

MEDENCETÖRÉS RÖGZÍTÉSI TECHNIKÁK VIZSGÁLATA

EXAMINATION OF THE PELVIC FRACTURE FIXATION TECHNIQUES

Simonovics János Ph.D. hallgató, Dr. Váradi Károly egyetemi tanár, Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki kar, Gép- és Terméktervezés Tanszék.
1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3-9., e-mail: simonovics.janos@gt3.bme.hu, varadik@eik.bme.hu.
Dr. Bodzay Tamás főorvos, Országos Baleseti és Sürgősségi Intézet, 1081 Budapest, Fiumei út 17.,
e-mail: bodzaytamás@freemail.hu.

ABSTRACT

The doctors have several technics to fix a pelvic fracture. The main question is that if the iliolumbar fusion, securing technologies with dorsal exposure provide as good stability as the direct plate technologies using ventral exposure and more trauma. As evaluating the results of the finite element analyses, it can be stated that the H-plate technology reinforced with iliolumbar fusion stay competent with the other technologies.

1. BEVEZETÉS

Gyakran balesetek során, a medencegyűrű is sérülést szenved az áldozatnál. A medencesérülések között főként a C típusú - melyek rotációsan és vertikálisan is instabilisak - okozzák a nagyobb problémát, ezáltal ezek műtéti ellátása kiemelten fontos. Az ilyen sérülések igen nagy funkcionális károsodással gyógyulnak.

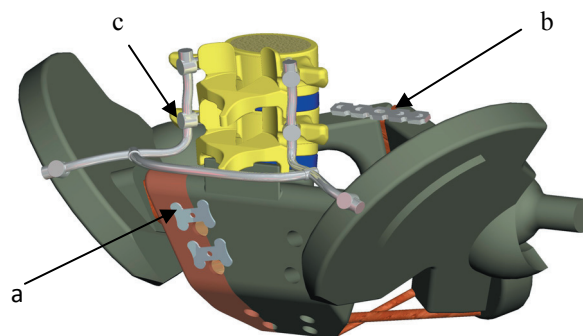
A vizsgálataim során *massa lateralis* és *transforaminalis transsacral* törési esetekkel foglalkoztam. Ezek rögzítésére az orvosi gyakorlatban bevett technikák vannak, melyek során vagy dorsalis vagy ventrális feltárást alkalmaznak a műtét során a beteg ellátásánál. Fennáll viszont a kérdés, hogy melyik biztosít nagyobb stabilitást, gyorsabb felépülést a betegnek, a lehető legkisebb traumát okozva. Ennek érdekében megvizsgáltam a direktlemez technikát, illetve az iliolumbalis fúzióval erősített medencecsavaros, H-lemezes és transsacralis lemezes technikákat. A korábban főként etikai problémákba ütköző kadaver csontszalagos vizsgálatok helyett, teret nyert a végelemes analízis, melyet én is alkalmaztam. Így a megfelelően felépített modell egyes állományain megkaptam a műtét eredményessége szempontjából fontos feszültség és elmozdulás értékeket.

2. MODELLALKOTÁS

A végelemes analízisek gyorsabb lefutása érdekében geometriai egyszerűsítésekkel éltem az anatómiai

arányok megtartása mellett egy már korábban készített modellen. A modellt kiegészítettem a négyes és ötös ágyéki csigolyákkal és azok porcaival. Nyilvánvaló, hogy a modellezni kívánt törések rögzítéséhez olyan implantátumok tartoznak, melyeket csavarok rögzítenek a csonthoz. Ezáltal a terhelés bizonyos része a csavarokra jut. Fontos volt tehát megvizsgálni az implantátumokhoz tartozó csavarok környezetében lévő csontok szerkezetét. Nem elhanyagolandóak az anyagjellemzők, melyek nagyrészt meghatározzák a csontok mechanikai tulajdonságait. Ezért a keresztcsontban, a csípőcsontokban, a szeméremcsontokban, és a négyes és ötös ágyéki csigolyában szétválasztottam a kemény és *spongiosa* állományt. A corticalis részek körülbelül 3mm vastagságúak, ezen belül *spongiosa* réteg található. [3], [4]

A modellkészítés során egy műanyag medence modell és egy gerincoszlop modell állt rendelkezésemre.



