

A TIBIA LATERALIS CONDYLUS TÖRÉSEK KÉSEI ÍZÜLETI DESTRUKCIÓINAK ALTERNATÍV ELLÁTÁSÁNAK BIOMECHANIKAI VIZSGÁLATA

Szödy Róbert¹, Borbás Lajos², Bagi István²

¹Péterfy Sándor Utcai Kórház Rendelőintézet és Baleseti Központ

²Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpont
borbas@kge.bmc.hu

Absztrakt

Primer traumatológiai ellátás során a sérült ízületi felszín kiemelése után olyan támasztólemezes szintézis kialakításának kísérleti biomechanikai vizsgálatát kívánjuk bemutatni, amely többnyire stabil és definitív ellátást biztosít a törés ellátására. Végző soron ez az osteosynthesis terhelhető ízületi felszínt biztosít, azonban az esetek egy nem elhanyagolható részében az ízületi felszínen necrosist, fájdalmas térdízületet találunk. Az általunk ajánlott eljárás során azt vizsgáljuk, hogy a lemezes rögzítést nem felváltva, hanem kiegészítve egy unicondylaris protézissel, olyan terhelhető ízületet tudunk kialakítani, amely megoldja a hosszú távon rossz eredményeket mutató, főleg lateralis condylusok töréseinek ellátását. Ha a kísérleti biomechanikai vizsgálatok alátámasztják az eddigi klinikai tapasztalatokat, kiegészíthetjük a tibiacondylusok ellátásának algoritmusát.

Kulcsszavak: condylus törés, ízületi destrukció, rétegbevonatos feszültségoptikai vizsgálatok

Biomechanical investigation of alternative treatment of late joint destruction of lateral condyles fractures of the tibia

Abstract

Injuries of the proximal leg are frequently associated with fractures involving the joint surfaces of the lateral or medial tibia condyles.

Primary treatment of these types of fractures consists of reconstruction of the joint surface and plate osteosynthesis with a so called buttress plate.

However, postoperative radiographs usually show a good surgical outcome, but these injuries heal often, or – according to some authors – always with destruction of the joint surface.

Clinical appearance, i. e. the functional outcome and the patients' complaints do not always correlate to the radiographs, thus no further corrections are required in case of satisfactory functional outcome and absence of complaints.

However, pain upon weight bearing and the treatment of considerable unicompartamental post-traumatic osteoarthritis of the knee joint pose a real problem.

According to the current protocol, implant removal and joint surface replacement with prosthesis is the solution. If the medial compartment is involved, total knee replacement or – if adequate – implantation of a medial unicondylar prosthesis is performed.

According to the experiences gained so far, implantation of a unicondylar prosthesis was not advisable in case of injured lateral compartment, because it would be subject to adverse biome-

chanical effects, resulting in relaxation due to osteonecrosis and impaired stability of the cortical bone caused by the fracture.

This creates a disadvantageous situation requiring repeated surgery very soon, furthermore, frequently implantation of a revision prosthesis.

But if we remove only the proximal few screws and implant a unicondylar prosthesis in a minimally invasive manner, the buttress plate left in place reinforces the lateral cortex, and the unicondylar prosthesis makes up a solid biomechanical unit with the screws supported by the bone cement.

Application of this method makes plate removal unnecessary.

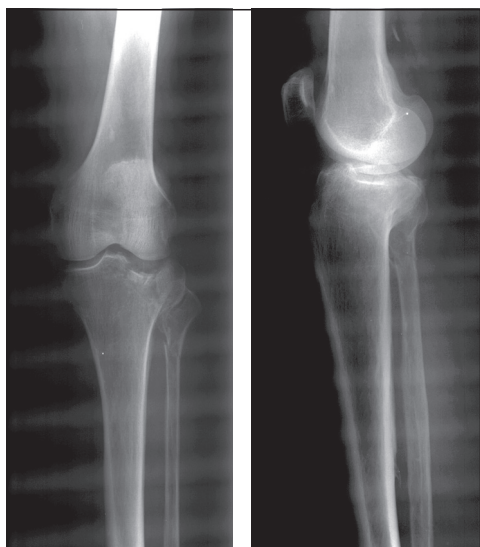
The aim of our experiments is to demonstrate the efficiency of the above method by the means of biomechanical measurements.

