gépnek tekintette, és állította, hogy éppen ezért a mechanika módszerei alkalmasak a tanulmányozására.



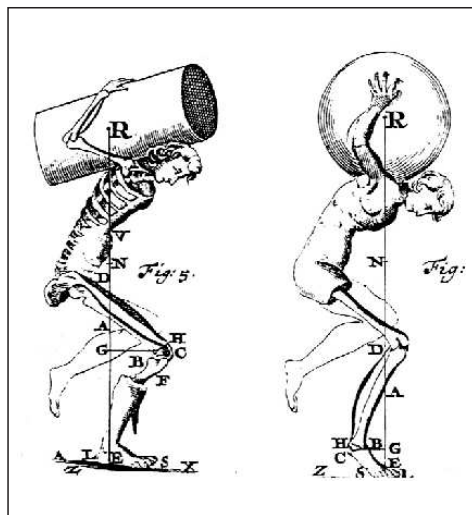
Descartes szellemében,  
de nem általa készített ábra az élő szervezetről



Borelli

**Giovanni Alfonso Borelli** (1608–1679) olasz orvos-matematikus-csillagász, Galilei barátja volt. 1673-ban megjelent könyve, *De Motu Animalium* (Az állatok mozgásáról) az első szisztematikus kísérlet az állatok és az ember mozgásának mechanika szemléltető analizisére.

Így mondhatjuk, hogy ez tekinthető az első ismert biomechanikai indíttatású műnek. Az izomműködés és a test dinamikájának tisztázásában úttörő szerepe volt. Így természetesen az ő munkájában is megjelent az emberi test súlypontjának meghatározása.



Borelli már a munkavégző ember  
mechanikai elemzésére is vállalkozott

A súlypontmeghatározáshoz méréseket végzett: meztelen férfiakat kötözött egy deszkához, amit aztán egy késélen addig helyezgetett, míg megtalálta az egyensúlyi helyzetet. Foglalkozott a szív és a belek mozgásaival is. Úttörő szerepe mellett rendkívül haladó szemléletét is meg kell említeni: a funkció megértésében támaszkodik az állatvilág biomechanikai elemzésére, és az embert mint munkavégző lényt is elemzésnek veti alá. Ezzel mintegy a munkaegészségtan alapjait is lerakta.



Grimaldi

Az olasz jezsuita **Francesco Maria Grimaldi** (1618–1661) elsőként számolt be az izomkontrakció során észlelhető hangjelenségekről. Ilyen vizsgálatokat aztán legközelebb 300 évvel később végeztek!

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

**William Croone** (1633–1684) az agy és a kontraháló izmok közötti jeladást vizsgálta. *De Ratione Motus Musculorum (Az izmok működéséről)* írása az egyik korai komoly munka az izomműködéssel kapcsolatban. Ennek kapcsán már évente rendeztek Angliában izomélettani előadásokat.



Newton

**Isaac Newton** (1642–1727) *Principia mathematica philosophiae naturalis (A természet filozófiájának matematikai princípiuma)* című művében lerakta a modern dinamika alapjait. Három törvénye,

amelyekben az erőhatásokat és azok kölcsönösségét írja le, természetesen a kineziológia további fejlődését is alapvetően meghatározta.

**I. Minden test megtartja nyugalmi állapotát vagy egyenes vonalú egyenletes mozgását, míg egy másik erő ennek megváltoztatására nem kényszeríti.**

**II. A mozgás változása arányos a beható erővel, és irányba a behatás irányával megegyező.**

**III. Két test egymásra hatásakor mindig azonos nagyságú, de ellentétes irányú erők lépnek fel.**

A három törvényt jól demonstrálja a diszkoszvető példája: amíg forog a koronggal, erősen kell fognia, hogy el ne szabaduljon a kezéből, így olyan erővel fogja, amilyen erőt az a kézre gyakorol (III. törvény). Elengedés után megszűnik a centripetális erő, és a diszkosz egyenes vonalú mozgással folytatja útját az azt elindító erő arányában (II. törvény). A megtett távolságot befolyásolja a gravitáció, a sebesség és minden további olyan tényező, ami az egyenes vonalú egyenletes mozgást módosítja (I. törvény).

Ezen túlmenően Newton alkotta meg az erővektorok parallelogramma szabály szerinti összegzésének módszerét is. A biomechanikában a vektorok összegzésének nagy jelen-

tősége van, mint pl. az izmok hatásmechanizmusának számításakor, figyelembe véve, hogy vannak azonos helyen eredő, de különböző helyeken tapadó és különböző helyeken eredő, de azonos helyen tapadó izmok is.

Bár később az einsteini világnézet bizonyosságot adta, hogy a newtoni világnézet szigorúan csak abban a kapcsolatrendszerben alkalmazható, amelyekben keletkezett, de a kineziológia számára ettől függetlenül mind a mai napig tökéletes rendszert képez.



Stensen

**Niels Stensen** (1648–1686) szenzációs felfedezése volt, hogy a szív tulajdonképpen egy izom, és nem a természetes melegség és az életerő központja. Korszakalkotó művével, *Elementorum Myologiae Specium (A fajok izomtanának alapjai)* lefektette az izommechanika alapjait.

