

Instabil medencegyűrű-sérülések műtéti ellátása: biomechanikai és klinikai vizsgálatok

Doktori értekezés

Dr. Bodzay Tamás

Semmelweis Egyetem
Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola



Témavezető: Dr. Hangody László egyetemi tanár, az orvostudományok doktora

Hivatalos bírálók: Dr. Pintér Sándor egyetemi docens, Ph.D.
Dr. Pavlik Attila egyetemi tanársegéd, Ph.D.

Szigorlati bizottság elnöke: Dr. Monos Emil egyetemi tanár, az orvostudományok doktora

Szigorlati bizottság tagjai: Dr. Szabó Andrea, Ph.D.
Dr. Detre Zoltán, Ph.D.

Budapest
2011

Tartalomjegyzék

1. Rövidítések jegyzéke	3
2. Bevezetés	4
2.1. Anatómia	5
2.2. Biomechanika	6
3. Célkitűzések	9
4. Módszerek	13
4.1. Kadaverkísérletek	13
4.2. Számítógépes modell	20
4.3.1. Klinikai vizsgálatok-ellátási taktika	28
4.3.2. Klinikai vizsgálatok-utánvizsgálati szempontok	48
5. Eredmények	51
5.1. Kadaverkísérletek	51
5.2. Számítógépes modell	55
5.3. Klinikai vizsgálatok eredményei	65
6. Megbeszélés	70
7. Következtetések	77
8. Összefoglalás	80
9. Irodalomjegyzék	83
10. Saját publikációk jegyzéke	91
11. Köszönetnyilvánítás	94

1. Rövidítések jegyzéke

AO- Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

ATLS- Advanced Trauma Life Support

DC- Dynamic compression

DIR- direkt lemezes rögzítés

DGU- Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie

ISS- Injury Severity Score

ITO- intenzív terápiás osztály

KFI- Klein Fragment Instrumentarium

UH- ultrahang

SIRS- Systemic Inflammatory Response Syndrome

2. Bevezetés:

A medencegyűrű-sérülések ellátása nagy kihívást jelent a traumatológusoknak. A motorizáció fejlődésével a nagy energiájára bekövetkező sérülések, így a medencesérülések száma egyre növekszik. A medence sérüléseinek ellátását Intézetünkben 1987 óta vizsgálja kutatócsoport. A Dr Szita János vezetésével működő munkacsoportba 1994-ben kapcsolódtam be. Jelen munka során az általunk végzett klasszikus, kadaver medencepreparátumokon végzett biomechanikai vizsgálatokról, az általunk létrehozott számítógépes, végeselemes medencemodellről, a modellen végzett vizsgálatok eredményéről, valamint az általunk 1995 és 2005 között kezelt betegek kezelési eredményének elemzése után levonható következtetésekről számolok be.

A medencegyűrű sérülései nagy erőbehataásra jönnek létre. Régebben jóval ritkábbak voltak, Malgaigne 0,3 % gyakoriságot észlelt (Malgaigne 1847, 1859). A sacroiliacalis ízületek sérülései a medencesérülések mintegy 20 %-ában észlelhetők (Müller-Färber és mtsai 1978). A symphysis sérülése a medencegyűrűsérülések 7-17 %-ában látható (Poigenfürst 1962, Ahlers és mtsai 1979). Amíg az 1800-as és az 1900-as évek első felében a sérülések fő oka a magasból leesés és betemetetés volt, a motorizáció erősödésével a kezelést igénylő medencegyűrű-sérülések száma lényegesen megnőtt.

Ehhez hozzájárul még a Mentőszolgálat működésének javulása is, a helyszíni ellátás minősége jobb, a beszállítás ideje csökken, így egyre több súlyos sérült jut elve kórházba. Az instabil medencegyűrű-sérülések gyakorisága az utóbbi évtizedekben 3-6 % körüli (Melton és mtsai 1981, Mucha és mtsai 1984, Ragnarsson és mtsai 1993). A hetvenes évek végéig az instabil medencesérülések ellátása túlnyomórészt konzervatív volt, és a sérültek nagy része meghalt (Rothenberger és mtsai 1978, Henderson 1989).

Habár az intenzív terápiás és sebészi módszerek az utóbbi időben jelentősen fejlődtek, mégis az instabil medencegyűrű-sérülések halálozása 35 %-ra tehető (Rieger és mtsai 1993, Varney és mtsai 1990). Amennyiben a medence mechanikai instabilitásához a beteg hemodinamikai instabilitása is társul, az első ellátás során elvégzett medencestabilizálás vérzéscsillapító, és így életmentő beavatkozás.

Az instabil medencesérülések késői következményei is súlyosak: az esetek mintegy 75 százalékában (Ahlers és mtsai 1979, Probst és mtsai 1979) súlyos panaszok észlelhetők álláskor, járás és ülés közben. Az okok: rossz helyzetben gyógyult törések következményes végtagrövidüléssel és másodlagos gerincdeformitásokkal, valamint

álízületek. Később megjelent cikkek is lényeges életminőség romlást írnak le ebben a sérültsoportban (Tornetta és mtsai 1996, Pohlemann és mtsai 1996).

Az egyik probléma a diagnosztikában rejlik: a hagyományos AP és inlet- outlet felvételek alapján gyakran alulbecsülhető a sérülés súlyossága. A medencegyűrűsérülések diagnosztikájában jelenleg már rutinszerűen alkalmazott CT-vizsgálat segít a sérülés súlyosságának megítélésében, hasonlóképpen a terápiás terv felállítását könnyíti a Tile által javasolt és bevezetett AO-klasszifikáció (Tile és mtsai 1991).

A késői panaszok másik oka a csont-szalagos medencegyűrű sérüléseikhez kapcsolódó kísérősérülések: az urogenitális traktus, erek, idegek illetve a medencefenék izomzatának sérülései (Hersche 1993, Moorehouse 1988).

További vizsgálatok utalnak arra, hogy a műtéti ellátás időpontja és a késői panaszok között összefüggés van (Goris 1982, Matta 1989).

Az instabil medencegyűrű-sérülést szenvedett betegek számára ez azt jelenti, hogy sérülésük a baleset után mihamarabb műtétileg stabilizálandó. Habár az elmúlt évtizedekben a medencesérülések ellátása sokat fejlődött, jelenleg is számos tennivalónk van még, a DGU- Arbeitsgruppe Becken felméréséből az mutatkozik, hogy azon sérülteknél, akik jelentős fájdalmakat és funkcióromlást panaszoltak állás, járás és ülés közben, korábban 95 %-ban a hátsó medencefél sérülése volt észlelhető (Pohlemann 1998).

2.1. Anatómia

A medence kifejezést a csípőcsontok és a keresztcsont által alkotott egységre Vesalius használta először a „De humani corporis fabrica libri septem” című, 1543-ban megjelent anatómiakönyvében. 1747-ben Albinus a medence egyes csontjait írta le, 1854-ben Luschka a sacroiliacalis ízület felépítéséről publikált. Fryette 1957-ben klasszifikálta a különböző sacrumformákat a sacroiliacalis ízület sagittalis tengelyének függvényében, Solonen 1957-ben a sacroiliacalis ízület mechanikájáról és működéséről közölt tanulmányt. Ő írta le, hogy a ligg. sacroiliaca interossea a legerősebb szalagok az emberi szervezetben.

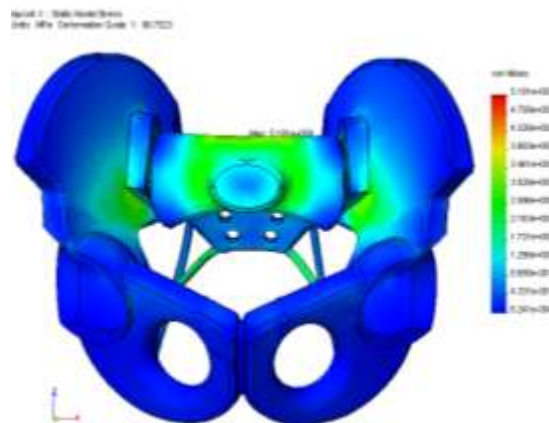
Biomechanikai szempontból a medence adja az összeköttetést a törzs csontos váza és az alsó végtagok között. Mechanikai védelmet nyújt a kismedencei zsigereknek és az itt futó, az alsó végtagokba kilépő ereknek és idegeknek. Azok az erőbehatások, amelyek a

medencegyűrű sérülését okozzák, ennek megfelelően okozhatják a fenti képletek életveszélyes sérülését is.

A medencét a két medencecsont (os coxae) és a keresztcsont alkotja. A medencecsont három csont embriókorban létrejövő összenövéséből alakul ki: a csípőcsontból (os ilei), az ülőcsontból (os ischii), és a szeméremcsontból (os pubis). A keresztcsont a medencecsontokkal a két sacroiliacalis ízületen át kapcsolódik. A sacrum a medencegyűrűben az erős sacroiliacalis ízületi szalagokkal rögzül. Különösen az erős dorsalis sacroiliacalis szalagok felelősek azért, hogy a vertikális terhelés hatására a keresztcsont ne „csússzon” be a kismedence ürege felé. A keresztcsont medencecsontokhoz viszonyított rotációját a sacrospinosus és sacrotuberosus szalagok mérséklék, a sacrum mozgásai a sagittalis síkban fiatal korban átlag 3 mm-esek, és az életkor előrehaladtával ez csökken, az ötvenes életévekben általában a sacroiliacalis ízületek mozgásai megszűnnek. Az L V. csigolyák harántnyúlványai és az os ilium között húzódó iliolumbalis szalagok a lumbosacralis átmenet stabilitásáért felelősek. A sacroiliacalis ízület stabilitásában fontos még az ízfelszín kaudal, medial és dorsal felé ferde volta is.

2.2 Biomechanika

A törzs terhelése az L V. csigolyán, a sacrumon, az SI-ízületen és az os ilium linea terminalisán keresztül adódik át a csípőízületre és az alsó végtagokra. (1. ábra) Ezt mutatja a fenti csontok megvastagodása a terheléseknek megfelelően. Az elülső medencefél lényegesen kisebb terhelésnek van kitéve, ennek megfelelően ezt a területet alkotó csontos struktúrák vékonyabbak, filigránabbak.



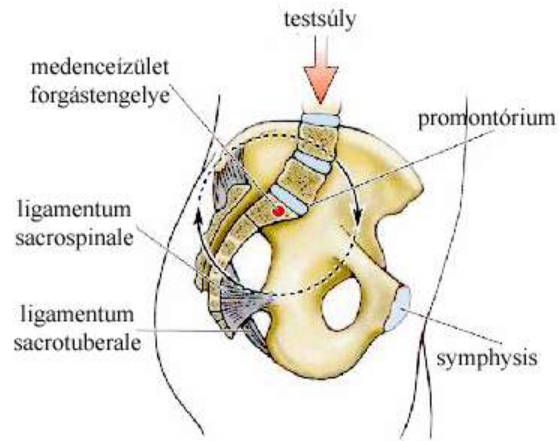
1. ábra: feszültségeloszlás ép medencében két lábon álláskor

Itt elsősorban húzó terhelés jelentkezik. A medencegyűrű elöl a symphysis pubicában záródik.

A medence mozgása a törzs és a csípőízületek mozgásainak következménye. Mivel a sacroiliacalis ízületre ható erők eredője nagyjából függőleges, ez az ízületi szalagok nyújtó és az ízületi felszínnek nyomó terheléséhez vezet. Habár az SI-ízületek mozgása meglehetősen behatárolt és szalagrendszere igen erős, mégis lehetséges a sacrumnak bizonyos fokú előrebillenése, ezzel pedig a törzs súlypontjának ventral felé helyeződése. A fenti mozgás ellensúlyozásában a két oldali lig. sacrotuberosumnak és sacrospinosumnak van jelentős szerepe, melyek szövettani vizsgálatok alapján proprioceptív receptorokat tartalmaznak, ennek megfelelően az álláskor és a járásban szerepet játszó izmok koordinálásához szükséges „információáramlás” fontos szereplői. (Varga 1999). A törzs előre billenésekor a keresztcsont mozgása a fent leírtakkal ellentétes. A fenti mozgások ellensúlyozásában és koordinálásában a medencét övező izomzat szerepe igen jelentős.

A fent leírtakból egyértelmű, hogy a csont-szalagos medencegyűrűnek nem csak statikus, de dinamikus szerepe is van.

Ha a statikus funkciót a frontális síkban elemezzük: a megterhelés az L.V. csigolyán keresztül tevődik a keresztcsontra, és eloszlik a két SI-ízület irányába. A két os ilium ventralis találkozásánál, a symphysisben nyomóerők lépnek fel. A sacroiliacalis ízület szalagjai miatt minél nagyobb a keresztcsontra ható terhelés, annál erősebben szorul össze mintegy harapófogó szerűen a két medencecsont. A horizontális síkban a keresztcsont a két medencecsont harapófogójában feszül, eközben a szeméremcsontok felső szárai a symphysisben összenyomódnak, miközben a symphysis alsó részén húzóerő ébred (Varga 1999). A sagittális síkban a sacrum cranialis-ventralis vége a kismedence felé billen, melyet a sacrotuberosus és sacrospinosus szalagok ellensúlyoznak. A fellépő billenés mértéke a függőlegesen beható erő támadáspontjától függ. (2. ábra)



2. ábra: a keresztcsont nyírlirányú mozgása a medence középvonalában

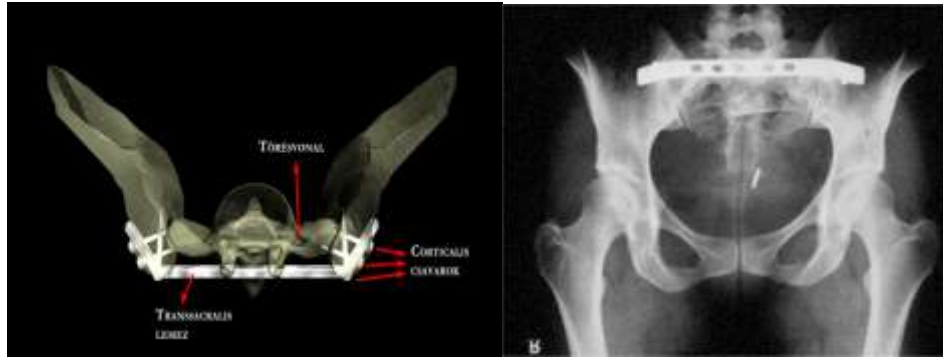
A medence dorsoventralis kiegyensúlyozása a csípőízületben történik meg, ebben a csípőt és a medencét áthidaló izmoknak van kiemelt szerepe. A törzs és az alsó végtagok között elhelyezkedő medence bonyolult szerepe mind a terhelés közvetítésében, mind a törzs és az alsó végtagok mozgásában teszi érthetővé, hogy medencesérülések után visszamaradó deformitások nem csak lokális fájdalmat eredményeznek, hanem hosszú távon a gerinc és az alsó végtagok egyenlőtlen terhelését, következményes panaszokkal.

3.Célkitűzések:

Az operatív töréskezelés immár 30-40 éve elterjedt világszerte, így hazánkban is. Ez a töréskezelésben hatalmas előrelépést jelentett, azonban feltételezte korszerű implantátumok kidolgozását, adott töréstípushoz, adott testtájon az implantátumok felhasználási szabályainak szinte algoritmusszerű kidolgozását. A kezdeti időszakban a stabilitást, korai mozgathatóságot, így a mihamarabb elkezdhető funkcionális utókezelést nagy feltárásokkal, anatómiai repositioval és rigid osteosynthesisekkel érték el. A lágyrész-és csontgyógyulási szövődmények, illetve a csontgyógyulás kutatása során megszerzett új ismeretek alapvetően megváltoztatták elképzeléseinket, ill. módszereinket az operatív töréskezelésben. A minimálinvazív technikák a lágyrészek feltárását csökkentik, a rigid rögzítést a szükséges minimális, elasztikus fixálás váltotta fel, az így létrehozott "kontrollált instabilitás" fokozza a csontgyógyulás sebességét.

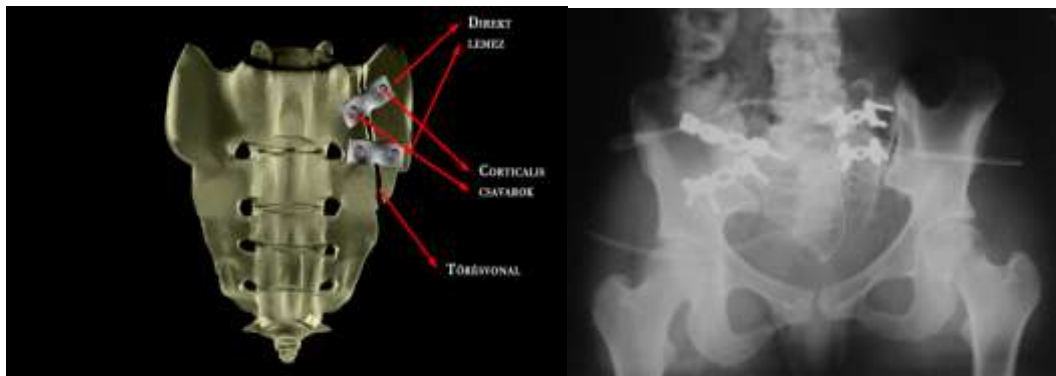
Fenti megfontolásoknak különös jelentősége van a medencegyűrű-sérülések műtéti ellátásában. A medencesérülések közül a vertikálisan instabil, C típusú sérülések műtéti ellátása abszolút indikált. Tekintettel arra, hogy ezek a sérülések nagy energia hatására keletkeznek, egyrészt számos súlyos társsérülés 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 metódus, mely emellett egyszerűen elsajátítható és nem időigényes, valamint nem szükséges hozzá speciális implantátum.

Az 1980-as években már alkalmazták hátsó medencegyűrű-sacrum sérülések esetén az ú. n. „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. (Mears és mtsai 1988) A kérdés az, hogy a fenti technikának általunk alkalmazott módosításaival (indirekt repositio, extrafokális feltárás, a lemez elsüllyesztése a kétoldali csípőlapátba, áttolt technika) a műtéti megterhelés csökkentése mellett az új technika elegendő stabilitást ad-e. (3. ábra)



3. ábra: transsacralis lemezes synthesis vázlatos és rtg. képe

A fenti kérdés megválaszolására a következő módszert választottuk: Tetemekből nyert, friss, nem fagyasztott csont-szalagos medencepreparátumokon C-típusú medencegyűrű-sérülést modelleztünk (symphyseolysis+ Denis I. sacrumtörés) és a transsacralis lemezes synthesis stabilitását vizsgáltuk. Összehasonlításként egy elméletben igen stabil, ám a nagy műtéti megterhelés miatt csak igen ritkán alkalmazott műtéti módszert (ú. n. direkt lemezes rögzítés) választottunk. (4. ábra)



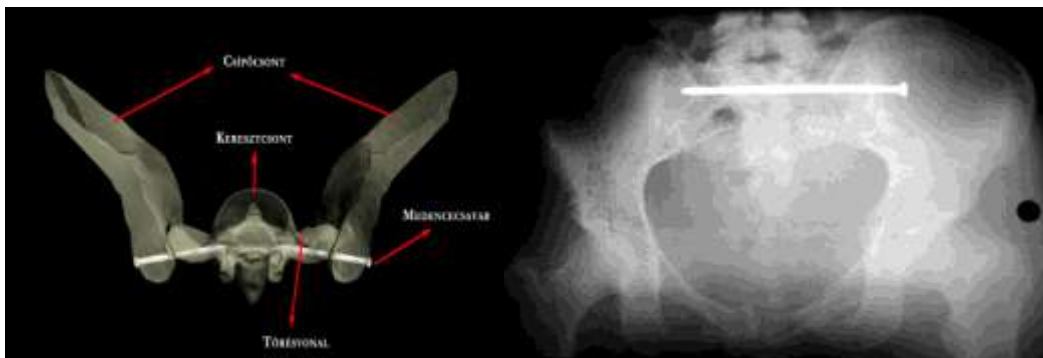
4. ábra: direkt lemezes rögzítés vázlatos és rtg. képe (az rtg. kép jobb oldala)

Ezzel párhuzamosan végeसेlemes számítógépes medencemodellt dolgoztunk ki. A számítógépes modellen szimuláltuk a csont-szalagos preparátumon vizsgált sérülést, valamint mértük a fenti két műtéti módszer stabilitását. A számítógépes modell eredményeit a csont-szalagos preparátumok vizsgálati eredményeivel összehasonlítva tudtuk ellenőrizni a számítógépes modell élethűségét, használhatóságát. Ezt követően a validált számítógépes modellen vizsgáltuk még két használatos műtéti módszer, úgymint KFI-H lemezes synthesis (5. ábra)



5. ábra: KFI-H lemezes synthesis vázlatos és rtg. képe

és az iliosacralis csavarozás (6. ábra) által biztosított stabilitást. Egy másik sérüléstípuson (symphyseolysis+ Denis II. sacrumtörés) is vizsgáltuk a fenti négy műtéti technikát.



6. ábra: iliosacralis csavarozás vázlatos rtg. képe

Elvégeztük klinikai anyagunk 1995 és 2005 közötti részének utánvizsgálatát is. Azért ezt az intervallumot vizsgáltuk, mert így a sérülés és a vizsgálat között legalább két év telt el, így a vizsgált állapotot funkcionális végállapotnak tekinthetjük. Ehhez nemzetközileg elfogadott pontrendszert használtunk (Pohlemann és mtsai 1996). A beteganyag elemzésével kívántunk választ kapni arra, hogy az általunk használt műtéti módszerek a gyakorlatban is beválnak-e. A biomechanikai vizsgálatok eredményei alapján ajánlást teszünk a tekintetben, hogy a hátsó medencegyűrű-sérülés lokalizációjától függően melyik implantátumot, illetve műtéti módszert tartjuk optimálisnak. Ugyancsak célunk volt az általunk medencegyűrű-sérülések során

használt ellátási protokoll vizsgálata, a protokollon esetleg szükséges változtatási javaslatok megtétele.

Összegezve:

1. Célul tűztük ki csont-szalagos kadaver-medencepreparátum stabilitási vizsgálataihoz szükséges modell kidolgozását.
2. Célul tűztük ki a preparátumon symphyseolysis és Denis I. sacrumtörés modellezését.
3. A biomechanikai tesztgépbe rögzítés kialakítását, a preparátum kiegyensúlyozását, a glutealis izomzat szimulációját.
4. Célunk volt ciklusos terhelési vizsgálati eljárás kidolgozása, különös tekintettel arra, hogy Magyarországon, sacrumtörést illetően kadaver medencepreparátumon hasonló vizsgálatot korábban nem végeztek.
5. A kialakított vizsgálati módszerrel az általunk kiterjedten használt transsacralis lemezes synthesis stabilitását kívántuk felmérni, összehasonlításként a linea terminalison felhelyezett, direkt lemezes synthesis stabilitását vizsgáltuk.
6. Végeselemes, számítógépes medencemodell kialakítását kívántuk elvégezni.
7. A számítógépes modellen a kadaverkísérletek során vizsgált sérülést (symphyseolysis és Denis I. sacrumtörés) terveztük modellezni.
8. A számítógépes modellen mért elmozdulási értékeket összehasonlítva a kadaver kísérletek eredményeivel, a végeselemes modell validálását terveztük.
9. A validált végeselemes modellen célul tűztük ki egyéb sérüléstípus (symphyseolysis és Denis II. sacrumtörés) szimulálását.
10. A validált végeselemes modellen célul tűztük ki az elterjedt iliosacralis csavarozás és a kevésbé elterjedt, de a szakirodalomban is ismert, és általunk is alkalmazott KFI-H lemezes rögzítés stabilitási vizsgálatát.
11. A klinikai anyag retrospektív elemzésével 10 év operált medencesérültjeit vizsgáltuk.
12. Célunk volt a primer ellátási protokoll vizsgálata, esetleg szükséges változtatási javaslatok tétele.
13. Célul tűztük ki a biomechanikai és a klinikai vizsgálatok alapján a különböző műtéti technikák közül ajánlatot tenni a sérülés lokalizációja alapján.
14. Célunk volt nemzetközileg elismert funkcionális „Pohlemann-score” alkalmazásával a kezelési eredmények objektivizálása

4. Módszerek:

4.1 Kadaverkísérletek

A kadaverkísérleteket a Debreceni Egyetem, Orvos-és Egészségtudományi Centrum, Biomechanikai Kutatólaboratóriumában végeztük el 2004 áprilisában, azok a DEOEC Etikai Bizottság, Kutatásetikai Albizottság jóváhagyásával történtek.