1. ábra Geometriai modell, implantátumokkal
a – H-lemezes rögzítés b – rekonstrukciós lemez
c – medence csavar

A törések és azok rögzítéseinek modellezéséhez röntgen, illetve CT-képek álltak rendelkezésemre. A törés során figyelembevettem a *ligamentum sacrospinale* és *sacrospinale*, illetve a *symphysis pubica* szakadását. A klinikai gyakorlatban alkalmazott implantátumokat lemodelleztem és anatómiai helyesen beépítettem a modellekbe.

3. RÖGZÍTÉSEK

A direkt lemezes technikánál a sérült feltárása a kismencede felől, ventrális oldalról történik. A *sacrumot* a törésvonal mentén közvetlenül, rekonstrukciós lemezekkel rögzítik, melyekhez spongiosa csavarokat (mely menetekképzésben különbözik a corticalis csavartól) használnak. A rögzítés során ügyelni kell az eredeti térbeli viszonyok megtartására. A töréssel járó symphysis szakadást, a két szeméremcsontot áthidaló hosszabb rekonstrukciós lemezzel rögzítik, melyet a szeméremcsontokhoz két-két corticalis csavarral fognak oda. A direkt lemezes technika komoly műtéti traumát jelent, ezáltal megnövekedik a felépülési időtartam. Mindemellett a törésvonal közeli rögzítés előnye, hogy a fennmaradó rész igen kicsi, gyorsabban indul meg a csontgyógyulás és ezzel együtt a beteg mozgathatósága is.

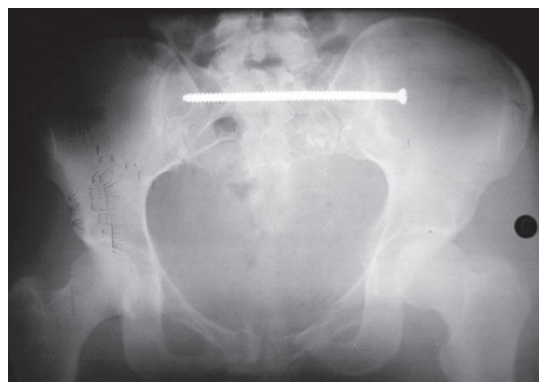


2. ábra Direktlemezes és H-lemezes technika

A H-lemezes technikánál a műtét során dorsalis behatárolásra kerül sor, melyet kicsivel a farpofák felett ejtenek meg. A keresztcsont elérhetősége végett, az izomzatot félre kell hajtani. A törés következtében keletkező apróbb csontdarabok eltávolítása végett, a keresztcsontot a törésnél feszítővel szétválasztják. Ezáltal ezek a kisebb darabok a továbbiakban nem tudnak sérülést okozni. Az eredeti térbeli viszonyok megtartásával a keresztcsontot ismét összeillesztik, majd a rögzítés után az implantátumokat a megfelelő helyre beillesztik, corticalis csavarral rögzítik. A symphysis szakadást, az előző direkt lemezes technikához hasonlóan itt is rekonstrukciós lemezzel rögzítik, melyhez szintén két-két corticalis csavart használnak a szeméremcsont két oldalán. A H-lemezes technika kevésbé komoly műtéti traumát jelent, mint a direkt-lemezes technika, ezáltal a felépülési idő rövidül. Mindemellett a direkt-lemezes technika rögzítése merevebb.

A medencecsavaros technika limitálja annak szükségességét, hogy a beteget fel kelljen tárnai. Az első lépés a csont repositio, amennyiben az elmozdulás nagyobb marad, mint 1cm, nyitott repositio javasolt, ha lehetséges. A csavar behelyezése fluoroscopic berendezés segítségével történik, ezzel valósidejű képet kapunk a műtét menetéről. Az iliosacralis csavar behelyezése laterális oldalról történik, az anatómiai repositio után. Inlet és outlet nézetben ellenőrzik a fúrás és a csavar

behelyezésének menetét. Fontos a csavar megválasztása. A csavar furatának megfelelő hosszban tovább kell érnie a törés vonalánál. Stabilitás szempontjából fontos a hosszú menetes szakasz, e nélkül nem megbízható a csavar. A menethossz általában 50-80mm között van a 7-8 mm-es csavaroknál, míg a csavar hossza kb. 90-150 mm.