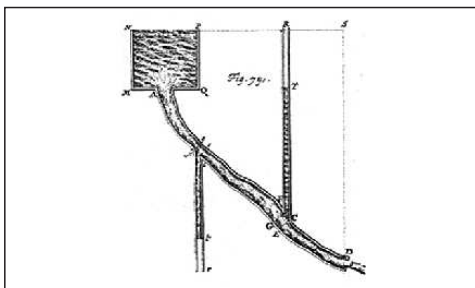
Ebben az izmokat kis motoros rostok együtteseként tekinti, az izomfelépítésben pedig felismeri, hogy az izmoknak csak a középső része húzódik össze, a két tapadásra szolgáló végük nem. Megállapítja, hogy a rövidülés az izomrostok kontrakciójából adódik, és az izomállomány mennyiségi változásával nem jár.



Bernoulli

**Johann Bernoulli** (1667–1748) korának kiemelkedő tudósa mind orvosi, mind matematikai tanulmányokat folytatott. Orvosi értekezését a fermentációról írta, de foglalkoztatták a deriválás és az integrálás kérdései is. A folya-

dékok áramlási sebessége és nyomása közötti összefüggés törvényét is ő alkotta meg. Próbálkozott az emberi munkavégzés optimális mennyiségének meghatározásával is a kifejlesztett erő, a sebesség és az idő függvényében.



A Bernoulli-törvény demonstrációjának eredeti ábrázolása

**James Keill** (1674–1719) *An account of animal secretion, the amount of blood in the human body, and muscular motion* című művében megszámlolta, hogy melyik izomban hány izomrost található, és megállapította, hogy izomkontrakció során mindegyik rost kerek keresztmetszetű lesz és rövidül. Hibásan azonban arra a következtetésre jutott, hogy egyik izom sem rövidülhet hosszának harmadánál kevessebbre.



Euler

A svájci matematikus, fizikus és csillagász, **Leonhard Euler** (1707–1783) az oszlopok mechanikai modellezésén keresztül a gerinc stabilitásával kapcsolatban tett máig is érvényes megállapításokat. Bevezette a kritikus terhelés fogalmát, ami után az oszlop (gerinc) összeomlik.



Whytt

1740 körül az élettanászokat lázba hozta a felismerés, hogy elektromossággal az izmokat ingerelni lehet. **Robert Whytt** (1714–1766) betegek elektromos kezelésével szerzett klinikai tapasztalatokról számolt be. Az „életerő” és az „állati lélek” helyett már „állati elektromosságról” kezdtek beszélni és ebben látták az izomműködés kiváló tényezőjét.

**John Hunter** (1728–1793) gyűjtötte össze és szintetizálta az anatómusok és élettanászok izomműködéssel kapcsolatos addigi eredményeit. Munkáját, mint a XVIII. század tudományos izomélettani összefoglalóját tekinthetjük. Részletesen foglalkozott az izmok alakjával, felépítésével és ingerelhetőségével is.



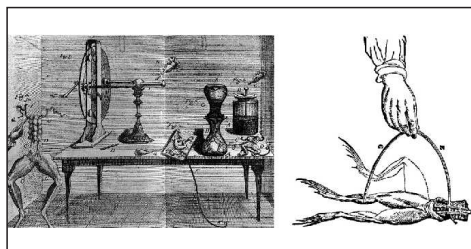
Coulomb

**Charles Augustin de Coulomb** (1736–1806) azon túl, hogy a fizika számos területén nagyot alkotott, szintén foglalkozott az emberi test mechanikai és energetikai kérdéseivel. Ugyancsak az ő egyszerű és elegáns kísérletének köszönhetően vált először lehetővé minimális erő mérése terhelés mellett felfüggesztett selyem- és hajszálak torziójából származó erők segítségével.



Galvani

**Luigi Galvani** (1737–1798) békacombokon próbálta vizsgálni a légköri elektromosság hatását. A drótra felfűzött combokhoz szikével hozzáérve azok kontrakcióját tapasztalta. 1791-ben publikált műve *De Viribus Electricitatis in motu musculari commentarius* (Kommentár az elektromosság izommozgásra gyakorolt hatásáról) az első világos állítás az izommozgás és az idegingerület elektromos természetét illetően. Munkássága révén Galvanit tekintjük az experimentális neurológia atyjának.



Galvani híres békakísérletei

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

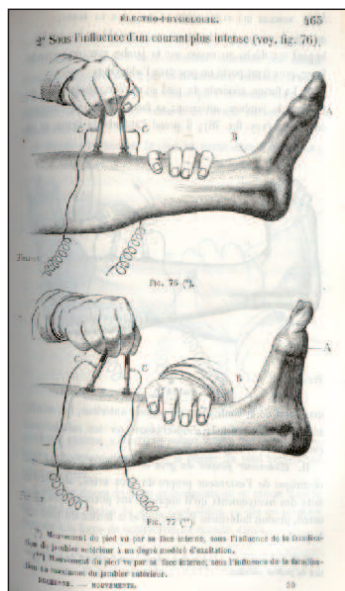
Bichat

Az anatómia oktatása egészen **Marie Francois Xavier Bichat** (1771–1802) koráig a régi korokban lefektetett dogmák alapján történt. Bichat kísérleti munkássága révén indult meg a modern anatómia fejlődése. Ő ismerte fel, hogy a különböző szervek különböző szövetekből épülnek fel. A synovialis membránt is ő írta le elsőként. Őt tekintjük a funkcionális anatómia, a leíró élettan és pathológia megalapítójának.



Duchenne

Elragadtatva az elektromos stimulációban rejlő lehetőségektől, **Guillaume Benjamin Amand Duchenne** (1806–1875) kísérletekbe kezdett az egyes izmoknak a mozgások létrehozásában játszott szerepének tisztázására. Felismerte, hogy izolált izomkontrakció a természetben nem fordul elő. Eredményeit a *Physiologie des mouvements (A mozgások élettana)* című művében összegezte.

