

Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám

MEDENCEGYŰRŰ-SÉRÜLÉSEK MŰTÉTI RÖGZÍTÉSÉNEK VÉGESELEMES MODELLEZÉSE

Bodzay Tamás¹, Asbóth László², Szita János¹, Váradi Károly²¹ Péterfy Sándor Utcai Kórház-Rendelőintézet és Baleseti Központ² Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépszerkezettani Intézetbodzaytamás@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

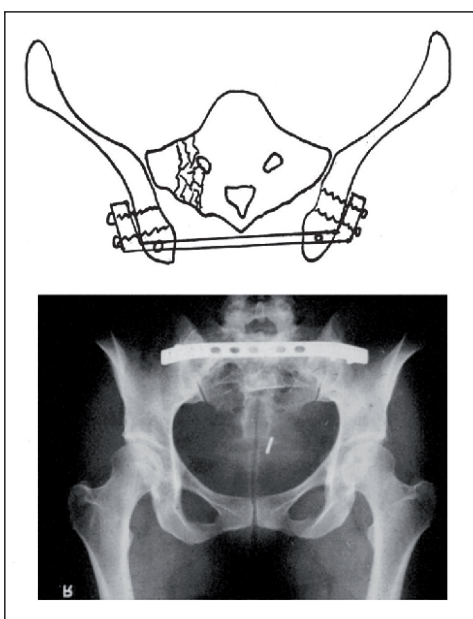
Bevezetés

A medencegyűrű-sérülések közül a vertikálisan instabil, C típusú sérülések műtéti ellátása abszolút indikált^{9,2}. 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 Mears⁶ 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-e⁸?



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).

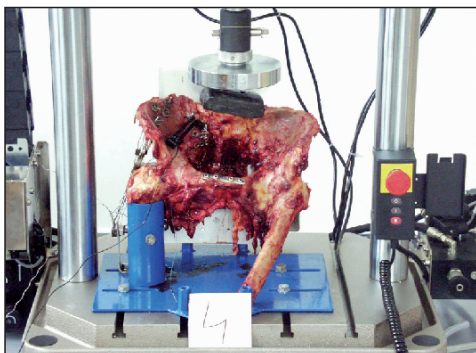


2. ábra. Bal oldalon KFI-H-lemezes, jobb oldalon ún. „direkt” lemezes műtét rtg-képe

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 vizsgálatainak 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.

Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám

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.

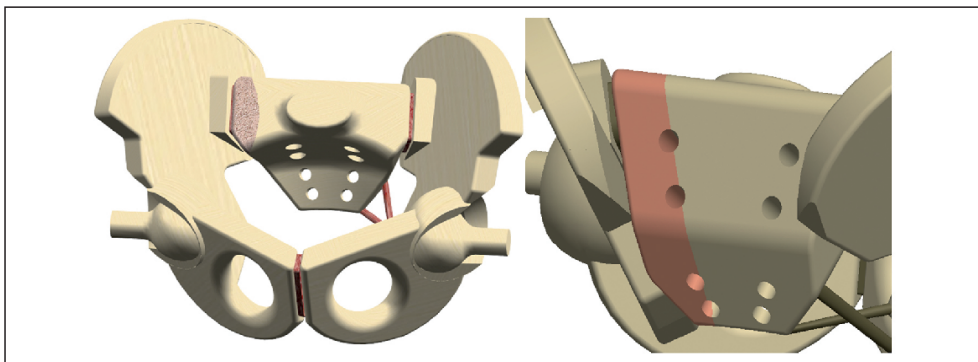
Geometriai modell: Két lehetőség vetődött fel, CT-felvételek alapján speciális programmal létrehozni a modellt, illetve műanyag modell 3D mérőgéppel készített scannelése. A második lehetőség mellett szövelt, hogy a CT számítógéppel való kapcsolat külön célszoftvert igényel, valamint az így nyert modellt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