Validation has been carried out with photostress analysis of experimental mechanics, in the Cooperation Research Centre of Biomechanics for Budapest University of Technology and Economics.

Keywords: proximal leg Injuries, buttress plate, photostress analysis

1. Bevezetés

A lábszár proximális végsérüléseinek gyakori töréstípusa a lateralis vagy a medialis condylusok ízfelszín érintő törései (1. ábra). Ezen töréstípusok primer ellátásai lemezes rögzítéssel, az ízfelszín rekonstrukciójával az úgynevezett támasztólemezes rögzítéssel történik.



1. ábra. Primer trauma¹

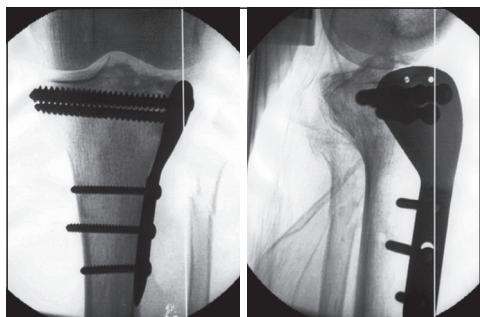
Ugyan az esetek jelentős részében a postoperatív röntgenképek meggyőzőek, mégis gyakran egyes szerzők szerint mindig e sérülések az ízületi felszín destrukciójával gyógyulnak. A klinikai kép, azaz a funkció és a beteg panaszai nem mindig korrelálnak a látott röntgenképpel. Azokban az esetekben, ahol a kezelés befejeztével panaszmentesség, megfelelő funkció érhető el, további korrekciók nem szükségesek. Problémát jelent azonban a terhelés mellett jelentkező fájdalom, jelentős unicompartementális térdízületi posttraumás arthrosisok és ezek kezelése.

Az eddigi protokoll szerint a megoldás a fémek eltávolítása után az ízfelszín pótlása protézissel. A medialis oldali elváltozások totál térdprotézist vagy szánkóprotézis beültetését jelentik. A lateralis oldali elváltozások esetén az eddigi tapasztalatok alapján nem javasolták a szánkóprotézis beültetését. A lateralis oldali szánkóprotézis esetén a kedvezőtlen erőhatások és a törés következtében meggyengült corticalis csont necrosis miatt a kilazulás veszélye igen nagy. Rövid időn belül egy újabb műtét, egy revíziós protézis behelyezése válik szükségessé.

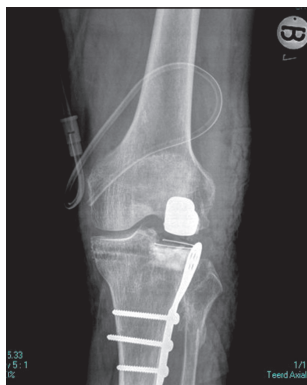
2. Célkitűzés

A lateralis oldali elváltozások ellátásának esetében, ha a támasztólemez csavarjai közül csak a szükséges legfelső csavarokat távolítjuk el és minimál invazív módon szánkóprotézist ültetünk be, akkor a megmaradt támasztólemez megerősíti a lateralis corticalis „falat”, és a csontcementen keresztül a csavarok és a szánkóprotézis egységes biomechanikai rendszert alkotnak.^{1,2} A módszer alkalmazásával szükségtelemmé válik a behelyezett lemez eltávolítása is.

