

Biomechanika, kísérleti mechanika: lehetőség (eszköz) az életminőség javítására

Borbás Lajos Ph.D.
c. egyetemi tanár



EDUTUS FŐISKOLA



MŰSZAKI INTÉZET

BME Járműelemek és Szerkezet analízis Tanszék

2014. április

Biomechanika Helmholtz szerint:

(Hermann Ludwig Ferdinand von Helmholtz (Potsdam, 1821. augusztus 31. – Charlottenburg, 1894. szeptember 8.) német orvos és fizikus)

A biomechanika az **élőlények mechanikai tulajdonságaival, és ezek élettani szerepével** foglalkozó tudományág.

Az e témával foglalkozók a **mechanika, anatómia, élettan, antropológia, informatika, jel- és képfeldolgozás, numerikus modellezés elméleti és gyakorlati kutatásainak, vizsgálódásainak eredményeit** felhasználva tevékenykednek.

Biomechanika

Emberi test, szervezet felépítése **bonyolult, komplex**, mai tudásunk szerint a legfejlettebb **élő organizmus**,

Sajátosságainak, **működésének leírása több tudományág** együttes alkalmazásával lehetséges (biológia, kémia,...),

A **mérnöki tudományok** – *inter,-* valamint *multidiszciplináris* módon – megpróbálják **közelítőleg leírni** működésének, **viselkedésének jellemzőit** (életminőség javítása, teljesítmény növelése, betegség megelőzése céllal),

Sérülések, betegségek okán szükségessé váló **pótlások** (mérnöki alkotások) *in vivó* körülmények közti **alkalmazhatóságának törvényszerűségeit, lehetőségeit, határait**, működését **elemzi és feltárja**,

Mesterséges organizmusok sajátosságainak elemzése.

Az állatok és
mechanikai okok
(az ókor leghíres
(makedon király
Szürakusza, term
megtalálható.

A reneszánsz e
Vinci (April 15,
is maradandót al
vállízület és a cs
tanulmányozta
fizikai tulajdonsa
anatómiai rajzai
kiadvány, stb. jel



zmzése és
nár **Hippokratész**
ztotelész
médész (i.e. 287,
us) munkáiban

, **Leonardo da**
isztor) ezen a téren
őször pontosan a
ett részletesen
zetek számos más
gyönyörű
hanikai társaság,

Vinci, 1452

1460

1470

1480

1487 körül

1490

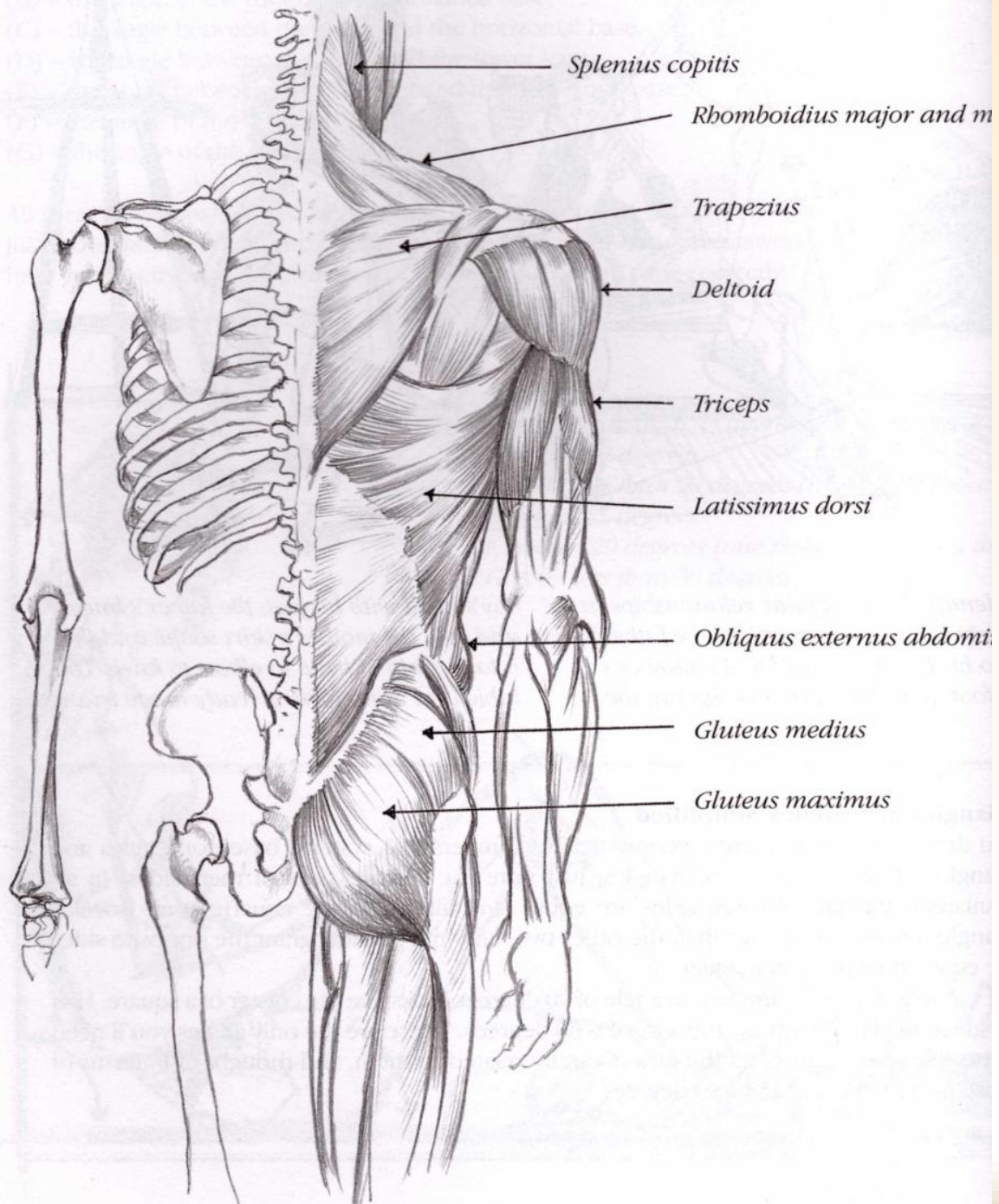
1500

1510

Amboise, 1519

Leonardo, 1487





A kutatások, vizsgálatok módszerei:

- a numerikus szimulációk (*számítási eljárások*) mellett az
- in-vitro szilárdsági (*élő szervezeten kívüli*) és
- in-vivo (*élő szervezeten belüli*), valamint
- mozgáselemzések.

Főbb kutatási területek:

Orvosi és mérnöki szemléletű:

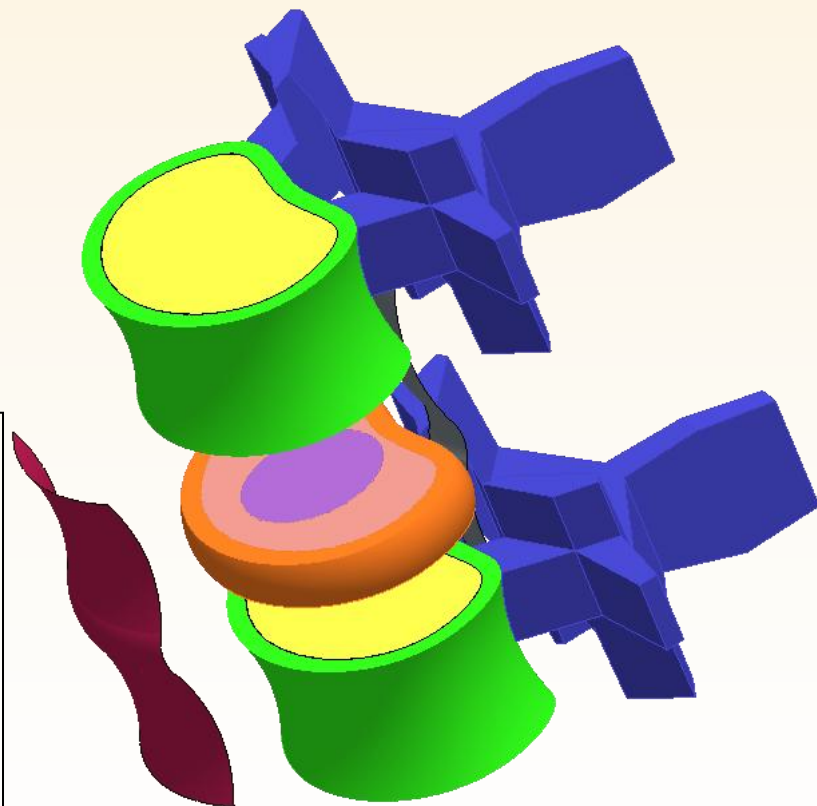
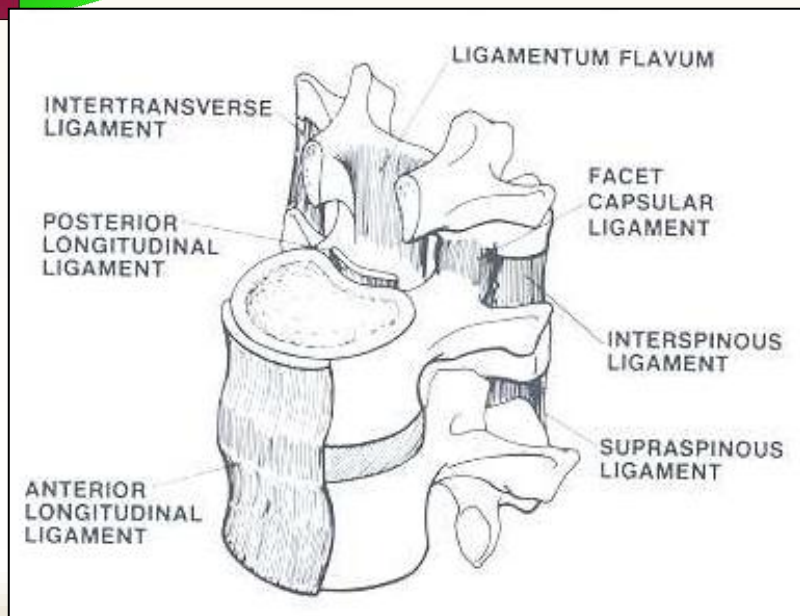
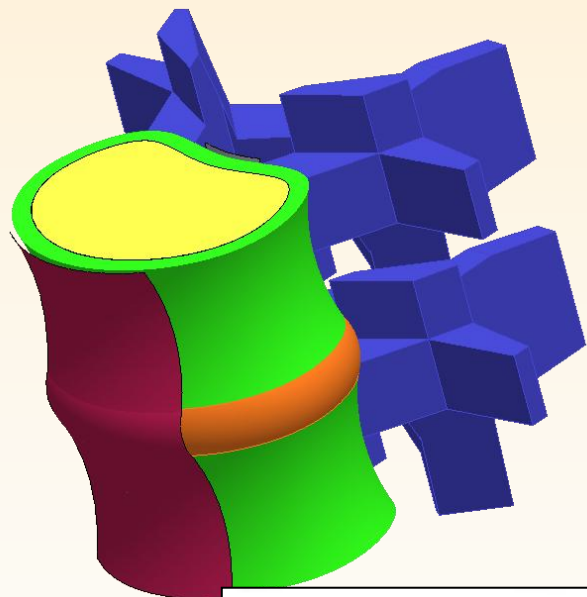
- elemzések, vizsgálatok,
- fejlesztések, kutatások, az
- élő szervezetek életminőségének,
- életkörülményeinek jobbá tétele, javítás érdekében.

Mérések, vizsgálatok a biomechanika területén (elméleti kutatások, vizsgálatok orvosi – mérnöki fejlesztések)

- Emberi és állati eredetű **biológiai rendszerek**, azok alkotó elemeinek vizsgálata,
- Humán gyógyászati **eszközök, berendezések, implantátumok** vizsgálata és fejlesztése,
- **Anyagjellemzők** meghatározása különböző vizsgálati körülmények között, makro és mikro szinten,
- **Méréstechnikai eljárások** fejlesztése és kidolgozása,
- **Elméleti kutatások**, vizsgálódások,
- **Eredményeink megismertetése, megosztása** a legszélesebb szakmai kör képviselőivel.