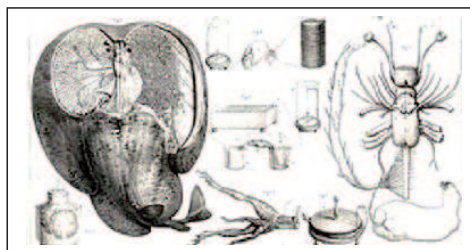


Ábra Duchenne könyvéből



Matteucci

**Carlo Matteucci** (1811–1868) az elektrosztatika, az elektrodinamika és az elektrofiziológia területén ért el figyelemre méltó eredményeket. Galvani munkásságát folytatva sikerült bizonyítania, hogy a sérült szövetek elektromosságot termelnek, és ilyen sérült sebeket elektromosan sorba kötve nagyobb feszültséget kapunk. Feltételezte, hogy az állati szervezetekben van egy „disequilibriumot létrehozó szerv”. Ezt az elektromosságot nem tartotta összefüggőnek a központi idegrendszerrel. Béká preparátumot használt, amit „*béka-reoszkóp*”-nak nevezett, amiben a béka átvágott idege elektromos szenzorként szolgált, és az izom rángása volt a vizuális bizonyíték az elektromosságra. A békának – Galvani nagy felfedezettjének – a sorsa ezzel végleg megpecsételődött és évszázadokra a tudomány nagy mártírjává vált.



Matteucci béka-reoszkópja



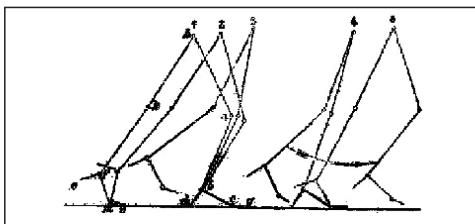
DuBois-Reymond

Az állati elektromosság egyszerűen az egyik leginkább kutatott témává vált. A kérdés legnagyobb kutatója **Emil DuBois-Reymond** (1818–1896) volt, aki munkásságával lefektette a modern elektrofiziológiát. 1848-ban demonstrálta az idegek akciós potenciálját, és 1849-ben EMG-vizsgálatot végzett. Foglalkozott az agy-lélek kapcsolattal is.



Bár a helyváltoztatás modern koncepciója Borellitől származik, a Weber testvérek: **Ernst Heinrich Weber** (1795–1878), **Wilhelm Eduard Weber** (1804–1891) és **Eduard Friedrich Wilhelm Weber** (1806–1871) munkásságáig kevés előrehaladás történt ezen a téren. 1836-ban írott *Die Mechanik der Menschlichen Gerwerkzeuge* (Az emberi mozgásrendszer mechanikája) címen megjelent művükben pusztán megfigyelések révén szilárdan megalapozták az izomműködéssel kapcsolatos tudományos kutatómunkát. Mindamellet tévesen úgy képzeltek, hogy az emberi test felegyenesedett helyzetének megtartásáért alapvetően a szalagok feszülése felelős, amihez csak minimális izomműködés szükséges, vagy még az sem. Elképzelésük szerint járás és futás közben az alsó végtagok előrelendülése a gravitációnak köszönhető ingamozgás, a felsőtest pedig dől előre, és azért nem esünk orra, mert az előrelelendült végtagra helyeződik a súlyunk.

Ugyanakkor számos helytálló megállapítást tettek a testtömegközéppont helyzetének járás közbeni változásáról, illetve a hosszú csöves csontok, mint erőkarok szerepéről a végtagok mozgásai során. Elsők között foglalkoztak a járás, futás, ugrás analízisével.



A Weber testvérek járásanalízise a lépés fő fázisainak pontos értelmezését adja



Darwin

**Charles Darwin** (1809–1882) 1859-ben publikálta *The origin of the species* című munkáját, ami forradalmian átalakította az emberi testről alkotott véleményeket. Az embert „egy

korábbi létező forma módosult leszármazottjaként” tekintve elmélete alapján a kineziológia számos kérdésére sikerült magától értetődő választ találni.

Szemben a korábbi spekulatív és indirekt eljárásokkal, **E. Harless** direkt módon próbálta az egyes testszegmentumok paramétereit meghatározni, és munkáját kiterjesztette a testtömegközéppont axiális tengely mentén történő elmozdulásának meghatározására is. Eredményeiről a Bajor Királyi Akadémián számolt be 1860-ban. Kísérleteit két kivégzett bűnöző 18 darabra vágott tetemén végezte. A nagyízületeket a forgástengelyen átfektethető síkokban vágta fel. A test átlagos sűrűségét  $1,066 \text{ g/cm}^3$ -ben határozta meg. Későbbi kísérleteiben bizonyította, hogy ez nagy ingadozásokat mutathat az életkor és a nem függvényében.

Ebből a korból számos egyéb példa is van arra vonatkozólag, hogy egyes kutatók az igazságszolgáltatás oldalvizein is igyekeztek minél több tudományos ismeretet szerezni. **A. M. Paterson** 1890-ben elsőként írta le a nyaki csigolyák sérülési mechanizmusát áll alatti csomóval végzett akasztás esetén. Az általa vizsgált személyeknél a C2 pediculusi törtek, a ligamentum longitudinale anterius és posterius elszakadt, és a hátsó ív caudal felé mozdult.



