

Beszámoló

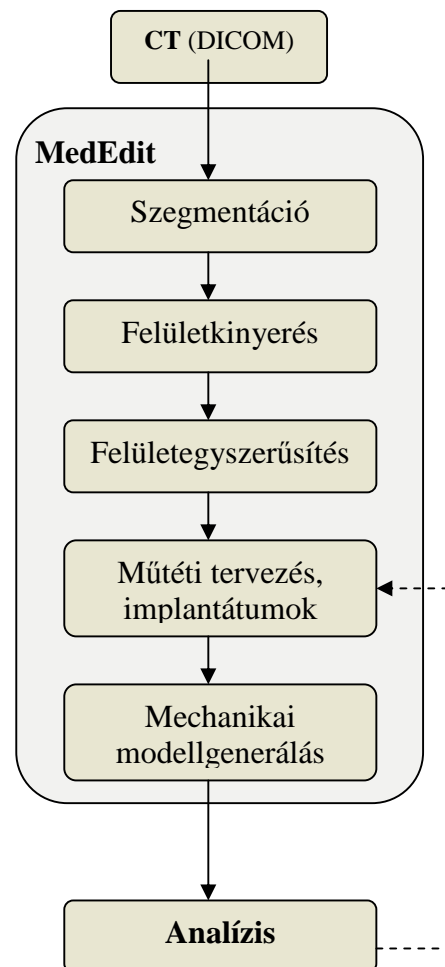
1. A műtéti beavatkozás megtervezéséhez használt geometria nem egy általános geometria, hanem a beteg CT felvételeiből kinyert adathalmaz. Csak így lehet az egyedi különbségeket (pl., törések, diszlokációk) figyelembe venni. A felvételek egy úgynevezett DICOM formátumban állnak a rendelkezésünkre, mely mára már standard fájlformátuma lett az orvosi képalkotó berendezéseknek. Ezek a fájlok tartalmazzák a betegről készült keresztmetszeti képeket.

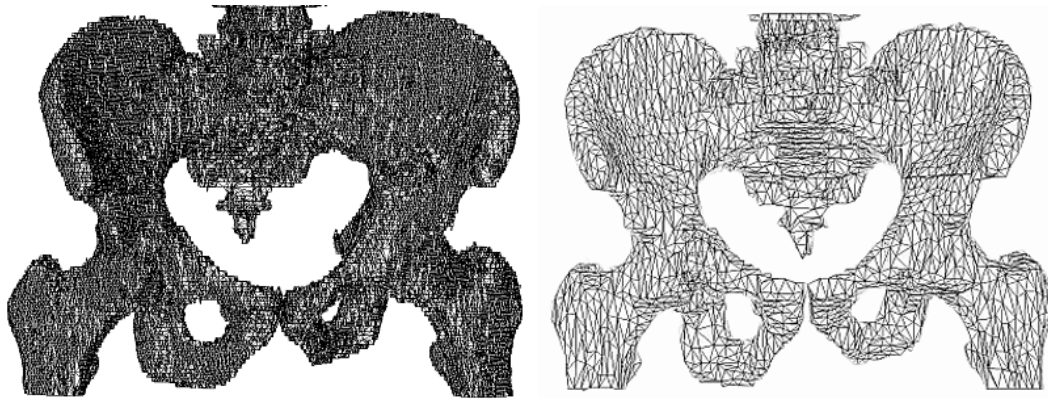
A pályázat keretein belül elkészített MedEdit program képes ezeket a képeket beolvasni, és kezelni.

Az első lépés a szegmentáció, amelynek során minden egyes képpontról eldöntjük, hogy a csonthoz tartozik e vagy sem. A döntés történhet egyszerű küszöböléssel, ahol csupán a képpont szürkeségi értékét vesszük alapul. Mivel ez a módszer gyakran hoz hibás eredményt (főleg zajos képeken) ezért megvalósítottunk egy fuzzy összefüggőségen alapuló algoritmust [Nyúl] is amely minimális felhasználói input mellett produkál kiemelkedően jó eredményt. A felhasználó csupán néhány, a csonthoz tartozó alappont kijelölésével elvégezheti a szegmentációt.