3. ábra Medencecsavaros technika

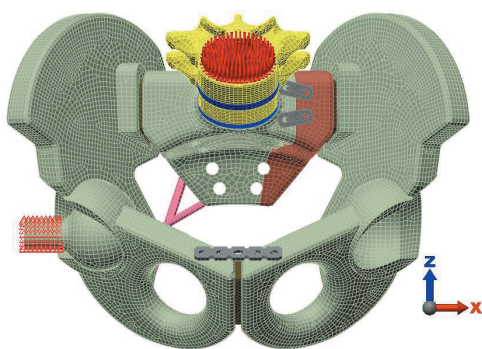
A transsacralis lemezes technika eljárás során dorsalis feltárást alkalmaznak, majd a csípőlapátokra hajlított DC lemezzel rögzítik a törést. Ez azt jelenti, hogy nem közvetlenül a törvégek környezetében kerülnek elhelyezésre a stabilitást biztosító implantátumok, hanem úgy mond indirekt rögzítésre kerül sor. A lemezt hat spongiosa csavarral rögzítik (két-két rövid és egy-egy hosszú oldalanként). A dorsalis feltárással járó kis traumát ellensúlyozza a törésrögzítés ezen formájánál a meglehetősen nagy instabilitás, mely az indirekt rögzítésnek köszönhető. A törésnél fellépő symphysis szakadás rögzítése, a korábbi technikáknál ismertetett rekonstrukciós lemezzel történik, melyet két-két corticalis csavarral rögzítenek a szeméremcsonton. A kis traumának köszönhetően gyorsabb felépülésre lehet számítani, amit itt most a pontatlanabb rögzítésnek köszönhetően a csontok lassabb regenerációja ellensúlyoz.

A direktlemezes technika kivételével minden eljárás-hoz iliolumbalis fúziós erősítést alkalmaztam. Az iliolumbalis fúziós technika alkalmazásánál, a betegnél a műtét során dorsalis feltárást alkalmaznak. A rögzítéshez, félre kell hajtani csontokat takaró izomzatot, ezáltal hozzáférést kell biztosítani a 4-es és 5-ös csigolyákhoz, illetve a csípőcsontokhoz. Két-két csavar kerül a csigolyanyúlvány pedunculuson keresztül a csigolyatestbe, melyeken keresztül oldalanként egy-egy hosszanti összekötő rúd megy a csípőcsontokba kerülő csavarokig. Ezek segítségével, a sacrumról a terhelés egy része közvetlenül a csípőcsontokat terheli. Ezáltal a sacrum a kisebb terhelés következtében, kisebb mértékben is fog elmozdulni, vagyis a rögzítés biztonságosabb. A hosszanti összekötő rudak a csigolyák alatt, egy háránt stabilizáló rúddal is össze vannak fogva, a feszültség kiegyenlítés és az átívelő elemek mozgásának csökkentése céljából. A symphysis szakadás rögzítése szintén rekonstrukciós lemez segítségével történik, az előzőekben leírtak szerint.

4. ANALÍZIS

A csontretek szétválasztása után minden komponst izotróp, lineárisan rugalmas anyagnak tekintetem. A végeleemes analízishez használt anyagjellemzők tekintetében figyelembe vettem a már említett szivacsos és *corticalis* állomány különválasztását, a keresztcsontban, a csigolyákban, a csípőcsontokban és a szeméremcsontokban. Ahol ez a szétválasztás nem történt meg homogén állományra jellemző anyagtulajdonságot adtam meg. A hálózás során brick és tetrahedra elemeket használtam. A hálózás során is figyelembe lett véve a szétválasztott *corticalis* és szivacsos állomány. [1], [2]