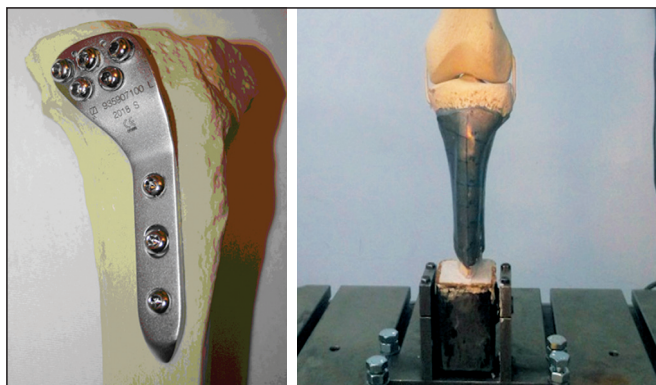
Vizsgálataink célja, hogy a fenti alkalmazási mód eredményességét biomechanikai mérésekkel bizonyítsuk és összevessük az elméleti véges elemes vizsgálatok tapasztalataival,² valamint az eddigi klinikai tapasztalatokkal.



2. ábra. Támasztólemezes synthesis¹



3. ábra. Támasztólemez proximalis csavarjainak eltávolítása után¹



4. ábra. Az előkészített próbatetest és a mérőberendezés

3. Módszer

A vizsgálatokat a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpontjának laboratóriumában egy Instron 8872 típusú szervo-hidraulikus berendezéssel végeztük el.

A kísérleti mechanika rétegbevonatos optikai feszültségvizsgálati eljárását alkalmaztuk vizsgálatainknál, a támasztólemez hatásának a csontfelszínen mérhető nyúlások alakulására gyakorolt hatásának meghatározására.³⁻⁵

A mérés során 1,6 mm vastagságú vizsgálóréteget (speciális, kétkomponenses műgyanta) használtunk, amelyet a vizsgált csontfelszínre formáztunk, majd polimerizációjának befejeztével felragasztottunk. A vizsgálórétegre a felszíni deformációk pontos mérésére hálózatot rajzoltunk, mind sugár-, mind alkotóirányban. A függőleges osztások bázisul a térd felső síkját választottuk, az osztást 15 mm értékben határoztuk meg.

A vizsgálógépbe helyezett, támasztólemezzel felszerelt próbatestet a 4. ábra mutatja.

A rétegbevonatos optikai feszültségvizsgálat mérési adatainak értékelése

A rétegbevonatos optikai feszültségvizsgálat biomechanikai alkalmazását csontokon korábbi publikációinkban bemutattuk.⁵ Esetünkben a vizsgálóréteg érzékenységi mutatója $k = 680 \text{ } [\mu\text{S}]$ (vagyis $0,68 \cdot 10^{-6} \text{ } [\text{mm}/\text{mm}]$) volt, $d = 1,6 \text{ mm}$ rétegvastagság esetén, amelyet a vizsgálóréteg kalibrálásával állapítottuk meg.

A rétegbevonatos optikai feszültségvizsgálat alapegyenlete szerint a főnyúláskülönbség az alábbi összefüggéssel határozható meg:

$$\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = m \cdot k \quad (1)$$

ahol m a vizsgált pontban mért rendszám, ε_1 , ε_2 a vizsgált pont főnyúlásai.

A vizsgálórétegben keletkező felszíni nyúlások meghatározására reflexiós polarizskópot alkalmaztunk. A polarizációs szűrők keresztetett állásában az egész számú, párhuzamos állásában a fél rendszámok ($1/2$, $3/2$, ...) határozhatóak meg. A mérés során rögzített (video vagy fotóeljárással) rendszámokból összerajzolt rendszámeloszlásokat készítettünk.