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

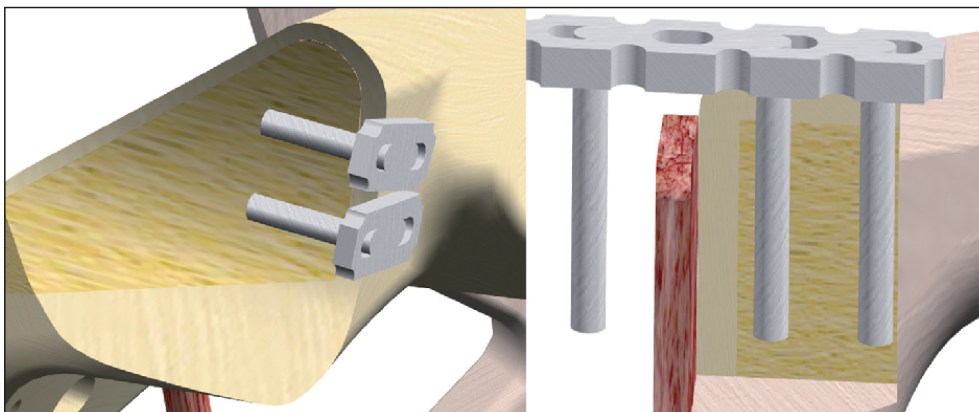
A geometriai bonyolultsága miatt a végelelemes program nem tudta a modellt behálózni, ezért leegyszerűsített geometriai alakzatokból készítettük el a medencéhez „hasonló” geometriát.

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 Sato¹ 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:

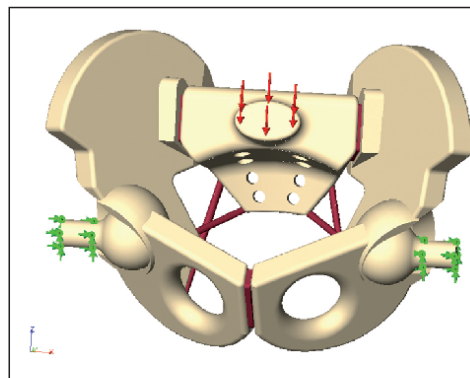
$$0,3 \times 0,1 + 0,2 \times 0,9 = 0,21 \quad (2)$$

		Rugalmassági modulus (E)	Poisson tényező (ν)	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

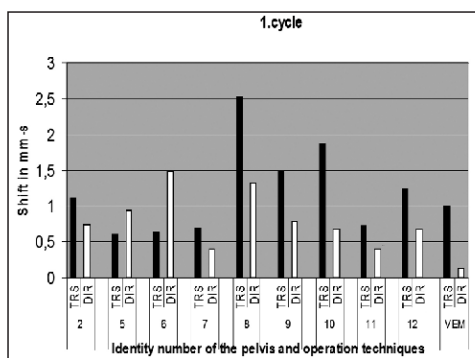
1. táblázat. Anyagjellemzők (megengedett értéken azt a feszültséget értjük, amely felett az adott anyag törik)

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 lábón állás

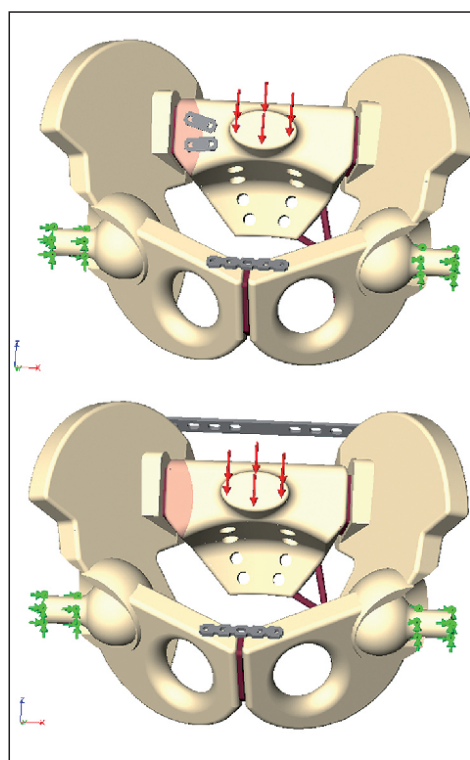


6. ábra. A csontszalagos preparátumok (2–12) és a számítógépes modell (VEM) elmozdulásértékei mm-ben transsacralis (TRS) és direkt (DIR) lemezes rögzítésnél, a törési rés két oldala között 250 N terhelés mellett, sérült oldalon álláskor