Gerinc szegmentum modellezése

(Dr. Kurutz Márta és munkatársai)



1

ELEMENTS

MAT

U

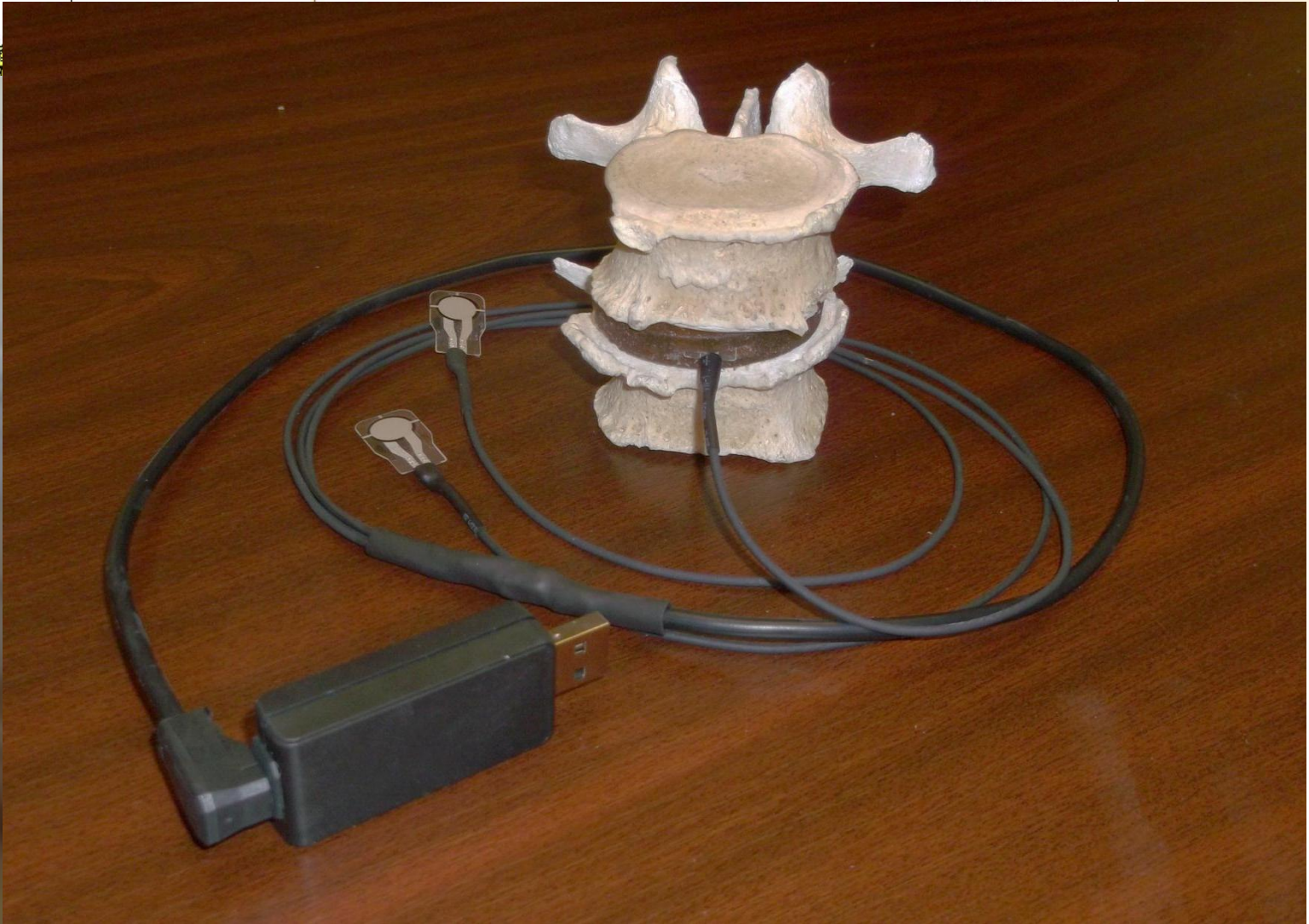
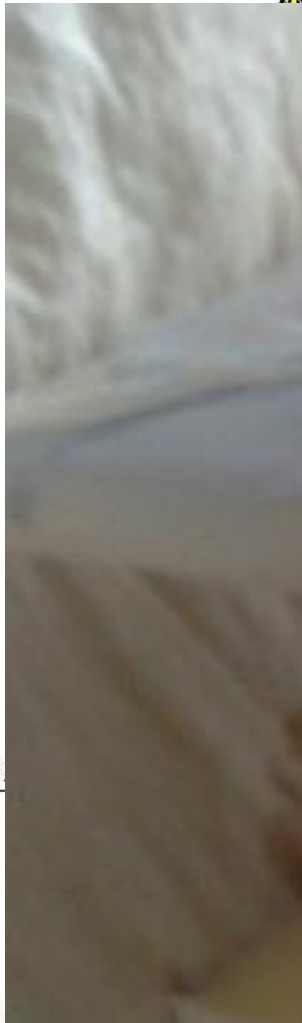
F

NFC

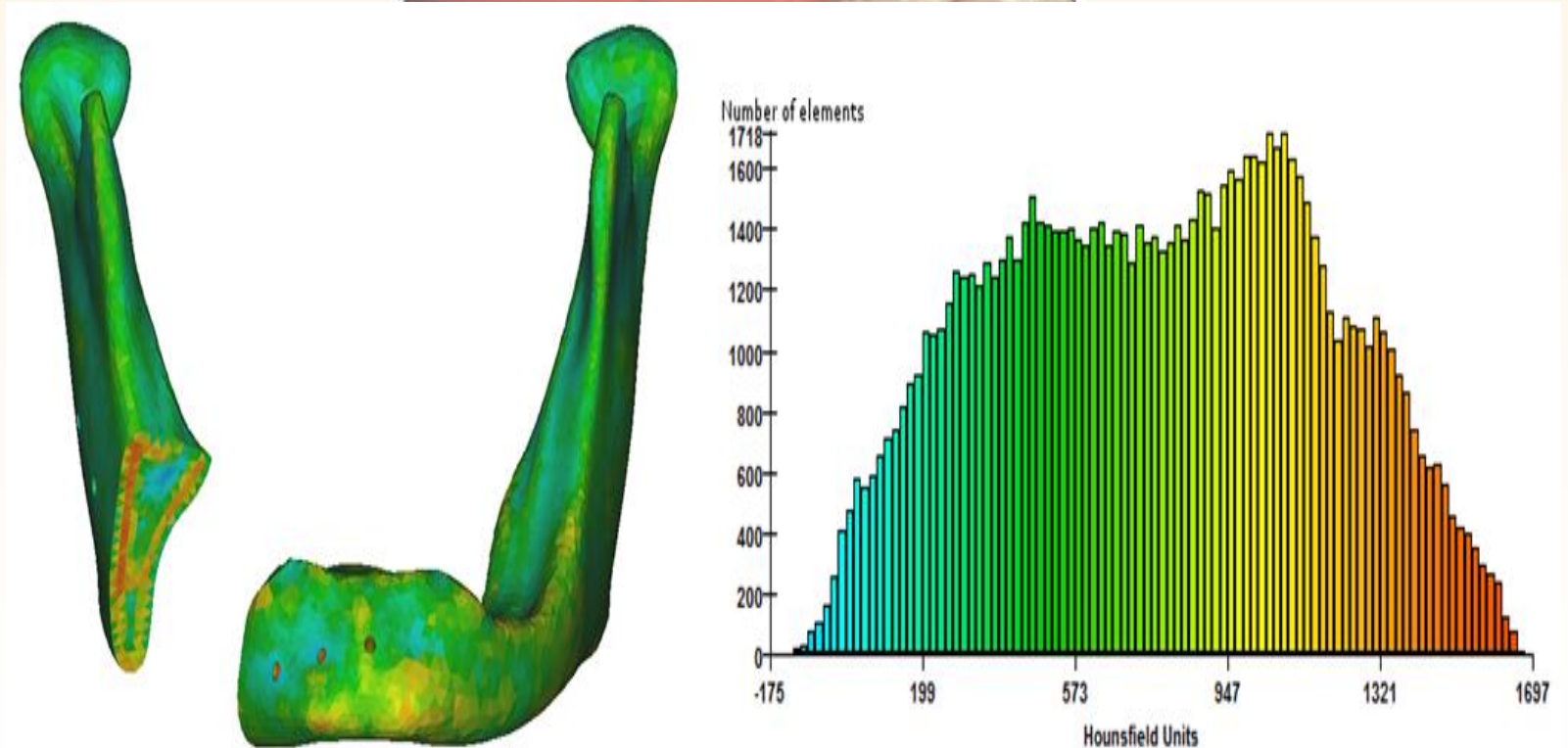
RFC

1

POST1



CT vizsgálatok adatainak felhasználása anyagjellemzők meghatározásához Numerikus eljárással (Simonovits János)



Az emberi állcsont szivacsos állománya anyagjellemzőinek meghatározása kísérleti úton

(Lakatos Éva, Bojtár Imre)

Célkitűzések

Cél: Fogászati implantátumok
tervezésének elősegítése



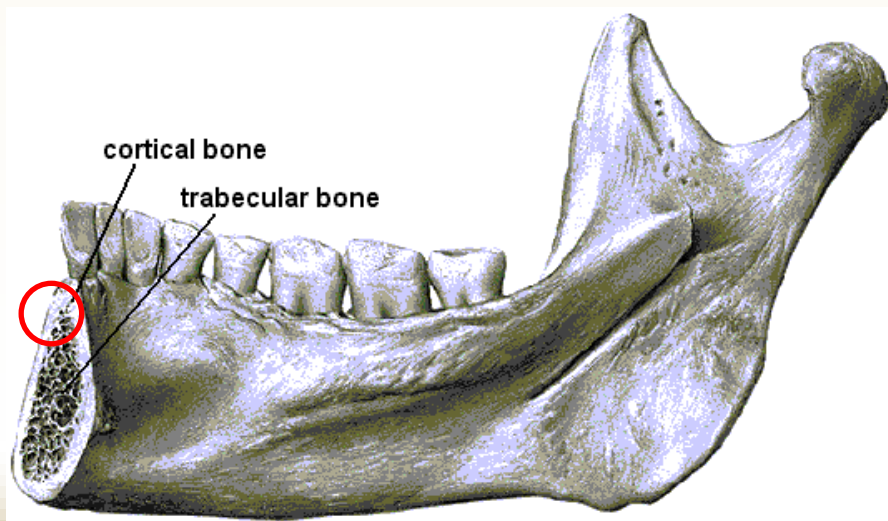
↓
A csonton belül a lehető
legegyenletesebb
feszültségeloszlás elérése

Feszültségcsúcsok elkerülése

↓
Ismerni kell a feszültségeloszlást

↓
Numerikus szimulációk
(Végeselemes Analízis)