A preparátum:

12 medencepreparátumot vizsgáltunk. A preparátumok nem konzerváltuk, a halál beállta és a vizsgálat között maximum 1 hét telt el. A vizsgálatig a preparátumokat nem fagyasztottuk, 4 Celsius fokon tároltuk azokat. Mozgásszervrendszeri betegséget a premortem anamnesissel zártunk ki, a preparálás során a specimeneken körülírt csontrendszeri elváltozást nem találtunk. A preparátumokat 3 női és 9 férfi tetemből nyertük. Az átlagéletkor 71,2 év, az átlagtestsúly 79 kg volt. A lágyrészeket eltávolítottuk, kivéve a szalagos struktúrákat (ligg. sacroilaca ant, interossea, post, ligg. sacrotuberosum és sacrospinusum, lig. iliolumb.)Az L. V. csigolyát a promontoriumon hagytuk, mindkét csípőízületet megtartottuk, a femurokat a felső-középső harmad határán amputáltuk.

Elkerülendő a testsúly és életkor következtében észlelhető csontszerkezeti különbségek okozta, a mérési eredményekben észlelhető nagyfokú szórást, minden preparátumon, azonos körülmények között vizsgáltuk mindkét műtéti technika (a transsacralis lemezes synthesis és a direkt lemezes rögzítés) stabilitását, először az egyik műtéti rögzítés mellett, majd a fémanyagokat eltávolítva a másik műtétet elvégezve.

A sérülés és a műtétek modellezése:

Az AO-Tile beosztás szerinti C típusú, (rotációban és vertikálisan is instabil) medencegyűrűsérülést a következőképpen modelleztük: ventralisan symphyseolysist hoztunk létre a symphysis átvágásával, ezt 4 lyukas keskeny DC-lemezzel (Synthes) stabilizáltuk, a symphysis cranialis felszínére helyezve azt. (7. ábra)



7. ábra: a preparátumon, a kép alján látható a symphyseolysist rögzítő keskeny DC-lemez

A hátsó medencesérülés Denis I-es törés volt, azaz a sacrum massa lateralisán hoztuk létre a törést a massa lateralis átvésésével. A sérülés oldalán a lig. sacrospinosumot és sacrotuberosumot átvágtuk, mivel ezek C-típusú medencegyűrű sérüléskor elszakadnak. Az egyik rögzítési mód: a sacrum ventralis, kismedence felőli oldalán, a linea terminalisra felhelyezett, egymással közel 90 fokot bezáró 2 db 3 lyukas rekonstrukciós lemezzel történő stabilizálás, ú. n. direkt lemezes rögzítés. (8. ábra)



8. ábra: a massa lateralisra létrehozott Denis I. törés, valamint az azt rögzítő direkt lemezes synthesis

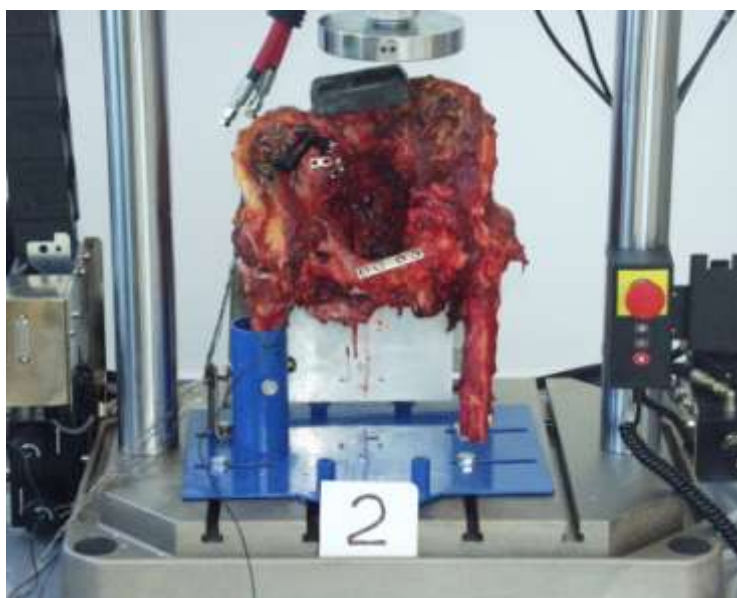
A másik mérés során a transsacralis lemezes synthesist modelleztük. Itt a két csípőlapátba, a spina iliaca post. sup. felett 2 cm-el a keskeny DC-lemeznek megfelelő szélességű és mélységű árkot véstünk. A keskeny DC-lemezt a két csípőlapát laterális felszínére hajlítottuk, olyan hosszúnak választva azt, hogy a meghajlítás mindkét oldalon a lemez végétől számított 3. nyílásra essen, ezeken a nyílásokon át a csípőlapát 2 kortikális lemeze közé 70-80 mm hosszú corticalis csavart vezettünk be. A lemez két végén maradó 2-2 nyílásba a csípőlapátra merőlegesen futó furatokon át bicorticalis csavarokat vezettünk be, 25-30 mm hosszúságban. (9. ábra)



9. ábra: transsacralis lemezes synthesis

A preparátum rögzítése:

A tesztelés egy lábon állást szimulálva történt, a sérült oldali femurt az alaplaphoz hegesztett csőbe befogva. (10. ábra)



10. ábra: a preparátum rögzítése a tesztgépben

Az ellenoldali femurt egyforma magasságban amputáltuk, ennek a súlya a fiziológiához hasonlóbb állapotot hozott létre. A dorsalis irányú kibillenést az alaplaphoz rögzített

függőleges lappal akadályoztuk meg, a preparátum a ciklikus terhelés során emellett a lap mellett szabadon elcsúszhatott. (11. ábra)



11. ábra: a preparátum dorsalis billenését akadályozó lap.

A glutealis izomzatot rugalmas drótokkal szimuláltuk, ezeket a csípőlapát belső oldalához rögzítettük, egyenletesen elosztva a csípőlapáton, ezzel az izomzat széles eredését próbáltuk utánozni.(12. ábra)



12. ábra: a jobb csípőlapáton láthatóak a glutealis izomzatot szimuláló drótok.

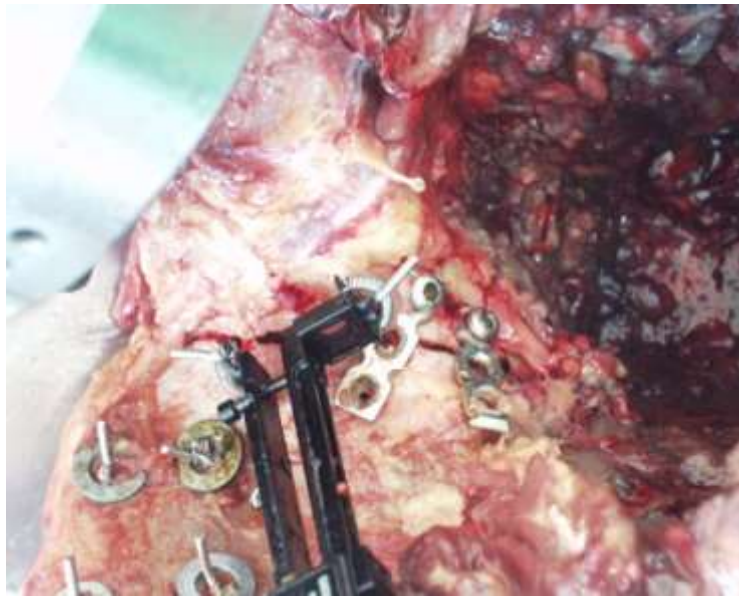
A drótköteg végét az alaplaphoz rögzítettük. Az alaplapot csavarokkal fixáltuk a tesztgéphez. Az L.V. csigolya cranialis zárólemezéhez rögzített merev gumitömbön keresztül történt a terhelés. A preparátumot úgy rögzítettük, hogy a medence fiziologias állását szimuláljuk, azaz a symphysis ventralis felszíne és a kétoldali spina iliaca ant. sup. a frontalis síkban egy vonalba esett. A glutealis izomzatot szimuláló drótköteg feszességét úgy állítottuk be, hogy a 100 N-os alapterhelés mellett a medence a horizontalis síkban közel vízszintes volt.(13. ábra)



13. ábra: a tesztgépben rögzített preparátum

A mérés:

A méréseket Instron 8874 típusú biomechanikai anyagvizsgáló berendezéssel végeztük. Az alapterhelés 100 N, a csúcsterhelés 250 N volt, azaz a ciklikus terhelést 100 és 250 N között végeztük. A 250 N-os csúcsterhelés megfelel a műtét utáni mobilizálás során engedélyezett végtagsúlyterhelésnek, és ezzel a csökkentett csúcsterheléssel igyekeztünk elkerülni a preparátum esetleges osteoporosisa miatti mechanikai hibát, azaz, hogy a mérések vége előtt a csavarok kiszakadjanak. A terhelést az L.V. csigolyához rögzített merev gumitömbön át közvetítettük a preparátumra. 1 Hz-es frekvenciával, 1000 ciklust vizsgáltunk az egyik műtéti rögzítésnél, majd ennek fémanyagát eltávolítva és a másik technikával stabilizálva a medencét ugyanazon a preparátumon, pontosan megegyező beállítás mellett újabb 1000 ciklust teszteltünk. A törés két oldala közötti elmozdulást extensometerrel mértük. (14. ábra)



14. ábra: a preparátumra rögzített extensometer.

Az extensometer mérési síkját az összes preparátumon egyformán állítottuk be úgy, hogy a függőleges törési vonallal a horizontális síkban $\alpha=30$ fokot, a frontális síkban $\beta=20$ fokot zárt be. Az extensometert úgy kalibráltuk mérésenként, hogy 0 elmozdulásnak vettük azt a helyzetet amikor a tesztgép terhelő feje kontaktusba került az L.V. csigolyához rögzített blokkal. Ehhez a neutralis helyzethez viszonyítva detektáltuk az elmozdulásokat 100 és 250 N megterhelés között.

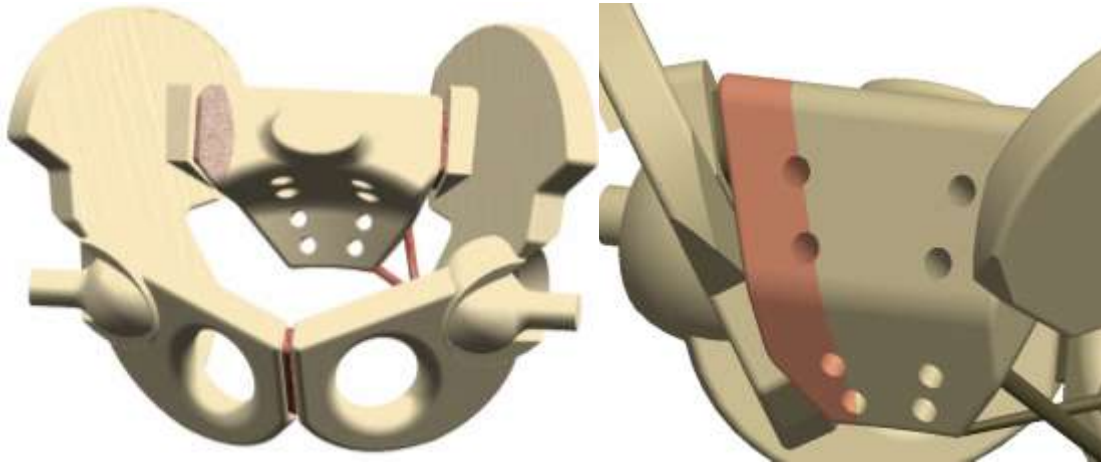
4.2.Számítógépes modell

A számítógépes vizsgálatok során először az anatómiai modellt kellett kidolgoznunk. Itt először a kadavereken végzett kísérleteknek megfelelő modellt használtunk, azaz a vertikálisan instabil sérülést a következőképpen modelleztük: az elülső gyűrűfélen symhyseolysist hoztunk létre, 4 lyukas keskeny DC-lemezzel rögzítve. A hátsó gyűrűfél sérülése a keresztcsont massa lateralisán van, így Denis I. sérülést modelleztünk. Ezt a törést az egyik esetben 2 db 2 lyukas rekonstrukciós lemezzel fixáltuk direkt, elülső feltárásból, a másik esetben hátulról 10-12 lyukas keskeny DC lemezzel (ú. n. transsacralis lemez) rögzítettük azt. A modellen mért elmozdulási értékeket összevetettük a kadaverkísérlet eredményével majd az így validált modellt tovább használva Denis I. törésnél vizsgáltuk a KFI-H lemezzel, majd az iliosacralis csavarral végzett műtéti rögzítés stabilitását.

Ezután Denis II. sérülésnél, ahol a törésvonal a keresztcsont foramenin halad át, vizsgáltuk a fenti műtéti technikák stabilitását, azaz a direkt lemezes synthesis, a transsacralis lemez, a KFI-H lemez, és az iliosacralis csavar által biztosított stabilitást.. Két illetve egy lábön 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 szólt, hogy a CT számítógépével 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.

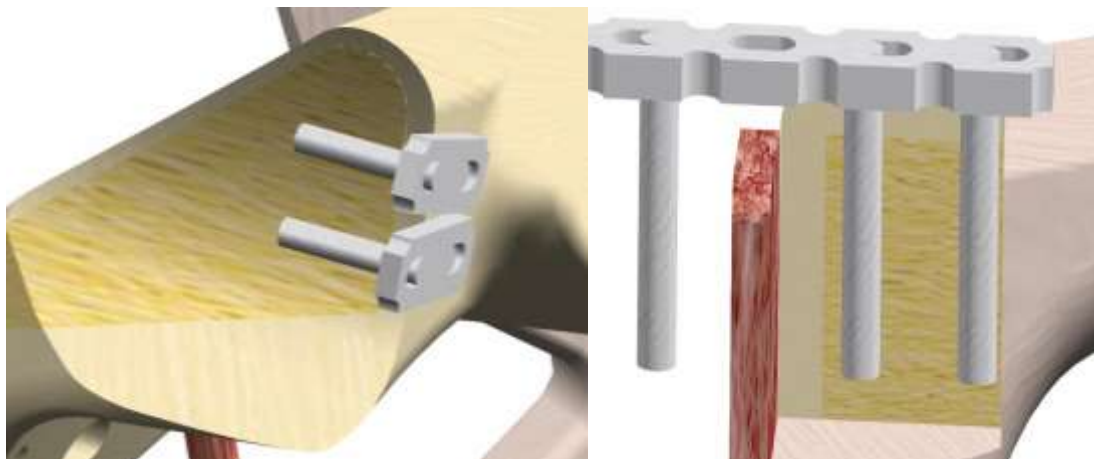
A geometriai bonyolultsága miatt a vége-selemes program nem tudta a modellt behálózni, ezért leegyszerűsített geometriai alakzatokból készítettük el a medencéhez „hasonló” geometriát. (Hasenfrancz és mtsai 1998)



15. ábra: Denis I. és Denis II. törés az egyszerűsített geometriai modellen

A csípőízületben kontakt (node-to-node), az ép feszes ízületekben (symphysis és sacroiliacalis ízületek) „bonded” kapcsolatot modelleztünk. Ez azt jelenti, hogy a modellezés technikájával megkülönböztettük egymástól a nagy mozgású és feszes ízületeket. A 15. 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, azaz itt is nagy mozgásokat modelleztünk. A lemezek rögzítését eredetileg a csavarok helyén kiemelkedő „szemek” csomóhoz ragasztásával végeztük. A modell fejlesztésével sikerült a csavarokat hengerként ábrázolni. (Bodzy és mtsai 2004, 2007, 2008)

Anyagmodell: A medencegyűrű különböző anatómiai egységeit lineárisan rugalmas, izotróp anyagként kezeltük. Egy korábban kialakított modellben a spongiosus és corticalis csontállományt nem tudtuk elkülöníteni, ugyanis ekkor a végesselemes program nem tudta behálózni a modellt. A fejlesztés során a kritikus helyeken (elől a symphysisnél, és hátul, a keresztcsont törésénél, ahol az osteosynthesisek történtek) modellezni tudtuk az elkülönített 3 mm-es corticalis és az ennek megfelelő méretű spongiosus állományt (16. ábra).



16. ábra: az elkülönített corticalis és spongiosus állomány és a hengerként modellezett csavarok

Az anyagjellemzőket Abé és mtsai 1996-ban megjelent könyvéből nyertük, akik irodalmi válogatás alapján állították össze az élő szövetek anyagjellemzőit tartalmazó munkájukat.

Ennek megfelelően a modell felépítése során a következő anyagjellemzőket használtuk:

1.táblázat: Anyagjellemzők

(rugalmassági modulus az egységnyi feszültségre fellépő hosszváltozás, Poisson tényező az egységnyi feszültségre fellépő keresztmetszetváltozás, megengedett értéken azt a feszültséget értjük, mely felett az adott anyag törését modellezzük)

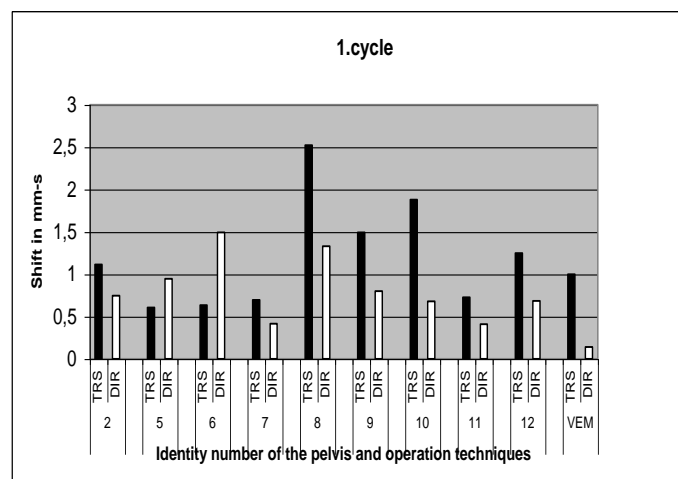
		Rugalmassági modulus (E)	Poisson tényező (ν)	Megengedett érték
Csontok	corticalis réteg	17 000 MPa	0,3	70 MPa
	szivacsos réteg	400 MPa	0,2	15 MPa
	homogén réteg	2060 MPa	0,21	
Ízületek	articulatio sacroiliaca	68 MPa	0,2	
	symphysis	50 MPa	0,2	
Szalagok	ligamentum sacrospinosum	355 MPa	0,2	
	ligamentum sacrotuberosum	355 MPa	0,2	
Lemezek	DC lemez	200 000 MPa	0,28	800 MPa
	rekonstrukciós lemez	200 000 MPa	0,28	800 Mpa

Az előzőekben leírtak szerint a keresztcsontban és a szeméremcsontban a szivacsos és a corticalis csont rétegeket 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: $17000 \text{ MPa} \times 0,1 + 400 \text{ MPa} \times 0,9 = 2060 \text{ MPa}$

Poisson tényező: $0,3 \times 0,1 + 0,2 \times 0,9 = 0,21$

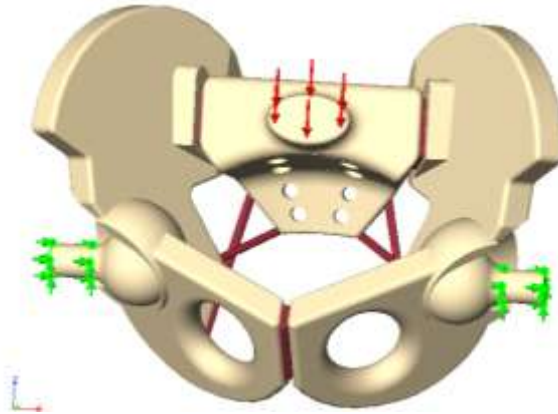
Validálás: A párhuzamosan elvégzett csont-szalagos preparátum kísérletek során 12 preparátum állott rendelkezésre és 9-nél értékelhető eredményekhez jutottunk. A törési rés két oldala közötti elmozdulásokat mértük, minden preparátumon először „direkt” lemezes rögzítés, majd transsacralis rögzítés esetén. A peremfeltételeket úgy alakítottuk ki, hogy a kadaver medencepreparátumokon végzett stabilitási vizsgálatokkal megegyezzenek. Ez alatt azt értjük, hogy a számítógépes modellen 500 N-os terhelés mellett vizsgáltuk a feszültség és elmozdulásértékeket, a kadaver kísérletek során viszont 250 N-os terhelést alkalmaztunk. Tekintettel azonban arra, hogy a szilárd testekben a lineáris rugalmasság tartományában a testre ható erővel arányos annak alakváltozása (Hooke-törvény), a validáláskor a végeleemes modellen kapott elmozdulást kétfelére osztva a hullai kísérletek eredményeivel összehasonlíthatóak a számítógépes modell eredményei. (17. ábra)



17. ábra: a csont-szalagos 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

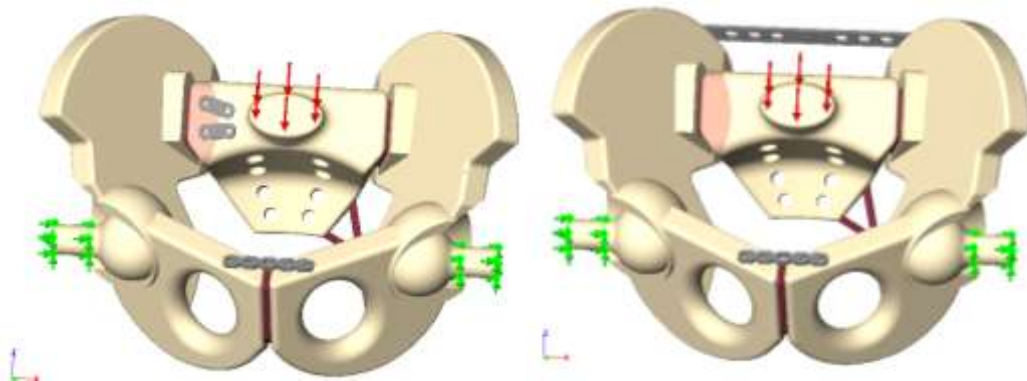
Terhelés és peremfeltételek:

1. eset: ép sacrum két lábón 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”.(18. ábra)



