

VYSVETLENIE ROZDIELU MEDZI KONTAKTNÝMI TLAKMI V BEDROVOM KLĚBE MERANÝMI EXPERIMENTÁLNE A URČENÝMI NUMERICKY

DISCREPANCIES BETWEEN THE HIP CONTACT STRESS MEASURED EXPERIMENTALLY AND ESTIMATED FROM THE MATHEMATICAL MODEL

Matej DANIEL¹

Abstrakt

Experimentálne sa zistilo, že kontaktné tlaky v bedrovom klbe dosahujú hodnoty 5-18 MPa. Matematické modely poskytujúce rozloženie kontaktného tlaku v bedrovom klbe však poskytujú hodnoty okolo 2 MPa. Na vysvetlenie tohto javu sme vyvinuli matematický model, ktorý umožňuje simulovať lokálne nehomogenity v hrúbke chrupky. Zistili sme, že lokálne zvýšenie hrúbky chrupky vedie ku zvýšeniu kontaktného tlaku, pričom dosiahnuté hodnoty, sú v súlade experimentálnymi meraniami.

Kľúčové slová: bedrový klb, kontaktný tlak, experimentálne meranie.

Abstract

The hip contact stresses measured experimentally are much higher than then the values of the peak contact stress estimated from the mathematical models. Experimental works provide hip - contact stress in the range from 5-18 MPa while mathematical models give much lower values of the hip contact stress around 2 MPa. In this study, a mathematical model which was previously verified in clinical studies has been adapted to describe the influence of the local increase in cartilage thickness on the hip contact stress distribution. It was shown that a local increase of the hip cartilage thickness considerably increases the hip contact stress in the region of thicker cartilage to the stress level measured experimentally.

Keywords: hip joint, contact stress, experimental measurements.

ÚVOD

Kontaktné tlaky pôsobiace v bedrovom klbe sú považované za dôležitý faktor ovplyvňujúci rozvoj klbu. Tieto tlaky je možné merať pomocou rôznych metód prípadne je možné ich odhadnúť na základe matematických modelov. Podrobný popis jednotlivých metód na určovanie kontaktného tlaku v klbe podávajú práce Brand a kol., 2001 a Brand, 2005. Vzhľadom ku obsiahlosti tejto problematiky, nie je možné v tomto článku uviesť všetky spôsoby merania kontaktného tlaku v bedrovom klbe. Preto sa sústreďíme len na základné metódy, ktoré boli použité v a ich výsledky. Referencie k týmto metódam ako ja bližší popis experimentálneho stanovenia rozloženia kontaktných tlakov v bedrovom klbe je možné nájsť v hore uvedených referenciách.

¹ RNDr. Daniel Matej PhD., KAMaM, SjF TU v Košiciach, matej.daniel@tuke.sk
Lektoroval: prof. Ing. Svatava KONVIČKOVA, CSc., UMBaM, FSj ČVÚT, Praha,
Svatav.Konvickova@fs.cvut.cz

Prvými pokusmi o meranie kontaktného tlaku v bedrovom kĺbe sú práce Rushfelda a kol, 1979, ktorý vyvinul špeciálnu parciálnu endoprotézu bedrového kĺbu. Vo vnútri endoprotézy umiestnil piezoelektrické snímače, ktoré určovali deformáciu povrchu endoprotézy. Táto metóda umožňuje meranie kontaktného tlaku priamo na živom pacientovi. Túto endoprotézu ďalej používali Hodge a kol, 1989 a Tackson a kol, 1997. Ich merania poskytli prvé odhady kontaktných tlakov v bedrovom kĺbe a viedli k prekvapivo veľkým hodnotám od 2,5 až po 18 MPa pri určitých aktivitách. Doteraz niekto nezopakoval ich merania na živých pacientoch.

Iným spôsobom je meranie na kadaverózných vzorkách, t.j. merania in vitro. Brown a kol, 1983 upravili hlavicu stehenej kosti tak, že pod chrupku umiestnili súbor tlakových snímačov. Nimi určené hodnoty kontaktného tlaku v bedrovom kĺbe sú v rozmedzí 2.92-8.80 MPa. Obdobný spôsob merania použili aj Adams a Svanson, 1985, ktorí získali maximálnu hodnotu kontaktného tlaku v bedrovom kĺbe rovnú 9.57. Najčastejšou metódou, ktorá sa používa na meranie kontaktných tlakov v bedrovom kĺbe in vitro je metóda tlakovo senzitivných filmov. Túto metódu použili napríklad Afoke a kol, 1987 (2,9-8,6 MPa), Bay a kol, 1996 (4,0-6,0 MPa), Hak a kol., 1998 (7,5-9,0 MPa), von Eisenhart a kol., 1999 (7,7 MPa) a Sparks a kol, 2002 (6,9 MPa).