A rendszámeloszlásokból a főnyúlások Borbás és munkatársai³ eljárása alapján meghatározhatóak. A nyúlásértékek feszültségre történő átszámításakor a vizsgált próbatest rugalmassági modulusát (irodalmi adatok alapján) $E = 20,2 \text{ GPa}$ értékre, míg a Poisson-számot $\nu = 0,29$ értékre választottuk, vizsgálatainkat műcsonton végeztük.⁵ Ezen adatokkal az egysegnyi rendszámhoz tartozó feszültség értéke⁴ a következő összefüggéssel számítható:

$$\begin{aligned} \sigma = \sigma_1 &= \frac{k \cdot E}{1 + \nu} = \frac{0,68 \cdot 10^{-3} \cdot 2,02 \cdot 10^4}{1 + 0,33} = \\ &= 10,3 \text{ MPa} \end{aligned} \quad (2)$$

A főnyúlások (ε_1 és ε_2) és a főfeszültségek (σ_1 és σ_2) közötti kapcsolatot az egyszerű Hooke-törvény alkalmazásával kapjuk:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{E}{1 + \nu} (\varepsilon_1 - \varepsilon_2) = m \frac{kE}{1 + \nu} \quad (3)$$

ahol: E és ν a vizsgált alkatrész anyagjellemzői.



5. ábra. Rétegbevonatos optikai feszültségvizsgálat, referenciamérés



6. ábra. Feszültségoptikai vizsgálat, támasztólemezzel

Az előzetes klinikai vizsgálatok eredményeinek alátámasztására feszültségoptikai vizsgálatokat végeztünk Synthes gyártmányú mű-

anyag tibia próbatesteken (Synthes Educational kit). A referenciaértékek megállapításához két támasztólemez nélküli próbatestet (jobb és bal tibia), míg a lokális feszültségértékek és deformációk megváltozásának meghatározására három darab lemezes próbatestet készítettünk elő.

A próbatesteket a biomechanikai vizsgálatokhoz a tibia természetes helyzetének megfelelő helyzetben (7° -os „anatómiai szög”) fogtuk be.

A vizsgálat során a próbatestet 20 N erővel előterheljük 5 mm/perces keresztfejsebességgel.

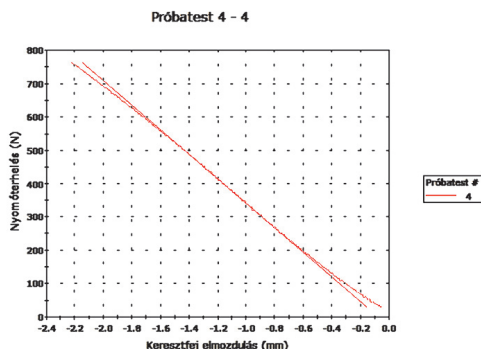
A mérés során 5 mm/perces vizsgálati sebességgel terheljük a próbatestet útvezérelt üzemmódban. A vizsgálat során rögzítjük a keresztfej elmozdulását, és a hidraulikus munkahenger által kifejtett erőt, melynek maximális terhelhetősége 25 kN, 32 bites felbontású erőmérő cella segítségével mértük.

A mérés eredménye a vizsgált anyagra (próbatestre) jellemző deformáció-erő diagram (7. ábra).

3.1. A felszíni nyúlásmérés-eredmények értékelése

A „referencia próbatest” esetén 700 N terhelésnél készült feszültségoptikai képen (5. ábra) látható, hogy a feszültségcsúc a térd felső síkjától mérve 70–100 mm távolságra (intervallumban) keletkezik.

A „lemezelt” próbatest ugyanerre a terhelésre (750 N) sokkal jobban viselkedik teherviselés szempontjából, azaz: a lemezelés átveszi a teherviselést (6. ábra), szinte teljesen tehermentesíti a korábban feszültség alatt lévő területet. Ugyanakkor a feszültség mértéke



7. ábra. Deformáció-erő diagram

azon túl, hogy jelentősen eltolódik lefelé, még csökken is, mintegy a felére (vagy azt sem éri el). Az összeállítás nagyobb erővel jelen vizsgálati körülmények között nem volt terhelhető, a térd vizsgálati síkból való kifordulása okán, amelyet további mérések esetén alkalmas megtámasztással korlátozni szükséges.

A nyomóvizsgálattal kapott terhelési görbék közül látható, a lemezelt kivétel tökéletesen lineárisan viselkedik a terhelés növekedésével, míg a referenciatérd vizsgálatánál mintegy 400 N terheléstől kismértékű instabilitást tapasztaltunk, amelyet további mérések esetén a térd kifordulási hajlamára vezethető vissza (7. ábra).