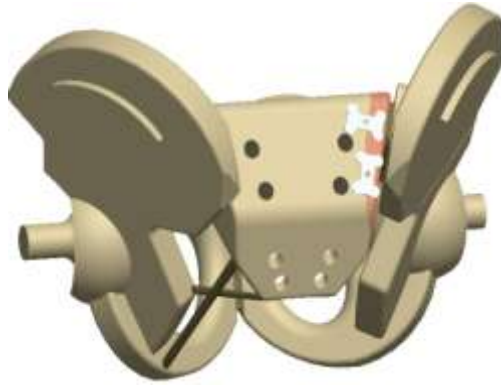
18. ábra: ép medence, két lábón állás

2. és 3. eset: Denis I. sacrumtörés, direkt lemezes, illetve transsacralis lemezes rögzítés, két lábón állás: a törési felületek és a symphysis „node-node” módon kapcsolódik, egyebekben, mint 1. esetben. (19. ábra)

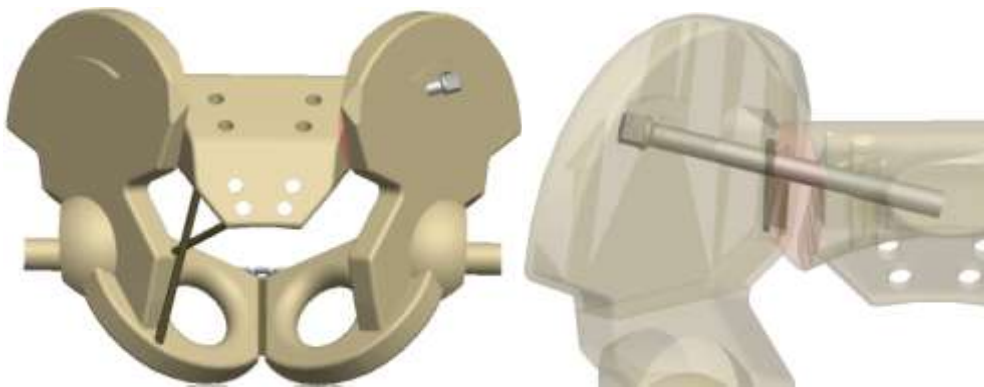


19. ábra: Denis I. sacrumtörés, direkt lemezes, illetve transsacralis lemezes rögzítés

4. és 5. eset: Denis I. sacrumtörés KFI-H lemezes és iliosacralis csavaros rögzítés: a terhelés, a peremfeltételek és a medencerészletek összeköttetései megegyeznek a direkt lemezes rögzítés terhelési eseteivel. (20. és 21. ábra)

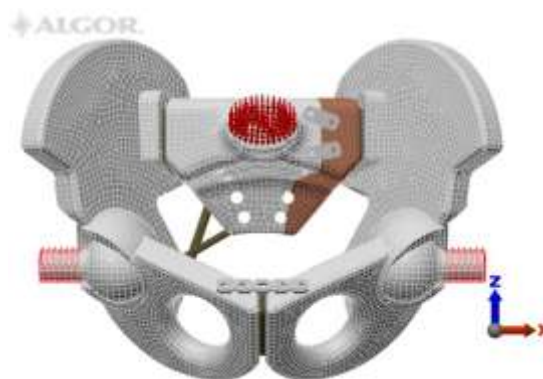


20. ábra: Denis I. sacrumtörés, KFI-H lemezes synthesis



21. ábra: Denis I. sacrumtörés, iliosacralis csavarozás

6. és 7. eset: Denis II. sacrumtörés, direkt lemezes és transsacralis lemezes rögzítés, két lábbon állás: a törési felületek és a symphysis „node-node” módon kapcsolódik, egyebekben, mint 1. esetben. (22. és 23. ábra)

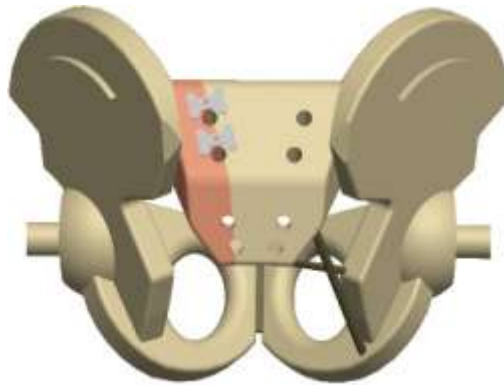


22. ábra: Denis II. sacrumtörés, direkt lemezes rögzítés

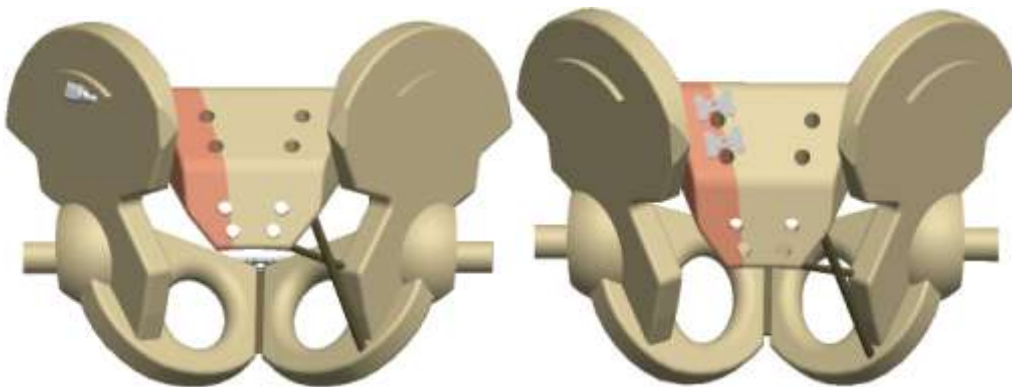


23. ábra: Denis II. sacrumtörés, transsacralis lemezes rögzítés

8. és 9. eset: Denis II. sacrumtörés KFI-H lemezes és iliosacralis csavaros rögzítés: a terhelés, a peremfeltételek és a medencerészletek összeköttetései megegyeznek a direkt lemezes rögzítés terhelési eseteivel. (24. és 25. ábra)

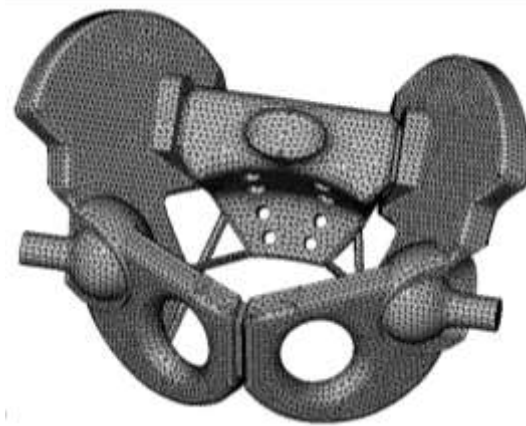


24. ábra: Denis II. sacrumtörés, KFI-H lemezes synthesis



25. ábra: Denis II. sacrumtörés, iliosacralis csavarozás

Az ALGOR rendszer használata során 4 csomópontos tetraéder elemeket alkalmaztunk 4 mm-es átlagos elemmérettel. Ezt követően kb. 90000 elemből álló végeleemes modellt kaptunk. Az alkalmazott elemtípus az elmozdulásmezőt quadratikus függvény szerint közelíti, ezért megfelelő elemszám esetén megbízható pontosságú. (26. ábra).

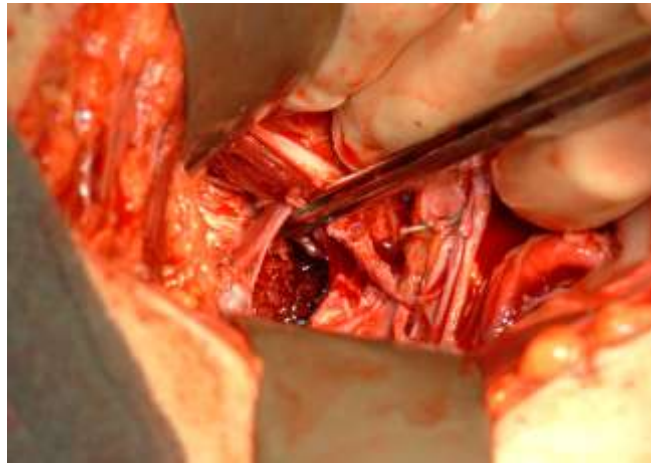


26. ábra: a végeleemes háló

4.3.1 Klinikai vizsgálatok-ellátási taktika

A klinikai anyag elemzéséhez szükséges az általunk alkalmazott kezelési elvek ismertetése: a medencegyűrű sérülései műtéti ellátást igényelnek, amennyiben mechanikailag instabilak. Élesen el kell különítenünk azonban egymástól azokat a sérüléseket, ahol a mechanikai instabilitáshoz a beteg hemodinamikai instabilitása is társul. C típusú medencesérülések esetén 1500-2000 ml vérvesztéssel számolhatunk, csak a medencegyűrű sérülését tekintve. Ha instabil medencesérülés instabil keringéssel társul, a sérült első ellátása során a legfontosabb cél a vérzéscsillapítás. Az ATLS elveit betartva, a légútbiztosítás után vérzéscsillapító beavatkozásoknak kell következnie, az első kórházi ellátási-diagnosztikai szakban a medence ideiglenes rögzítése lepedővel vagy speciális „pelvic binder”-rel, esetleg légkamrás medencehevederrel. A medencesérülések során három vérzésforrás különíthető el: a törési felszínek vérzése, a presacrális vénás plexus sérülése, és az esetek kb. 10 %-ában artériás vérzés. A fentieknek megfelelően a medencegyűrű sérülésének mielőbbi repositioja és stabilizálása hemodinamikailag instabil betegnél mielőbb elvégzendő. Az ellátást ebben a fázisban befolyásolják természetesen a társsérülések, leginkább az intraabdominális

sérülések. Amennyiben UH vizsgálattal vagy peritoneális öblítéssel hasüregi vérzés igazolható, a medence repositioja és átmeneti rögzítése után laparotomiát végzünk. A műtét során a hasüregi sérülések ellátását követően feltárjuk a kismedencei retro-infraperitoneumot. Amennyiben látótérbe kerül a hátsó medencegyűrűsérülés, annak lemezes rögzítését elvégezzük a kismedence felől. (27. és 28. ábra)



27. ábra: laparotomia során látótérbe került sacrum massa lateralis törés.

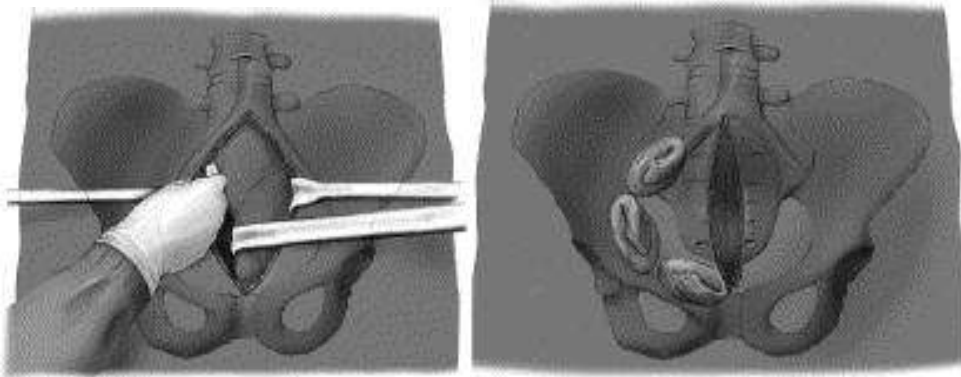


28. ábra: a törés rögzítése KFI-DC lemezzel

(a felvétel rossz minősége az intraoperatív helyzet súlyosságát is jelzi)

Hangsúlyozandó, hogy a fenti, transperitonealis feltárásból végzett stabilizáló eljárás „ultimum refugium” műtét, igen ritkán, az általunk vizsgált időintervallumban összesen 3 alkalommal történt. A betegek sérüléskombinációjának súlyosságát az is jelzi, hogy a

3 beteg közül ketten a műtét során elhunytak. A kismedencei extraperitoneális tér feltárása során a sebészileg csillapítható vérzéseket ellátjuk, és a presacralis teret tamponáljuk. (29. ábra)



29. ábra: a kismedencei retroperitonealis tér tamponálás, vázlatos ábra

Amennyiben az elülső gyűrű sérülése symphyseolysis, a laparotomia végén annak lemezes rögzítését is elvégezzük. (30. ábra)



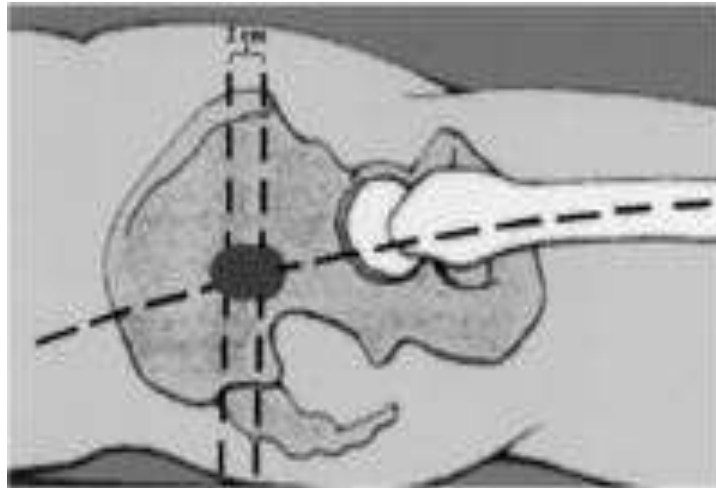
30. ábra: bal oldali sacroiliacalis lysis és symphyseolysis. Átmeneti rögzítés medence kapoccsal, kismedencei tamponád és a symphyseolysis lemezes rögzítése. A primer ellátás során 19 alkalommal végeztük el a symphyseolysis lemezes rögzítését. A sérülés és a laparotomia, a retroperitonealis tér feltárása, a behelyezett törlők

együttesen hasüregi nyomásfokozódásra és következményes hasi kompartman szindrómára hajlamosítanak (Ertel és mtsai, 2000, 2001.) . Ennek megelőzésére a hasfalat nem zárjuk definitív módon, amennyiben kismedencei tamponádot végeztünk, átmeneti zárás céljából hasi cipzárt helyezünk be. (31. ábra)



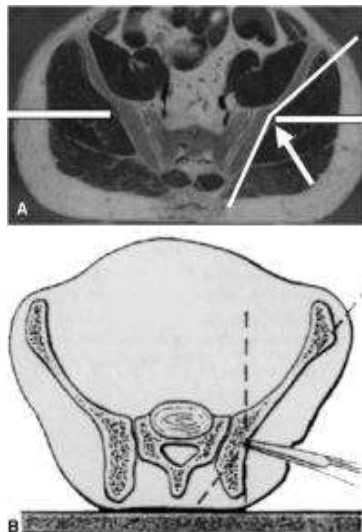
31. ábra: nyitott has kezelés, átmeneti zárás hasi cipzárral

Ha a laparotomia és tamponálás során nem történik meg a hátsó gyűrűsérülés lemezes rögzítése a kismedence felől, azt átmeneti sebészi rögzítéssel látjuk el. Hasonlóképpen, amennyiben az első ellátás során nincsen szükség laparotomiára, a medencesérülés repositioja után ugyancsak átmeneti sebészi rögzítését végzünk. Erre kétféle eszköz áll rendelkezésre. Az első a medence kapocs vagy clamp. A rögzítővel jó stabilitást tudunk elérni (Tscherne és mtsai 2000). Indikált C típusú medencesérülések és instabil keringés esetén. Ellenjavallt transiliacalis sérüléseknél. Itt jegyezzük meg, hogy a mechanikailag instabil, C típusú medencesérüléssel, de aktuálisan stabil keringéssel bíró sérült ú. n. „borderline patient” azaz a medencesérülésből történő vérzés miatt keringése bármikor instabillá válhat, ezért mi ilyen sérülteknél is alkalmazzuk az első ellátás során a clamp-et. A kapocs két rögzítő tövisét percutan, 1 cm-es metszésekből helyezük be, a bevezetés helye: a combcsont proximal felé történő meghosszabbítását képező vonal, valamint hanyatt fekvő betegnél a spina iliaca anterior superiortól 1 harántujjal distal felé eső pontból induló függőleges vonal metszéspontja (Ganz és mtsai 1991). Ez a pont megfelel a sacrum I. segmentuma közepének. (32. ábra)



32. ábra: clamp töviseinek bevezetési helye (Gänsslen és mtsai 2007)

Horizontalis síkban a tövisek a csípőlapáton a sacroiliacalis ízület ventralis síkjának megfelelően rögzülnek. Ebben a helyzetben biztosítják a sérült medence átmeneti stabilitását, valamint a vérzéscsillapítást. (33. ábra)



33. ábra: a medencekapocs töviseinek helyzete a horizontalis síkban. (Gänsslen és mtsai 2007)

A behelyezett töviseket az összekötő elemekhez csatlakoztatjuk. A kapoccsal a medence oldalirányból összenyomható, illetve nyomandó, ezzel érjük el a törés rögzítését és a vérzéscsillapítást. (34. ábra) Az eszköz felhelyezése könnyen elsajátítható, és gyorsan kivitelezhető. (Biffl és mtsai 2001, Sadri és mtsai 2005))

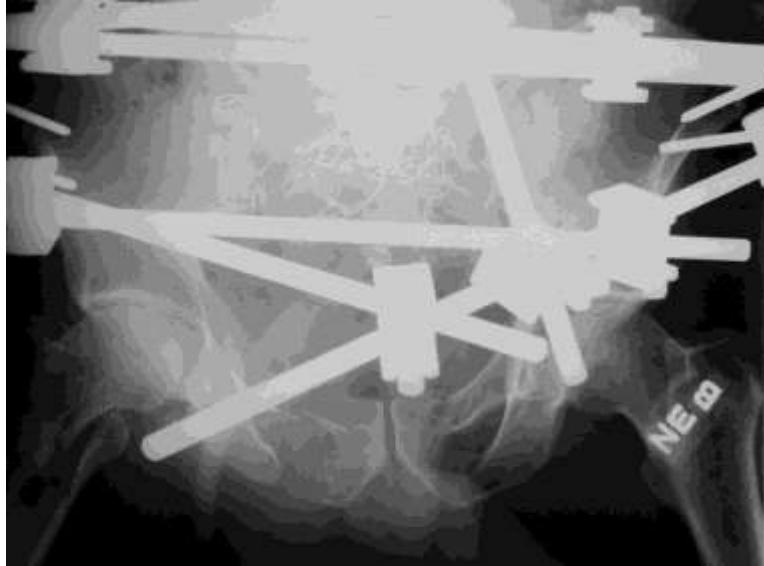


34. ábra: a medence clamp a sérülte szerelt állapotban.

A medence kapocs átmeneti rögzítő, lehetőség szerint a posttraumás gyulladássalos immunválasz lezajlása után, a 6-8. napon elvégezzük a hátsó medencesérülés végleges rögzítését.

A másik ideiglenes rögzítési lehetőség instabil medencesérülések esetén a fixateur externe. Sürgősségi ellátásra kevésbé alkalmas mint a medencekapocs, mivel jóval kisebb stabilitást biztosít annál. Mióta medencekapocs rendelkezésünkre áll, primer stabilizálásra fixateur externe-t csak elvétve használunk. Az egyetlen sérülésforma, ahol véleményünk szerint átmeneti rögzítőként a fixateur externe választandó a medence kapoccsal szemben, a transiliacalis törés, ahol is a clamp tövisei a törési zónába esnének és nem biztosítanak megfelelő stabilitást. A másik indikációs terület: a medence clamp hiánya. A fixateur nyársait kétféle pozícióban helyezhetjük el: antero-superior helyzetben, azaz a crista ilei-be, a spina iliaca anterior superior fölé, ahol is a crista ileibe történő nyársbevezetés során a spina iliaca anterior superioritól 2-3 cm-re kilépő n. cutaneus femoris lateralisra kell tekintettel lennünk.

(35. ábra)



35. ábra: antero-superior helyzetben bevezetett fixateur-nyársak

A másik nyárshelyzet az ún. antero-inferior elhelyezkedés, itt az egyik nyárspárat a spina ilaiaca anterior inferiorba, a másik nyárspárat ettől caudalisan, az acetabulum fölé kell bevezetnünk. Ebben a helyzetben a nyársak kényes képletek, az a. és v. valamint a n. femoralis közelében futnak, a nyársakat helyesebb minifeltárásból és képerősítő segítségével bevezetni. (36. ábra)



a.

b.

36. ábra: az antero-inferior helyzetben bevezetett fixateur-nyársak frontális (a.) és horizontális síkban (b.)

Az antero-inferior helyzetben bevezetett nyársakkal készített fixateur externe montage biztosítja a nagyobb stabilitást (Kim és mtsai 1999), így ha fixateur felhelyezésére

kerül sor, ez a montage választandó. A törés repositioja és átmeneti sürgősségi rögzítése esetén az esetek többségében a korábban a medencegyűrűsérülés miatt instabil keringésű beteg keringése stabilá válik, ugyanis rögzítés után, jó repositio esetén a törési felszínek összefeksznek, így a medencesérülések kapcsán leggyakoribb vérzésforrást elvben kontrolláltuk. A vérzéscsillapító hatást nem a sérült kismedence volumenének csökkentése, hanem a törés repositioja okozza (Ghanayem és mtsai 1995, Grimm és mtsai 2005, Moss és mtsai 1996). Amennyiben ez adequat folyadékpótlás mellett nem következik be, tekintettel arra, hogy a medencegyűrű-sérüléseknél csak 10-20%-ban felelős a vérvesztéséért artériás vérzés (Huittinen és mtsa 1973) először sebészi vérzéscsillapítást végzünk a retroperitonealis tér tamponádjával (Rice és mtsa 2007, Smith és mtsai 2005) és a hasfal ideiglenes zárásával, amelyhez a korábban leírtaknak megfelelően mi hasi cippzárt használunk. Amennyiben az elvégzett kismedencei tamponádot követően a sérült keringése instabil marad, a szelektív angiográfia és az esetleges artériás sérülés embolizációja szóba jön. (Suzuki és mtsai 2009). Az angiográfia, mint elsődleges vérzéscsillapító eljárás ellen szól még az is, hogy időigényes, átlagos ideje a különböző szerzők szerint 50 perc és 5,5 óra közötti (Agolini és mtsai 1997, Cook és mtsai 2002, Fangio és mtsai 2005, Panetta és mtsai 1985, Tötterman és mtsai 2006). Végül, de nem utolsósorban, a medencegyűrű-sérülések primer ellátása során meg kell említenünk a primer, definitív műtéti ellátást. Több szerző (Varga 1999) is emellett az ellátási taktika mellett tör lándzsát. A primer definitív ellátáshoz azonban megfelelő tárgyi és személyi feltételek szükségesek, melyek nem mindenhol adottak.

A végleges műtéti ellátást a fentieknek megfelelően a beteg állapotának stabilizálódása, a SIRS lezajlása után, lehetőség szerint a sérülést követő 5-10. napon végezzük. Természetesen a beavatkozás idejét a beteg társsérülései, aktuális állapota befolyásolja, ugyanakkor az ideiglenes medencerögzítőt, clamp-et v. fixateur externe-t viselő sérült végleges ellátása mielőbb elvégzendő, a külső rögzítő viselésének ismert szövődményei miatt (lazulás, pin infekció, nehezített ápolás). A továbbiakban az általunk választott műtéti eljárásokat a sérülések elhelyezkedése szerint csoportosítjuk.