2. A következő lépés a felületkinyerés, amelynek során háromszögekkel közelítjük a szegmentált adathalmazunk felületét. Kezdetben ezt úgy végeztük, hogy 2 dimenziós kontúrokat kerestünk, és ezeket illesztettük össze egyetlen 3 dimenziós hálóvá a B. Geiger által készített Nuages program [Geiger] segítségével. Ez a módszer elsősorban cső alakú objektumok (légcső, combcsont, véregek) rekonstruálására lett kifejlesztve, viszont mi a medencecsontra szeretnénk volna alkalmazni. Keresnünk kellett tehát egy olyan módszert, amely végig 3 dimenzióban működik. Így esett a választásunk az úgynevezett *Marching Cubes* algoritmusra [Lorensen]. Egyetlen hátránya, hogy az így készített háromszögháló túl sok pontból és háromszögből állnak. Például egy medencecsont felülete, mely egy 90 szeletes CT felvétel alapján készült, összesen több mint 360 ezer pontot és 721 ezer háromszöget tartalmaz.

A felület egyszerűsítése, azaz a háromszögek számának csökkentése, több okból is szükséges. Egyrészt a megjelenítésnél gyorsabb, simább mozgás/forgatás érhető el, másrészt ez a háromszögháló lesz az alapja a mechanikai modellnek, amelyet a véges elemes elemző program elemezni fog. Maga az elemzés meglehetősen erőforrás-igényes (CPU-idő, memória) művelet. A felületek egyszerűsítésére a Garland és társai által kidolgozott kvadratikus metrikát [Garland] használó algoritmust implementáltuk, melynek nagy előnye, hogy nagyfokú egyszerűsítés is elérhető vele. A korábbi példánkban szereplő 721 ezer háromszögből álló medencecsont akár 10 ezer háromszögűre is redukálhatjuk anélkül, hogy látható deformációkat szenvedne.

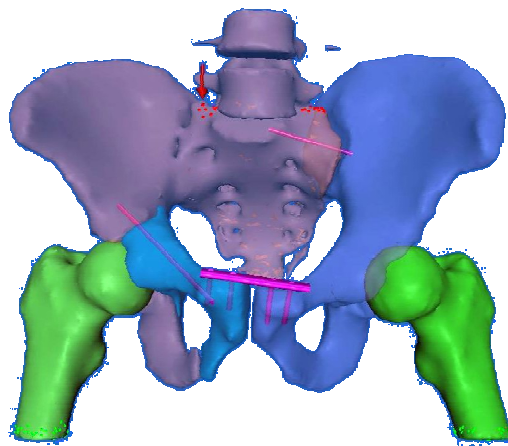




Medence geometriai modellje egyszerűsítés előtt (balra) és egyszerűsítés után (jobbra)

3. A műtéti tervezés modulban a csont geometriai modelljén végezhetünk műveleteket. Ennek a modulnak a feladata a háromszögháló 3D megjelenítése, és a műtéti tevékenységek virtuális elvégzéséhez szükséges felület biztosítása. A következő műtéti elemeket valósítottuk meg:

- 1) csont darabok mozgatása, áthelyezése a három koordináta tengely mentén.
- 2) csont darabok forgatása a középpontjuk körül a három koordináta tengely mentén.
- 3) csavar implantátumok behelyezése, a csavar hossza, vastagsága állítható.
- 4) lemez implantátumok behelyezése, a lemez hossza, vastagsága, szélessége állítható.
- 5) terhelési pontok megadása (a mechanikai modellhez szükséges).
- 6) peremfeltételek megadása (a mechanikai modellhez szükséges).



Valós sérült műtéti ellátását megelőző 3D műtéti terv

A mechanikai modellgenerálását szintén a MedEdit program végzi. A feladat itt, a geometriai információkat kiegészíteni a mechanikai modellhez szükséges információkkal és ezeket a végelemző által elfogadható fájlformátumra hozni. A mechanikai modell annyiban különbözik a geometriai modelltől, hogy tartalmazza még az anyagi tulajdonságokat, a terhelési és peremfeltételeket, valamint az egyes csontdarabok ill. implantátumok közötti fizikai kapcsolatot.