A vizsgálat a két lábon, a sérült oldali és az ép oldali lábon állás eseteire terjedt ki, melyeknél anatómiaiag helyes peremfeltételeket alkalmaztam. A peremfeltételeket tekintve a csípőcsontok Y megtámasztást kapnak, azoknak az izmoknak a megfelelően, melyek a medence álló helyzetének biztosításáért felelősek. Egy lábon állás során, a külső csípőizmokhoz sorolható *musculus gluteus medius*, a már leírtak szerint megátolja a medence átbillenését a lengésben lévő végtagoldalra, ezáltal a csípőcsontot egyenes helyzetben tartja. Ennek megfelelően az ép és sérült oldali lábon állási esetekben a csípőcsont a meglévő Y irányú mellett, X és Z irányú megtámasztást is kapott. A combcsontoknál elhelyezett peremfeltételek két lábon állás esetén mindkét combcsonton történő fix megfogás, míg egy lábon állási esetekben értelem szerűen a megfelelő oldali combcsont kap fix megfogást. A terhelés minden esetben a négyes ágyéki csigolyán hat, mértéke pedig egy átlagos felnőtt felsőtest súlyának megfelelően 500N, mely (-Z) irányban áll.



4. ábra Peremfeltételek és terhelések

A geometriai modelleken a *femur* és az *acetabulum* között, illetve a törési felületek között a *sacrumon* (mind a *corticalis*, mind a szivacsos állományt tekintve), illetve a törés során *symphysis* szeméremcsonttól való leszakadásának megfelelően, a *symphysis* egyik oldala és az ahhoz tartozó szeméremcsont között surface to surface kontakt kapcsolat lett definiálva. A többi alkatrész egymáshoz való illeszkedését tekintve bonded kapcsolat áll fenn.

A vizsgálat során kiderül az alkotó részekben fellépő feszültség és azok elmozdulásának értéke. Megvizsgálható, hogy a törési oldalak között mekkora rés keletkezik. Ezek alapján kiértékelhető az alkalmazott technikák által biztosított stabilitás.

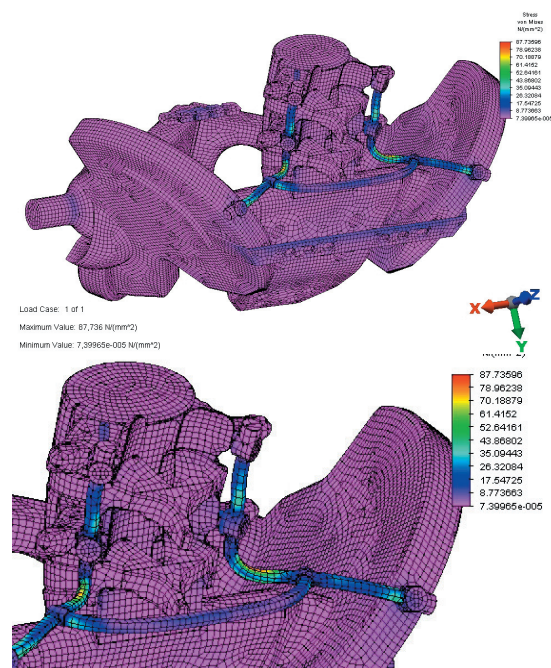
A végeleemes analízis során Algor v19 SP1 programot használtam.

5. EREDMÉNYEK

Mind a *transforaminalis* törésnél, mind a *massa lateralis* törésnél megfigyelhető, hogy az iliolumbalis fúzióval erősített H-lemezes és medencecsavaros technika alkalmazása során sokkal kisebbek a terhelés során ébredő törvégek elmozdulások egymáshoz képest. Ezen belül is a H-lemezzel erősített iliolumbalis fúziós technika az amely, a konkurens megoldásokhoz képest olykor nagyságrenddel kisebb elmozdulás eredményeket produkált. Ezt követi a kapott eredmények alapján a medencecsavaros iliolumbalis fúziós technika, majd a direktlemezes technika és végül a legrosszabb eredményt produkáló transsacralis lemezes fúzióval erősített technika.