Elülső gyűrűfél: a symphyseolysis rögzítése önmagában 2 cm-nél nagyobb diastasis esetén indokolt. A symphysis feltárását és repozícióját követően leggyakrabban cranialisan felhelyezett 4 lyukas keskeny DC lemezzel rögzítjük a sérült ízületet.

A 61. ábrán, a kimeneti felvételen látható a csavarok általunk ideálisnak tartott helyzete: a két medialis csavar lefutása függőleges, a két lateralis csavart ferdén vezetjük be, így azok hosszabb csontfuratban, stabilabban tartanak. (37. ábra)



37. ábra: symphyseolysis rögzítése keskeny DC-lemezzel

Amennyiben a beteg testsúlya vagy osteoporosisa miatt a lemez által biztosított stabilitást nem tartjuk megfelelőnek, a cranialis lemezt kiegészíthetjük ventralisan felhelyezett lemezes rögzítéssel is. (38. ábra)



38. ábra: symphyseolysis rögzítése kettős lemezzel

Tekintettel arra, hogy terhelés hatására a symphysis caudalis része frontalis síkban „kinyílik” (Varga 1999) a kiegészítő lemez a stabilitást nagyban fokozza. Az irodalomból ismert az ú. n. box plate technika, itt cranialisan felhelyezett 2 lyukas és ventralisan felhelyezett 4 lyukas lemezzel végzik a sérült ízület rögzítését. (39. ábra)



39. ábra: box plate technikával rögzített symphyseolysis képe

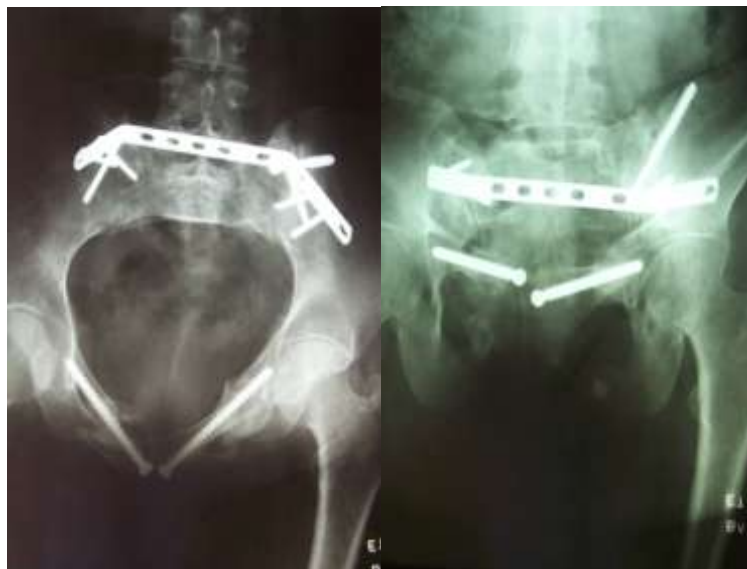
[Wheeless' Textbook of Orthopaedics; Anterior Pelvic Frx: Types of Anterior Plates,
Box Plate Fixation]

Húzóhurkos rögzítést felnőttek symphyseolysisénél nem végzünk, azonban gyermekek esetén ez a választandó rögzítő módszer. (40. ábra)



40. ábra: 8 éves gyermek nyílt symphyseolysis, húzóhurkos rögzítés

A szeméremcsonttörések műtéti rögzítéséről vallott nézetünk megegyezik J. Matta véleményével: 105 operált medencesérülés esetén 88 esetben nem volt szükséges az elülső gyűrűsérülés műtéti ellátása, az itt végzett műtétek jelentős része symphyseolysis rögzítése volt (Matta 1996). Saját anyagunkban 133 operált beteg közül 5 alkalommal végeztük a szeméremcsont törésének csavaros rögzítését. Indokoltnak tartjuk fertilis korban lévő nők nagy dislocatiojú törése esetén, illetve ha a dislocált darab hólyagsérülést okozt. (41. ábra)



41. ábra: szeméremcsont csavarozás bemeneti és kimeneti képe

Hátsó gyűrűfél: transiliacalis törések rögzítésére előlső feltárásból végzett lemezes szintézist használunk. (42. ábra)



42. ábra: transiliacalis törés lemezes rögzítése.

A műtét során a csípőlapát mentén vezetett metszésből, subperiostealisan preparálva jutunk a törési zónába, ahol repositio után 2 db. lemezzel végezzük el a stabilizálást. A lemezek ideális esetben egymásra merőlegesek, de ezt természetesen a törési rés lefutása befolyásolja. Mindenképpen tartózkodunk azonban attól, hogy a lemezek hossz tengelye egymással párhuzamos legyen.

A sacroiliacalis ízület ficamára többféle műtéti eljárás használható. Végezhetünk lemezes szintézist elülső feltárásból. (43. ábra)



43. ábra: sacroiliacalis ficam rögzítése ventralis lemezekkel

A műtétet a transiliacalis lemezes rögzítésnél leírt technikával végezzük, subperiostealisan preparálva.

A sacroiliacalis ízület ficamát rögzíthetjük transarticularis csavarozással is. A műtét végezhető hanyatt fekvő helyzetben, percután technikával. A műtét elvégzése könnyebb kanülált csavar alkalmazásával. (44. ábra)



44. ábra: sacroiliacalis ficam rögzítése transarticularis csavarozással.

A sacroiliacalis ficam rögzíthető transsacralis lemezzel is. (45. ábra) A transsacralis lemezes rögzítés, mint a végeselemes vizsgálatokból kiderül, kisebb, de ugyanakkor elegendő stabilitást biztosít a ventralis lemezzel, illetve a transarticularis csavarral összehasonlítva.



45. ábra: jobb oldalon sacroiliacalis ficam, bal oldalon a massa lateralis törése, mindkét oldalon szeméremcsont alsó-felső szártörés postoperatív képe.

Összegezve: a ventralis lemezes rögzítés a legnagyobb stabilitást biztosítja, elsősorban kétoldali ficam, illetve nagy testsúly esetén ajánlható. A transarticularis csavarozás a legkevésbé invazív, és közepes stabilitást biztosít. A transsacralis lemez stabilitása a legkisebb, de a fentiekből láthatóan még elegendő.

A keresztcsont törései közül a massa lateralis, azaz Denis I. töréseket rögzíthetjük transsacralis lemezzel. A műtétet a kétoldali spina iliaca posterior superior felett ejtett 3-4 cm-es bőrmetszésből végezzük. (46. ábra)



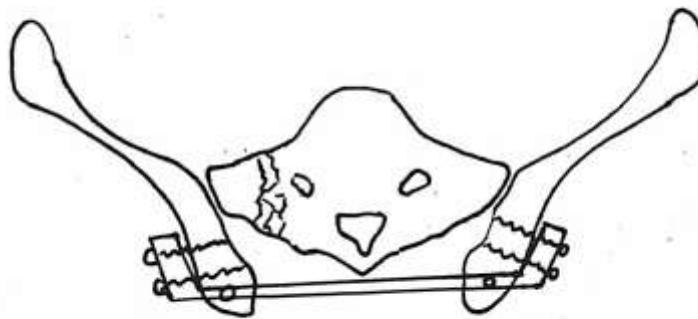
46. ábra: bőrmetszés a kétoldali spina iliaca posterior superior felett.

Ezt követően a két csípőlapátot szabaddá téve, a keskeny DC-lemeznek megfelelő szélességű és mélységű mélyedést vésünk, majd epifascialis csatornán át bevezetjük a lemezt. (47. ábra)



47. ábra: a bőr alatt átvezetett lemez.

A lemezt a modelláljuk, és beforgatva a csípőlapátokra fektetjük, majd mindkét oldalon 3-3- csavarral rögzítjük, úgy, hogy egy hosszú csavar oldalanként a csípőlapát két lamellája között halad, két csavar pedig a corticalisokra merőlegesen fut. (48. ábra)



48. ábra: Denis I. törés transsacralis lemezes rögzítésének vázlata



49. ábra: a fenti műtéten átesett beteg preoperatív rtg, CT, valamint postoperatív rtg képe

Denis I. törések esetén végezhetünk még iliosacralis csavaros rögzítést és ventralis lemezes stabilizálást is. Mivel a ventralis lemezes rögzítés invazivitása nagy, ez a rögzítési módszer csak elméletben jön szóba.

A transforaminalis, azaz Denis II. sacrumtörések rögzítésére megfelelő módszer az iliosacralis csavarozás, illetve a transsacralis lemezes rögzítés is. Ezekben az esetekben azonban figyelniük kell arra, hogy a csavarral, illetve a lemezzel ne hozzunk

létre interfragmentalis kompressziót, mert ezzel a sacralis gyökök sérülését idézhetjük elő. A fenti kívánalmat úgy érhetjük el, hogy iliosacralis csavározásnál olyan menethosszúságú csavart választunk, hogy a menet a törési részbe érjen, illetve transsacralis lemezelésnél a lemezt úgy modelláljuk, hogy az a csípőlapátokat ne nyomja össze. Azokban az esetekben, ahol kimutatható sacralis gyöki kompresszió áll fenn, illetve ha a törési zónában kitört darabok vannak, és a lélegeztetett sérült nem vizsgálható, azaz a sacralis gyöki kompresszió feltételezhető, a törés feltárása, a sacralis gyökök dekompressziója után ú.n. lokális osteosynthesist végzünk. (Pohlemann és mtsai 1998)

A műtét hasonfekvésben történik, a sérült oldalon a csípőlapát és a középvonal közötti felezőtávolságban hosszirányú, kb. 10 cm-es metszést ejtünk, majd a hosszanti hátizomzatot fasciájával együtt proximálisan nyelezett lebeny formájában felpreparáljuk. (50. ábra)



50. ábra: proximálisan nyelezett izomlebeny a műtéti seb jobb oldalán, a csipesz a törési részben.

Ezt követően a törési rést terpesztővel „kinyitjuk”, a sacralis gyököket látótérbe hozva a kitört darabokat eltávolítjuk. (51. ábra)



51. ábra: a feltárt törési rés és az eltávolított kitört darabok.

Ezt követően a törést reponáljuk, a helyzetet képerősítővel ellenőrizzük. (52. ábra)



52. ábra: a reponált törés, és annak rtg. képe; az első sacralis szegmentumra már rögzítettük a KFI-H-lemezt

A reponált törést az első és a második sacralis szegmentumra helyezett KFI-H-lemezzel stabilizáljuk. (53. ábra)



53. ábra: a lemezekkel rögzített törés.



54. ábra: a fenti sérült műtét előtti rtg, CT és műtét utáni rtg képe.

Itt kell megjegyeznünk, hogy az ú.n. „ jumper’s fracture” esetén, ahol kétoldali transforaminalis, és azokat összekötő haránt törésvonal észlelhető, a fent részletezett műtéti eljárást önmagában nem tartjuk elég stabilnak. Ennél a törésfajtnál ugyancsak nem tartjuk elég stabilnak a kétoldali iliosacralis csavaros rögzítést. Ebben az esetben kiegészítő stabilizáló eljárást végzünk. Az egyik lehetőség a lokális osteosynthesis kiegészítése transsacralis lemezzel. (55/a, b. ábra)



55/a ábra: „jumper’s fracture” műtét előtti rtg és CT képe



55/b ábra: előző sérült intraoperatív képe és műtét utáni rtg felvétele

A másik lehetőség a kiegészítő stabilizálásra az ú.n. iliolumbalis fúzió. (56/a, b. ábra)



56/a ábra: „jumper’s fracture” műtét előtti rtg és CT képe

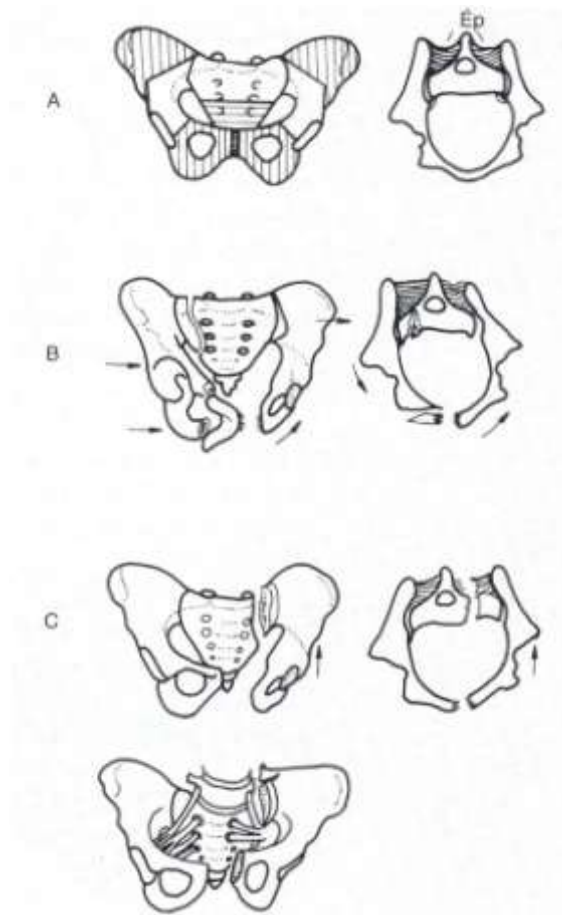


56/b ábra: előző sérült intraoperatív képe és műtét utáni rgt. felvétele

4.3.2 Klinikai vizsgálatok- utánvizsgálati szempontok

A fenti ellátási elvek alapján 1995 és 2005 között kezelt betegeinket vizsgáltuk. A vizsgálati periódust úgy választottuk meg, hogy a sérülés és az utánvizsgálat között legalább két év teljen el. Ezzel az időintervallummal számolva, a betegek állapotát funkcionális végállapotnak tekinthetjük. Az utánvizsgálat során az volt a célunk, hogy a radiologiai végeredmény mellett részletes vizsgálattal a betegek általános állapotát, nem csak a medence területére lokalizálódó panaszait, továbbá munkahelyi és családi reintegrációját is elemezzük.

1995 és 2005 között 725 medencesérültet kezeltünk, közülük 133 sérült műtéti ellátása történt meg. 115 beteg élte túl a sérülést. A nemek megoszlása: 72 férfi, 61 nő. A vizsgálat során elemeztük a medencesérülés klasszifikációját a módosított Tile- beosztás alapján. (57. ábra)



57. ábra: a Tile-féle medencesérülés beosztás: a-stabil gyűrűsérülés, b-rotációban instabil, vertikálisan stabil gyűrűsérülés, c-rotációban és vertikálisan is instabil gyűrűsérülés

Külön vizsgáltuk az elülső illetve hátsó gyűrűsérülés pontosabb lokalizációját, elemeztük a társsérüléseket, a betegek ISS-ét. Az ellátás vizsgálatakor elemeztük a primer fázisban (első 24 óra) végzett stabilizáló eljárásokat, valamint a végleges műtéti megoldásokat is., valamint vizsgáltuk a kórházi kezelés során észlelt szövődményeket.

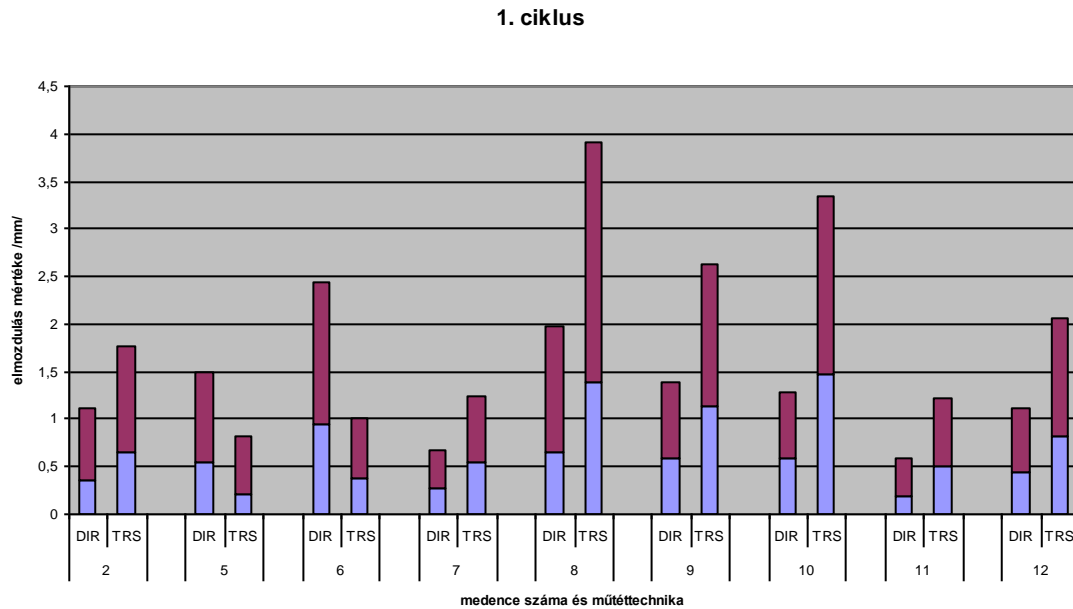
Az utánvizsgálat során a Pohlemann és munkatársai, 1996 által ajánlott vizsgálati szempontokat vettük figyelembe és az általa javasolt pontrendszert használtuk. A betegeket levélben utánvizsgálatra behívtuk, és a fent említett szempontok alapján kérdőívet töltöttünk ki, a betegek vizsgálata és a feltett kérdésekre adott válaszai alapján. A radiologiai elemzés során az utánvizsgálatkor készített rtg képeket használtuk fel. A 3 irányú medencefelvételeken (AP, ki-bemenet) mérhető dislocatiót vizsgáltuk úgy, hogy az elkészült felvételeken mérhető legnagyobb dislocatiót vettük figyelembe.

Itt vettük figyelembe az esetleges álízületképződést, illetve implantátumtörést is. A klinikai eredmények értékelése során a meglévő fájdalmat, a neurológiai, az urológiai és a szexuális funkciózavarokat elemeztük. A szociális reintegráció szempontjai: a sérülés utáni munkaképesség, szabadidős aktivitás, a sérült életében bekövetkező szociális változások.

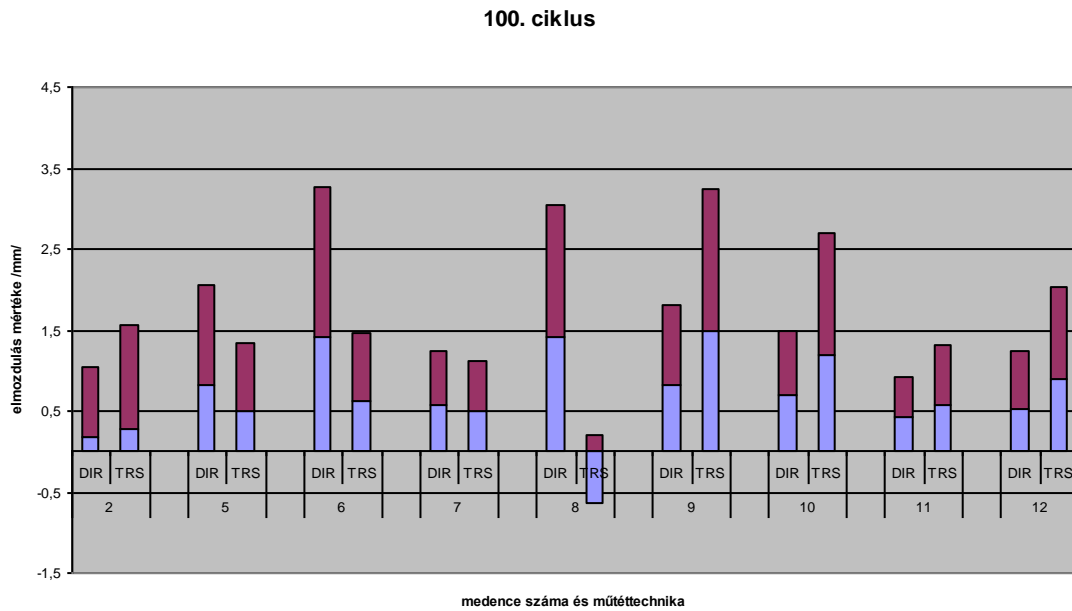
5. Eredmények

5.1. Kadaverkísérletek

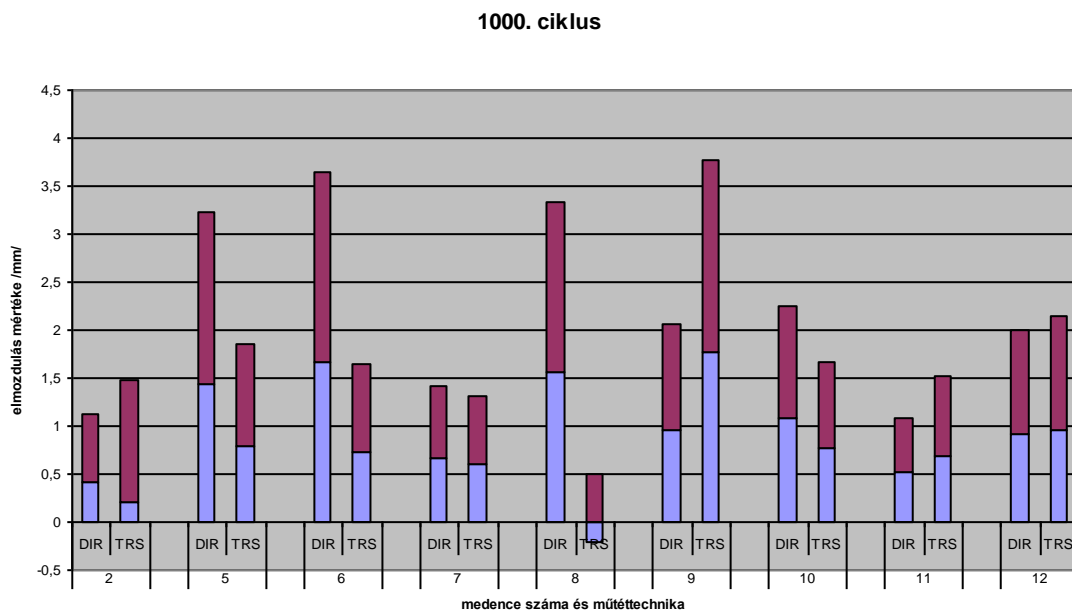
A teszt során a vizsgáló berendezés számítógépe minden ciklus minden időpillanatában detektálta az elmozdulásokat. Az 58. az 59. és a 60. ábrán az első, a 100 és az 1000. ciklusban mért legkisebb és legnagyobb elmozdulásokat ábrázoltuk medencénként.