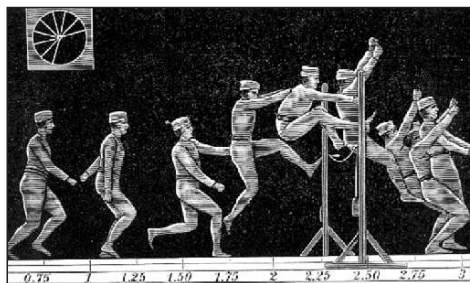
Houghton

A gerinces állatok mozgásával foglalkozó tudósok közül kiemelkedett **Samuel Houghton** (1821–1897), aki számos munkájával (*Outlines of a new theory of muscular function*, *Notes of animal mechanics* stb.) nagyban hozzájárult a biomechanikai és kineziológiai ismeretek gyarapodásához. A vizsgálati módszerek azonban ebben a korban még hiányosak voltak: nem volt lehetőség a mozgások kronológiai elemzésére.

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

Daguerre

Az 1837-ben **Louis Jacques Mandé Daguerre** (1787–1851) által kidolgozott fotográfia lehetővé tette a mozgások pontos képi rögzítését. A fejlődésnek indult fényképezési eljárások aztán új utakat nyitottak meg a kísérletek számára.



Marey sportmozgáselemzése



Daguerre fényképező készüléke

Ezt követően a legkülönbözőbb fényképező alkalmatosságok születtek, majd megjelent a sorozatfelvételek és ennek folyamányaként a mozgókép-felvételzés technikája.



Puska fotográf a XIX. század végéről

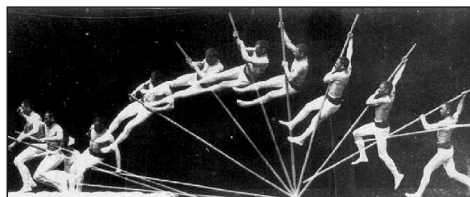


Marey

1872-ben **Étienne-Jules Marey** (1830–1904) járó, futó és ugró emberek mozgás közben készített fotóiból állított össze mozgássorozatot, és a járást biomechanikai szempontból elemezte.

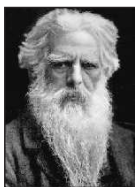


Marey kronofotográfias felvétel készítése közben



Rúdugrás kronofotográfias ábrázolása

A mozgások kronológiai dokumentálásához egyébként az ötletet a Vénusz 1878-as áthaladásáról készült sorozatképek adták. **Edward Muybridge** (1831–1904) *The horse in motion*



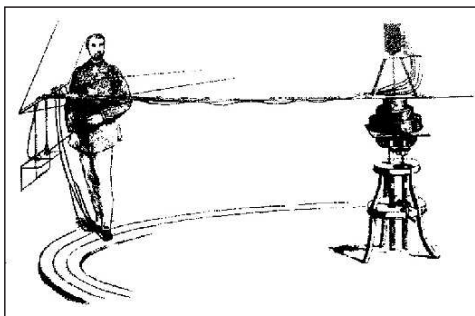
Muybridge

(1882) és *Animal locomotion* címen írt könyveit már ilyen ábrák illusztrálják. Eredetileg fogadást kötött egy ismerőseivel, hogy a ló vágója során van egy pillanat, amikor a lónak egyik lába sem éri a földet. Ahhoz, hogy végül is megnyerte a fogadást, szükség volt sorozatképek készítésére. Ehhez készítette zoopraxiszkópjának nevezett készülékét.



Muybridge zoopraxiszkópja és az ezzel készült híres képsorozat

**Carlet** (1845–1892) továbbfejlesztette Marey erőmérővel ellátott cipőtalpát, és külön erőmérést végzett az előlábban és a lábtőben. A mérés alanya egy 20 méter átmérőjű körön járt, és az erőméréssel egyidejűleg a medence vertikális és oldalirányú oszcillációját is mérte.



Carlet erőmérő rendszere

**Herrmann von Helmholtz** (1821–1894) a fiziológia és a pathológia professzora Königsbergben, Bonnban majd Heidelbergben az optika, a termodinamika és az akusztika területén végzett kiemelkedő munkát. A szem fókuszáló képességének és a színlátás trikro-



von Helmholtz

matikus elvének kidolgozása fűződik a nevéhez. Elsőként határozta meg az idegvezetés sebességét, amit 30 m/s-nak mért, és ő bizonyította be az izommunka által termelt hő szerepét az állatok testhőmérsékletének kialakításában.

1888-ban **Thomas Alva Edison** (1847–1931) és Edward Muybridge 90 állókép összeragasztásával elkészítette az első mozgófilmszerű bemutatót. Tervük az volt, hogy a későbbiekben ezt Edison fonográfjával hangosítsák.



Lumière testvérek

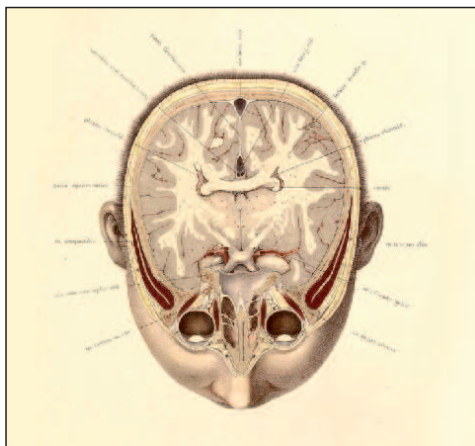
**Louis** (1864–1948) és **August Lumière** (1862–1954) 1895-ben mutatták be a mozgófilmvetítés technikáját, ami új lehetőségeket nyitott a biomechanikai mozgáselemzés számára is.