↑
Szivacsos csont
anyagtulajdonságai ¹²



Szivacsos állcsont rugalmassági modulusa meghatározása nyomókísérlettel

Mintavétel

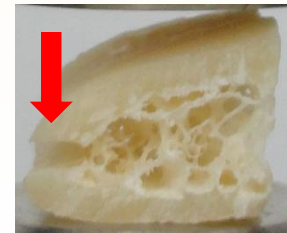
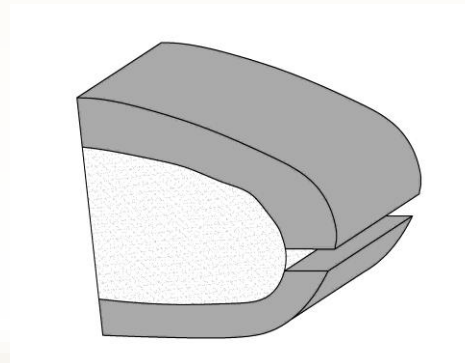
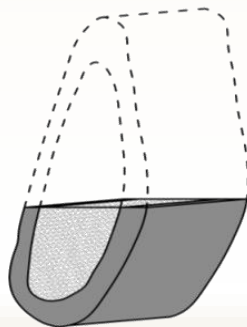
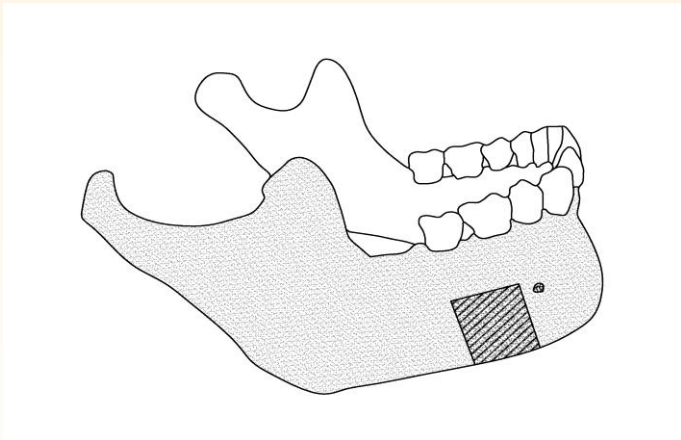
Módszerek:

Halottak fogatlan alsó állcsontja alsó éléből származó, corticalissal borított minták

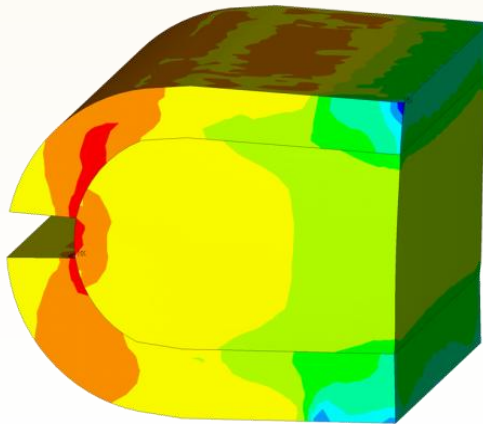
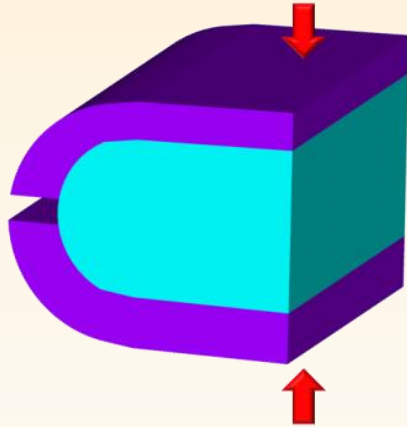
(Semmelweis Egyetem, Igazságügyi és Biztosítás-orvostani Intézet)



a szivacsos csont vizsgálata érdekében bevágva



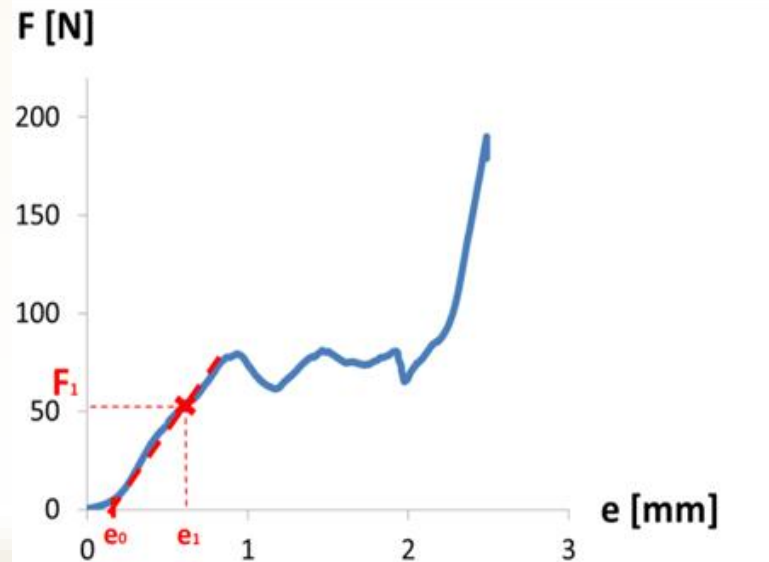
Eredmények:



Rugalmassági modulus számítása
Paraméteres végelelemes modellel

rugalmassági modulus
keresése iterációs
algoritmussal

↓
a mért erőhöz a mért
elmozdulások elérése



Mandibula terhelésanalízise

Gáspár Judit, Thamm Frigyes, Borbás Lajos

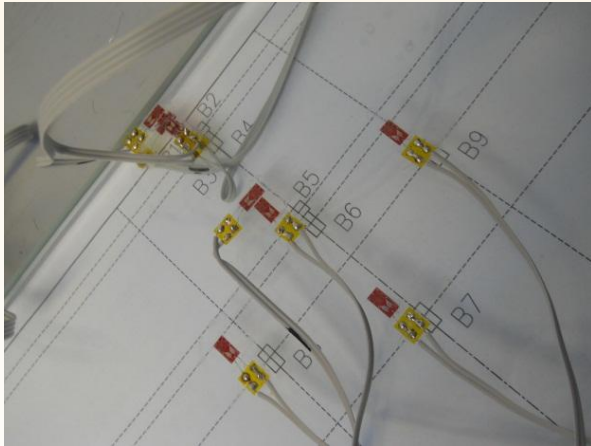
Mandibula terhelő berendezése,
a harapás hatásának elemzése
rétegbevonatos feszültségoptika
eljárásával vizsgálva



SZERKEZETI ÜVEGEK FRAGMENTÁCIÓJÁNAK VIZSGÁLATA

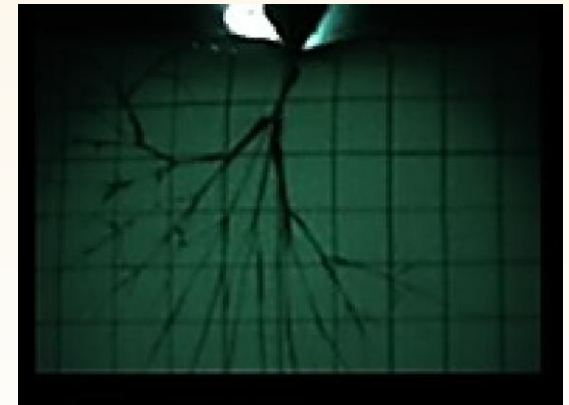
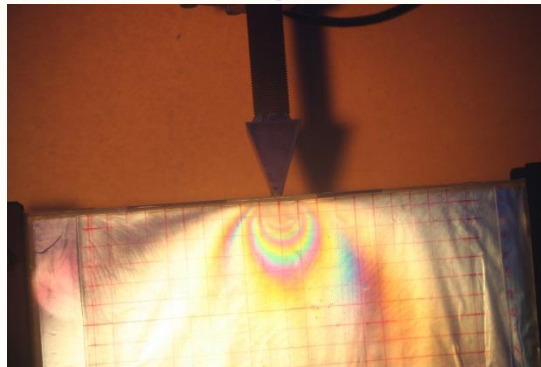
MOLNÁR GERGELY, BOJTÁR IMRE

Kísérlet vizsgálatok



**Nyúlásmérő
bélyeges mérés**

**Fotoelasztikus
vizsgálat**



**Gyorskamerás
felvétel
(50 000 fps)**



AZ EMBERI SZEM BIOMECHANIKAI MODELLEZÉSE

(Bocskai Zoltán, Bojtár Imre)

Célok:

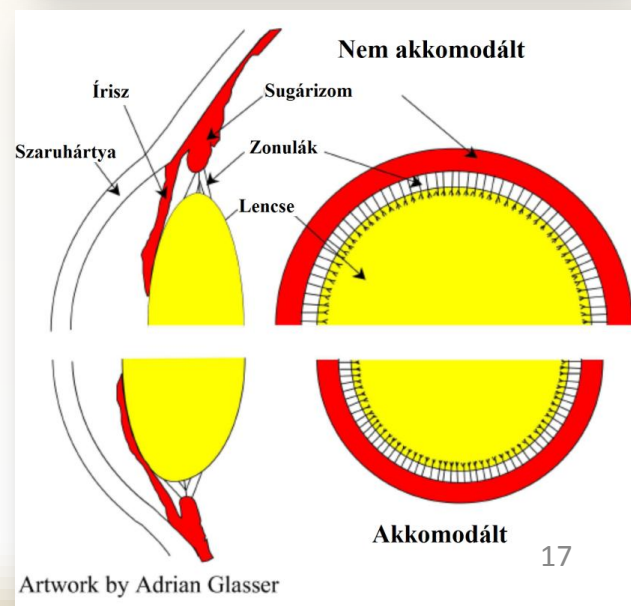
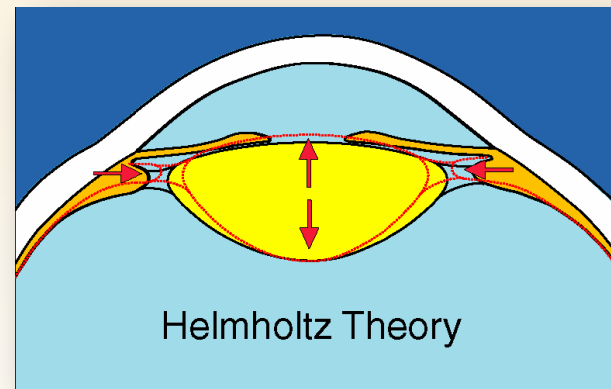
- Az **alkalmazkodóképesség** vizsgálata.
- A **presbyopia** okai. Lézeres **szemműtétek** hatásai.
- Tompa **ütközések** vizsgálata.

Az akkomodáció folyamata Helmholtz-féle elmélet alapján:

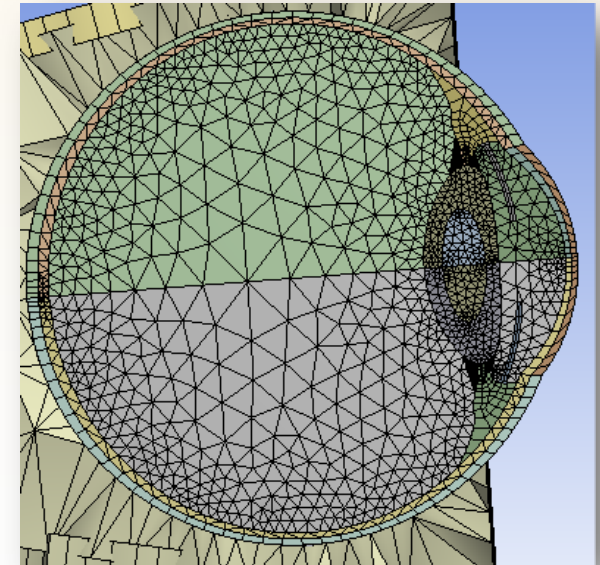
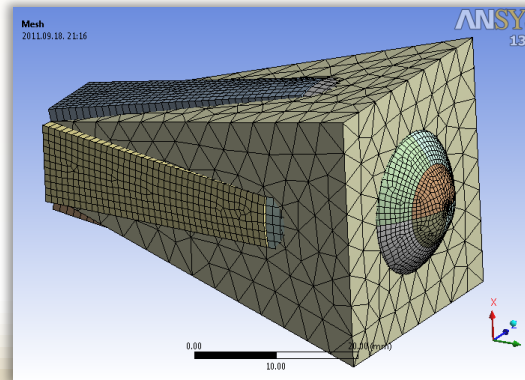
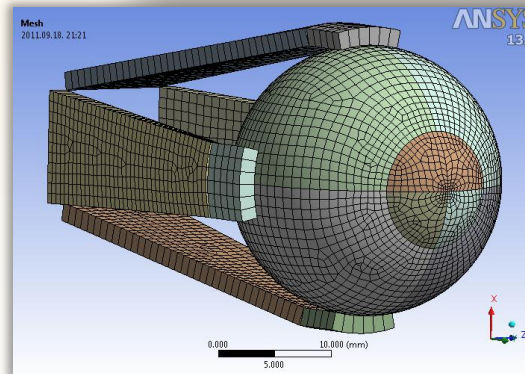
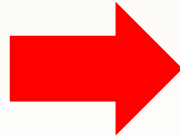
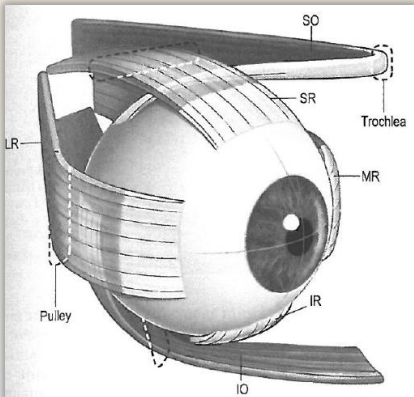
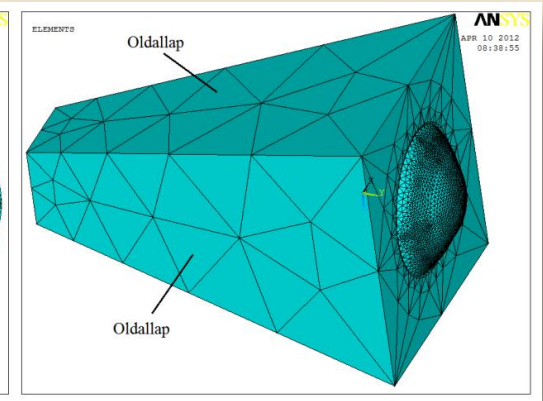
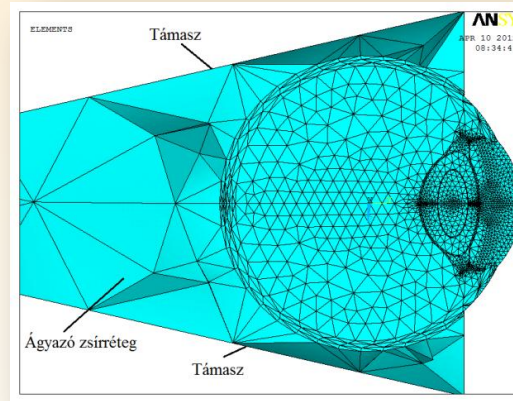
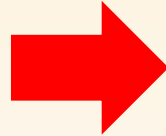
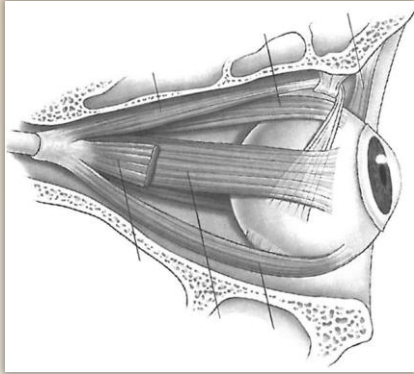
A sugárizom kontrakciója következtében a **zonulák ellazulnak**.

A zonuláris tenzió csökkenése miatt a rugalmas lencsetok a **fiatal lencsét gömbölyűbbé**, akkomodált formába engedi. A **lencseátmérő csökken**, a **lencsevastagság nő**, a lencse elülső felszíne előre, hátsó felszíne hátra tolódik.

Megnő a lencse dioptriája, közeli tárgyra tud fókuszálni.



A NUMERIKUS MODELL RÉSZLETEI



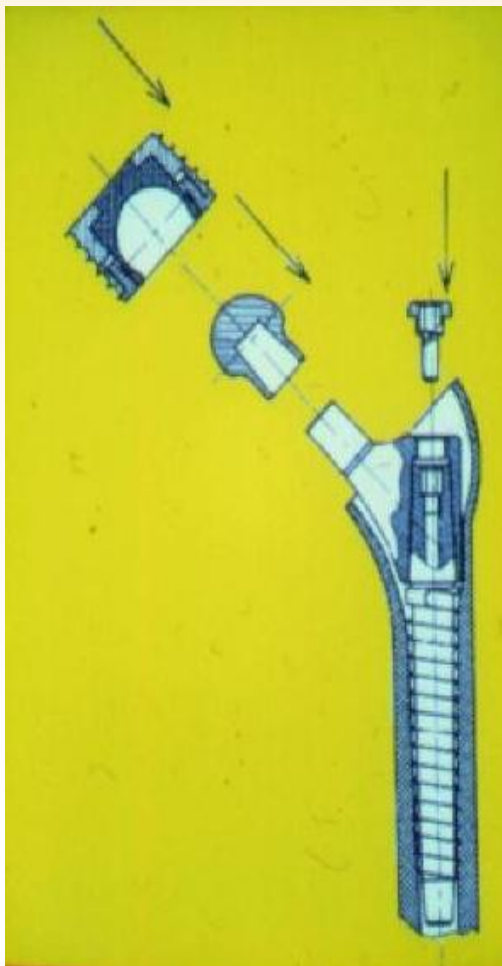
Femúr protézisek feszültségeloszlásának vizsgálata

(Borbás Lajos, Thamm Frigyes)



Az eszközök között találunk moduláris felépítésű, sok irányban állítható implantátumokat.

Elvi felépítés és elrendezés



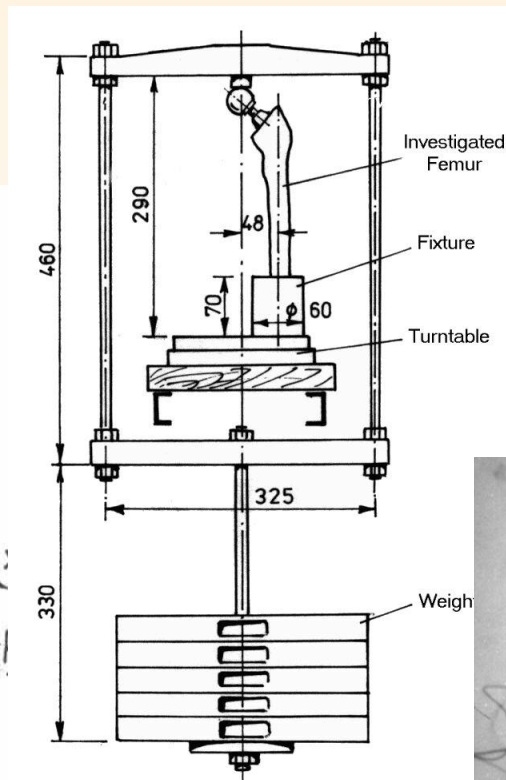
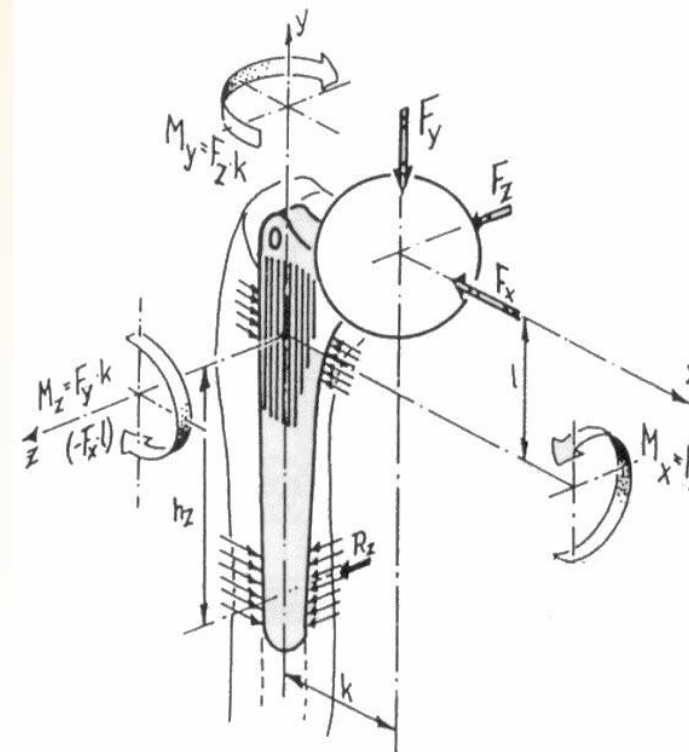
Termék



Femúr protézisek feszültségeloszlásának vizsgálata

(Borbás Lajos, Thamm Frigyes)

A mechanikai modell



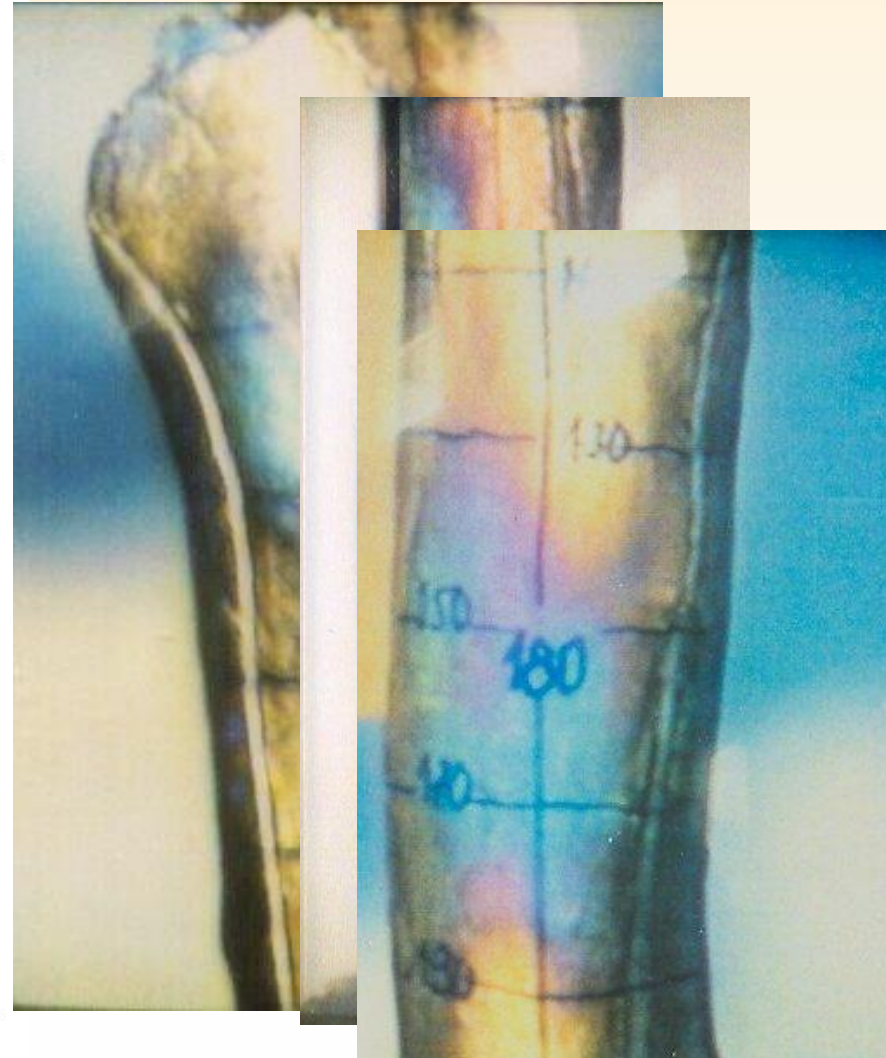
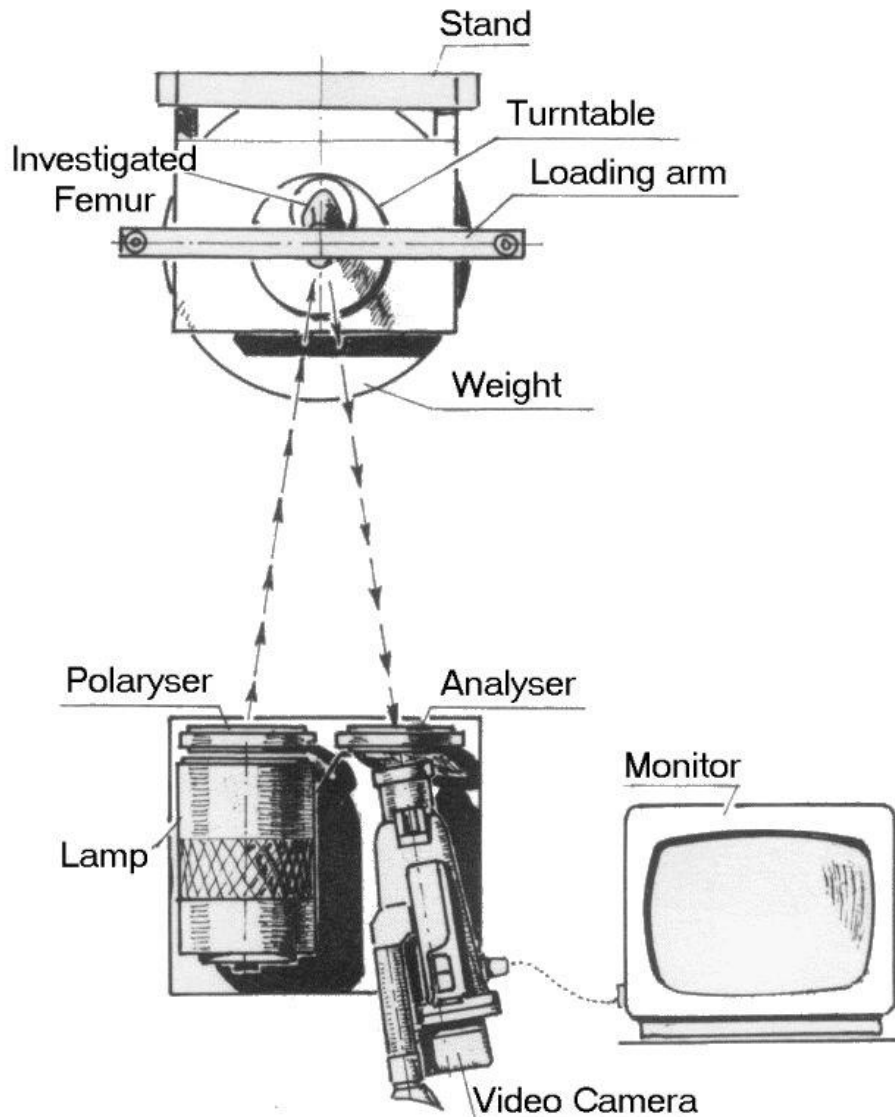
A terhelő
berendezés