58. ábra: a legkisebb (lila) és legnagyobb (bordó) elmozdulások medencepreparátumonként(2,5,6...) direkt (DIR) és transsacralis (TRS) rögzítés esetén az első ciklusban



59. ábra: a legkisebb (lila) és legnagyobb (bordó) elmozdulások medencepreparátumonként(2,5,6...) direkt (DIR) és transsacralis (TRS) rögzítés esetén a 100. ciklusban



60. ábra: a legkisebb (lila) és legnagyobb (bordó) elmozdulások medencepreparátumonként(2,5,6...) direkt (DIR) és transsacralis (TRS) rögzítés esetén az 1000. ciklusban

Az első preparátumról értékelhető eredményt nem kaptunk mechanikai hiba miatt, a kifejezett porosis következtében 130 N terhelés mellett a symphysist rögzítő lemez csavarjai kiszakadtak. A 2. preparátum esetén a legkisebb és legnagyobb elmozdulás különbségének átlaga transsacralis rögzítésnél 0,84 mm, direkt rögzítésnél 0,44 mm volt. A harmadik preparátum transsacralis rögzítésnél a 157. ciklusban tönkrement, a 4. preparátum a direkt lemezes mérés 114. ciklusában ment tönkre. Az 5. medence esetén a transsacralis rögzítésnél a különbség átlaga 0,34 mm, a direkt synthesisnél 0,37 mm volt. A 6. preparátum esetén az elmozdulás átlaga transsacralisan 0,21 mm, direkt rögzítésnél 0,44 mm volt, azaz fordított, mint az összes többi értékelhető preparátum esetén. A 7. mérés: transsacralisan 0,13 mm, direkt lemez 0,11 mm.

A 8. medence: az elmozdulások átlaga transsacralisan 0,9 mm, direkt lemez esetén 0,37 mm volt. Arra, hogy a transsacralis rögzítés 100. és 1000. ciklusában miért detektáltunk negatív értékeket, azaz az elmozdulás miatt volt ellentétes az összes többi elmozdulás irányával, nem tudunk magyarázatot adni, feltehetőleg technikai hiba okozta. Ennél a preparátumnál a transsacralis műtétet csak a 10. ciklustól detektáltuk, ezt az eredmények között figyelembe vettük. A kilencedik preparátumon mért elmozdulásértékek: transsacralis lemez 0,29 mm, direkt lemez 0,18 mm. 10. medence: transsacralis lemez 0,29 mm, direkt lemez 0,08 mm. 11. eset: transsacralis lemez 0,19 mm, direkt lemez 0,11 mm. A 12. preparátum esetén: transsacralis lemez 0,31 mm, direkt lemez 0,19 mm. (2. táblázat)

2. táblázat: A vizsgált preparátumok legkisebb és legnagyobb elmozdulásai az 1. a 100. és az 1000. ciklusban, illetve az elmozdulások különbségének átlaga mm-ben (TRS: transsacralis, DIR: direkt lemezes rögzítés)

Preparátum	legnagyobb elmozdulás			legkisebb elmozdulás			Különbség átlaga	Megjegyzés
	1. ciklus	100. ciklus	1000. ciklus	1. ciklus	100. ciklus	1000. ciklus		
2. preparátum(TRS)	1,114	1,283	1,267	0,653	0,282	0,203	0,84	
2. preparátum(DIR)	0,747	0,852	0,71	0,361	0,191	0,423	0,44	
3. preparátum(TRS)	2,256	4,23	4,23	1,551	4,097	4,228	0,28	a 157. ciklusig
3. preparátum(DIR)							-	nincs meg
4. preparátum(TRS)	1,687	1,97	1,94	1,038	1,37	1,66	0,51	
4. preparátum(DIR)	0,899	0,319	0,345	0,706	0,317	0,343	0,07	a 114. ciklusig
5. preparátum(TRS)	0,605	0,844	1,073	0,215	0,504	0,786	0,34	
5. preparátum(DIR)	0,945	1,213	1,786	0,548	0,832	1,443	0,37	
6. preparátum(TRS)	0,635	0,823	0,915	0,378	0,63	0,725	0,21	
6. preparátum(DIR)	1,492	1,854	1,97	0,937	1,403	1,67	0,44	
7. preparátum(TRS)	0,697	0,61	0,721	0,541	0,5	0,601	0,13	
7. preparátum(DIR)	0,414	0,676	0,751	0,269	0,577	0,662	0,11	
8. preparátum(TRS)	2,523	0,214	0,505	1,385	-0,636	-0,214	0,90	10. ciklustól mérve
8. preparátum(DIR)	1,33	1,636	1,763	0,653	1,406	1,565	0,37	
9. preparátum(TRS)	1,494	1,753	2	1,13	1,478	1,773	0,29	
9. preparátum(DIR)	0,799	0,99	1,109	0,595	0,809	0,958	0,18	
10. preparátum(TRS)	1,879	1,513	0,901	1,47	1,184	0,762	0,29	
10. preparátum(DIR)	0,679	0,783	1,162	0,595	0,707	1,087	0,08	
11. preparátum(TRS)	0,727	0,761	0,831	0,496	0,562	0,688	0,19	
11. preparátum(DIR)	0,411	0,493	0,574	0,188	0,438	0,519	0,11	
12. preparátum(TRS)	1,249	1,147	1,189	0,812	0,89	0,957	0,31	
12. preparátum(DIR)	0,685	0,7	1,08	0,434	0,529	0,92	0,19	

A következő táblázatban a tér 3 irányára (X,Y,Z tengelyek) számított elmozdulásokat tüntettük fel. X alatt a vízszintes (horizontális), Y alatt a sagittális, Z alatt a függőleges (vertikális) tengelyt értjük. A számítást az alapján végeztük, hogy az extensometer mérési síkja a függőleges törési vonallal a horizontális síkban $\alpha=30$ fokot, a frontális síkban $\beta=20$ fokot zárt be. (3. táblázat)

3. táblázat: Az extensometeren mért eredő elmozdulások (H), valamint a tér három irányában számított elmozdulások (X,Y,Z) mm-ben

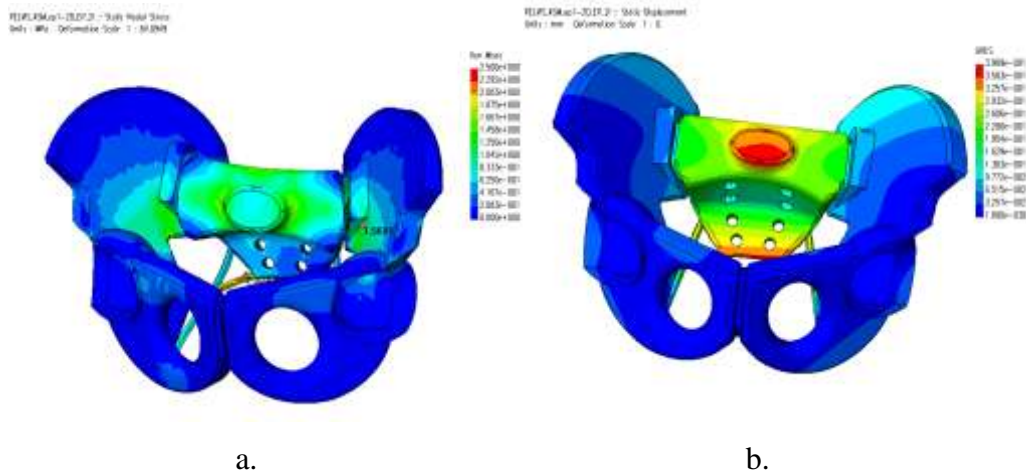
Preparátum	H	X	Y	Z	H	X	Y	Z
	(TRS)	(TRS)	(TRS)	(TRS)	(DIR)	(DIR)	(DIR)	(DIR)
2. preparátum	0,84	0,6683	0,28729692	0,42	0,44	0,3501	0,15048886	0,22
5. preparátum	0,34	0,2705	0,11628685	0,17	0,37	0,2944	0,12654745	0,185
6. preparátum	0,21	0,1671	0,07182423	0,105	0,44	0,3501	0,15048886	0,22
7. preparátum	0,13	0,1034	0,04446262	0,065	0,11	0,0875	0,03762222	0,055
8. preparátum	0,9	0,7161	0,30781813	0,45	0,37	0,2944	0,12654745	0,185
9. preparátum	0,29	0,2307	0,09918584	0,145	0,18	0,1432	0,06156363	0,09
10. preparátum	0,29	0,2307	0,09918584	0,145	0,08	0,0637	0,02736161	0,04
11. preparátum	0,19	0,1512	0,06498383	0,095	0,11	0,0875	0,03762222	0,055
12. preparátum	0,31	0,2466	0,10602624	0,155	0,19	0,1512	0,06498383	0,095

Összességében a 12 preparátum közül 3 esetben mechanikai hiba miatt nem nyertünk eredményt, 9 preparátumot értékeltünk. A két műtétnél fellépő átlagos elmozdulások különbsége 100 N és 250 N közötti ciklikus megterhelésnél 0,19 mm. ANOVA teszttel analízist végeztünk : $p=0,18$ azaz a különbség nem szignifikáns. Ez az eredmény egybecseng klinikai tapasztalatainkkal, a transsacralis lemezes rögzítés a sacrumtörés rögzítésekor szükséges megfelelő stabilitást biztosítja.

5.2.Számítógépes modell

-Denis I. sérülés

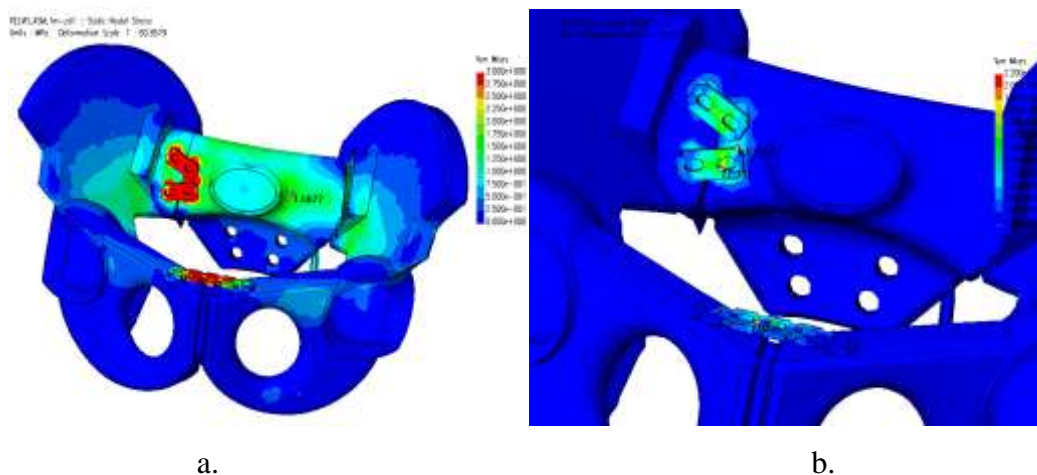
1. eset: ép sacrum, két lábon állás: Az ép medencegyűrűben, a két lábon állás terhelési esetében a feszültség maximum a csontokban 1.57 MPa és 2.43 MPa a szalagokban (61. a. ábra). Az ábrán jól megfigyelhető a medencegyűrűben boltívszerűen kialakuló feszültség kép, amely megfelel a várakozásnak. A feszültség maximuma a csontokban a boltív mentén ébred, illetve a ligamentum sacrospinusban, mely a sacrum billenése miatt, húzásra van igénybevéve. Két lábon állás terhelési esetben, az ép medencegyűrű elmozdulásának maximuma 0.39 mm (61. b. ábra), az elmozdulás fő összetevői x és z irányúak. Az elmozdulások megfelelnek ismereteinknek, vagyis a keresztcsont billegő mozgást végez a csípőízület körül és kissé becsúszik a csípőlapátok közé.



61. ábra. az ép medencegyűrűben ébredő feszültségek (a) és elmozdulások(b.), két lábón állás terhelési esetben

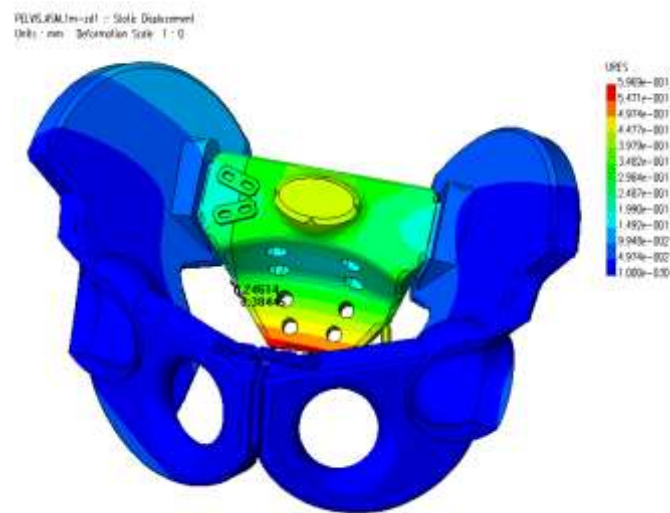
2. eset: Denis I. sacrumtörés, direkt lemezes rögzítés, két lábón állás:

A 62. a. ábrán látható, hogy a törés direkt rögzítésének hatására a csontokban ébredő feszültség boltív jellege megmaradt, a feszültségek értéke is hasonlóan alakul. A rögzítő lemezek környezetét a 62. b. ábra mutatja. A lemezekben ébredő nagyobb feszültséget (22.33 MPa) hajlító igénybevételük okozza (mivel rögzítés csak a felső részen van). A lemezek környezetében, a csontokban 8.08 MPa feszültség ébred, ez a feszültség csúcs csökkenne, ha a csavarkötést megfelelően tudnánk modellezni. Látható, hogy a symphysis rögzítő lemezen lényegesen kisebb feszültség ébred (10.85 MPa), hiszen ép medencegyűrűben is kisebb terhelést vitt át a mellső rész.



62. ábra: a medencegyűrűben (a.) és a lemezek környezetében(b.) ébredő feszültségek, 2. rögzítési esetben

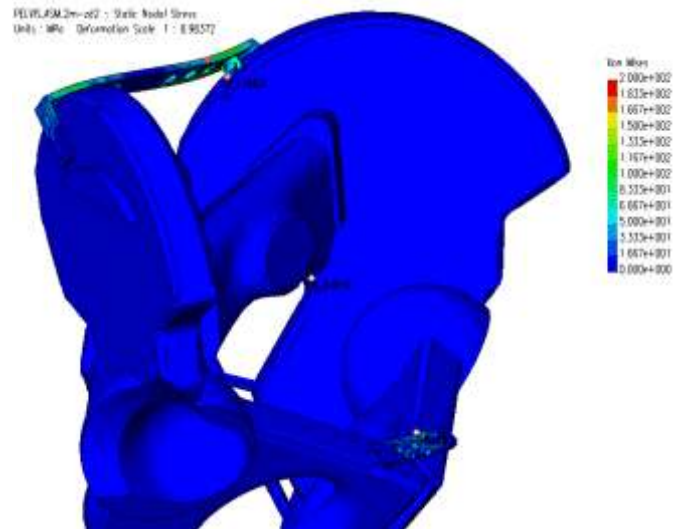
A 63. ábra az elmozdulás képét mutatja, mely hasonló az ép medencéhez. A legnagyobb elmozdulás 0.59 mm, szemben az ép medencegyűrű 0.39 mm elmozdulásával, ennek oka, hogy rögzítés csak felül van, így a keresztcsont alsó része többet tud elmozdulni. A törési résben mért legnagyobb elmozdulás 0.014 mm, ami szintén a rögzítéstől legtávolabb eső részen jelentkezik.



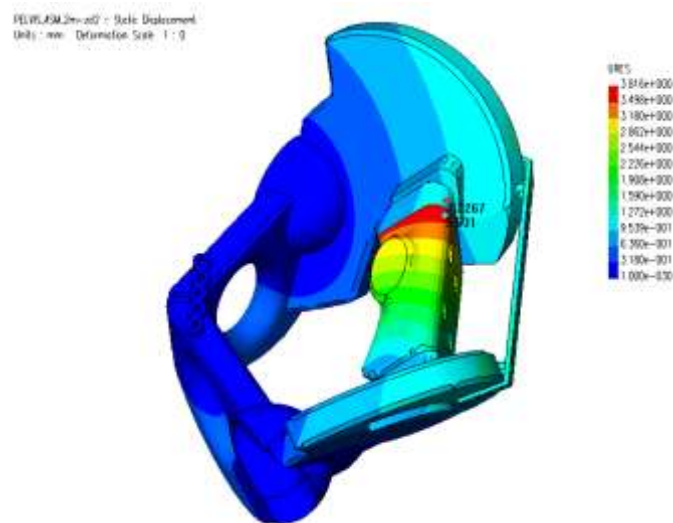
63. ábra: a medencegyűrű elmozdulásai a 2. terhelési esetben

3. eset: Denis I. sacrumtörés, transssacralis lemezes rögzítés, két lábon állás:

Ennél a rögzítési technikánál a műtét során nem állítjuk helyre a medencegyűrű zárt teherviselő keret jellegét, helyette a hátsó lemez biztosítja a terhelésátvitelt. A lemez nagyobb igénybevételt szenved (199.13 MPa), míg a csontokban maximum 21,45 MPa feszültség ébred

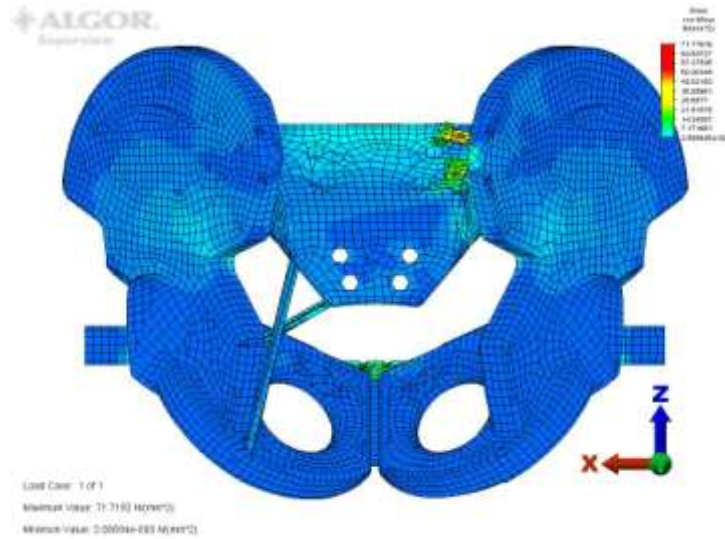


64. ábra: a medencegyűrűben ébredő feszültségek a 3. terhelési esetben
A törési résben mért elmozdulás 2.4 mm. (65. ábra)

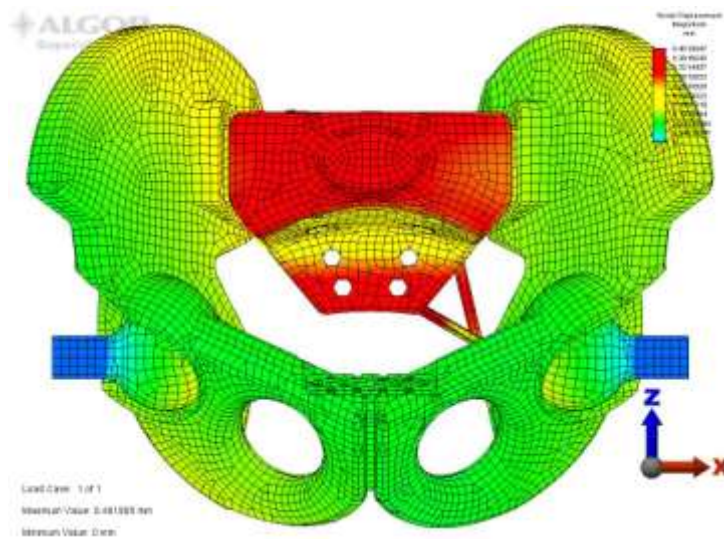


65. ábra: a medencegyűrűben mérhető elmozdulások a 3. terhelési esetben

4. eset: Denis I. sacrumtörés, KFI-H lemezes rögzítés, két lábon állás: Ennél a műtétnél a törést feltárva állítjuk helyre a medencegyűrűt, ezért a lemez kisebb igénybevételt szenved (71,72 MPa) mint transsacralis rögzítésnél, ugyanakkor a csontokban maximum 12,79 MPa feszültség ébred (66. ábra).

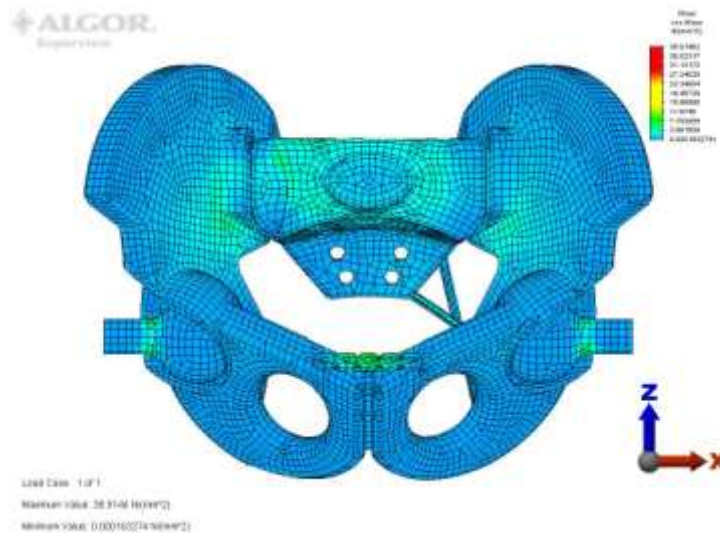


66. ábra: a medencegyűrűben ébredő feszültségek a 4. terhelési esetben
A törési résben mért elmozdulás kicsi, 0,03785 mm. (67. ábra)



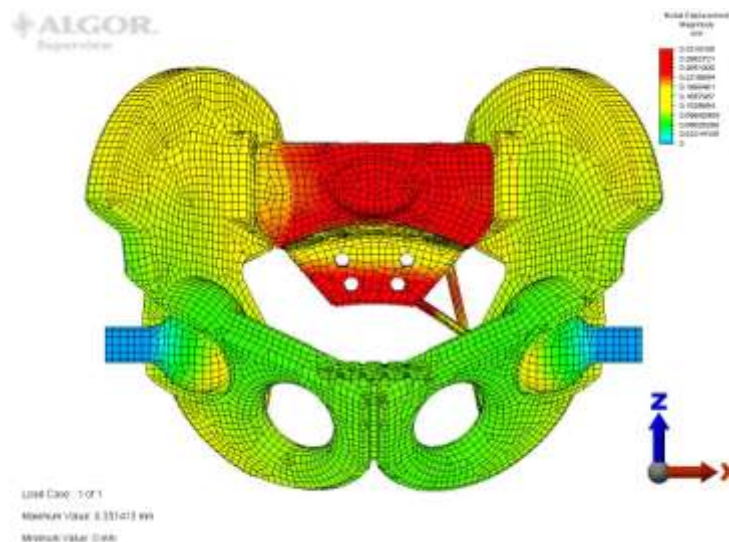
67. ábra: a medencegyűrűben mérhető elmozdulások a 4. terhelési esetben

5. eset: Denis I. sacrumtörés, iliosacralis csavaros rögzítés, két lábon állás: jelen esetben a csontokban ébredő maximális feszültség 17,55 MPa, a csavarban a feszültség 38,91 MPa. (68. ábra).