Terhelés és peremfeltételek

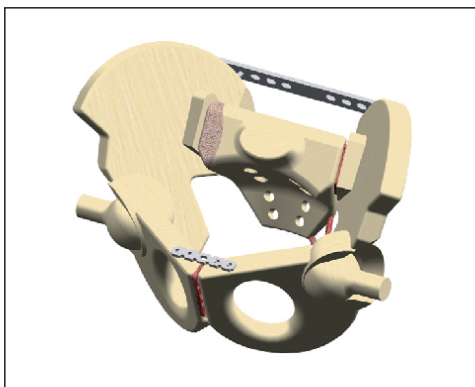
1. eset: ép sacrum két állás: terhelés a promontoriumon, Z irányban, 500 N, mindkét femur rögzítve, a medence hátul megtámasztva Y irányú elmozdulás ellen, a femur-acetabulum kapcsolat mindkét oldalon „node-node”, egyéb felületekben „bonded” (7. ábra).

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



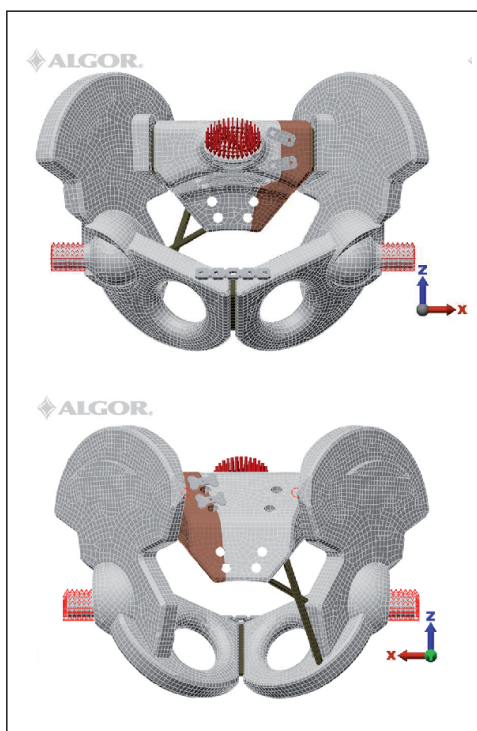
8. ábra. Denis I. sacrumtörés, direkt lemezes, illetve transsacralis lemezes rögzítés

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).



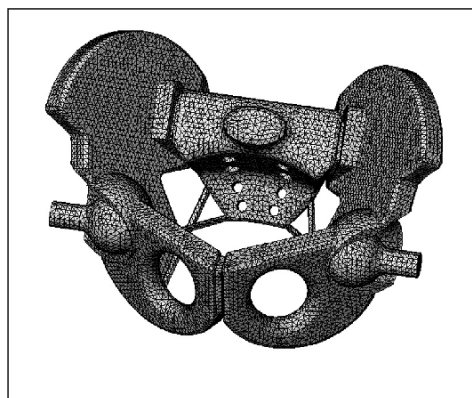
9. ábra. Denis I. sacrumtörés, transsacralis lemezes rögzítés széles DC-lemezzel

5. és 6. eset: Denis II. sacrumtörés, direkt lemezes és KFI-H-lemezes rögzítés, két lábón 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).



