

Az ízületi hialinporc biomechanikai tulajdonságainak in vivo vizsgálata

Szerb Imre dr., Hangody László dr. és Kárpáti Zoltán dr.

Fővárosi Önkormányzat Uzsoki utcai Kórház, Ortopéd-Traumatológiai Osztály

Összefoglalás: Az ízületi hialinporc keménységének artroszkópos mérése indirekt információt nyújt a szövetben lezajló esetleges degeneratív folyamatokról. Így a módszer alkalmas ízületi degeneratív folyamatok monitorizálására, korai diagnosztizálására, így pre-

ventív sebészeti beavatkozások indikálására. Lehetőséget nyújt továbbá a módszer porcplasztikai műtéti eljárások eredményének utánkövetésére, esetlegesen más okból szükségessé váló kontroll artroszkópiák során.

IN VIVO EXAMINATION OF THE BIOMECHANICAL PROPERTIES OF THE ARTICULAR HYALINE CARTILAGE

Arthroscopic articular cartilage stiffness measurement provides indirect information about the degenerative process in the cartilage tissue. Degenerative changes of the articular hyaline cartilage can be indirectly observed during arthroscopy as an alteration in cartilage stiffness. This technique is suitable for early diagnose of the osteoarthritis of the knee, monitoring of articular degenerative processes, and early indication of preventive surgical procedures. Cartilage stiffness measurement gives possibility for the follow up of the results of different surgical cartilage resurfacement techniques.

AZ ÍZÜLETI HIALINPORC SZERKEZETE ÉS BIOMECHANIKAI TULAJDONSÁGAI KÖZÖTTI ÖSSZEFÜGGÉS

Az ízületi hialinporcnak, mint összetett anyagnak a biomechanikai tulajdonságait az összetevői, szerkezete és a komponensei közötti kölcsönhatás határozza meg. Károsodás bármelyik szerkezeti komponensben károsan befolyásolhatja a szövet mechanikai tulajdonságait. Dinamikus terhelés esetén az intersticiális folyadék játszik fontos, terhelést hordozó, védő szerepet, megvédve a matrixot extrém terhelésektől, míg a porcszövet elasztikus tulajdonságai a statikus, kompressziós erők káros hatásainak kiküszöbölésében játszanak fontos szerepet. A kollagén hálózatba ágyazott proteoglikán makromolekulák döntő fontosságúak a hialinporc kompressziós erőkkel szembeni viselkedésében. (13,1). A kollagén hálózat elsősorban a húzóerőkkel szembeni ellenállásban játszik fontos szerepet (10,14). Dinamikus kompresszió esetén a kollagén hálózat is részt vesz az ízületi porc komp-

ressziós keménységének szabályozásában (2,5,15,20). Bader és Kempson (3) enzimatikusan bontott ízületi porcot használva kísérleteikben kimutatták, hogy a kollagén rostok kontrollálják a porc elasztikus tulajdonságait, míg a hidratált proteoglikánok felelősek elsősorban a viszkozus tulajdonságokért.

A hialinporc degeneratív elváltozásában csökken a proteoglikán tartalom és csökken a proteoglikánok aggregációja (4,18,), szignifikáns mértékben felrostozódik a kollagén hálózat (8,23), valamint fokozódik a szöveti hidratáció (1,17). Általánosan ezek a porcszerkezeti változások a porc mechanikai tulajdonságainak változásához vezetnek. Így például csökken a hialinporc keménysége, ellenálló képessége nyomó-, húzó-, és nyíróerőkkel szemben, valamint fokozódik a folyadékokkal szembeni permeabilitása (21). Állatkísérletekből ismert, hogy a porc szerkezetének makroszkóposan nem detektálható változásai felismerhetők a porcszövet mechanikai tulajdonságainak változásaiból (11). A porcszövet keménységének csökkenése ily módon a porcszövet degenerációjának egyik első tünete lehet.

AZ ÍZÜLETI PORC IN VIVO VIZSGÁLATÁRA JELENLEG RENDELKEZÉSRE ÁLLÓ ESZKÖZÖK

Jelen pillanatban nincs egyetlen standard eszköz az ízületi porc biomechanikai tulajdonságainak jellemzésére. Az irodalomban többféle technikát és eszközt ismertettek. Sachs és Grodzinsky (24) a hialinporc degeneratív elváltozásainak in vivo detektálására egy olyan eszközt fejlesztett ki, amely a szövet elektromechanikai jellemzőinek változásait méri (elektromechanikai felszíni spektroszkópia). Mindazonáltal a legtöbb eszköz az ízületi hialinporc keménységét méri, s működésük az indentáció alapelvein nyugszik. Ennél az eljárásnál a mérni kívánt porcfelületen a vizsgáló eszközzel kicsi, átmeneti benyomást hozunk létre standard erővel, s a hatás-ellenhatás törvénye alapján a deformált porcszövet által a mérőműszerre kifejtett erőt regisztráljuk. Ezt az erőt használjuk a porckeménység indikátoraként. Néhány, alább felsorolt műszer artroszkóposan használható, de a többi használatához nyitott műtéti technika szükséges.