**Christian Wilhelm Braune** (1831–1892) és **Otto Fischer** (1861–1917) német tudósok az emberi járómozgást elemezték, és az emberi testben lévő csuklókapcsolatok kinematikáját vizsgálták. Mind a mai napig az ő munkásságuk révén fejlődött legtöbbet a járásanalízis. Felismerték, hogy a testtömegközéppont pontos ismerete szükséges az izmokra háruló munka megértéséhez. Ehhez 1889-ben dolgoztak ki új módszert. Fagyasztott tetemeiket rögzítettek hosszú acélszegekkel egy falhoz. Ezután meghatározták a három fő síkot, amelyekben megtalálható a testtömegközéppont is. Ezt követően a holttestek darabolásával eljutottak a keresett pontig.



Braune

Braune ezen túlmenően új szemléletű térhatású anatómiai ábráival is beírta magát az orvostörténelembe.

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

Koponyaábrázolás Braune anatómia atlaszában

**Wilfrid Taylor Dempster** (1905–1965) később megismételte Harless cadaver darabolásos kísérleteit. 8 idős ember tetemét vizsgálva térfogat-, sűrűség-, tömeg-, tömegközéppont- és inertiamérést végzett, majd a testeket részekre bontotta, és a méréseket azokon is elvégezte.



Fick

**Adolf Eugen Fick** (1829–1901) számos új megállapítást tett az izomélettan és energetika területén. Bevezette az izometriás és az izotóniás gyakorlatok fogalmát. Munkásságának egyébként szemészeti vonatkozása is van, nevéhez fűződik az astigmia leírása.



Wolff

**Julius Wolff** (1836–1902) 1892-ben alkotta meg híres elméletét, miszerint „A csontok alakjában vagy funkciójában bekövetkező minden változást a belső csontszerkezet megváltozása követ...” Ezt a megállapítást azóta is az oszteológia egyik biomechanikai alaptételének tekintjük.



Mosso

**Angelo Mosso** (1848–1910) 1884-ben megalkotta az első ergographot, ami számtalan formájával azóta is nélkülözhetetlen eszköze az izmok működését tanulmányozó kinéziológiai vizsgálatoknak.



Roux

**Wilhelm Roux** (1850–1924) nevéhez kötődik a felismerés, hogy az izomhypertrophia kialakulásához az izom feszítéssel működése szükséges.



R. A. Fick

**Rudolf A. Fick** (1886–1939) állapította meg, hogy az álló testhelyzet nem határozható meg a fekvő testhelyzetből. Az ágyéki lordosis mértéke állva sokkal nagyobb lehet, és a test súlypontja is jelentősen előretolódik.



Amar

**Jules Amar** (1879–1935) az I. világháború rokkant francia veteránjainak reedukációjával foglalkozott. Munkásságával új korszakot nyitott: a végtagpótló protézisek fejlesztésében az addig pusztán kinematikai megfontolások helyett bevezette az erő- és mozgáselemzést is.

A test mechanikájával foglalkozó átfogó munkát publikált *The human motor* címen 1914-ben. Egyik legérdekesebb találmánya az ún. állítható fiziológiás mankó, amivel jelentősen sikerült a hónaljmankó okozta plexus brachialis bénulások számát csökkentenie.

**Archibald V. Hill** (1886–1977) az izomkontrakció, az idegimpulzusok, az állatok kaloriometriája, az oxigénhiányos izomban felsza-



Hill

porodó tejsav és a hemoglobin kutatásával foglalkozott. Az izmok oxigénfelhasználásával kapcsolatos munkásságát 1922-ben Nobel-díjjal jutalmazták.



Pauwels

**Friedrich Pauwels** (1885–1980) a német biomechanika egyik legnagyobb alakja volt. Az ortopédia professzora tiszteletbeli címét is elnyerte pályája végén. Munkájában többek között azt igyekezett bebizonyítani, hogy az izmok

és a szalagok olyan gurtniként viselkednek, amelyek a csontokban ébredő feszültséget próbálják csökkenteni.



Steindler

**Arthur Steindler** (1878–1959) *Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions* című, máig is alapműnek számító munkájában rendszerezte az addig összegyűlt biomechanikai és kineziológiai alapismereteket, remekül adaptálva azokat a motorizáció

és az industrializáció okozta megváltozott életkörülményekből adódó speciális helyzetekhez.

A tudományos-technikai forradalom az elmúlt hét évtizedben igen gyors fejlődést eredményezett az élet legtöbb területén. Azt mondhatjuk, hogy az emberiség összes tudományos és technikai vívmányainak 50%-a a tűz használatba vételétől számítva kb. 1930-ig született meg, a másik fele pedig azóta. A gyógyászat sem maradt a tudományos-technikai forradalom hatásaitól mentes. Negyedszázada ezen a területen is robbanásszerű fejlődés indult. Az orvostudomány egészének a fejlődése magával vonta az emberi szervezet felépítése és működése egyre alaposabb meg-

ismerésének a szükségességét és a gyógyítás egyre jobb technikai kiszolgálását. Ugyanakkor háborúk zajlottak, járványok pusztítottak (pl. poliomyelitis 1958), egyre többen sérültek békeidőben is a fejlődő motorizáció miatt, és nem utolsósorban megváltozott az embereknek a betegségükhöz, illetve az egészséghez való viszonya is. Azaz: egyre több oldalról támasztottak igényeket a fejlődés iránt.