Szembevetendő, hogy az iliolumbalis fúzióval erősített H-lemezes technika és az iliolumbalis fúzióval erősített medencecsavaros technika jobb feszültségi és elmozdulási eredményeket ad a direktlemezes technikánál, illetve a transsacralis lemezes fúzióval erősített technikánál. S míg a két technika az egyes vizsgálati pontokban nézve igen közeli értékeket produkált, a törvégek közötti maximális elmozdulás alapján a H-lemezes technika alkalmazása jobb stabilitást ígér.

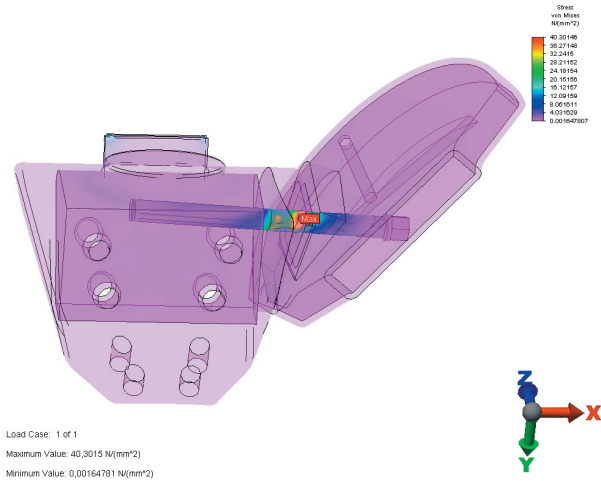
Megállapítható tehát, hogy a ventrális oldalról történő feltárással járó direktlemezes technika alkalmazása elkerülhető és indokolt. Ezáltal a dorsalis feltárással járó H-lemezes iliolumbalis fúzióval erősített technika kisebb traumát jelent a betegnél, kisebb feszültségek keletkeznek az egyes csontrészekben, illetve nagyobb stabilitást biztosít.



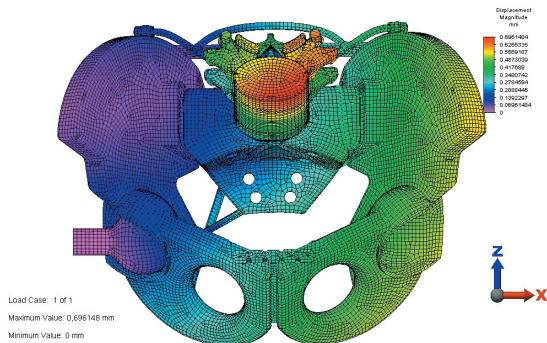
5. ábra Végeleemes analízis egyik esetének feszültségsképe

6. IRODALOM

- [1] H. Abé – K. Hayashi – M. Sato. (1996). Data Book on Mechanical Properties of Living Cells, Tissues, and Organs. Springer Verlag. Tokyo.
- [2] M. S. El-Asfoury, and M. A. El-Hadek. (2009). Static and Dynamic Three-Dimensional Finite Element Analysis of Pelvic Bone. International Journal of Mathematical, Physical and Engineering Sciences. 3:1. p. 35-41.
- [3] Szentágotthai János–Réthelyi Miklós (2002). Funkcionális anatómia I. Bp.:Medicina Könyvkiadó Rt.
- [4] Burján Tamás (2003). A töréskezelés végelelemes modellezése medencegyűrű-sérülés esetén – Diplomamunka. Bp.: BME GSZI.



6. ábra Medencecsavar a modellben



7. ábra Végelelemes analízis egyik esetének elmozdulásképe

1. táblázat. Főbb értékek H-lemezes iliolumbalis erősítéssel ellátott technikánál, két lábon állás esetén

	T.t. törés	Massa L. törés
Corticalis állomány max fesz.	23,04 MPa	21,55MPa
Spongiosa állomány max. fesz.	0,91MPa	0,67MPa
Törvég szétnyílás	0,07mm	0,01mm

2. táblázat. Főbb értékek medencecsavaros iliolumbalis erősítéssel ellátott technikánál, két lábon állás esetén

	T.t. törés	Massa L. törés
Corticalis állomány max fesz.	30,25 MPa	31,55MPa
Spongiosa állomány max. fesz.	3,58MPa	0,88MPa
Törvég szétnyílás	0,14mm	0,03mm