Vizsgálóréteggel
ellátott
femúr szárok

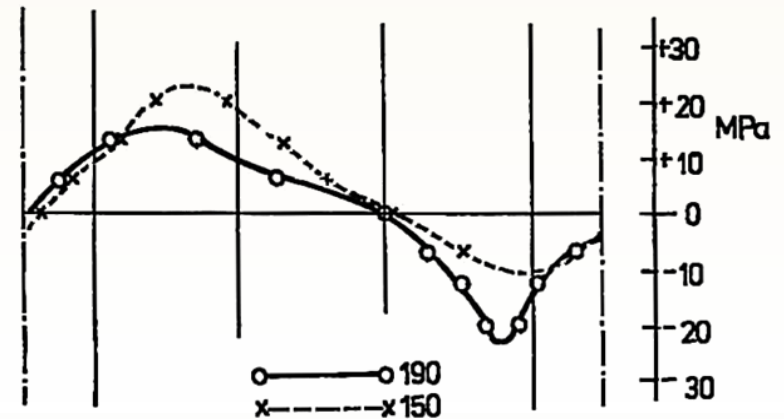
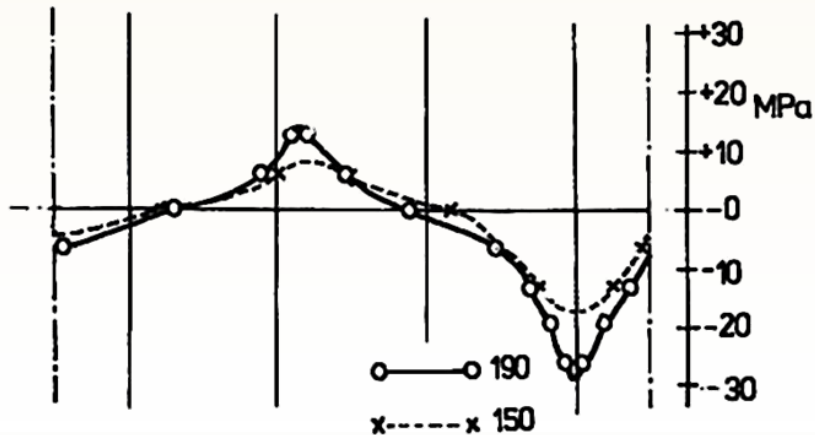
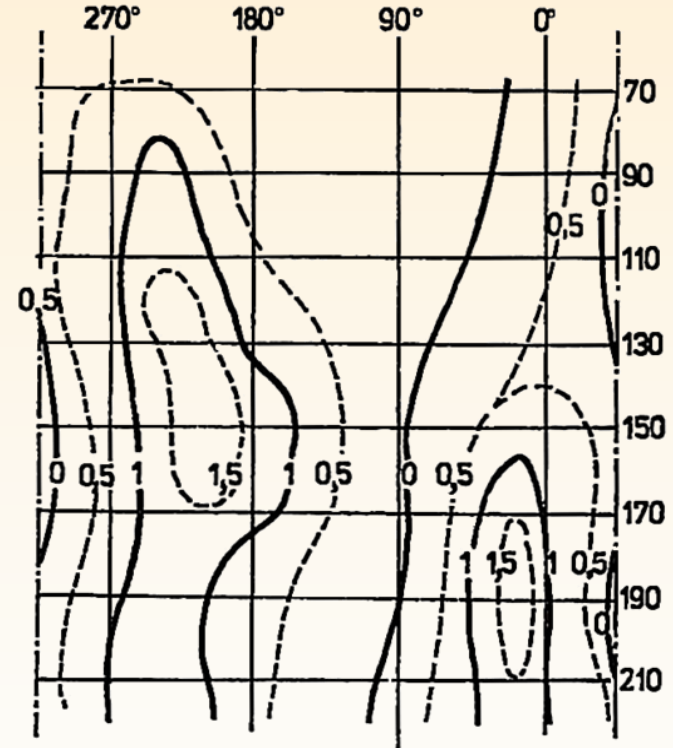
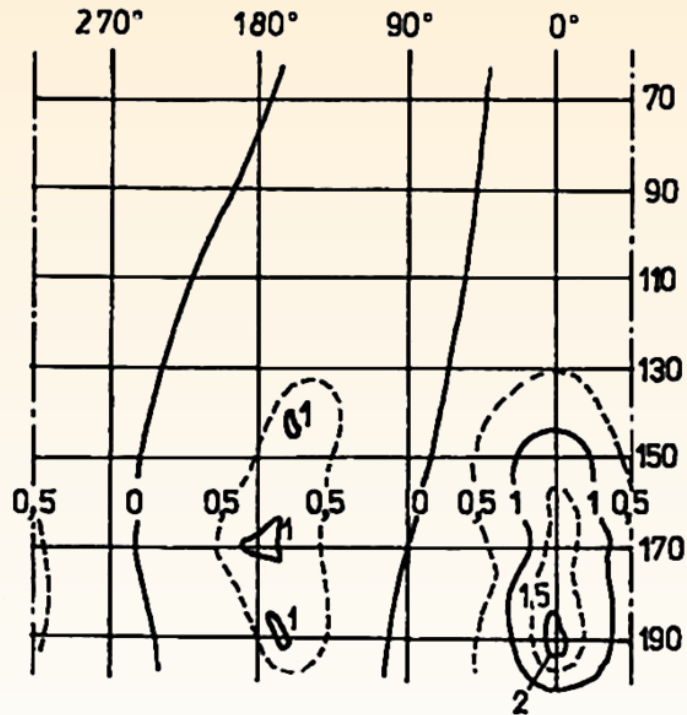


A vizsgáló berendezés felépítése

Terhelt femúr-felszín
Feszültségeloszlása



Kiértékelt felszíni nyúlás eloszlások: rendszámok és számított feszültségek

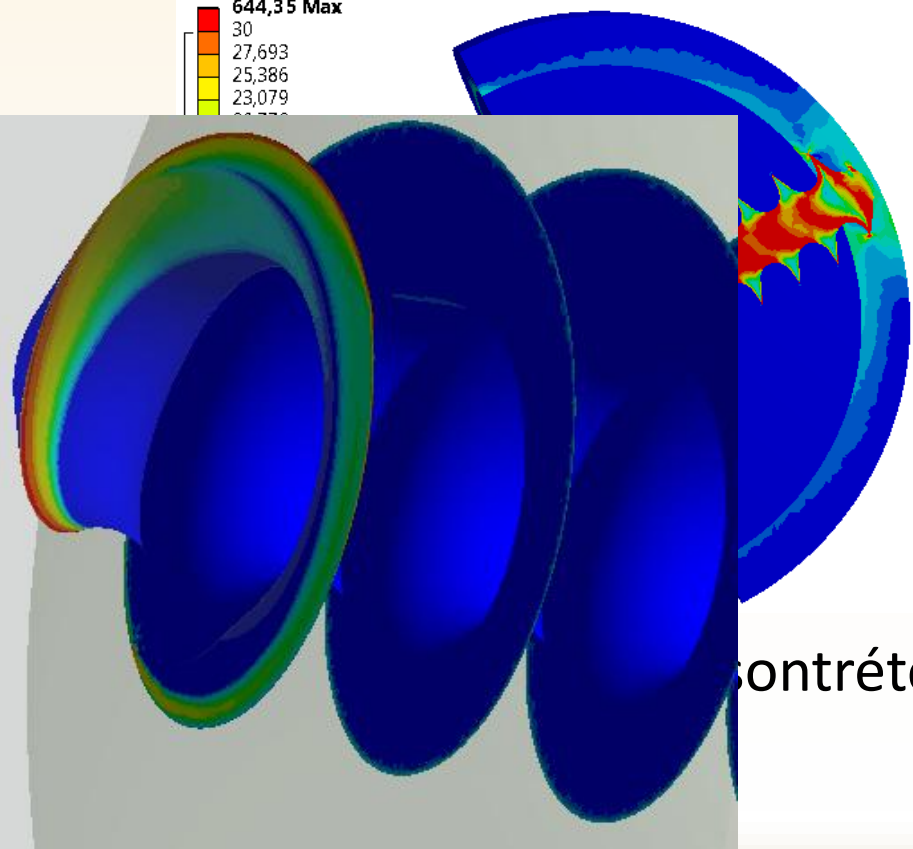
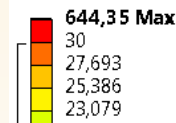
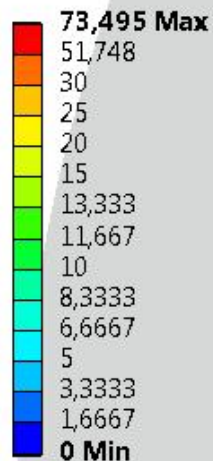
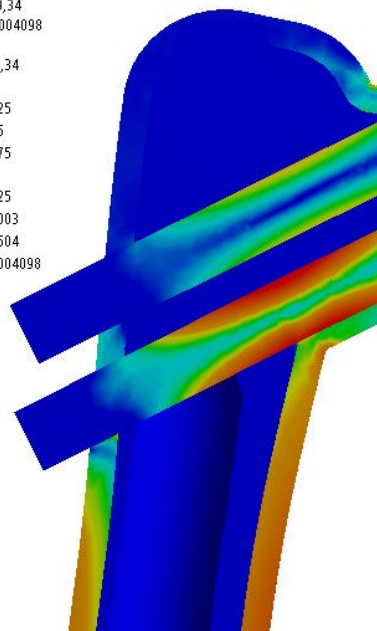
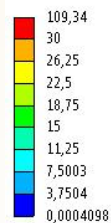


Femúr törések rögzítése új típusú duplex csavarok alkalmazásával (Bagi István)