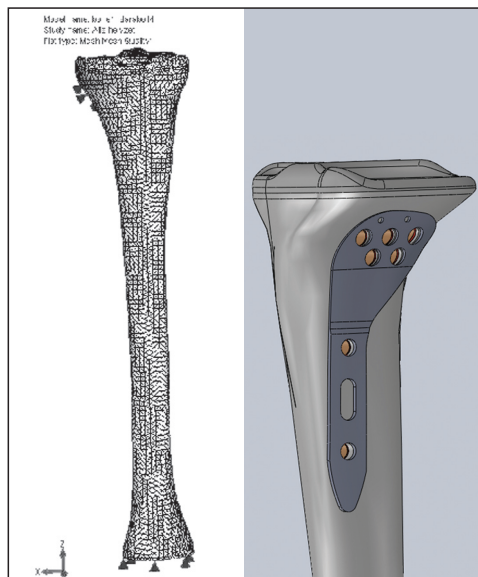
3.2. Végleges elemes vizsgálatok

A végleges elemes vizsgálatokhoz a tibia geometriai modelljét (8. ábra) irodalmi adatok alapján alkottuk meg.^{2,6}

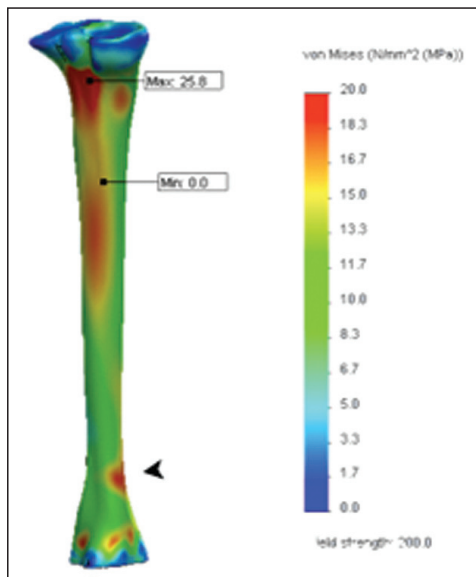
A tibia biomechanikai modellezésénél négy különálló tartományt különböztettünk meg: külső tömör állomány, átmeneti állomány, belső szivacsos állomány, velőüreg. Az egyes tartományokhoz tartozó anyagjellemzőket az 1. táblázat mutatja.

A csontrétegek anyagjellemzői			
	E [GPa]	ν [-]	ρ [kg/m ³]
Tömör állomány	17	0,3	1800
Átmeneti állomány	1	0,3	1000
Szivacsos állomány	0,4	0,3	400

1. táblázat. A csontrétegek anyagjellemzői



8. ábra. A tibia és a lateralis condylus lemez geometriai modellezése és hálózása²



9. ábra. Egyenértékű feszültségek a tibiában²

A terheléseket az anatómiai helyzetnek megfelelően vettük fel, a kényszereknél pedig rugalmas alátámasztást tételeztünk fel. A futtatásokat a SolidWorks véges elemes programmal végeztük.

A Mises (HBH) egyenértékű feszültségek eloszlása és a helyi feszültségcsúcsok a feszültségoptikai vizsgálatok segítségével nyert eredményekhez hasonló eloszlást mutattak (9. ábra).



10. ábra. Feszültségoptikai eredmények

4. Következtetések

A biomechanikai elméleti és kísérleti vizsgálatok alátámasztották a feltételezésünket, az alkalmazott támasztólemez valóban megerősíti a lateralis corticalis „falat”, és a csontcementen keresztül a csavarok és a szánkóprotézis egységes biomechanikai rendszert alkotnak. A módszer alkalmazásával szükségtelemmé válik a behelyezett lemez eltávolítása is.⁷

A módszer traumatológiai szempontból a következő előnyökkel rendelkezik: minimal invazív beavatkozás, terhelhető ízfelszín, fájdalommentesség, stabil lateralis fal, „vasbeton synthesis” (A traumatológiában gyakran használjuk ezt a kifejezést. A csavarok közé folyékony állapotban „beöntött”, majd megszilárduló csontcement együttes megjelenését az építőiparból vett analógiával használjuk.)