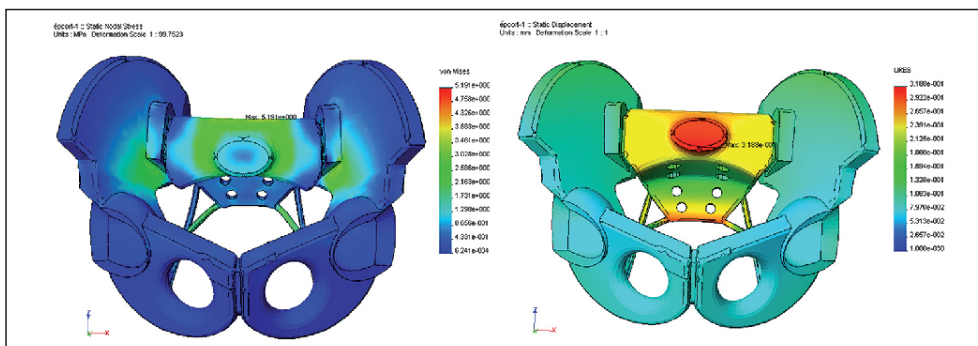
11. ábra. A végeleemes háló

Eredmények

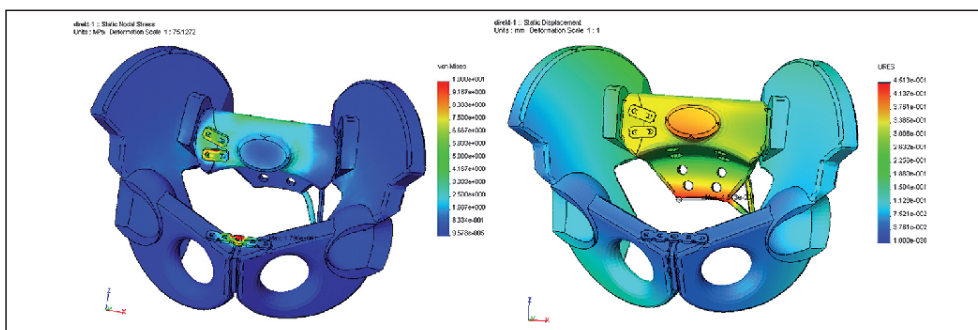
1. eset: ép medencegyűrű, két lábón állás esetén a feszültség maximuma a csontokban 5,19 MPa a sacrum corticalis rétegében, és 2,73 MPa a lig. sacrospinusum sacrumról való eredésénél. A kialakuló boltívszerű feszültségi kép megfelel a várakozásoknak. Az elmozdulás maximuma 0,318 mm, X és Y irányú összetevőkkel, 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 lábón 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).

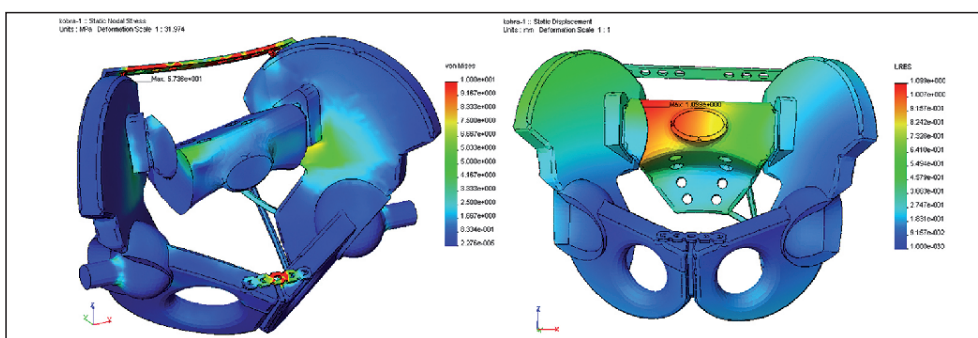
Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám



12. ábra. Feszültség és elmozdulás ép medencében



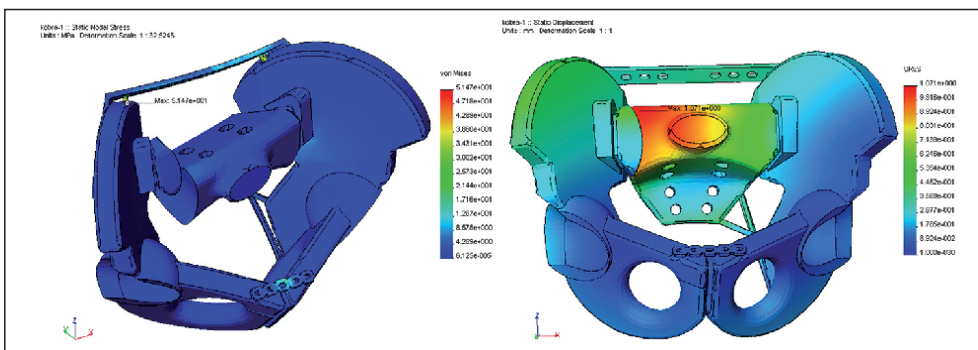
13. ábra. Feszültség és elmozdulás Denis I. törésnél, direkt lemezes rögzítés esetén



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).

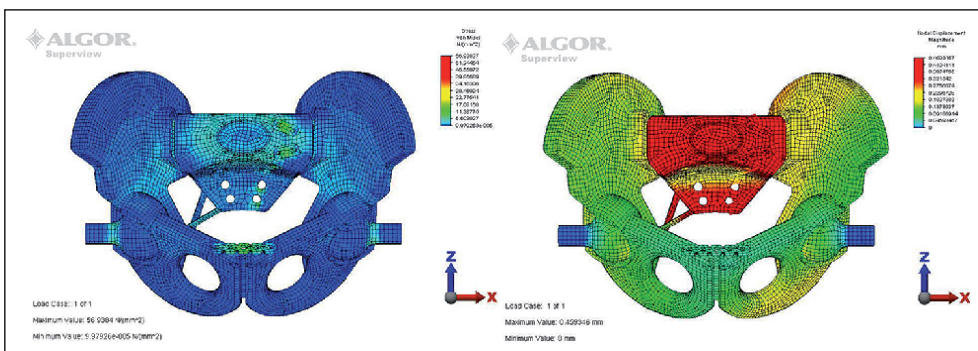
4. eset: széles DC-lemezzel végzett transsacralis lemezes rögzítés Denis I. törésnél. Itt a feszültség maximuma a lemezekben 51,47 MPa, a csontokban 13,7 MPa. A legnagyobb elmozdulás 1,07 mm, az elmozdulás a törési részen 0,53 mm (15. ábra).



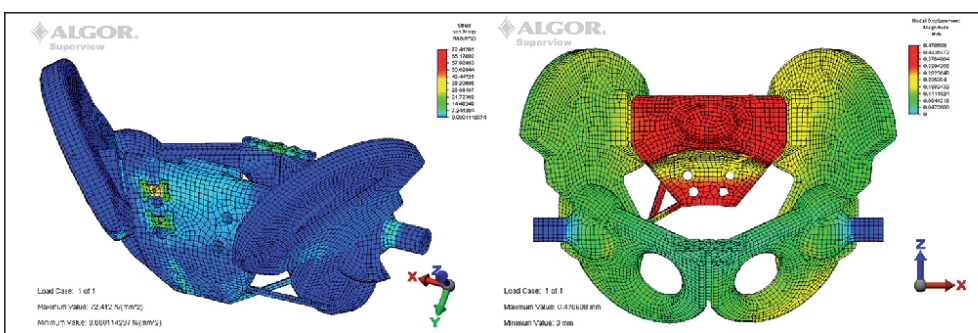
15. ábra. Feszültség és elmozdulás Denis I. törésnél, transsacralis lemezes rögzítés esetén (széles DC-lemez)

5. eset: Denis II. törés, direkt lemezes rögzítés esetén két lábbon 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 lábbon 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 irodalomban⁴, 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