Az orvostudományon belül az ortopédia és az ahhoz szervesen kapcsolódó mozgásszervi traumatológia évtizedek óta a legdinamikusabban fejlődő szakmák közé tartoznak. Állati csontok és különböző fémek, majd műanyagok ötletszerű implantációja már több mint egy évszázada megkezdődött. Az 1960-as évektől pedig sorra kerültek kifejlesztésre a szervezet által jól tolerált és a különböző igénybevételeknek leginkább megfelelő anyagok, amelyekről hol jó szilárdságot, hol alacsony súrlódást, hol nagy elaszticitást, ugyancsak máskor pedig jó ragasztó tulajdonságot várunk el. A sebészi technika az ipar nyújtotta lehetőségekkel párhuzamosan sokat fejlődött. A fentiek mellett azután a verseny- és a szabadidősport is a biomechanikai módszerekhez fordult, ebből alakult ki a ma már önálló tudományként is kezelhető sportmozgás-biomechanika, amely azokat a törvényszerűségeket kutatja, amelyek a mechanika oldaláról befolyásolják a sportteljesítményeket.

Napjainkban a biomechanikai alapelvek jól kidolgozott formákban, alapműnek számító klasszikus könyvekben világosan le vannak fektetve. Az ép mozgásszervek mechanikai összefüggéseinek megismerésén túlmenően az ortopédiai és traumatológiai betegségek, kóros állapotok és azok konzervatív kezelése vagy műtét utáni rehabilitációja mind szükségessé teszik az elváltozások biomechanikai vonatkozásainak megértését is. Az egyes mozgásszervi betegségek alaposabb megismerése, illetve a mozgásszervi sebészet és azon belül

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

---

is az implantátumtechnika fejlődése megköveteli, hogy a mozgásszervi prevencióval, gyógyítással és rehabilitációval foglalkozó szak-

emberek az újabb tudományos-technikai vívmányokat egy jól megalapozott elméleti tudás és szemlélet birtokában, értően fogadják.

**Forrás: Internet.**

Csernátony Zoltán

Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika

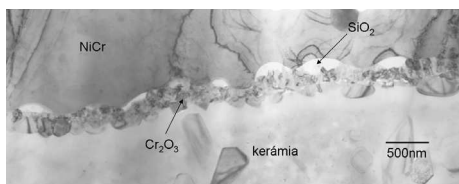
4012 Debrecen, Nagyerdei krt. 98.

Tel.: (+36) 52 415-494

## TUDOMÁNYOS PARTNERKERESŐ

Implantátumok, biokompatibilis védőrétegek (károsodások okainak feltárása), fém-kerámia, polimer-kerámia kötések minősítése, elektronmikroszkópos szerkezeti és összetétel-vizsgálata.

Debreceni Egyetem  
Szilárdtest Fizika Tanszék  
4026 Debrecen, Bem tér 18/b  
tel./fax: (+36) 52 316-073  
<http://ssphys.science.unideb.hu>  
*e-mail: cserhati@delfin.klte.hu*



Mozgásszervi műtétechnikai és műszerfejlesztési munkák elvégzésére tapasztalt szakemberekkel lehetőséget biztosítunk laboratóriumunkban.

Többek között az alábbi tevékenységekkel tudunk közreműködni:

- anyagvizsgálat, szerkezetvizsgálat, implantátumvizsgálat, cadaver kísérletek,
- 3D nyomtatás, prototípuskészítés, műtői tervezés, implantátumtervezés,
- gépészeti tervezés, végelemes modellezés CATIA® rendszerrel.

Debreceni Egyetem  
Biomechanikai Laboratórium  
4028 Debrecen, Ótemető u. 2–4.  
tel./fax.: (+36) 52 415-494,  
(+36) 52 415-155/77707  
<http://www.biomech.dote.hu>  
*e-mail: biomech@med.unideb.hu*

Egyedi tervezésű orvostechnikai eszközök és berendezések gyártása.

K&T Hardmetal Kft.  
4031 Debrecen, Határ út, Ipari park  
tel.: (+36) 52 525-728, (+36) 20 9558-990  
fax: (+36) 52 525-729  
<http://www.kthardmetal.hu>  
*e-mail: tiber.toth@kthardmetal.hu*

Vállaljuk orvostechnikai eszközök, berendezések biztonságtechnikai, érintésvédelmi vizsgálatának lebonyolítását, veszélyességi besorolását, illetve a CE tanúsítás megszerzésében való közreműködést ISO 9001:2000 minőségirányítási rendszerrel.

Medi-Korrekt Kereskedelmi és Szolgáltató Bt.  
4012 Debrecen, Móricz Zsigmond krt. 22. I. épület  
tel.: (+36) 52 532-904,  
(+36) 52 411-717/56824 (DEOEC mellék)  
*e-mail: medi-korrekt@t-online.hu*

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

## A SANATMETAL KFT.

Farkas József

[farkasj@sanatmetal.hu](mailto:farkasj@sanatmetal.hu)

„A Sanatmetal – amely nevéből adódóan is gyógyító fémeket jelent – célja az emberek gyógyulásának elősegítése innovatív orvosok ötletei által előállított, emberi szervezetbe beépíthető világszínvonalú fémelemekkel (csavarok, lemezek), a folyamatos megújulást biztosító nyereség elérése mellett. Mindezt a környezettel jó összhangban és úgy, hogy a cég dolgozóinak öröm és kifizetődő legyen a Sanatmetal Kft.-nél dolgozni.”