68. ábra: a medencegyűrűben ébredő feszültségek az 5. terhelési esetben

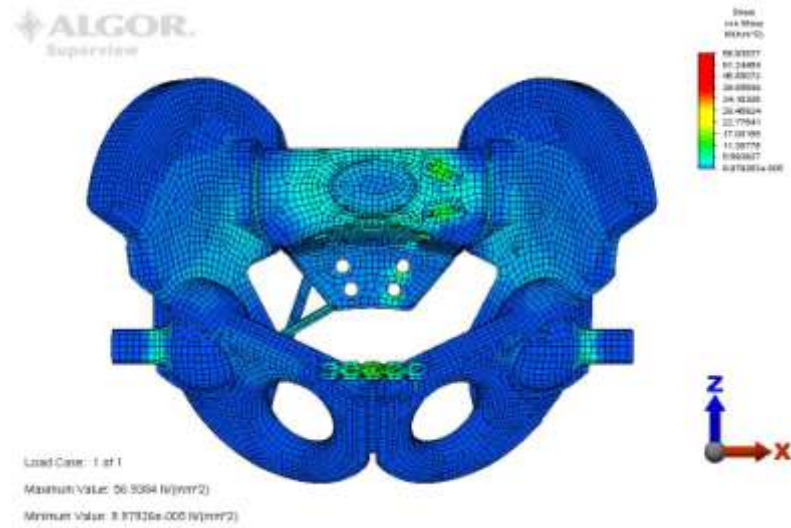
A törési résben mért elmozdulás 0,03571mm. (69. ábra)



69. ábra: a medencegyűrűben mérhető elmozdulások az 5. terhelési esetben

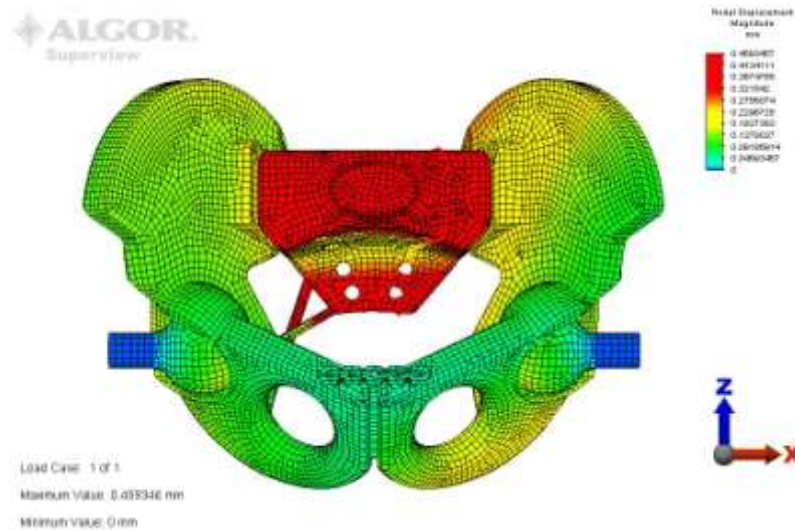
-Denis II. sérülés

6. eset: Denis II. sacrumtörés, direkt lemezes rögtetés, két lábon állás: a csontokban ébredő maximális feszültség 27,26 MPa, a lemezekben a feszültség 56,93 MPa. (70. ábra)



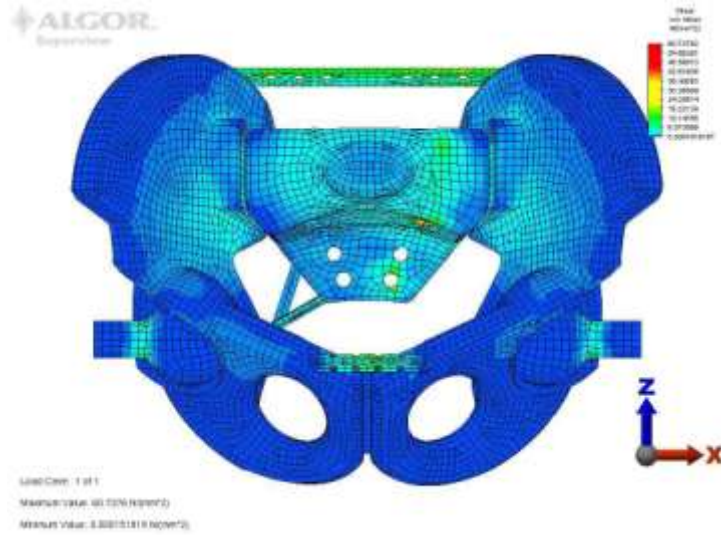
70. ábra: a medencegyűrűben ébredő feszültségek az 6. terhelési esetben

Elmozdulás a törési résben 0,027 mm. (71. ábra)



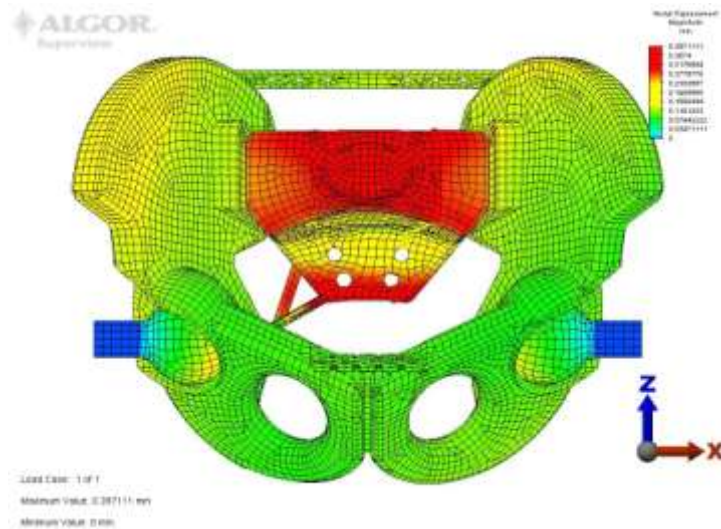
71. ábra: a medencegyűrűben mérhető elmozdulások az 6. terhelési esetben

7. eset: Denis II. sacrumtörés, transsacralis lemezes rögtés, két lábon állás: a csontokban mért maximális feszültség 60,73 MPa, a lemezben 22,66MPa. (72. ábra)



72. ábra: a medencegyűrűben ébredő feszültségek a 7. terhelési esetben

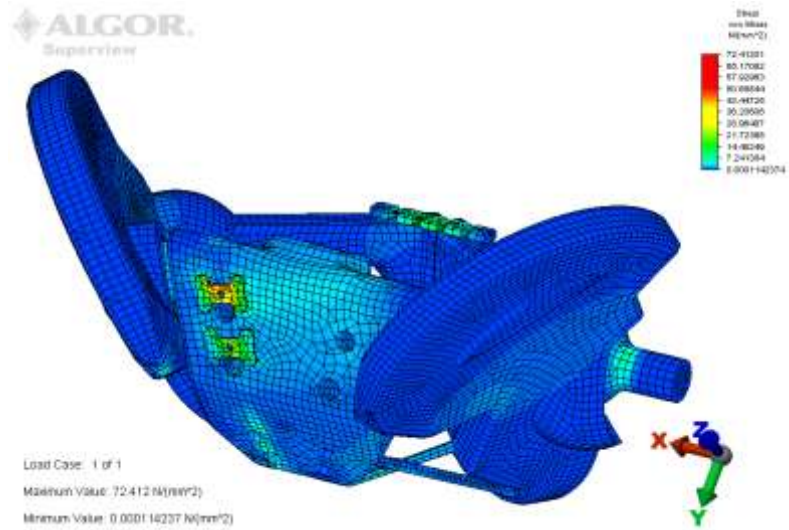
A törési résben detektált elmozdulás 0,06421 mm (73. ábra)



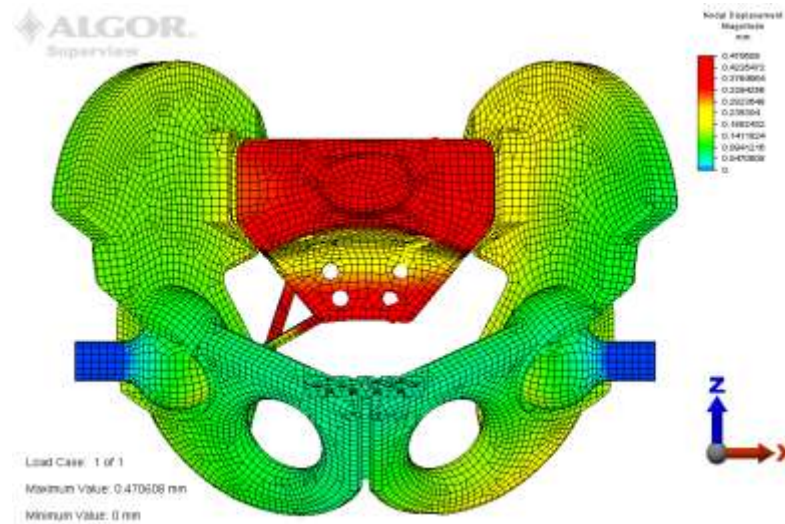
73. ábra: a medencegyűrűben mérhető elmozdulások a 7. terhelési esetben

8. eset: Denis II. sacrumtörés, KFI-H lemezes rögzítés, két lábón állás: a csontokban ébredő maximális feszültség 46,61 MPa, a lemezekben a feszültség 72,41

MPa. (74. ábra) és a törési résben mért elmozdulás 0,044 mm. (75. ábra)



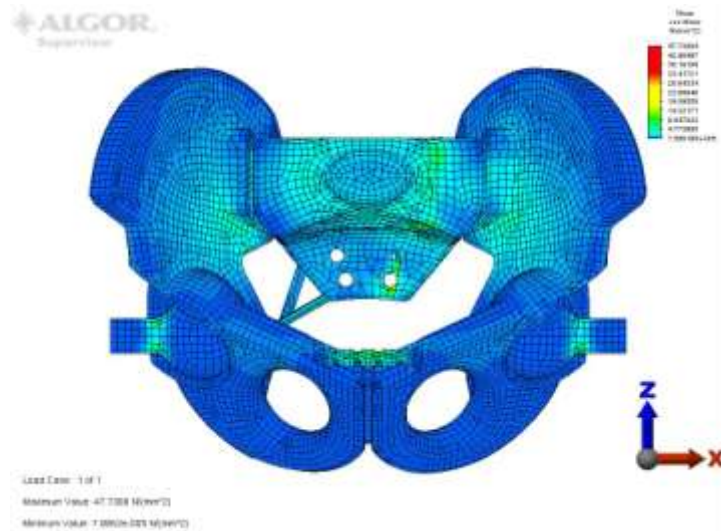
74. ábra: a medencegyűrűben ébredő feszültségek a 8. terhelési esetben



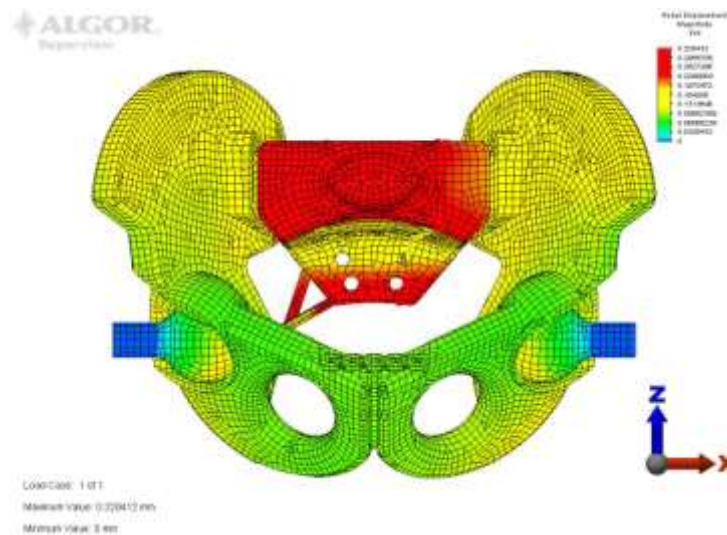
75. ábra: a medencegyűrűben mért mozgások a 8. terhelési esetben.

9. eset: Denis II. sacrumtörés, iliosacralis csavaros rögzítés, két lábón állás: a csontokban ébredő maximális feszültség 47,73 MPa, a csavarban a feszültség 21,04

MPa. (76. ábra) és a törési résben mért elmozdulás 0,04286 mm. (77. ábra)



76. ábra: a medencegyűrűben ébredő feszültségek a 9. terhelési esetben



77. ábra: a medencegyűrűben mérhető mozgások a 9. terhelési esetben

Az alábbiakban összefoglaljuk a különböző terhelési esetekhez rendelhető maximális feszültségértékeket a csontokban, az implantátumokban és a törési rés két oldala között mérhető elmozdulásokat. (4. táblázat)

4. táblázat: maximális feszültségértékek a csontokban, az implantátumokban, és elmozdulások a törési résben 500 N-os függőleges terhelés mellett.

Terhelési esetek	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.
Max. feszültség, csont (MPa)	1,57	8,08	21,55	12,79	17,55	27,26	60,73	46,6	44,7
Max. feszültség, implantátum (MPa)	∅	22,33.	119,13	71,72	38,91	56,93	22,66	72,4	21,0
Elmozdulás, törési rés (mm)	∅	0,014	2,4	0,0378	0,03571	0,027	0,06421	0,044	0,0428

A táblázatban látható eredmények azt igazolják, hogy mindkét töréstípus esetén, mind a négy műtéti módszer megfelelő stabilitást nyújt. Nem ébrednek olyan feszültségértékek, melyek alapján az implantátumok törése várható, és nem észlelhetők olyan mozgások a törési résben, melyek állízületképződést okoznának.

5.3. Klinikai vizsgálatok eredményei

1995 és 2005 között 725 medencesérültet kezeltünk, 591 sérültnél nem volt szükség műtéti ellátásra, 133 beteget megoperáltunk, egy sérült műtéti rögzítés nélkül exitált. 121 beteg élte túl a sérülést illetve az ellátás első 24 óráját. 6 sérült MOF illetve tüdőembolia miatt az ITO-n később hunyt el. A primeren elhunytak közül 2 sérültnek B, 11-nek C típusú sérülése volt. A műtéttel ellátott betegek közül 72 férfi, 61 nő volt. A 133 operált betegnél 60 B típusú sérülést, 73 C típusú sérülést találtunk. A B típusú sérülések megoszlása: 33 esetben B1, 20 sérültnél B2, 7 betegnél B3 típus. A C típusú sérülések megoszlása: 48 sérültnél C1, 11 betegnél C2 és 14 esetben C3 sérülést észleltünk. Az átlagos ISS 28 (12-63) volt. A 5. táblázatban a sérülések pontosabb lokalizációját elemezzük, külön vizsgálva a B és C típusú sérülések megoszlását.

5.táblázat: az elülső és hátsó gyűrűsérülés lokalizációja szerinti eloszlás

Elülső gyűrűsérülés	Symphyseolysis B:29; C: 19	Szeméremcsont B: 31; C: 40	Acetabulum B: 0; C: 14			
Hátsó gyűrűsérülés	Csípőlapát B:0; C: 6	SI-lysis B: 42; C: 15	SI luxációs törés B: 15; C: 18	Sacrum Denis I. B:2;C:11	Sacrum Denis II. B:1;C:20	Sacrum Denis III. B:0; C:3

A 6. táblázatban tüntetjük fel a műtéti ellátás módzatait, külön elemezve a primer és a végleges műtéti rögzítő eljárásokat a B és C típusú sérüléseknél.

6.táblázat: a választott műtéti eljárások az első és a végleges ellátáskor

Első ellátás	Fixateur externe B: 15 C: 31	Medence kapocs B: 14 C: 38	Symphysis lemez B: 9 C: 10	Transpubicus csavar B: 0 C: 2	Lemez a kismedence felől: B: 0 C: 3	Transsacralis lemez B: 0 C: 0	Iliosacralis csavar B: 0 C: 0	KFI-lemez dorsal felől B: 0 C: 0
Végleges ellátás	Fixateur externe B: 1 C: 5	Medence kapocs B: 1 C: 3	Symphysis lemez B: 20	Transpubicus csavar B:3	Lemez a kismedence felől B: 9 C: 11	Transsacralis lemez B: 10 C: 34	Iliosacralis csavar B: 3 C: 8	KFI-lemez dorsal felől B: 2 C: 9

A fenti adatok értékelésekor kiemelendő, hogy medence kapocs 2000 óta áll rendelkezésünkre, azóta a C-típusú sérülések primer rögzítése, amennyiben átmeneti rögzítés történik, túlnyomó részt azzal történik. A primer fázisban a symphyseolysis lemezes rögzítése kötelezően elvégzendő, ha hasi sérülés miatt laparotomia szükséges.

Amennyiben a személyi feltételek megfelelőek, jelenleg már rutinszerűen egyéb esetekben is (stabil keringés, laparotomia nem szükséges) megtörténik a sympysectomy primer rögzítése. A kismedence felől a primer fázisban akkor végeztünk lemezes rögzítést, ha laparotomia illetve a retroperitoneum feltárása során a gyűrűsérülés látótérbe került. Jellemző, hogy az így ellátott 3 sérült közül a súlyos sérüléskombináció miatt 2 a műtőasztalon exitált. A 11. táblázatban a végleges ellátásnál feltüntetett, fixateur externe-nel, illetve medence kapocccsal ellátott sérültek az átmeneti rögzítés elvégzése után exitáltak, definitív műtetre nem került sor. Összességében 1 sérült a medence rögzítése nélkül, 2 a műtőasztalon és 10 sérült átmeneti rögzítés után, definitív műtét nélkül halt meg. A medencekapocs használata (2000) óta 4 sérült, azt megelőzően 9 sérült hunyt el a primer ellátási fázis során, az első 24 órában. 6 beteget később, a definitív műtét elvégzése után veszítettünk el. A későbbi szakban elhunytak közül ketten tüdőembóliában, négyen sokszervi elégtelenség miatt haltak meg. A postoperatív szakban 3 alkalommal észleltünk szepszist symphysis lemezes rögzítése után, 2 esetben transsacralis lemezes rögzítés, és egyszer dorsalis, KFI-lemezes synthesis után. A gyógyult betegeket utánvizsgáltuk. A behívó levélre a 115 túlélő sérült közül 73-an jelentek meg, közülük 35-nek B típusú, 38-an C típusú sérülése volt. A 7. táblázatban a radiológiai végeredményt tüntetjük fel.

7. táblázat: a radiológiai eredmény értékelése; 3 pont=anatómiai helyzet, 2 pont= 5 mm-nél kisebb dislocatio, 1 pont = 5 mm-nél nagyobb dislocatio

	3 pont (B /C)	2 pont (B/C)	1 pont (B/C)
hátsó	26 (17/9)	28 (13/15)	18 (4/14)
elől	44 (26 /18)	28 (8/20)	0

A radiológiai eredmények értékelésénél figyelembe veendő, hogy egy B1 típusú sérülés után gyógyult nőbeteg az utánvizsgálat idején terhes volt, róla rgt. felvételt nem készítettünk. A 8. táblázatban a klinikai eredmények pontszámait tüntettük fel.

8. táblázat: a klinikai eredmények értékelése; 4 pont= nincs fájdalom, 3 pont= intenzív terheléskor fájdalom, 2 pont = terhelési fájdalom, 1 pont= nyugalmi fájdalom

4 pont (B /C)	3 pont (B /C)	2 pont (B /C)	1 pont (B /C)
9 (6/3)	37 (21/16)	24 (7/17)	3 (1/2)

A klinikai eredményeket tovább elemezve, amíg a B típusú sérülésen átesettek közül 27-en a medence területét fájdalommentesnek ítélték, a C csoportba tartozók közül 13-an voltak „fájdalommentesek”. Amíg a B csoportban 9 betegnél volt észlelhető enyhe érzészavar, a C csoportban 12 sérültnél észleltük ezt és 8 betegnél motoros kiesési tüneteket is láttunk. Urológiai deficitet (mikciós nehezítettség, reziduális vizelet v. inkontinencia) a B csoportban 6 betegnél, a C csoportban 10 betegnél észleltünk. Erektilis dysfunctiot az utánvizsgált 38 férfi közül 3 említett, közülük ketten C típusú, egy beteg pedig B típusú sérülés után. A megjelent 35 nőbeteg közül ketten említettek fájdalmat közösülés közben, egyikük B, a másik beteg pedig C típusú sérülést szenvedett.

9. táblázat: a szociális reintegráció értékelése; 3 pont= változatlan munkakör, 2 pont = könnyített munka, 1 pont = munkaképtelen

3 pont (B /C)	2 pont (B /C)	1 pont (B /C)
36 (18/18)	25 (12/13)	12 (5/7)

A szociális reintegráció pontértékeihez kiemelendő, hogy a 25 „ két pontos” sérültek közé soroltam azt a 3 beteget, akinek sem a sérülést megelőzően, sem azóta nem volt munkája. A 12 „ egy pontos” sérült közül 9-et leszázalékoltak, azonban figyelembe véve azt a társadalmi jelenséget, hogy sokan leszázalékoltatják magukat és fekete munkát vállalnak, a fenti tényből nem vonható le messzemenő következtetés. Ugyanakkor említésre méltó az a B1 típusú sérülésen átesett nőbeteg, aki az utánvizsgálat idején terhes volt! A 10. táblázatban az utánvizsgálat összesített eredményét tüntetjük fel.

10. táblázat: összesített utánvizsgálati eredmény

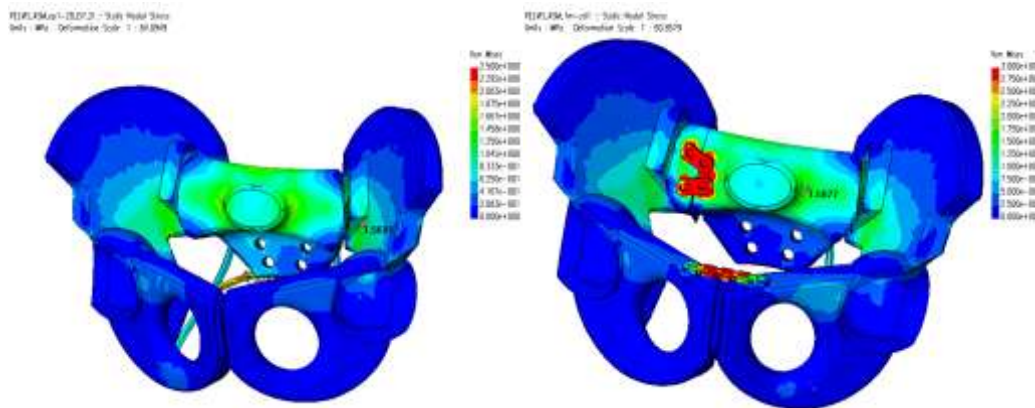
	B típus	C típus
Kitűnő (7 pont)	6	3
Jó (6 pont)	18	8
Kielégítő (4-5 pont)	9	17
Rossz (3 pont)	2	10

Az összesítésből kiviláglik, hogy amíg a B típusú sérülések több mint fele a kitűnő és a jó kategóriába sorolható, addig a C típusú sérülések után az esetek több mint felében a végeredmény a kielégítő és a rossz csoportba esik. Megemlítendő itt, hogy a rossz funkcionális végeredményért nem csak az elégtelen repositio, hanem a sérülés során keletkező idegi illetve zsigersérülések is felelősek.

6. Megbeszélés:

Az instabil, C típusú medencegyűrű-sérülések műtéti ellátását többféle módon vizsgáltuk.