Használatos műszerek:

ACTAEON Probe – Niederauer és munkatársai 1998.

ARTROSCOPIC INDENTER – Pedro Guillen-Garcia

ARTSCAN 1000 – Lyyra és munkatársai 1995.

ELECTROMECHANICAL SURFACE SPECTROSCOPY – Sachs és Grodzinsky 1995.

MINIMALLY INVASIVE BIOMECHANICAL TESTING DEVICE – McPherson és munkatársai 1995.

ULTRASONIC INDENTATION TECHNIQUE – Youn és munkatársai 1999.

ELASTOMETER – Tkacuk és munkatársai 1982.

ARTROSCOPIC PRESSURE TRANSDUCER – Dashefsky 1987.

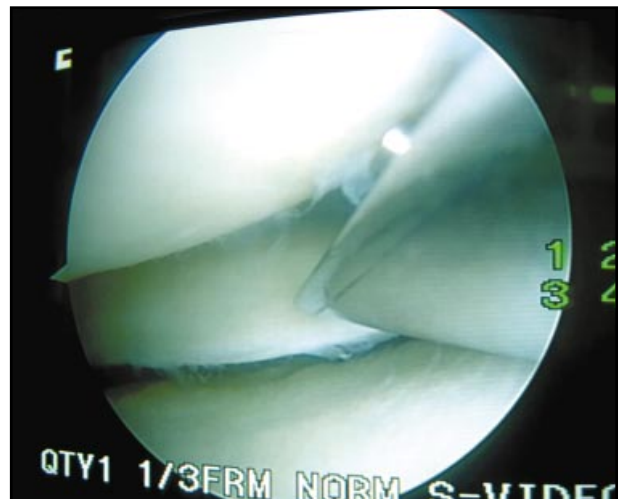
IRÁNYELVEK AZ ÍZÜLETI HIALINPORC IN VIVO MECHANIKAI VIZSGÁLATÁHOZ

Az ízületi hialinporc mechanikai tulajdonságainak in vivo detektálására szolgáló műszereknek meg kell felelni mindazon feltételeknek, melyeknek általában a mérésre szolgáló műszerek megfelelnek. Olyan reprodukálható, kvantitatív eredményeket kell szolgáltatniuk, melyek ismert módon jellemzik azt a biomechanikai tulajdonságot, melynek mérésére a műszert szerkesztették. Mindazonáltal a hialinporc in vivo mérése speciális feltételeket is támaszt a vizsgáló műszerrel szemben. Ilyenek a sterilizálhatóság, kis méret és a limitált mérési idő. Speciális engedélyekre is szükség van az ilyen műszerek humán klinikai gyakorlatban történő alkalmazásához. A mérés technikai reprodukálhatóságát, mely ismételt méréseken alapszik, szintén meg kell határozni. (9)

A különböző működésű és technikai megoldású mérőműszerekkel történő sikeres mérésekhez különböző felté-



1. kép: Artroszkópia és porckeménység mérés párhuzamosan



2. kép: A femur medialis condylus porcának keménység mérése, artroszkópos kép

telek szükségesek, tekintetbe véve a mérési helyet, a porcfelület minőségét, valamint a porc vastagságát.

Mivel a legtöbb tapasztalat az indentáció alapuló mérésekkel gyűlt össze, s saját méréseink – melyekről egy másik közleményben számolunk be – is ezen módszeren alapulnak, ennek az eljárásnak néhány alapelvét szeretnénk részletesebben ismertetni.

PORCFELSZÍN PATHOLOGIA

A porcfelszín fibrillációja, vagy más mélyebb degeneratív elváltozása károsan befolyásolhatja az indentációs módszerrel mért porckeményiség mérési eredményeket. Ez a megállapítás még inkább igaz, ha kisméretű indenteret használunk. Természetesen ez a megállapítás arra vonatkozik, ha a nem károsodott ízületi porc keménységét akarjuk vizsgálni. Ahhoz, hogy az ICRS (International Cartilage Repair Society) kritériumainak megfelelő egészséges porcról kapjunk információt a mérésnek a károsodási helytől mért minimum távolságának legalább az indenter radiusának kétszeresével, vagy a porcvastagság kétszeresével kell megegyeznie.