Egyenértékű feszültség eloszlás modellezése

F: Frictional_1000N

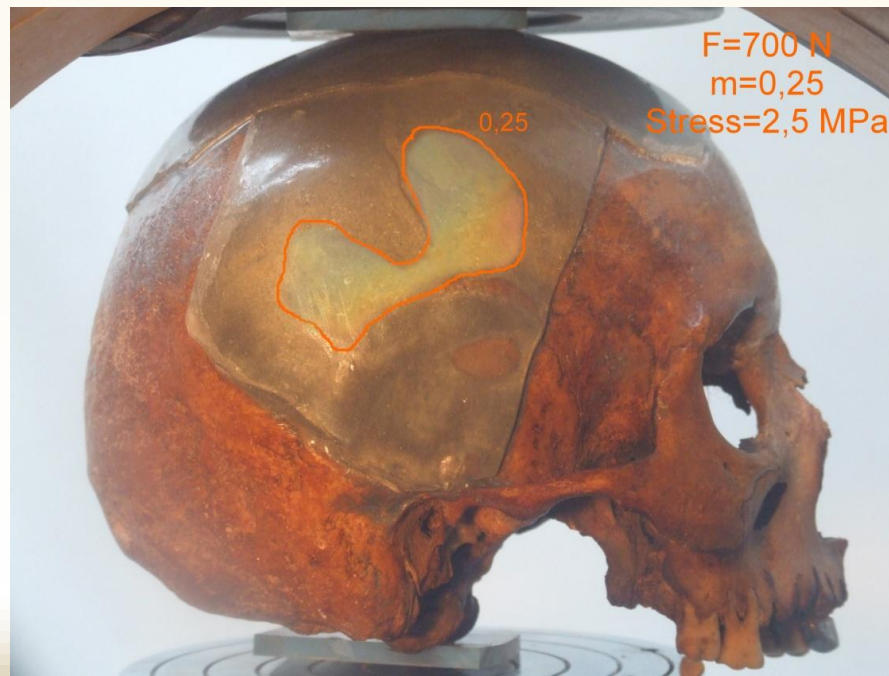
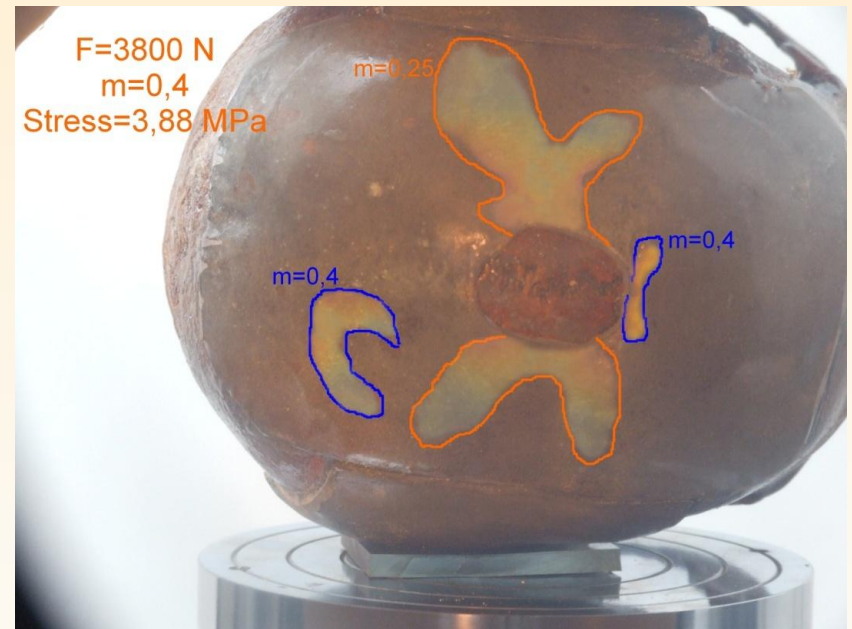
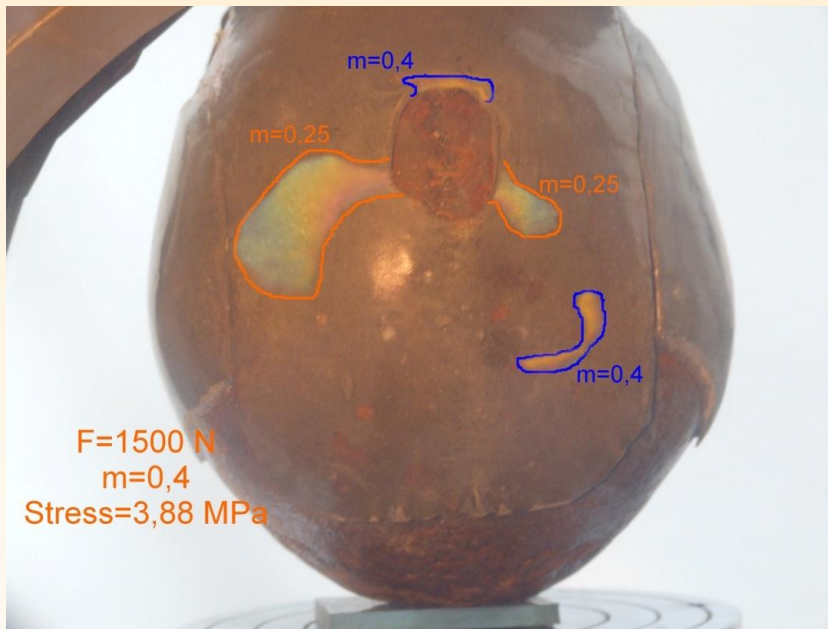
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
Max: 109,34
Min: 0,0004098



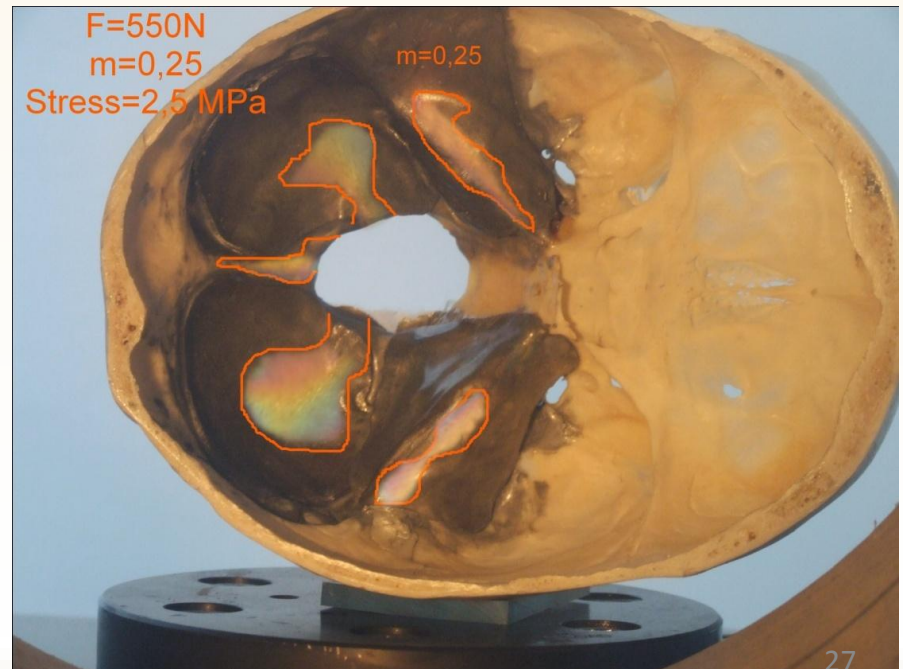
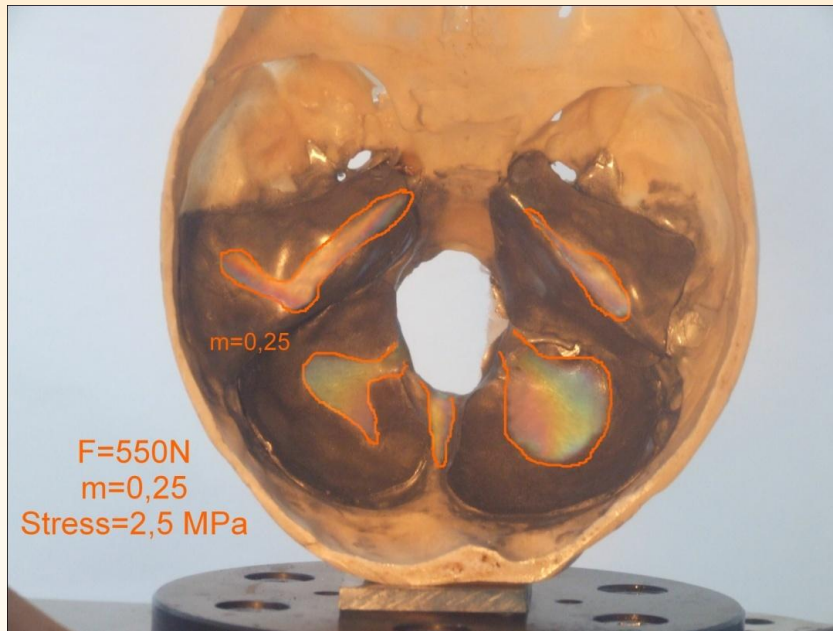
kontrétegekben

Emberi koponya terhelésanalízise (photostress eljárással) határterhelések meghatározásához (Borbás Lajos, Kovách Sándor)





Koponya belső struktúrájának vizsgálata

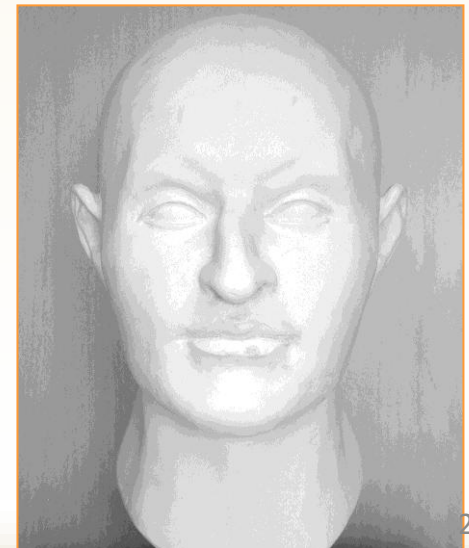
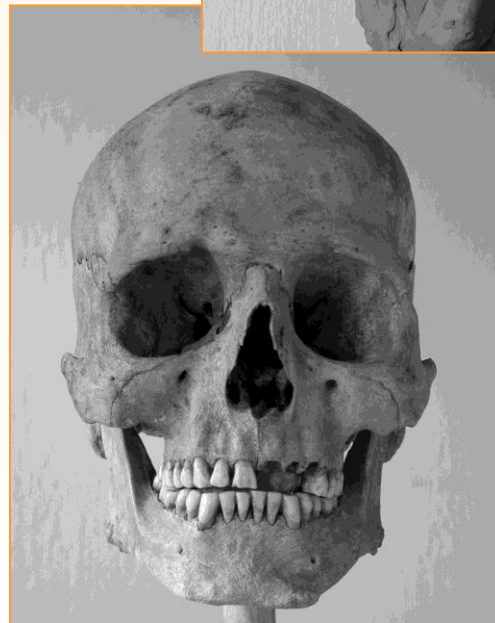
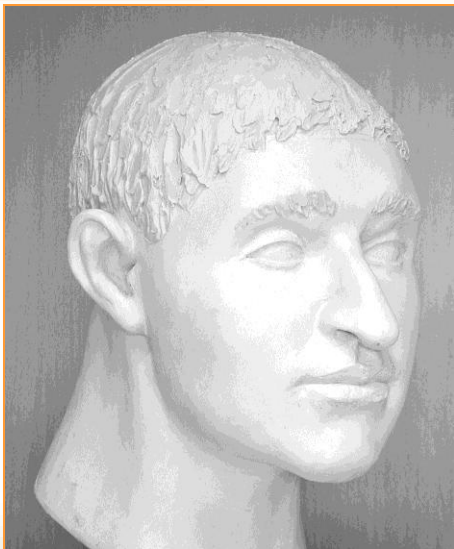
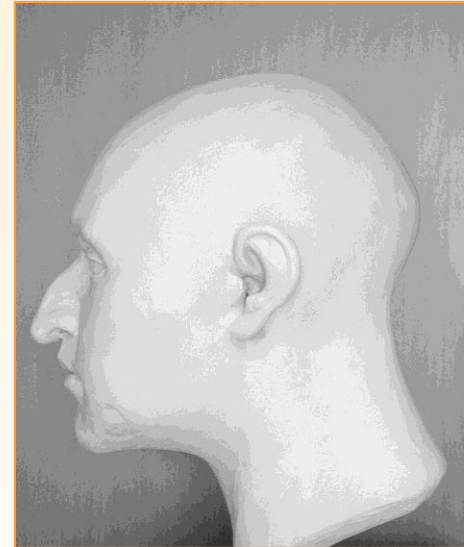
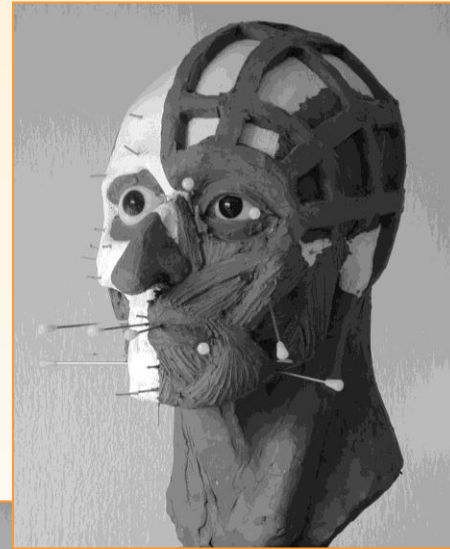