Kadaverkísérletek: a medencegyűrű sérülését symphyseolysis és Denis I-es sacrumtörés létrehozásával modelleztük. Kísérletünkben kétféle műtéti megoldás stabilitását vizsgáltuk oly módon, hogy a symphyseolysist DC-lemezzel rögzítettük és a hátsó gyűrűsérülést előbb direkt lemezes rögzítéssel, majd transsacralis lemezes műtéttel stabilizáltuk. Így egy nagy stabilitást adó, de nagy műtéti megterhelést jelentő, ritkán alkalmazott technika stabilitásával hasonlítottuk össze módszerünket. A direkt lemezes rögzítés biztosította a stabilitást az általunk kidolgozott, a fenti sérülést modellező véges elemes medencemodell szerint is igen nagy, a véges elemes modellen a feszültségeloszlások közel megegyeznek az ép medencében uralkodó viszonyokkal, azaz ez a technika rigid rögzítést biztosít. (78. ábra)



78. ábra: feszültségeloszlás összehasonlítása ép és direkt lemezes rögzítéssel ellátott, sérült medencegyűrűn

Az általunk alkalmazott transsacralis lemezes rögzítés kisebb stabilitást nyújt, mint az eredményeinkből is kitűnik, azonban ez a klinikai gyakorlatban nem okozott csontgyógyulási zavart, sem fémanyaglazulást, illetve implantátumtörést. Véleményünk szerint a transsacralis rögzítésnél fellépő mozgások a mikromozgások tartományába esnek és –mint egyéb elasticus törésrögzítési formák– nemhogy akadályozzák, de segítik a törésgyógyulást.

A kísérletek során igyekeztünk a fiziológiához minél hasonlóbb kísérleti körülményeket beállítani. Több közlemény olvasható műanyag medencén végzett vizsgálatokról (van Zwienen és mtsai 2004, van den Bosch és mtsai 2003, Hüfner és mtsai 2002, Ragnarsson és mtsai 1993) konzervált preparátumot számos szerző használt (Denis és mtsai 1988, Sagi és mtsai 2004) friss, fagyasztott preparátummal is végeztek kísérleteket (Szita 1992).

Az egy hétnél nem régebbi, 4 Celsius fokon tárolt preparátumokon végzett vizsgálatokkal igyekeztünk a preparátum mechanikai tulajdonságváltozásait minimalizálni.

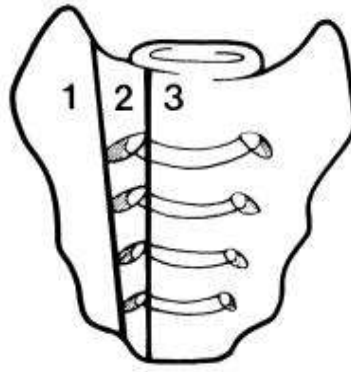
Sérült oldali lábön állást vizsgáltunk, mint azt több szerző is ajánlja (Sagi és mtsai 2004, Yinger és mtsai 2003, MacAvoy és mtsai 1997). A glutealis izomzatot pótló dróthuzalokat több ponton osztottuk el a csípőlapáton, ezzel jobban közelítve a valós viszonyokhoz, miszerint a glutealis izomcsoport szélesen ered a csípőlapát oldaláról. (79. ábra)



79. ábra: a glutealis izomzat eredését szimuláló drótköteg rögzítése a csípőlapáton. Ciklikus megterhelést alkalmaztunk, ezzel is az élettanihoz hasonlóbb viszonyokat szimulálva. 1000 ciklust vizsgáltunk járásritmusban, 1 Hz-es frekvenciával. A rendelkezésre álló preparátumokat 71,2 átlagéletkorú elhunytakból „nyertük”. Ez természetesen lényegesen magasabb átlagéletkor, mint a C-típusú medencesérüléseket

elszenvedő korosztályé. A nagy energiájú sérülést-politraumatizációt általában a középkorú populáció szenved el. Itt a csontok anyagjellemzői lényegesen jobbak, mint az osteoporotikus, idős korosztály esetén. Emiatt középkorúaknál a törésben kisebb mozgások várhatóak az általunk mértéknél. A preparátumok közötti különbségeket, melyek az életkor, nem és testsúly miatt észlelhetőek, kiküszöböltük azzal, hogy minden egyes preparátumon, azonos körülmények között végeztük el mindkét műtéti technika összehasonlító stabilitási vizsgálatát. Az elmozdulások mérését extensometerrel végeztük. A vertikális megterhelés hatására C típusú sérüléseknél a törésben nem csak vertikális, hanem rotációs és translációs diszlokáció is fellép. Az elmozdulásokat nem a tér 3 tengelye mentén felhelyezett szenzorokkal detektáltuk, az eredő elmozdulás összehasonlító megítéléséhez a standard módon, a függőleges törési síkkal 30, illetve 20 fokot bezáró tengelyű egy darab extensometerrel mértük, ugyanis véleményünk szerint a klinikai gyakorlatban, a törésgyógyulás illetve a törést rögzítő fémanyag lazulása illetve fáradásos törése szempontjából az eredő elmozdulásnak van jelentősége. Az X,Y és Z tengelyek mentén fellépő mozgásokat az így nyert adatokból számítottuk ki. A mérési eredményeket elemezve az elmozdulási értékekből a törést rögzítő fémanyag lazulására következtetést levonni nem tudunk, pl. a 2. preparátum esetén az első ciklusban nagyobb elmozdulásokat mértünk mint a 100. ciklusban. Ezért tüntettük fel a 2. táblázatban (50. oldal) az első, a 100. és az 1000. ciklusban detektált, legkisebb és legnagyobb elmozdulások közötti különbségek átlagát. A 8. preparátum esetén a 100. és az 1000. ciklusban a legkisebb elmozdulás értékei negatív tartományba esnek. Ezt csak technikai hibával tudjuk magyarázni, feltehetőleg a preparátum a tesztgépből meglazult és „visszarugózott” azaz a legkisebb terhelés mellett magasabban volt a medence középvonala mint a kalibráláskor, a mérés kezdetén. Összességében megállapíthatjuk, hogy 100 és 250 N közötti ciklikus megterhelés mellett a transsacralis lemezes synthesis elmozdulásaiban nincsen lényeges különbség a direkt lemezes rögzítéshez képest. (Az átlagos elmozdulások különbsége 0,19 mm, $p=0,18$ azaz a különbség nem szignifikáns)

Végeselemes medencemodell: a modell létrehozása után azon először a kadaverkísérletek során vizsgált medencesérülést, azaz symphyseolysist és Denis I-es sacrumtörést modelleztünk. (80. ábra)



80. ábra: a Denis-féle törésbeosztás, 1-massa lateralis törés, 2-transforaminalis törés, 3-a centralis zóna törése

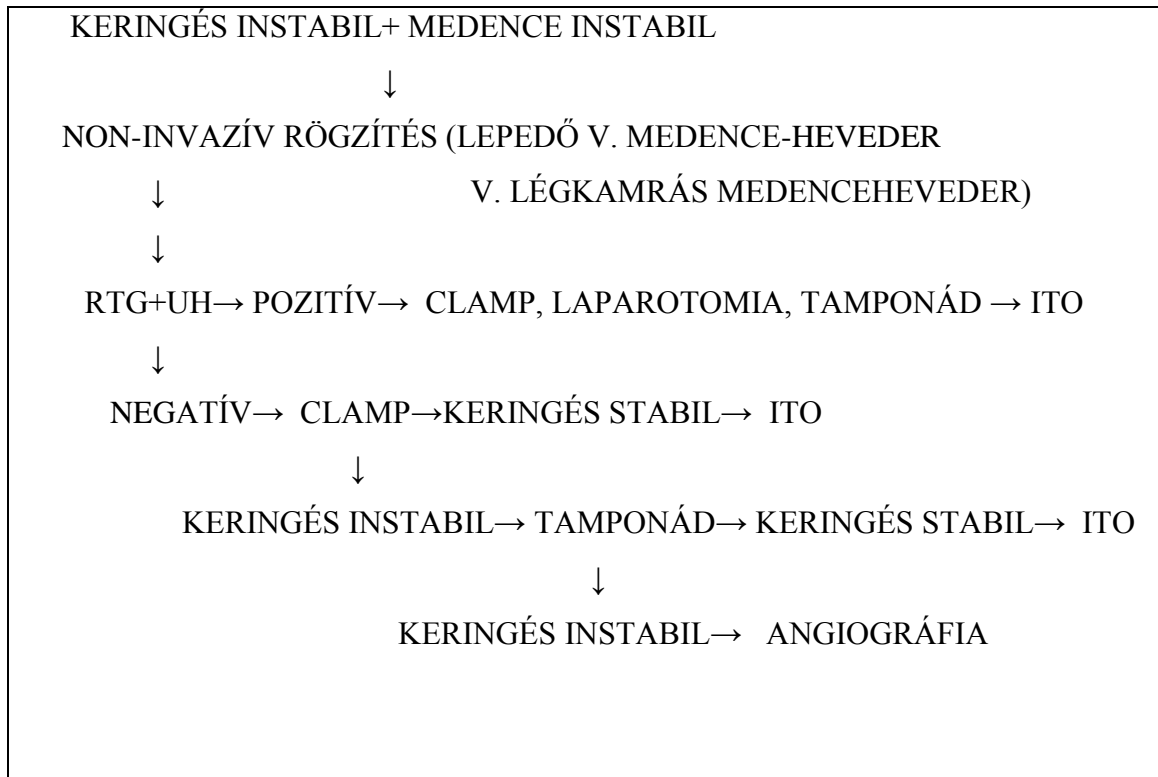
A sérülést a kadaverkísérletekhez hasonlóan „direkt” lemezes és transsacralis synthesissal rögzítettük. A symphyseolysist mindkét esetben keskeny DC.lemezzel rögzítettük a modellen. A modellt ezután validáltuk, azaz a számítógépes modellen a törési résben mért elmozdulási értékeket összehasonlítottuk a kadaverkísérletek hasonló eredményeivel. Itt a kadaverkísérletekhez hasonlóan sérült oldalon állást modelleztünk. A 17. ábrából (21. oldal) kitűnik, hogy a számítógépes modell által mutatott elmozdulási értékek hasonló tartományba esnek, mint azt a kadavereken mértük. Ezzel a modellt használhatónak, további mérésekre alkalmasnak találtuk. Ezután modelleztük symphyseolysis és Denis I. illetve Denis II. sacrumtörések esetén, két lábon állás mellett az általunk alkalmazott rögzítési technikákat, úgymint a direkt lemezes, a transsacralis lemezes, a KFI-H-lemezes, illetve az iliosacralis csavaros rögzítést. A 4. táblázatban (61. oldal) összefoglalt elmozdulásértékeket elemezve Denis I. törésnél, transsacralis rögzítés mellett nagyságrendekkel nagyobb elmozdulás mutatkozik, mint a többi esetben, ezt magyarázni nem tudjuk. A többi esetben az elmozdulási értékek reális eredményt mutatnak: Denis I. sérülés esetén a mozgás nagyobb a törési rés két oldala között, mint Denis II törésnél. A legstabilabb rögzítést a direkt lemezes synthesis adja, a KFI-H-lemezzel végzett rögzítés mellett kissé nagyobb mozgások észlelhetőek, mint iliosacralis csavarozásnál, de a két eset között alig van különbség. A legkisebb stabilitást Denis I. és Denis II. töréstípusnál is a transsacralis lemezes rögzítés adja. A holttestből nyert csont-szalagos medencepreparátumon végzett mérések nehézségei (etikai, higiéniai, technikai) miatt eredmények csak korlátozott számban nyerhetőek, így egyre inkább előtérbe kerül a csont-szalagos preparátumon végzett kísérletek

számítógépes, végelelemes modellezésének igénye. Ép medence végelelemes modellje már létezett az irodalomban (Dalstra és mtsa 1995), azonban mi két sérüléstípus műtéti ellátásainak összehasonlító stabilitási vizsgálatát kívántuk modellezni úgy, hogy rendelkezésünkre álltak holttestekből eltávolított preparátumokon végzett kísérletek mérési eredményei. Természetesen a végelelemes modell csak megközelítő eredményt ad a valósághoz képest, így esetünkben is figyelembe kell venni a következő hibaforrásokat: a törési felszínek nem pontosan sík felületűek, és az azok közötti súrlódási együtthatót nem ismerjük, a medence geometriai modellje csak közelítő, az alkalmazott anyagjellemzők az irodalomban nem egységesek.

A modell pontossága a fenti hibaforrások megfontolásai alapján tovább javítható.

Ezzel együtt kimondhatjuk, hogy a csavarok környezetében, a csontokban ébredő feszültség értékéből arra következtethetünk, hogy a kötés stabil, 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 nagy stabilitást ad, kevésbé stabil az iliosacralis csavarozás, illetve a KFI-H-lemezes rögzítés és legkevésbé stabil a transsacralis synthesis. Ezzel együtt, a betegek klinikai és radiologiai utánkötésekor azt tapasztaltuk, hogy mindegyik műtéti technika elegendő stabilitást biztosít a sérült oldal tehermentesítésével történő mobilizáláshoz, illetve a későbbi csontgyógyuláshoz. A mérési eredmények alapján kimondhatjuk, hogy a végelelemes modell eredményei jó becslésre használhatóak, illetve más töréstípusok, pl. Denis III. sacrumtörés, illetve transiliacalis törés, valamint egyéb műtéti technikák, pl. iliolumbalis fúzió stabilitási vizsgálataira is alkalmas.

Klinikai anyag: a sürgősségi ellátás elsődleges célja az életmentő vérzéscsillapítás, melyet a törés repozíciójával, átmeneti vagy végleges rögzítésével szükség esetén a kismedence tamponálásával, esetleg angiogáfiával érhetünk el. Amíg az alkalmanként bonyolult definitív műtéti stabilizáláshoz nem mindenhol vannak meg a személyi és tárgyi feltételek, az elvárható, hogy életmentő jelleggel, medencekapoccsal, v. fix. externe-nel, szükség esetén tamponáddal bárhol el tudják látni az instabil medencesérüléseket. A 81. ábrán vázlatosan összegezzük a fent leírtakat.



81. ábra: hemodinamikailag és mechanikailag instabil medencesérülés primer ellátási taktikája

A végleges műtéti eljárások a hátsó medencesérülés elhelyezkedésétől függően: transiliacalis törések rögzítésére elülső feltárásból végzett lemezes szintézist használunk. Sacroiliacalis ficam esetén többféle műtét közül választhatunk. Végezhetünk lemezes szintézist elülső feltárásból, iliosacralis csavarozást, illetve transsacralis lemezes rögzítést. Denis I. törések esetén végezhetünk iliosacralis csavaros rögzítést, transsacralis lemezes szintézist és ventralis lemezes stabilizálást is. Mivel a

ventralis lemezes rögzítés invazivitása nagy, ez a rögzítési módszer csak elméletben jön szóba.

A transforaminalis, azaz Denis II. sacrumtörések rögzítésére megfelelő módszer az iliosacralis csavarozás, illetve a transsacralis lemezes rögzítés is. Ezekben az esetekben azonban figyelniük kell arra, hogy a csavarral, illetve a lemezzel ne nyomjuk össze a törési rést, azaz ne komprimáljuk a sacralis gyököket. Ha a sacralis gyökök sérülése észlelhető, azok decompressioja és lokális szintézis szükséges. Kétoldali transforaminalis törés esetén kiegészítő stabilizálás is javasolt.

Denis III. töréseknél szóba jön az iliosacralis csavaros rögzítés és a transsacralis lemezes szintézis. Az iliosacralis csavarozásnál nehézséget jelenthet a célzás, a csavar bevezetése ebben az esetben nehezebb a centrális lefutású törésen keresztül a keresztcsont túlsó oldalába.

A hátsó medencegyűrű-fél sérüléseinél is hangsúlyoznunk kell a repositio fontosságát. 1 cm-nél nagyobb dislocatio mellett gyógyult törések a későbbiekben gerincpanaszokhoz vezetnek. A fent részletezett fedett műtéti technikák csak korrekt repositio után végezhetőek. A 11. táblázatban összefoglaljuk a hátsó gyűrűfél sérülései esetén általunk használt rögzítő eljárásokat.

11. táblázat: a sérülés elhelyezkedése és a választandó műtéti módszer

transiliacalis törés	sacroiliacalis ficam	Denis I. törés	Denis II. törés	Denis III. törés
ventralis lemez	iliosacralis csavar/ ventralis lemez (transsacralis lemez)	iliosacralis csavar/ transsacralis lemez (ventralis lemez)	lokális lemez iliosacralis csavar/ transsacralis lemez	transsacralis lemez/iliosacralis csavar

7. Következtetések:

1. Kidolgoztam egy, az irodalmi ajánlásoknak megfelelő csont-szalagos kadaver medencepreparátum stabilitási vizsgálataihoz szükséges modellt.
 2. A modellen symphyseolysist és Denis I. sacrumtörést szimuláltam.
 3. Kidolgoztam a preparátum biomechanikai tesztgépbe rögzítését, annak kiegyensúlyozását, a glutealis izomzatot újszerűen, az irodalomban eddig nem leírt módon, az anatómiai helyzetet a korábbi modellekhez képest jobban megközelítő módon szimuláltuk.
 4. Ciklusos terhelési vizsgálati eljárást dolgoztam ki, úgy, hogy Magyarországon, tetemekből nyert medencepreparátumon sacrumtörést korábban hasonló módszerrel nem vizsgáltak.
 5. A kialakított vizsgálati módszerrel az általunk kiterjedten használt transsacralis lemezes synthesis stabilitását vizsgáltam, összehasonlítva a linea terminalison felhelyezett, direkt lemezes synthesis stabilitásával.
- A rendelkezésre álló 12 preparátum közül 3 esetben technikai hiba miatt nem nyertem eredményt, 9 preparátumnál értékelhető eredményt nyertem. A két műtétnél fellépő átlagos elmozdulások különbsége 100 N és 250 N közötti ciklikus megterhelésnél 0,19 mm. Statisztikai analízissel a két műtéti eljárás során, a törési résben detektálható elmozdulások különbsége nem szignifikáns.
6. Végeselemes, számítógépes medencemodellt alakítottam ki.
 7. A számítógépes modellen a kadaverkísérletek során vizsgált sérülést (symphyseolysis és Denis I. sacrumtörés) modelleztem
 8. A számítógépes modellen mért elmozdulási értékeket összehasonlítva a kadaverkísérletek eredményeivel, a végeselemes modellt validáltam, azaz igazoltam, hogy a modell további vizsgálatok elvégzésére alkalmas, ezzel a számítógépes modellel egyéb sérüléstípusok és egyéb műtétek is vizsgálhatóak, így az etikai okok és a nagy technikai felszerelésigény miatt nehezen elvégezhető kadaverkísérletek kiválthatóak.
 9. A validált végeselemes modellen egyéb sérüléstípus (symphyseolysis és Denis II. sacrumtörés) szimulálását is elvégeztem.
 10. A végeselemes modellen mindkét sérüléstípuson elvégeztem a transsacralis és direkt lemezes rögzítés, az elterjedt iliosacralis csavározás, és a kevésbé elterjedt, de a

szakirodalomban is ismert, és általunk is alkalmazott KFI-H lemezes rögzítés stabilitási vizsgálatát.

A vártnak megfelelően Denis I. törés esetén a törési részben kisebb mozgások észlelhetők mint Denis II. sérülésnél. Mindkét sérülésnél a legkisebb mozgás a törési részben a direkt lemezes rögzítésnél detektálható, KFI-H lemezes rögzítés mellett alig nagyobbak a mozgások mint iliosacralis csavározásnál. A legnagyobb mozgások transsacralis lemezes rögzítés mellett mérhetőek, azonban még ennél a műtéti eljárásnál is az implantátumokban ébredő feszültség a megengedett érték alatt marad, azaz a behelyezett fémek nem törnek el, és mindegyik műtéti eljárás elegendő stabilitást ad.

11. A klinikai anyag retrospektív elemzésével 10 év operált medencesérültjeit vizsgáltuk.

12. Vizsgáltam primer ellátási taktikánkat. 134 medencesérült igényelt műtéti ellátást, 133 beteget megoperáltunk, egy sérült műtéti rögzítés nélkül exitált. 121 beteg élte túl a sérülést. Az elhunytak közül 2 sérültnek B, 11-nek C típusú sérülése volt. Az átlagos ISS 28 (12-63) volt. Az általunk javasolt primer ellátási taktika: instabil medence és instabil keringés mellett a medence non-invazív rögzítése lepedővel vagy medencehevederrel, ha rendelkezésre áll, felfújható medencehevederrel. Pozitív UH lelet birtokában medencekapocs felhelyezése után laparotomia és a presacralis tér tamponádja, szükség esetén a symphysis lemezes rögzítése. Negatív UH lelet mellett medencekapocs felhelyezése, ha ezután a keringés stabillá válik, további vizsgálatok és egyéb sérülések műtéti ellátás a beteg állapotának megfelelően, ha a keringés instabil marad, a presacralis tér tamponádja. A definitív medencestabilizáló műtétet csak megfelelő feltételek megléte esetén végezzük el primeren.

13. Végleges ellátásra a sérülés lokalizációját tekintve a következőket ajánlom: symphyseolysis esetén lemezes rögzítést, transiliacalis törés esetén ventralisan felhelyezett lemezt. SI ficam esetén a legstabilabb rögzítést a ventralis lemez biztosítja, de alkalmazható iliosacralis csavar vagy transsacralis lemez is. Denis I. sacrumtörések mellett transsacralis lemez vagy iliosacralis csavar alkalmazását javasoljuk. Denis II. törések esetén, kitört darabok, sacralis gyöki érintettség esetén decompressiot és lokális lemezes synthesist javaslunk, egyebekben iliosacralis csavározást, vagy transsacralis lemezes rögzítést. Denis III. sacrumtörés esetén transsacralis lemezes rögzítést, vagy iliosacralis csavározást ajánlunk.

14. Nemzetközileg elismert funkcionális „outcome score” alkalmazásával elvégeztem az általunk kezelt betegek retrospektív vizsgálatát. A 115 túlélő sérült közül 73-at vizsgáltunk, közülük 35-en B típusú, 38-an C típusú sérülésen estek át. A B sérüléstípuson átesettek közül 6-nál kitűnő, 18-nál jó, 9-nél kielégítő és 2-nél rossz funkcionális végeredményt észleltünk. C típusú sérülés után 3 esetben kitűnő, 8 alkalommal jó, 17-szer kielégítő és 10 esetben rossz volt a funkcionális végeredmény, azaz amíg B típusú sérülések több mint fele a kitűnő és a jó kategóriába sorolható, addig a C típusú sérülések után az esetek több mint felében a végeredmény a kielégítő és a rossz csoportba esik. A funkcionális végeredmény javítható, ha a sérülés repositioja pontosabb.

8. Összefoglalás:

A motorizáció fejlődésével a medencesérülések száma egyre növekszik. Míg a sérülések 3 %-a medencesérülés, polytraumatizáltaknál az előfordulása 25%. A halálozási ráta 16%, ha a medencesérüléshez hemodinamikai instabilitás társul, 30%. Fontos tehát a medencesérülések ellátásában, hogy lehetőleg minél kisebb megterhelést okozó, de elegendő stabilitást biztosító műtétekkel lássuk el a sérülteket. A fenti probléma elemzésére az alábbi módszereket választottuk:

1. Tetemből nyert medencepreparátumokon C-típusú medencegyűrű-sérülést modelleztem, és két műtét, a transsacralis lemezes synthesis és a direkt lemezes rögzítés stabilitását vizsgáltuk. A két műtétnél fellépő a törési részben detektálható elmozdulások különbsége 100 N és 250 N közötti ciklikus megterhelésnél 0,19 mm, ami nem szignifikáns

2. Végeselemes számítógépes medencemodellt dolgoztam ki. A számítógépes modellen szimuláltam a csont-szalagos preparátumon vizsgált sérülést, valamint a fenti két műtéti módszer stabilitását. A csont-szalagos preparátumok vizsgálati eredményeivel végeselemes modellt validáltuk. A számítógépes modellen vizsgáltuk még két műtéti módszer, a KFI-H lemezes synthesis és az iliosacralis csavarozás stabilitását, és egy másik sérüléstípuson is vizsgáltuk a fenti négy műtét stabilitását. Mindkét sérülésnél a legkisebb mozgás a törési részben direkt lemezes rögzítésnél detektálható, KFI-H lemezes rögzítés mellett alig nagyobbak a mozgások mint iliosacralis csavarozásnál. A legnagyobb mozgások transsacralis lemezes rögzítés mellett mérhetőek.