PORCVASTAGSÁG

A porc vastagsága befolyásolja a mérési helyen mért keménységet. Mivel a mérési helyen a porc vastagsága nem ismert, a változó porcvastagság pontatlanná teheti a méréseket. Az indenter mérete és formája meghatározza azt a minimum porcvastagságot, amelynél a mérést egyáltalán el lehet végezni. Ez a minimum vastagság például az Artscan 1000 típusú arthroscópos porckeményiség mérő esetében legalább 1,5 mm. Amennyiben ízületi rés szűkület látható a terhelt röntgen felvételeken, a porcvastagság megítélésére magmágneses rezonancia, illetve nagy frekvenciájú ultrahang vizsgálat szükséges (27).

A MOSÓFOLYADÉK ÖSSZETÉTELE ÉS HŐMÉRSÉKLETE

Az arthroscópia során használt mosófolyadék ionösszetétele nagymértékben befolyásolja az ízületi porc mechanikai tulajdonságait (7). Ezért standard összetételű mosófolyadékot kell használni az artroszkópos porckeményiség mérés során. A mosófolyadék hőmérsékletének változása szintén jelentősen befolyásolja a hialinporc biomechanikai tulajdonságait. Ezért a folyadékot szobahőmérsékleten kell tárolni használat előtt. Marha porc minták hosszantartó, Ringer oldatban történő áztatása fokozta a szöveti deformációt Jurvelin (12) indentációs kísérleteiben. Ezért a mérés előtti teljes irrigációs időt meg kell adni az eredmények összehasonlíthatósága érdekében.

MÉRÉSI HELYEK

A porckeményiség mérésére használatos eszközök különböző mérési helyeket használnak a térdízületben. Ugyanakkor az ízület mérete is behatárolja a lehetséges mérési helyeket. Feltéve, hogy a mérés, korábban már ismertett műszertechnikai feltételei teljesülnek, az alábbi alapelvek szerint kell a mérés helyét kiválasztani:

- kiterjedt reparatív szövet keménységének mérésekor több mérési helyre van szükség
- a reparatív szövet helyének megfelelő egészséges porcterületeken is kell mérni
- referencia méréseket kell végezni az ízület standard helyein.

Ezek a standard helyek az ízület leginkább teherviselő részeit foglalják magukban. Nevezetesen a medialis és lateralis femur, illetve tibia condylusokat, a trochlea femoris medialis és lateralis felszíneit, valamint a patella medialis és lateralis felszínét. A felsorolt helyek pontos lokalizációja az ICRS standard értékelő lapján látható.

Az egészséges ízületi porc keménység értékek, a különböző ízületi lokalizációkban még nem széles körben hozzáférhetőek, illetve publikáltak napjainkban. Ezért javasolható, hogy a különböző porcplasztikai műtéti eljárások után kialakult reparatív szövet helyének megfelelő egészséges ízületi porckeményiség értékeket, valamint a standard helyeken mért értékeket használják referencia értéként. A reparatív szövet biomechanikai jellemzője ezen referencia értékek százalékaként adható meg. Ez a relatív szám független a használt eszköztől, s jól demonstrálja a plasztikázott porcterület biomechanikai paramétereiben bekövetkezett változást az egészségesnek tekintett porcéhoz képest.

IRODALOM

1. Armstrong CG, Mow VC: Variations in the intrinsic mechanical properties of human articular cartilage with age, degeneration and water content. *J Bone Joint Surg* 64A:88-97, 1982.
2. Askew MJ, Mow VC: The biomechanical function of the collagen fibril ultrastructure of articular cartilage. *J Biomech Eng* 100:105-115, 1978.
3. Bader DL, Kempson GE: The short-term compressive properties of adult human articular cartilage. *Bio-Med Mater Eng* 4:245-256, 1994.
4. Carney SL, Billingham MEJ, Muir H, Sandy JD: Demonstration of increased proteoglycan turnover in cartilage explants from dogs with experimental osteoarthritis. *J Orthop Res* 2:201-206, 1984.
5. Cohen B, Gardner TR, Ateshian GA: The influence of transverse isotropy on cartilage indentation behaviour. A study of the human humeral head. *Trans Orthop Res Soc* 18:185, 1993.
6. Dashefsky JH: Arthroscopic measurement of chondromalacia of patella cartilage using a microminiature pressure transducer. *Arthroscopy* 3:80-85, 1987.
7. Frank EH, Grodzinsky AJ: Cartilage electromechanics-I. Elektrokinetic transduction and the effects of electrolyte pH and ionic strength. *J Biomech* 20:615-27, 1987.
8. Freeman MAR, Meachim G: Aging and degeneration. In: *Adult Articular Cartilage*. Pp 487-544. Ed. By MAR Freeman. Kent, Pitman Medical, 1979.
9. Gluer C-C., Blake G, Lu Y, Blunt BA, Jergans M, Genant HK: Accurate assessment of precision errors: How to measure the reproducibility of bone densitometry techniques. *Osteoporosis Int* 5: 262-270, 1995.