Gyorsprototípus eljárásának alkalmazása protézis gyártásban

(Fekete Károly, Schrott Péter, Pakut László, Borbás Lajos)



Arckonstrukció lépései

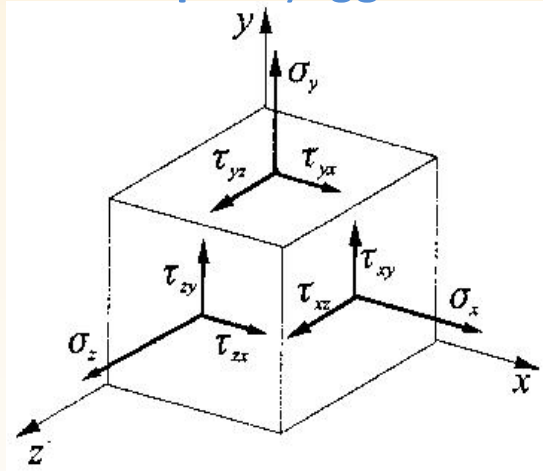


RPT termékek modellezésre, biomechanikai alkalmazásokra....

(Ficzere Péter, Borbás Lajos)

FEA (statikus mérésekből):

Orthotrop anyagmodell



- 3D CAD modell
- kényszerek és terhek
- Anyagtörvény és tulajdonságok

Elastic modulus (E) és Poisson szám(ν)

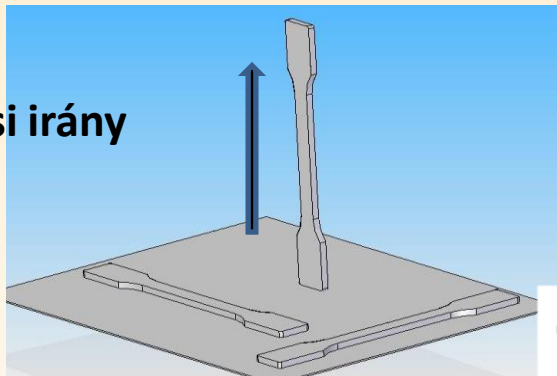
Ortotrop anyag általános Hooke törvénye

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{31} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} & 0 & 0 & 0 \\ S_{21} & S_{22} & S_{23} & 0 & 0 & 0 \\ S_{31} & S_{32} & S_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & S_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & S_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & S_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{23} \\ \tau_{31} \\ \tau_{12} \end{Bmatrix}$$

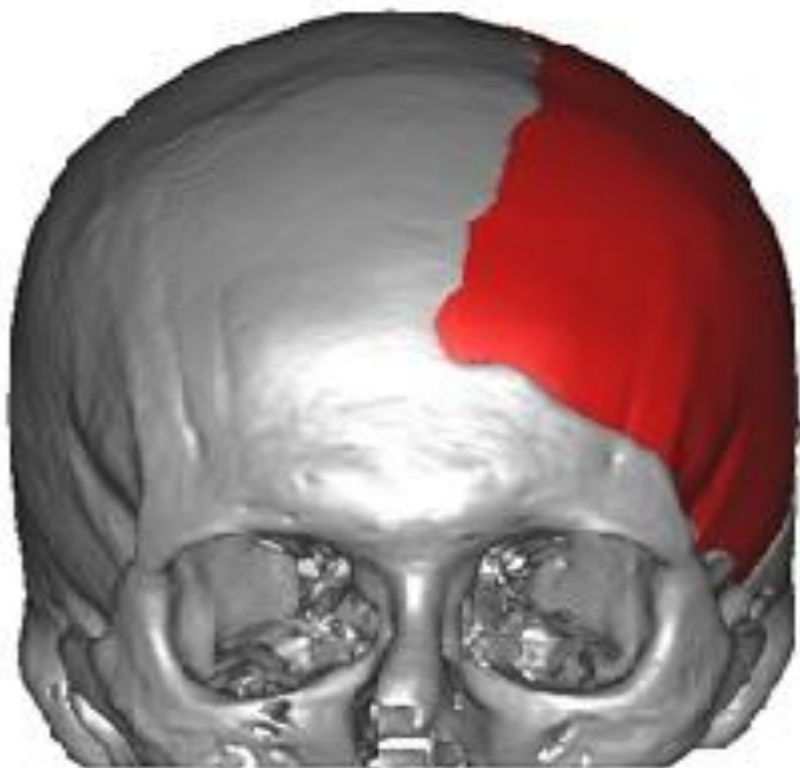
$$[S_{ij}] = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{21}}{E_2} & -\frac{\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{13}}{E_1} & -\frac{\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix}$$

9 független konstans !!!

Építési irány

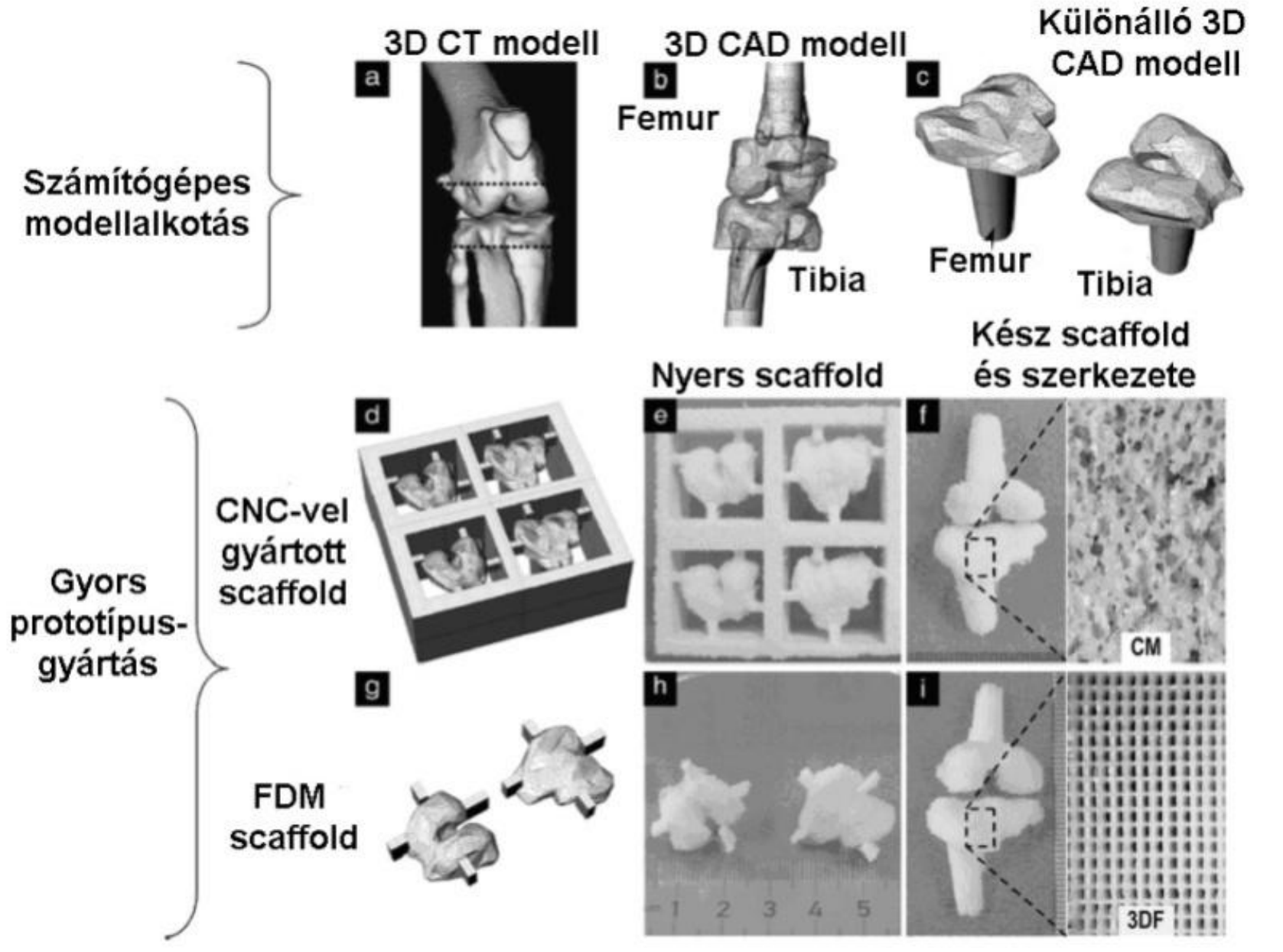


Szakító diagramok Álló és fekvő nyomta

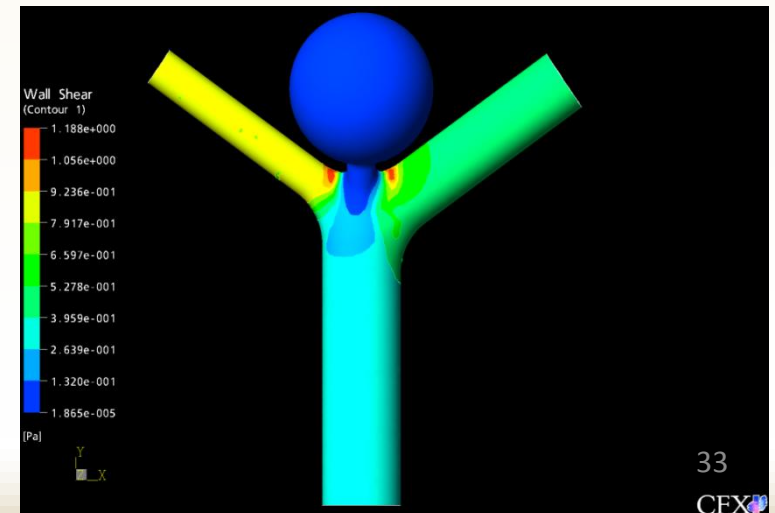
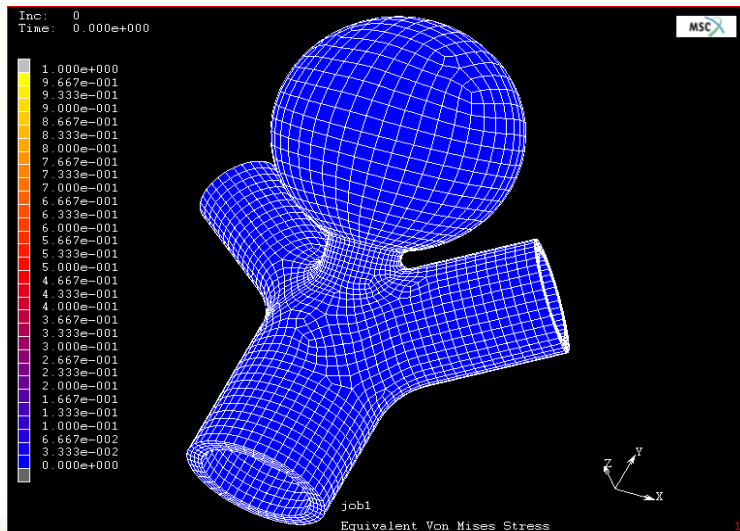
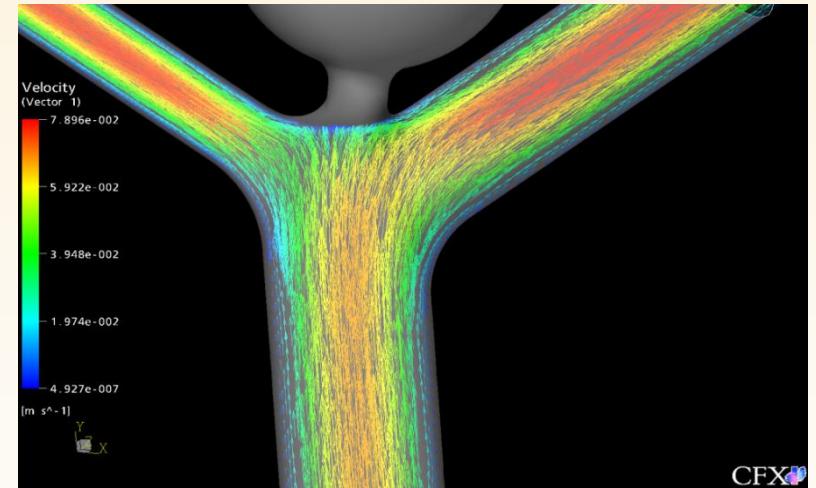