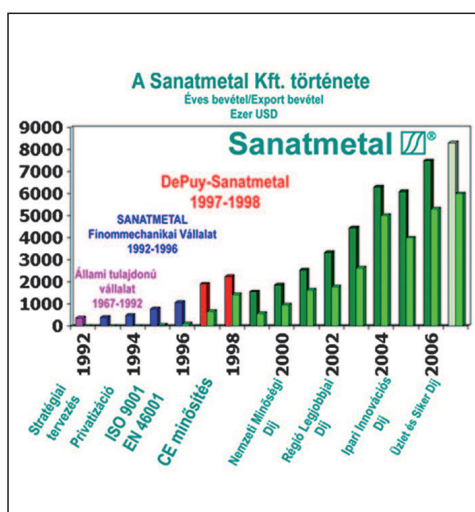
Cégfilozófia, Eger, 1993

A Sanatmetal Kft. egy teljesen magyar tulajdonban lévő közép vállalkozás, amely több mint 25 év állami + 15 év társasági cégforma után mára világszerte ismertté vált. A 296 M Ft alaptőkéjű, 816 M Ft saját tőkéjű, 150 fős cég tudását, nemzetközi tapasztalatát növelte a DePuy-Sanatmetal néven amerikai–angol–magyar világceg kötelékében (1997–1998) eltöltött idő is. A vállalkozás traumatológiai implantátumokat (1967), gerincsebészeti implantátumokat (1988), csípőprotéziseket (2002), fogászati implantátumokat (2005) valamint állatimplantátumokat (1967) gyárt és forgalmaz. Az összes termékfeleség (kódszám) több mint 12 000!



A traumatológiai termékválaszték – melynek nagy része saját fejlesztésű, részben szabadalommal, formavédelemmel védett – messze meghaladja a hazai 3-4 kisvállalkozású versenytárs kínálatát, és állja a versenyt a nemzetközi piacvezetők baleseti implantátumkínálatával is. Az implantátumok és műszerek egyedülálló designja garantálja a műtét pontos, gyors megvalósítását, néhány esetben a világon egyedülként (EU-, USA-szabadalom) ad megoldást operációs nehézségekre.

A 2002-től gyártott-forgalmazott tradicionális protézisek („Exeter” SM-E, „Müller” SM-M valamint Pannon típusú) magas nitrogéntartalmú REX kovácsolt anyagból világszínvonalú műszerekkel és szolgáltatásokkal biztosítják az életnívó megtartását. A termékhez illő nagytisztaságú gyártóterület és központ Egerben található. Az 1999-től független magyar Sanatmetal a DePuy Johnson & Johnson, a Zimmer, a Biomet, valamint a Kobayashi világcegek beszállítója (árbevétel 20%-a), és közel 30 ország közvetlen exportőre, árbevételének közel 75%-a exportból származik. Az Európai Unió tagországai mellett pl. Kíná-

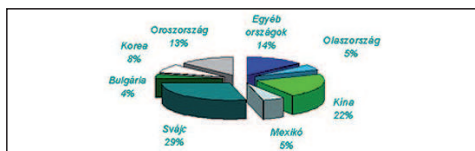






ban, Mexikóban, Oroszországban és egyes arab országokban is megjelentek a vállalkozás termékei.

A piaci pozíciók erősítésére a vállalkozás leányvállalatok létrehozásával is próbálkozik. Így alakultak meg a közelmúltban a Sanatmetal–Németország, a Sanatmetal–Egyesült Királyság, a Sanatmetal–Oroszország, valamint a SM–Románia kereskedői leányvállalatok. Alakítás alatt van egy újabb leányvállalat Moszkvában kizárólag a trauma implantátumok forgalmazására.



Magyarországon a Sanatmetal piacvezetővé vált traumatológiában, termékeit versenyképes magyar árszinten, 2005-től újra közvetle-



nül forgalmazza. A Sanatmetal nemcsak nélkülözhetetlen feladatot vállal a sérültek ellátásában, hanem számos rangos minőségi elismerést is szerzett (ISO 9001:2000, ISO 13485:2003, ISO 14001:2005).

A termékek minőségét – azok anyagi és fizikai paraméterein túl a harmonizált európai uniós jogszabályok szerinti tervezés, gyártás, minőségirányítás, valamint a vevők véleményének, igényeinek folyamatos ismerete, azok minél alaposabb kielégítése garantálja.

A szigorú auditok a BRITISH STANDARDS INSTITUTION (BSI) által fél évente, a multinacionális cégek beszállítói auditjai évente, a környezetvédelmi auditok évente ismétlődnek. A termékek minőségét azok anyagi és fizikai paraméterein túl a harmonizált európai uniós jogszabályok szerinti tervezés, gyártás, minőségirányítás, valamint a vevők véleményének, igényeinek folyamatos ismerete, azok minél alaposabb kielégítése garantálja. Jól képzett szakemberek a növekvő elvárásokhoz folyamatosan illeszkedő szervezetben, a vezető sebészek és a társtudományok állandó bevonásával, új termékekkel, szabadalmakkal, korszerű műtéti technikákkal fejlesztik és szolgálják az egészségügyet.