10. Harkness RD: Mechanical properties of collagenous tissues. *Biology of Collagen*, Pp 247-301. Ed. By BS Gould. London, Raven Press, 1968.
11. Jurvelin J, Kiviranta I, Tammi M, Helminen HJ: Softening of canine articular cartilage after immobilization of the knee joint. *Clin Orthop Rel Res* 207:246-253, 1986.
12. Jurvelin JS, Jurvelin JA, Kiviranta I, Klauser RJ: Effects of different irrigation liquids and times on articular cartilage: an experimental, biomechanical study *Arthroscopy* 10: 667-672, 1994.
13. Kempson GE, Muir H, Swanson SAV, Freeman MAR: Correlation between stiffness and chemical constituents of cartilage on the human femoral head *Biochem Biophys Acta* 297: 70-77, 1970.
14. Kempson GE, Muir H, Pollard C, Tuke M: The tensile properties of the cartilage of human femoral condyles related to the content of collagen and glycosaminoglycans. *Biochem Biophys Acta* 297: 456-472, 1973.
15. Kim YJ, Bonassar LJ, Grodzinsky AJ: The role of cartilage streaming potential, fluid flow and pressure in the stimulation of chondrocyte biosynthesis during dynamic compression *J Biomech* 28: 1055-1066, 1995.
16. Lyyra T, Jurvelin J, Pitkanen P, Vaatainen U, Kiviranta I: Indentation instrument for the measurement of cartilage stiffness under arthroscopic control *Med Eng Phys* 17: 395-399, 1995.
17. Maroudas A: Balance between swelling pressure and collagen tension in normal and degenerated cartilage *Nature* 260: 808-809, 1976.
18. McDewitt CA, Muir H: Biochemical changes in the cartilage of the knee in experimental and natural osteoarthritis in the dog. *J Bone Joint Surg* 58B: 94-101, 1976.
19. McPherson RW, Damson E, Lhenen F, Schachar NS, McGann LE, Shrive NG: Experimental validation of a minimally invasive articular cartilage biomechanical testing Device. *Transact Orthop Res Soc* 20: 299, 1995.
20. Mizrahi J, Maroudas A, Lanir Y, Ziv I, Webber TJ: The "instantaneous" deformation of cartilage: effect of collagen fiber orientation and osmotic stress. *Biorheology* 23: 311-330, 1986.
21. Mow VC, Setton L: Mechanical properties of normal and osteoarthritic articular cartilage. In: *Osteoarthritis*. Pp 108-122. Ed. By KD Brandt, M Doherty and LS Lohmander. Oxford Oxford University Press, 1998.
22. Niederauer MQ, Cristante S, Niederauer GM, Wilkes RP, Singh SM, Messina DF, Walter MA, Boyan BD, DeLee JS, Niederauer G: A novel instrument for quantitatively measuring the stiffness of articular cartilage. *Transact Orthop Res Soc* 23: 905, 1998.
23. Radin EL, Martin RB, Burr DB, Caterson B, Boyd RD, Goodwin C. Effects of mechanical loading on the tissue of rabbit knee. *J Orthop Res* 2: 221-234, 1984.
24. Sachs JR, Grodzinsky AJ: Electromechanical spectroscopy of cartilage using a surface probe with applied mechanical displacement. *J Biomech* 28: 963-976, 1995.
25. Spilker RL, Suh J-K, Mow VC: A finite element analysis of the indentation stress — relaxation response of linear biphasic articular cartilage. *J Biomech Eng* 114: 191-201, 1992.
26. Tkaczuk H, Norrbom H, Werelind H: A cartilage elastometer for use in the living subject. *J Med Eng Technol* 6: 104-107, 1982.
27. Youn I, Fu F, Suh J-K: Determination of the mechanical properties of articular cartilage using a high frequency ultrasonic indentation technique *Transact Orthop Res Soc* 24: 107-109, 1999.