Gyorsprototípus eljárásának alkalmazása rögzítésekénél

(Oroszlány Ákos)

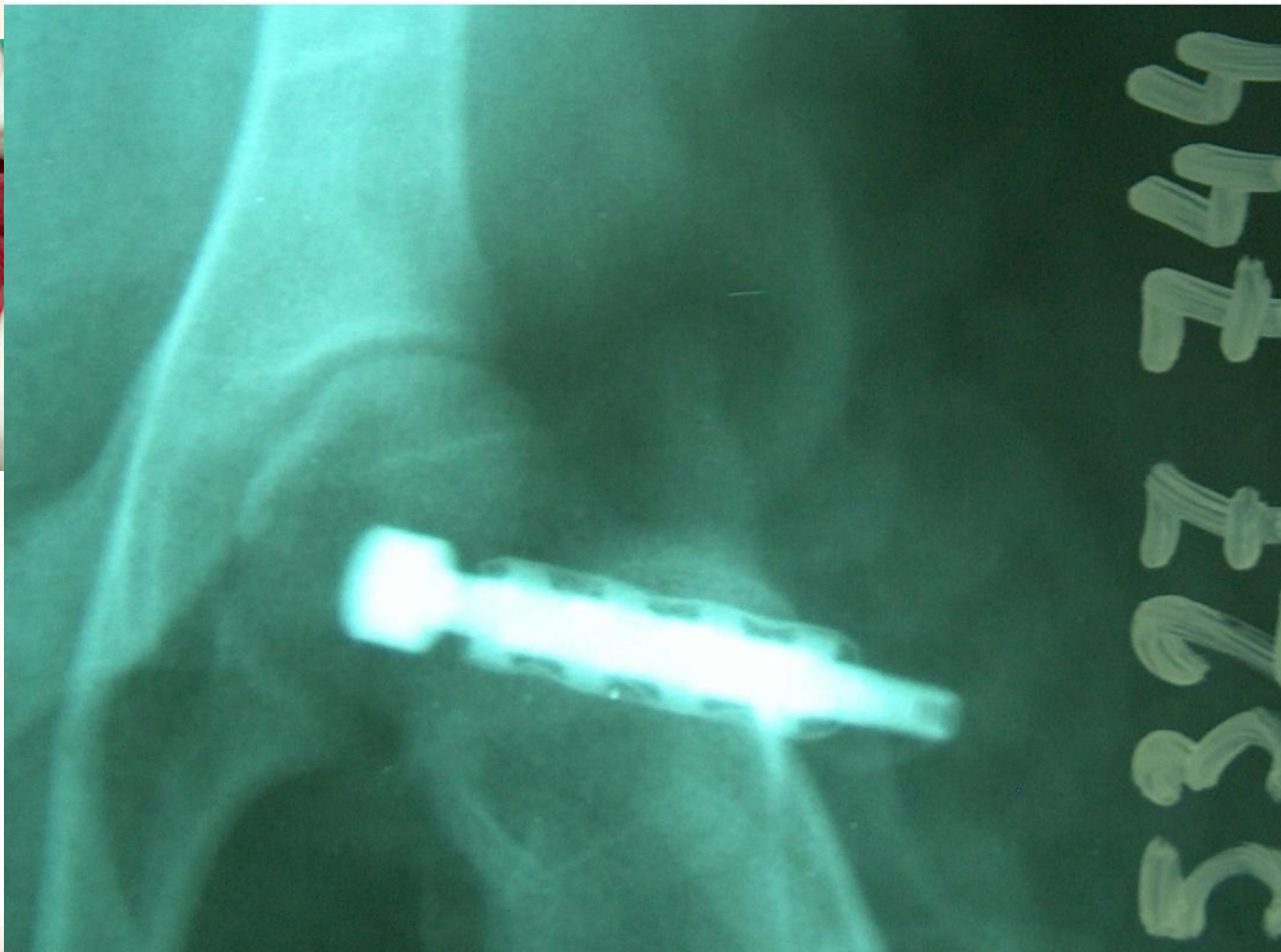


Erek numerikus modellezése, aneroizmák (Bojtár Imre és munkatársai)



Csontszövet-analóg funkcionális képességű integrációs tartományú implantátum kialakítás

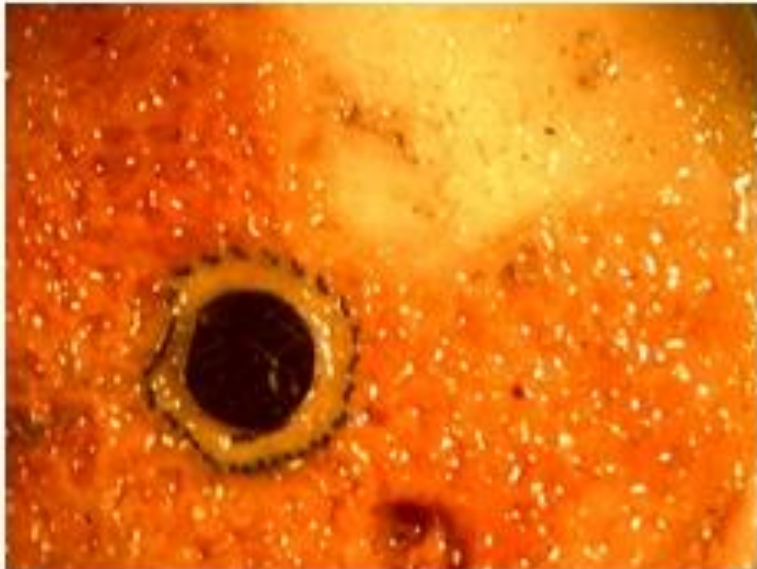
(Borbás Lajos, Molnár János)



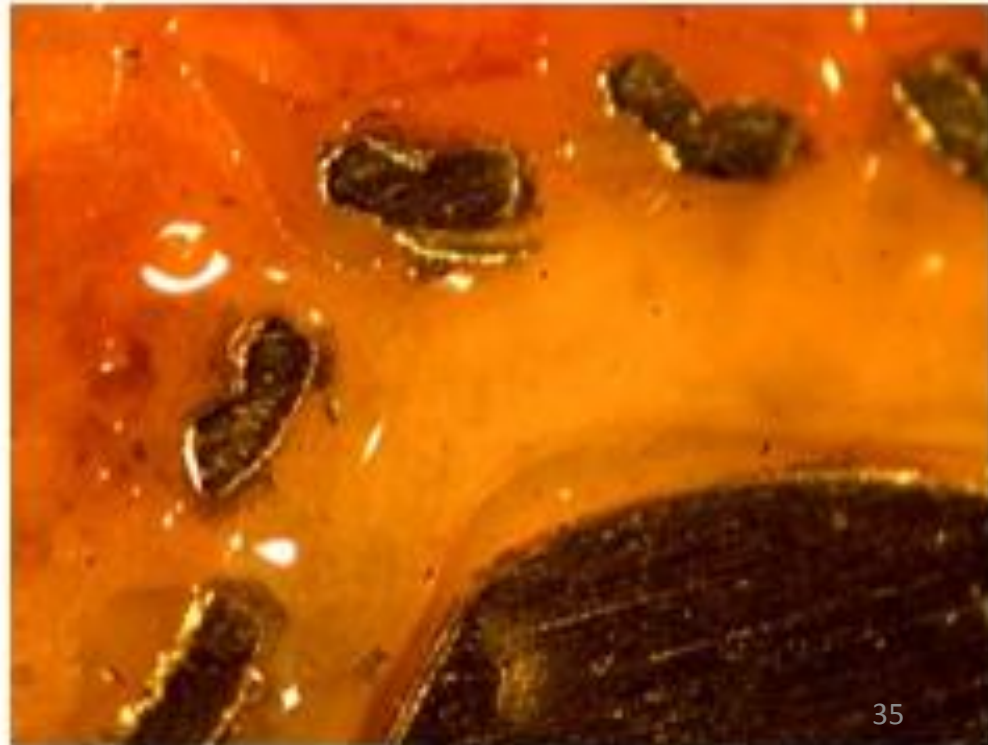
Eredmények

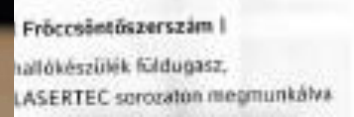
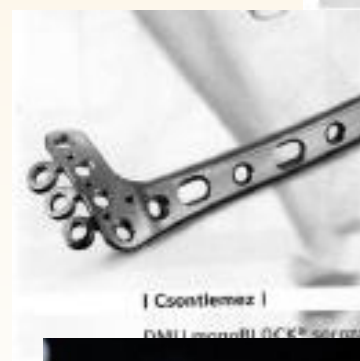
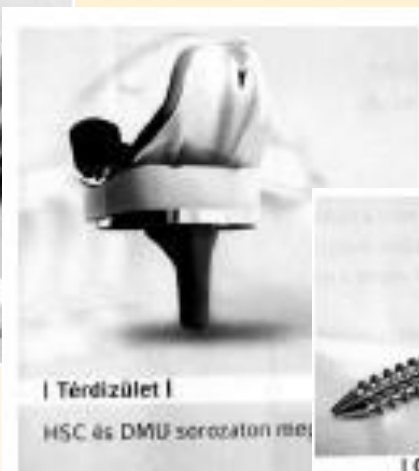
Az implantátum/csont felvételekből látható, hogy **az integráció**, tehát a csont benövése az implantátum részét képező rácsszerű felépítmény **implantátum felőli belső terébe is, a teljes tartományban teljes mértékű.**

Nagyítás: 1 x



Nagyítás: 45 x





V. MAGYAR BIOMECHANIKA KONFERENCIA

a BME Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpontja és a Magyar Biomechanikai Társaság szervezésében



2013. MÁJUS 24-25.
BUDAPEST



www.asszisztencia.hu/biomechanika

<http://www.biomech.bme.hu/>



Korszerű Anyagok és Gyártástechnológiák Alkalmazása a Gyógyászatban Konferencia

2014. május 30-31. | EDUTUS Főiskola Tatabányai Tagozat, "B" Épület

www.asszisztencia.hu/biomechanika



Köszönöm figyelmüket

borbas@kge.bme.hu

borbas.lajos@edutus.hu