Az elemzés eredménye információkat szolgáltat arról, hogy mely területek lesznek leginkább kitéve az anyagi feszültségnek. Ez alapján az orvos eldöntheti, hogy vajon megfelelő-e a műtéti terv, vagy esetleg módosít rajta, visszatérve a műtéti tervező modulhoz.

Számítógépes modellezés

A kutatás lépései a következők voltak:

1. Előkészítés.

A CT vizsgálatok képeit közvetlenül a DICOM fájllokból olvassa a rendszerünk. A DICOM felvételek elérhetőek az egyetem PACS (Picture Archiving and Communication System) rendszerén keresztül.

A geometriai modell előállítását végző program.

A geometria előállítása a szegmentált képsorozatból történik. Először a Marching Cubes Algoritmust használjuk, majd az így kapott túl sok háromszögből álló hálón egyszerűsítést hajtunk végre. Az egyszerűsítés után a geometria eltérése az eredetitől minimális, viszont a háromszögek száma töredéke az eredetinek.

A meglévő mechanikai modell pontosítása

Azáltal, hogy a mechanikai modellt saját magunk generáljuk, sokkal részletesebb geometriát is át tudunk adni a végeleemes programnak.

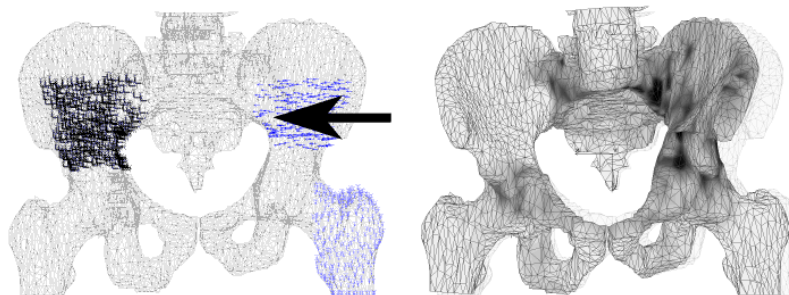
Eljárást dolgozunk ki a csontszövetek mechanikai elemzésére a COSMOS/M programrendszeren belül. (2003)

A COSMOS/M programrendszer elemkönyvtárában megtalálhatók mind 3D héj, mind 3D tömör testek elemzésére alkalmas elemek. Az általunk készített program mindkét módon képes exportálni a műtéti tervet.

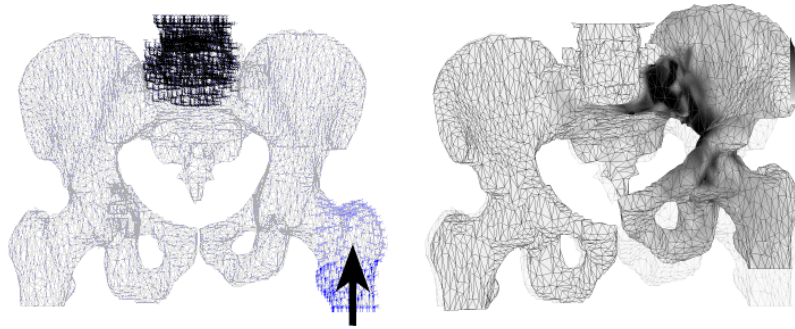
A műtéti megoldások szimulálására alkalmas programok elkészítése

2. Fantom kísérletek, Műtéti eljárások kidolgozása

2005-ben olyan baleseti helyzeteket szimuláltunk, melyek gyakran előfordulnak a valós életben. Ezek a vizsgálatok nagyban hozzájárulnak ahhoz, hogy megértsük a baleseti mechanizmusokat.