A termékinnováción túl a kontrolling szervezet és a változásmenedzselés a biztosítéka az állandó megújulásnak úgy a szervezeten belül, mint a vállalkozás külső szolgáltatásai-ban. Az eredményességet jelzi, hogy a Sanatmetal 2002-ben kisvállalati kategóriában Nemzeti Minőségi Díj, 2004-ben a Régió Legdinamikusabban Fejlődő Kis- és Középvállalkozása, 2005-ben Innovációs Díj, 2006-ban Magyar Termék Nagydíj, 2006-ban Üzlet és Siker Minősített Vállalkozása Díj elismerésekben részesült.\*

\* Továbbá a cég ügyvezető igazgatója innovációs tevékenysége elismeréséül 2007-ben Gábor Dénes-díjban részesült. (A szerkesztő megjegyzése)

*Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám*

## A MAGYAR BIOMECHANIKAI TÁRSASÁG ÉLETÉVEL KAPCSOLATOS HÍREK, INFORMÁCIÓK

A biomechanika témaköréhez köthető rendezvények

A Magyar Biomechanikai Társaság 2008. július 4-én tartja következő közgyűlését. A rendezési öszszejevetel a III. Magyar Biomechanikai Konferencia időpontjához csatlakozik, annak első napján kerül megrendezésre a Konferencia színhelyén, a budapesti Griff Szállóban.

A Közgyűlés a tervek szerint meghallgatja dr. Csernátóny Zoltán elnök beszámolóját az elmúlt év Társaságot érintő eseményeiről, majd tisztújítást tart, új vezetőséget és elnököt választ.

A 14. Magyar Orvostechnikai Konferenciát és az 5. Magyar Klinikai Mérnöki Konferenciát a MATE Elektronikus Műszer- és Orvostech-

nikai Szakosztálya és a MEDING Országos Orvostechnikai Egyesület közösen rendezi meg, 2008. november 6-án Budapesten.

A részvételi díj nagyon alacsony, a konferencia kiadványa hivatkozható formában, ISBN-számmal ellátva fog megjelenni CD-n.

A konferencia honlapja:

<http://www.emt.bmc.hu/budamed08/budamed-08-konferencia/>

A MATE és a MEDING nevében minden érdeklődőt szeretettel várunk!

Nagy Csaba és Jobbágy Ákos  
a konferencia társelnökei

### TOVÁBBI RENDEZVÉNYEK

Időpont:

2008. július 4–5.

Rendezvény:

III. Magyar Biomechanikai Konferencia

Helyszín:

Hunguest Hotel Griff  
1113 Budapest, Bartók Béla út 152.

Kapcsolat:

[www.asszisztencia.hu](http://www.asszisztencia.hu)

Időpont:

2008. szeptember 4–6.

Rendezvény:

XV. Gyermektraumatológiai Vándorgyűlés

Helyszín:

Krúdy Vigadó Rendezvényközpont  
Nyíregyháza – Sóstógyógyfürdő, Sóstói út 75.

Kapcsolat:

[www.asszisztencia.hu/8gyt](http://www.asszisztencia.hu/8gyt)

Időpont:

2008. október 10–11.

Rendezvény:

Fiatalkorú Traumatológusok 2008. évi Fóruma

Helyszín:

Hortobágy, Klubhotel  
H-4071 Hortobágy-Máta

Kapcsolat:

[www.asszisztencia.hu/8trauma](http://www.asszisztencia.hu/8trauma)

Időpont:

2008. december 5.

Rendezvény:

A Magyar Gerincgyógyász Társaság  
2008. évi Tudományos Ülése

Helyszín:

(lapzártáig nem lett véglegesítve)

Kapcsolat:

[www.asszisztencia.hu/8buk](http://www.asszisztencia.hu/8buk)



## OPENING

Zoltán Csernátony

chief editor

[csz@med.unideb.hu](mailto:csz@med.unideb.hu)

With the vast amount of information in the Gutenberg and Gates galaxy one might ask the question concerning any new publication: why?

In the case of the Biomechanica Hungarica the answer is simple: because this kind of journal does not currently exist.

We have a high commitment for succes at this launch of the journal of the Hungarian Society of Biomechanics, just as we had for the Society of Biomechanics when it was founded four years ago at the First Hungarian Biomechanics Conference. In 2004, The Biomechanics Research Facility of the Technical University of Budapest decided to organize a nationwide conference for Hungarian researchers interested in the field of biomechanics. The First Hungarian Biomechanics Conference clearly showed that even in our relatively small country there are numerous people interested in this subject and looking for answers in the areas of biology and mechanics. In 2006 the Second Hungarian Biomechanics Conference was held, although with a smaller attendance, it included well known foreign researchers. It was during this conference that the idea of the publication of a scientific journal was born.

After the formation of the editorial board the first issue has been duly completed. For now we plan to publish two issues per year in electronic and printed form both in Hungarian and English. The journal has an ISSN registration so the articles published can be cited internationally.

Parts of the journal include:

1. The introduction of a biomechanics laboratory/society
2. State of the Art section
3. Articles dealing with further studying (research/medical practice etc.)
4. Original articles
5. The history of biomechanics and special areas/fields of biomechanics
6. Research partner search
7. The introduction of companies dealing with biomechanics
8. News and information about the Hungarian Society of Biomechanics
9. Letter to the editor (from the second issue)
10. Rejected papers section (from the second issue)
11. The publication of PhD or thesis connected to biomechanics (only online)

The administration of the editorial review is done online, the processing of the articles is done through the web, for the benefit of the authors, the referees and the editorial board ([www.biomechanica.hu](http://www.biomechanica.hu)).

As it can be seen we have the commitment enthusiasm and we have ideas and hopefully there will be sufficient and interesting content on the pages of the journal.

On behalf of the editorial board and myself we warmly welcome all readers! We would like to hear from you if you have any suggestions concerning the journal, and most importantly we are waiting for a lot of articles.