A beteg szempontjából az alkalmazás előnye: a fájdalommentesség, a megfelelő funkció, a terhelhető ízfelszín, valamint hogy kilazulás

nincs. Nem szükséges totál protézis beültetése, így nem szükséges feláldozni a teljes ízületet.

5. Összefoglalás

Izolált condylus sérülés esetén a támasztólemez synthesis általában jó radiológiai és klinikai eredményeket ad, és csekély radiológiai elváltozás mellett panaszmentes térdízületet biztosít, jó funkciót találunk. Ezen esetek ellátása a panaszmentességig definitívnek tekinthető. Ha klinikai panaszok követik az ízfelszín destruálódását, az eddigi ellátási algoritmus kiegészítésével, biomechanikailag is bizonyítottan kiváló eredmények érhetőek el. A traumatológiában a törések kezelésének ellátására jól definiált algoritmusok ismeretesek. Hazánkban a szakmai kollégium ajánlásai az irányadók, bár ezek sajnálatosan meglehetősen hiányosak, ezért gyakorta hivatkozásként az AO Manualt alkalmazzuk. Sem a szakmai kollégium ajánlása, sem az előbb említett AO Manual nem említi a megtartott lemez mellett a protézis beültetését.

IRODALOM

1. *Juhász N.* Tibia lateralis condylus lemez mellett behelyezett UCP. A Magyar Ortopéd Társaság és a Magyar Traumatológiai Társaság 2010. Évi Közös Kongresszusa; 2010. jún. 17–19; Pécs.
2. *Bagi I, Szódy R, Ács S.* Tibia unicondylaris töréseinek csont necrosis követő ízfelszín pótlásának véges-elemes analízise. A Magyar Ortopéd Társaság és a Magyar Traumatológiai Társaság 2011. Évi Közös Kongresszusa; 2011. jún. 16–18; Debrecen.
3. *Borbás L, Thamm F, Hagymási M, Krakovits G.* Investigation of different design of femur head prosthesis with respect to the force transition to the femur shaft. XXV AIAS International conference on material engineering; 1996 Sep 4–7; Gallipoli-Lecce. 1996. p. 245–8.
4. *Gáspár J, Borbás L, Thamm F.* Experimental tests on mandible and tooth prosthesis. XXII. DAS; 2005. Sept 28–Oct 1; Parma, Italy. p. 130–1. Available from: URL: <http://das.tuwien.ac.at>
5. *Borbás L, Thamm F, Oláh L.* Comparison of strain gage technique and photoelastic coating method in the investigation procedure of femur prosthesis. Journal of Computational and Applied Mechanics 2006;7(1):3–12.
6. *Taylor M, Tanner KE, Freeman MAR.* Finite element analysis of the implanted proximal tibia:

A relationship between the initial cancellous bone stresses and implant migration. *Journal of Biomechanics* 2007.

7. Szódy R, Borbás L, Bagi I. A tibia condylus törések kései ízületi destrukcióinak alternatív ellátásának biomechanikai vizsgálata. V. Magyar Biomechanikai Konferencia; 2013. máj. 24–25.; Budapest: BME Proceedings; p. 73.

Dr. Borbás Lajos

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpont
H–1111 Budapest, Bertalan Lajos u. 7.

Tel.: (+36) 1 463-1476



Kiss Attila szerszámkészítő egyéni vállalkozó

Egyedi orvostechnikai készülékek és berendezések gyártását is vállaljuk!

Elérhetőség: 4031 Debrecen, Bartók Béla utca 47.

www.kisattilaszerszam.hu

Tel: 00-36-52-530-038

00-36-30-479-0325

Fax: 00-36-52-530-037

E-mail: dob07074@t-online.hu