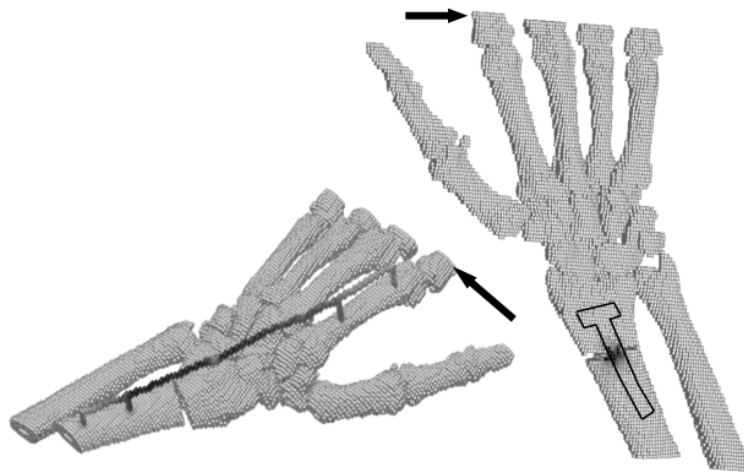


Lateralis compressio sérülés animálása (B2)

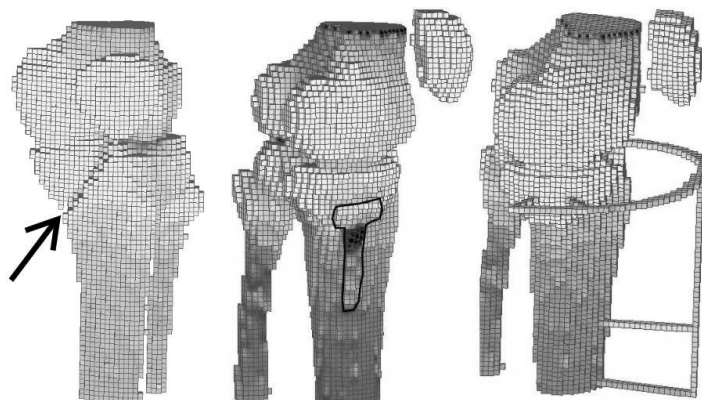


Vertical shear sérülés animálása (C)

A medencecsonton kívül, vizsgáltuk a csuklótörések biomechanikáját, ezen törések viselkedését a különböző használatos fixációs eljárásokra. Analizáltuk a tibialejtörések viselkedését Rögzítés nélküli, „T” lemezes, valamint hybrid fixateuros rögzítés mellett is. Eredményeinket számos hazai és nemzetközi fórumon előadtuk, valamint leközzöltük.



Csuklótörés rögzítési technikáinak stabilitásvizsgálata



Tibialejtörés rögzítési eljárásainak összehasonlítása

Kutatásaink a következő kézzelfogható eredménnyel jártak:

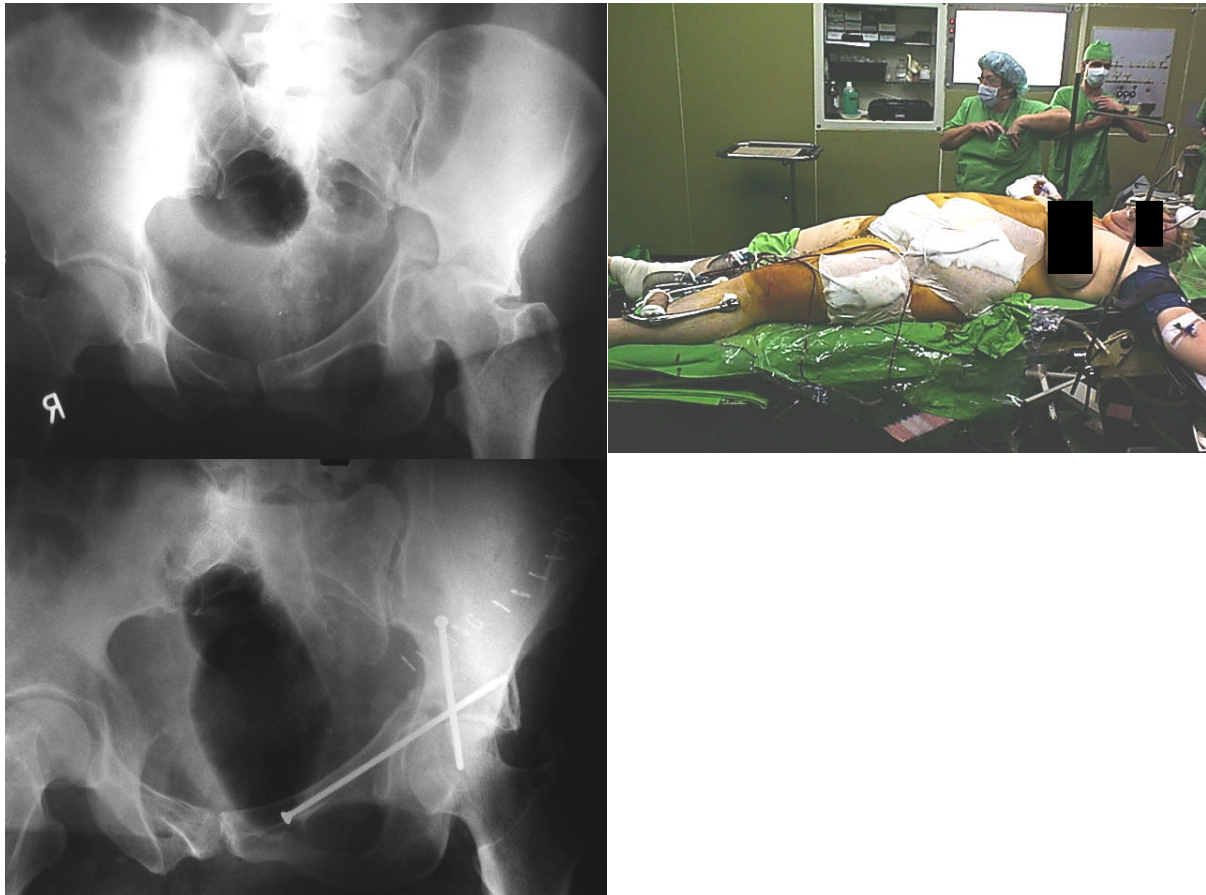
A, A klinikai alkalmazás területén 3 dimenziós műtéti tervezés, betegre szabott inplantátum választás, terhelési próbák műtét előtti lehetősége.

B, Különböző inplantátumok biomechanikai vizsgálata beteg meglévő töréseinél, vagy általunk kreált töréseknél. A vizsgálatok rendkívül gyorsan végezhetők, ismételhetők, módosíthatók.

C, Oktatásban, mind a graduális, mind a postgraduális képzésben az általunk készített baleseti mechanizmus modellek megkönnyítik a problémák megértését. Az általunk készített animációs modellek bemutatását számos külföldi kurzuson kérték.

D, Szlovén kollégákkal együttműködve a programot az ő 3D tervező és inplantátumkezelő programjukkal összehoztuk, így még szélesebb skálán tudjuk hasznosítani eredményeinket.

E, Eredményeinket szűkebb környezetünk is értékelte és így az egyetem támogatásával egy computer navigációs műtőt hoztunk létre, melybe szervesen illeszkedik az általunk kifejlesztett MedEdit csaknem „real time” végeelemző rendszer, oly módon, hogy azt a programozáshoz nem értő egészségügyi személyzet is képes kezelni.



Irodalmi hivatkozások:

Nyúl LG, Falcao AX, and Udupa JK. Fuzzy-Connected 3D Image Segmentation at Interactive Speeds. SPIE Medical Imaging, 2000. 3979 p.212-23.

Geiger B. Three-dimensional modeling of human organs and its application to diagnosis and surgical planning. INRIA, 1993.

Lorensen WE and Cline HE. A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. ACM SIGGRAPH Computer Graphics, 1987. 21, (4).

Garland M and Heckbert PS. Surface simplification using quadric error metrics. ACM SIGGRAPH' Computer Graphics, 1997. p. 209-216.