3. Elemeztem az általunk medencegyűrű-sérülések során használt primer és végleges ellátási protokollt. Elvégeztem az 1995 és 2005 között kezelt medencegyűrűsérültek utánvizsgálatát is. Az utánvizsgálathoz nemzetközileg elfogadott pontrendszert használtam. Primeren a mechanikailag és hemodinamikailag instabil medencesérülésnél a medencesérülés repositioja, medencekapocs felhelyezése, továbbra is instabil keringés mellett a presacralis tér tamponádja szükséges. A végleges ellátás során ventralisan felhelyezett lemez transiliacalis törések rögzítésére illetve SI-luxatiók esetén végezhető. Lokális synthesis gyöki laesiot okozó Denis II töréseknél, iliosacralis csavarozás vagy transsacralis lemezes rögzítés egyéb sérüléseknél javasolt. Funkcionális végeredmény: B típusú sérüléseknél az esetek több mint fele a kitűnő és a jó kategóriába, a C típusú sérüléseknél az esetek több mint fele a kielégítő és a rossz csoportba esik.

The pelvis trauma accounts for 3% of all injuries, the incidence in multiple-injured patients reaches 25%. The mortality rate is 16%, but if the injury is associated with hemodynamic instability, the death rate can increase to 30%. Therefore, it is important that we treat these injuries causing the least amount of strain, yet with a sufficiently stable synthesis. We chose the following methods to evaluate this issue:

1. Using cadaver pelvises modeling a Type C unstable pelvic ring injury, we examined the stability of the transsacral plate synthesis and direct plate synthesis. The mean difference between the detected amounts of movement in the fracture gap of the two different operations was 0.19 mm at cycle loads between 100 N and 250 N, which is not significant.

2. We developed a computerized finite element pelvic model. We measured the stability of the previously mentioned two operative techniques. We compared the results of the bone-ligament dissections and validated them in the finite element model. We then examined the stability of two other surgical techniques – KFI-H plate synthesis and iliosacral screw fixation – on the validated computerized model, as well as the stability of all four operative techniques on another type of pelvic injury. In both injury types, the least amount of dislocation in the fracture gap was detected when the direct plate synthesis was used. The movements recorded using the KFI-H plate syntheses were barely greater than the dislocations observed using the iliosacral screw technique. The greatest amounts of movements were detected in the transsacral plate synthesis.

3. We analyzed our primary care and definitive care protocols for pelvic ring injuries. We also performed the retrospective analysis at our department between the years 1995 until 2005. We used the standard scoring system for the analysis of the retrospective study. In a patient with a mechanically and hemodynamically unstable pelvic injury, the primary care involving reduction of the pelvic injury, applying a pelvic clamp, and providing the tamponade of the presacral area when the circulation is unstable is vital. During the definitive care, a ventral plate synthesis should be used for the fixation of transiliacal fractures and can be used for the fixation of S I luxations. A local synthesis is recommended for type II Denis fractures involving radicular lesions, while the iliosacral screw fixation or the transsacral plate synthesis can be used for other injuries. In regards to the functional outcomes, more than half of the patients with type B injuries

are categorized to have good to excellent outcomes, while in type C injuries, more than half of the cases result in the average to poor outcome category.

9. Irodalomjegyzék:

Abé H, Hayashi K, Sato M: Data book on mechanical properties of living cells, tissues, and organs. Springer Berlin, Heidelberg, New York. 193-350. 1996

Agolini S.F, Shah K, Jaffe J.: Arterial embolization is a rapid and effective technique for controlling pelvic fracture hemorrhage; J Trauma 43: 395-399. 1997

Ahlers J, Schweikert Ch, Schwarzkopf W.: Ergebnisse nach Symphysensprengungen und Iliosakralgelenksluxationen; H Unfallheilk. 140: 249-258, 1979

Biffi W.L, Smith W.R, Moore E.E.: Evolution of a multidisciplinary clinical pathway for the management of unstable patients with pelvis fractures; Ann Surg 233: 843-850. 2001

Bodzay T, Burján T, Váradi K.: Finite Element Modeling of Operative Treatment of Pelvic Ring Fractures; First Hungarian Conference on Biomechanics Abstract Book 18-27. 2004

Bodzay T. Flóris I. Vendégh Zs. Szita J: Treatment of unstable pelvic injuries- a review of 10 years; Eur J Trauma 32. S 1 31-32 . 2006.

Bodzay T-Váradi K: Csont-implantátum kapcsolatok végeelemes modellezése
Halász Gábor, szerk: Modellezés a biomechanikában, BME kiadó Budapest 371-395. 2007

Bodzay T-Burján T-Bagdi C-Flóris I-Vendégh Zs-Váradi K: Evaluation of stabilization methods of pelvic ring injuries by finite element modeling;
Joint Dis Rel Surg 18(3) 108-115 2007

Bodzay T- Asbóth L- Szita J- Váradi K: Medencegyűrű-sérülések műtéti rögzítésének végeelemes modellezése; Biomechanica Hungarica 1: 37-47 2008

Bodzay T- Szita J- Flóris I: Medencetörések ellátásának modern szemlélete-
minimálinvazív lehetőségek és kiterjesztett rekonstruktív ellátás

Orvosképzés 2010; 3 251-261

Bodzay T- Flóris I- Váradi, K: Comparison of stability in the operative treatment of
pelvic injuries in a finite element model

Arch Orthop Trauma Surg 2011; 131(10) 1427-1433 DOI: 10.1007/s00402-011-1324-3

van den Bosch E, van Zwienen C, Hoek van Dijke et al. Sacroiliac screw fixation for
Tile B fractures. J Trauma 55:962-965. 2003

Cook R.E, Keating J.F, Gillespie I.: The role of angiography in the management of
hemorrhage from major fractures of the pelvis; J Bone Joint Surg 84B: 187-182. 2002

Cserháti P, Vendégh Zs, Bodzay T, Kazár Gy, Laczkó T, Manninger J.: A combnyaktáji
törés utáni rehabilitáció hazai problémái és a fejlesztés lehetőségei; Magy Traumatol
Orthop 35:149-154. 1992

Cserháti P: A combnyaktörés osteosynthesisének fejlesztése ismételt, prospektív,
nemzetközi felmérések nyomán; PhD értekezés. Budapest 2005

Dalstra M, Huiskes R.: Load transfer across the pelvic bone J Biomechanics 28: 715-
724. 1995

Denis F, Davis S, Comfort T. Sacral fractures: an important problem retrospective
analysis of 236 cases. Clin Orthopedics 67-81. 1988

Ertel W, Eid K, Keel M, Trentz O.: Therapeutical strategies and outcome of
polytraumatized patients with pelvic injury; Eur J Trauma 26: 287-286. 2000

Ertel W, Oberholzer A, Platz A.: Incidence and clinical pattern of the abdominal compartment syndrome after „damage control” laparotomy in 311 patients with severe abdominal and/or pelvic trauma; Crit Care Med 28: 1747-1753. 2000

Ertel W, Keel M, Eid K.: Control of severe hemorrhage using C-clamp and pelvic packing in multiply injured patients with pelvic ring disruption; J Orthop Trauma 15: 486-474. 2001

Fangio P, Asehnoune K, Edouard A.: Early embolization and vasopressor administration for management of life-threatening hemorrhage from pelvic fracture; J Trauma 58: 978-984. 2005

Fryette H.H.: Principles of osteopathic technique. American Academy of Osteopathy, Colorado. 23:17-26. 1954

Ganz R, Krushell R.J, Jakob R.P, Küffer J.: The antishock pelvic clamp; Clin Orthop Relat Res 276: 71-78. 1991

Gänsslen A, Krettek C, Pape H.C, Machtens S.: Acute management of pelvis Fractures: A European Perspective. In: Smith W, Ziran B, Morgan S.J.(szerk), Fractures Of The Pelvis And Acetabulum. Iforma, New York, London, 2007: 27-71

Ghanayem A.J, Wilber J.H, Lieberman J.M, Motta A.O.: The effect of laparotomy and external fixator stabilization on pelvic volume in an unstable pelvic injury; J Trauma 38: 396-400. 1995

Grimm M.R, Vrahas M.S, Thomas K.A.: Pressure-volume characteristics of the intact and disrupted pelvic retroperitoneum; J Trauma 44: 454-459. 2005

Goris R.J, Gimbrere J.S, van Niekerk J.L, Schoots F.J, Booy L.H.: Early osteosynthesis and prophylactic mechanical ventilation in the multitrauma patient; J Trauma 22(11): 895-903. 1982

Hasenfrancz P, Varga E, Váradi K: Finite element modeling of pelvic bone, *Gépészet* '98. 115-119. 1998

Henderson R. C.: The long-term results of nonoperatively treated major pelvic disruptions; *J Orthop Trauma* 3(1): 41-47, 1989

Hersche O, Isler B, Aebi M.: Verlauf und Prognose von neurologischen Ausfällen nach Beckenringfrakturen mit Beteiligung des Os sacrum und/oder Iliosakralgelenks; *Unfallchirurg* 96(6): 311-318. 1993

Huittinen V.M, Slatis P: Postmortem angiography and dissection of the hypogastric artery in pelvic fractures; *Surgery* 73: 454-462. 1973

Hüfner T, Pohlemann T, Tarte S, et al.: Computer-assisted fracture reduction of pelvic ring fractures: an in vitro study. *Clin Orthop* 399:231-239. 2002

Kádas I, Magyar Z, Vendégh Zs, Gloviczki B.: Changing the treatment to reduce complication rate in open tibial fractures; *Int Orthop*, DOI 10.1007/s00264-008-0670-4, 2008

Kim W. Y, Hearn T.C, Seelem O.: Effect of pin location on stability of pelvic external fixation; *Clin Orthop Relat Res* 361: 237-244. 1999

Luschka H.: Die Kreuzbeinfuge und die Schambeinfuge des Menschen; *Arch Pathol Anat Klin Med* 7: 299-316. 1854

Malgaigne, J. F.: *Traité des fractures et de luxations. – Tome 1: Des fractures.* Ballière, Paris, 1847

Malgaigne, J. F.: *Treatise on fractures; Ch. 6: 523,* J. B. Lippincott, Philadelphia, 1859

Matta J. M, Saucedo T.: Internal fixation of pelvic ring fractures; *Clin Orthop* 151:83-97. 1989

Matta, J.M.: Indications for Anterior Fixation of Pelvic Ring Fractures. Clin Orthop 329:88-96. 1996.

MacAvoy M, McCellan R, Trigg P, et al. Stability of open book pelvic fractures using a new biomechanical model of single-limb stance. J Orthop Trauma 11:590-593. 1997

Mears DC, Capito CP, Deleuw H: Posterior pelvic disruptions managed by the use of the Double Cobra Plate. Instructional Course Lectures 37: 143-150. 1988

Melton L, Sampson J, Morrey B, Ilstrup D.: Epidemiologic features of pelvic fractures; Clin Orthop 155:43-47, 1981

Moorehouse D.D.: Injuries to the urethra and urinary bladder associated with fractures of the pelvis; Can J Surg 31(2): 85-88. 1988

Moss M.C, Bircher M.D.: Volume changes within the true pelvis during disruption of the pelvic ring; Injury 27: 21-23 1996

Mucha P. Jr, Farnell M.B.: Analysis of pelvic fracture management; 24(5): 379-386, 1984

Müller- Färber J, Müller K. H.: Stabile und instabile Beckenringfrakturen; Arch Orthop Trauma Surg 93: 29-41, 1978

Panetta T, Sclafani S.J, Goldstein A.S.: Percutaneous transcatheter embolization for massive bleeding from pelvic fractures; J Trauma; 25:1021-1029. 1985

Pohlemann T, Gänsslen A, Schellwald O, Culemann U, Tscherne H.: Outcome after pelvic injuries; Injury 27 Suppl. 2: B31-38. 1996

Pohlemann T, Gänsslen A, Hartung S.: Beckenverletzungen. Ergebnisse einer prospektiven, multizentrischen Studie; H Unfallchir 266: 165-400. 1998

Pohlemann T, Lobenhoffer Ph, Tscherne H.: Stabilisierung des hinteren Beckenrings in Bauchlage. In: Tscherne H, Unfallchirurgie. Springer Berlin-Heidelberg- New York, 1998 : 163-173

Poigenfürst J.: Symphysenzerreißungen; H. Unfallheilkunde 70: 1-46, 1962

Probst J.: Beckenfrakturen. Spätfolgen und Begutachtung; Unfallheilkunde, 82(8): 340-348. 1979

Ragnarsson B, Olerud C, Olerud S.: Anterior square-plate fixation of sacroiliac disruption. 2-8 years follow-up of 23 consecutive cases; Acta Orthop Scand 64(2): 138-142, 1993

Rice Jr. P.L, Rudolph M.: Pelvic fractures; Emerg Med Clin North Am. 25:795-802. 2007

Rieger H, Winckler S, Klein W, Brug E.: Ergebnisse der dorsalen Beckenringstabilisierung; Unfallchirurg 96(7): 363-366,1993.

Rothenberger D, Velasco R, Strate R, Fischer R. P, Perry J.F.Jr.: Open pelvic fracture: a lethal injury; J Trauma 18(3): 184-187, 1978

Sadri H, Nguyen –Tang T, Stern R.: Control of severe hemorrhage using C-clamp and arterial embolization in hemodynamically unstable patients with pelvic ring disruption; Arch Orthop Trauma Surg 125: 443-447. 2005

Sagi HC, Ordway NR, DiPasquale T. Biomechanical analysis of fixation for vertically unstable sacroiliac dislocations with iliosacral screws and symphyseal plating. J Orthop Trauma 18:138-143. 2004

Smith W.R, Moore E.E, Osborn P.: Retroperitoneal packing as a resuscitation technique for hemodynamically unstable patients with pelvic fractures: report of two representative cases and a description of technique; J Trauma 59: 1510-1514. 2005

Smith W.R, Williams A, Agudelo J.: Early predictors of mortality in hemodynamically unstable pelvis fractures; *J Orthop Trauma* 21:31-37. 2005

Solonen K.A.: The sacroiliac joint in the light of anatomical roentgenological and clinical studies. *Acta Orthop Scand S.* 27. 1957

Suzuki T, Smith R, Moore E.: pelvic packing or angiography: Competitive or complementary?; *Injury* 40: 343-353. 2009

Szita J. Experimental and clinical analysis of pelvic ring injuries. Doctoral Thesis. Budapest 1992

Tile M, Burri C, Poigenfürst J.: Pelvis; Manual of internal fixation Springer Berlin, Heidelberg, New York. 485-500, 1991

Tile M. Pelvic ring fractures: should they be fixed? *J Bone and Joint Surg* 70 1-12. 1992

Tornetta P, Dickson K, Matta J. M.: Outcome of rotationally unstable pelvic ring injuries treated operatively; *Clin Orthop* 329: 147-151. 1996

Tornetta P, Matta J. M.: Outcome of operatively treated unstable posterior pelvic ring disruptions; *Clin Orthop* 329: 186-193. 1996

Tötterman A, Dormagen J.B, Madsen J.E.: A protocol for angiographic embolization in exsanguinating pelvic trauma: a report on 31 patients; *Acta Orthop* 77: 462-468. 2006

Tscherne H, Pohlemann T, Gänsslen A.: Crush injuries of the pelvis; *Eur J Surg* 166: 276-282. 2000

Varga E. Biomechanical and clinical investigation of pelvic ring injuries PhD Thesis. Szeged 1999

Varney M, Fischer I, Becker H, Derra E, Roher H. D.: Intrabadominelle Zusatzverletzungen bei Polytraumatisierten mit Beckenfrakturen. Schwierigkeiten in Diagnostik und Therapie; Aktuelle Traumatol 20(5): 226-230. 1990

Vendégh Zs, Hamar J, Wolf K, Melly A.: Reaktionen diaphysärer Kallusgefäße des Kaninchens auf vasoaktive Substanzen nach Spaltosteotomie der Tibia: eine Laser-Doppler-Flowmetrie-Studie; Eur Surg Acta Chir Austr S 203: 109. 2005

Vendégh Zs, Hamar J, Wolf K, Melly A.: Reaktionen diaphysärer Kallusgefäße des Kaninchens auf vasoaktive Substanzen; ; Eur Surg Acta Chir Austr S 203: 131. 2005

van Zwienen CMA, van den Bosch EW, Snijders CJ, et al. Biomechanical Comparison of Sacroiliac Screw Techniques for Unstable Pelvic Ring Fractures. J Orthop.Trauma 18: 589-595. 2004

Yinger K, Scalise J, Olson S, Bay B, Finkemeyer C. Biomechanical comparison of pelvic ring fixation. J Orthop Trauma 17:481-487. 2003

10. Saját publikációk jegyzéke:

Bodzey T, Burján T, Váradi K.: Finite Element Modeling of Operative Treatment of Pelvic Ring Fractures; First Hungarian Conference on Biomechanics Abstract Book 18-27. 2004

Bodzey T, Flóris I, Vendégh Zs, Szita J: Treatment of unstable pelvic injuries- a review of 10 years; Eur J Trauma 32. S 1 31-32 . 2006.

Bodzey T-Váradi K: Csont-implantátum kapcsolatok végeselemes modellezése
Halász Gábor, szerk: Modellezés a biomechanikában, BME kiadó Budapest 371-395. 2007.

Bodzey T-Burján T-Bagdi C-Flóris I-Vendégh Zs-Váradi K: Evaluation of stabilization methods of pelvic ring injuries by finite element modeling;
Joint Dis Rel Surg 18(3) 108-115 2007

Bodzey T- Asbóth L- Szita J- Váradi K: Medencegyűrű-sérülések műtéti rögzítésének végeselemes modellezése; Biomechanica Hungarica 1: 37-47 2008

Bodzey T- Szita J- Flóris I: Medencetörések ellátásának modern szemlélet-minimálinvazív lehetőségek és kiterjesztett rekonstruktív ellátás
Orvosképzés 2010; 3 251-261

Flóris I- **Bodzey T**- Balázs P- Gál T- Karsay P: Acetabulum törések késői szövődményei miatt végzett csípőízületi arthroplasticák eredményei; Magy Traumatol Ortop 2011;54(1):13-26

Bodzey T- Flóris I- Váradi, K:Comparison of stability in the operative treatment of pelvic injuries in a finite element model

Arch Orthop Trauma Surg 2011; 131(10) 1427-1433 DOI: 10.1007/s00402-011-1324-3

I.F: 1,196

Bodzey T. Szita J. Laczkó T. Szódy R.: A primer femur velőűrszegezés kontraerziói;
Magy Traumatol Ortop 46: 23-27.1995

Bodzey T. Érdi A. Csuha A. P. Fockter V.: Colorectalis sérülések ellátása: colostomia
v. primer zárás? Magyar Sebészet 38: 35-39. 1995

Bodzey T. Szita J. Szódy R.: Femurtörések ellátása polytraumában
Polytrauma, Kongresszusi Kiadvány, 56. 1996

Bodzey T. Szita J. Vánkos Z. Kecskeméti Á.: Bridge-Plating bei distalen
Unterschenkelfrakturen mit geringen Weichteilschaden
GKK, Kongresszusi Kiadvány, 32. 1999

Bodzey T. Szita J. Szódy R.: Distalis radius „romtörések” ellátása
MTT, Kongresszusi Kiadvány, 23. 1999

Szita J. Laczkó T. Renner A. **Bodzey T.**: Femurrotationsosteotomie bei liegenden
Marknagel
H Unfallchirurg 1996

Frenyó S. Szita J. Renner A. Vendég Zs. **Bodzey T.**: Satisfactory results with
uncemented hip replacement, using a new generation of threaded cups: A clinical and
radiological survey of 103 cases.
Int J Artif Organs 1997

Szita J. Renner A. **Bodzey T.** Szódy R. Laczkó T.: Primäre Versorgung der
Oberschenkelfraktur bei Polytrauma
Novakovy Traumatologicné Dny 1997. Abstract Book

Szita J. Renner A. Szódy R. **Bodzey T.**: Primäre, definitive Versorgung bei „Floating
Hip”-Verletzung reduziert die pulmonale Komplikationen.

Acta Chir Austr 1997

Szita J.Szödy R.**Bodzay T.**:Térdluxatio polytraumatizáltaknál.

MTT. VI.Nemzetközi Kongresszusa,Abstract Book

Szita J. Cserháti P. Bosch U. Manninger J. **Bodzay T.** Fekete K.: Intracapsular femoral neck fractures: The importance of early reduction and stable osteosynthesis

Injury 2002 S-C41 **IF: 0,4**

Cserháti P, Vendégh Zs, **Bodzay T**, Kazár Gy, Laczkó T, Manninger J.: Problems of rehabilitation in our country and the possibilities of its further development in cases of hip fractures. Magy Traumatol Ortop 1992; 35 (2): 149-54. (Hung.)

11. Köszönetnyilvánítás

A szerző köszönetet mond programvezetőjének, Prof. Dr. Szendrői Miklósnak és témavezetőjének, Prof. Dr. Hangody Lászlónak, valamint Dr. Szita Jánosnak szakmai segítségükért és együttműködésükért. Megköszöni továbbá Manó Sándor, Dr. Kiss László, Dr. Jónás Zoltán és Prof. Dr. Váradi Károly szakértő, gyakorlati segítségét, melyet a kísérletek szervezése, technikai kivitelezése és a számítógépes adatfeldolgozás során nyújtottak. Köszönet illeti a DEOEC Orthopédiai Klinikájának valamint Biomechanikai Laboratóriumának vezetőjét, Dr. Csernátóy Zoltán egyetemi docent, mert lehetővé tette a kadaverkísérletek elvégzését, a kísérletekhez ingyenes gépidőt és preparátumokat biztosítva. Ugyancsak köszönettel tartozik a hajdani Országos Baleseti és Sürgősségi Intézetnek (ma Péterfy Sándor Utcai Kórház és Rendelőintézet, Baleseti Központ) a doktori képzés anyagi támogatásáért. Köszönet illeti a házi védelemre felkért opponenseket, Dr. Frenyó Sándort és Dr. Magyarai Zoltánt, akik szakértő véleményükkel segítettek az értekezés jobbá tételében és végleges formájának kialakításában. Ugyancsak köszönet illeti mindazon kollégákat, akik a kísérletek elvégzése és a doktori képzés ideje alatt a szerző helyett a mindennapokban önzetlenül helytálltak, továbbá a SOTE Doktori Iskolájának vezetőségét megértő segítségükért és támogatásukért, ill. a Doktori Iskola valamennyi dolgozóját odaadó adminisztratív segítségükért. Végül, de nem utolsó sorban, szeretném megköszönni családom minden tagjának a sok közvetlen segítséget, támogatást, a számtalan nehézségen átlendítő biztatást és kifogyhatatlan türelmüket, amelyek nélkül ez a munka soha nem jöhetett volna létre.