Druhým spôsobom určovania rozloženia kontaktného tlaku v bedrovom kĺbe je matematické modelovanie. Pri matematických modeloch môžeme hovoriť len o odhadoch kontaktného tlaku, keďže nimi určené hodnoty závisia od vstupných dát, od predpokladov modelu a od okrajových podmienok. Prvé modely rozloženia kontaktného tlaku v bedrovom kĺbe uviedol Legal, 1980 a predpovedal ním hodnoty tlaku 1,2-1,34 MPa. Na základe predpokladov, ktoré uviedol Greenwald a O'Connor vytvoril Brinckmann a kol, 1981 matematický model, ktorý poskytol podobné hodnoty tlaku v rozmedzí 1,1-1,7 MPa. Na túto prácu nadviazal Iglíč a kol., 1990 a Ipavec a kol., 1999 ktorí predpovedali hodnoty kontaktného tlaku v bedrovom kĺbe počas chôdze v rozmedzí 1,6-2,7 MPa. Všetky tieto modely boli analytické, ktoré mali presne definovanú funkciu rozloženia tlaku v bedrovom kĺbe. Na druhej strane stoja modely numerické ako sú napríklad modely Gendu a kol, 1995, Tsumura a kol, 1998 a Hipp a kol., 1999. Hodnoty kontaktných tlakov určené numerickými modelmi sa pohybujú v rozmedzí 2,0 a 2,5 MPa.

Uvedené hodnoty sú hodnoty maximálnych kontaktných tlakov (p_{max}), ktoré sa najčastejšie uvádzajú v literatúre. Z hore uvedeného je zjavné, že experimentálne meranie hodnôt p_{max} poskytujú oveľa vyššie hodnoty kontaktných tlakov v bedrovom kĺbe ako ich matematické modely. Tento fakt bol pozorovaný už pri prvých meraniach v 80-tych rokoch minulého storočia a zostáva nezmenený napriek pokrokom v matematickom modelovaní ako aj v experimentálnom meraní. Mann, 2002 tvrdí, že tieto rozdiely môžu byť spôsobené nedokonalosťou matematických modelov a to hlavne zanedbaním regionálnych zmien v hrúbke a mechanických vlastnostiach chrupky čím priamo spochybňuje význam matematických modelov pri určovaní maximálnych hodnôt kontaktných tlakov v bedrovom kĺbe. Na druhej strane sa tieto jednoduché matematické modely boli úspešne použité pri predpovediach stavu normálnych a chorých kĺbov v klinických štúdiách. Preto je cieľom tejto štúdie určiť ako regionálne zmeny v hrúbke chrupky ovplyvňujú celkové rozloženie kontaktného tlaku v bedrovom kĺbe.

METÓDA

V tejto práci sme adaptovali model, ktorý bol úspešne použitý v klinických štúdiách. Tento model bol vyvinutý Brinckmannom a kol, 1981 a ďalej zdokonalený Iglíčom a kol, 1990. Základné predpoklady tohto modelu sú nasledovné: konštantná hrúbka chrupky, sférická hlava femuru a hemisférický tvar acetabula a ideálne elastická chrupka. Z dôvodu stručnosti sa nebudeme zaoberať komplexným odvodením rovníc modelu, ktoré je možné nájsť v hore uvedenej literatúre a sústredíme sa na popis zmien modelu a dosiahnutých výsledkov.

V našej práci sme tento matematický model modifikovali tak, že sme v jednej časti kĺbnej chrupky zvýšili hrúbku chrupky. Pôvodný model bolo možné riešiť analyticky. Po zmene hrúbky

chrupky v danej oblasti sme rovnice modelu museli riešiť numericky využitím Gaussovej integračnej metódy.

Výpočet sme vykonali pre nasledovné parametre: Wibergov náklon acetabula vo frontálnej rovine tela uhol je 30° , zaťažujúca sila R kĺbu určená na základe matematického modelu stoja na jednej nohe má veľkosť 2,5 násobok váhy tela pacienta (1716 N pre 70 kg muža) pričom sila R leží vo frontálnej rovine tela a je odklonená o uhol 5° od sagitálnej roviny. Polomer hlavice femuru je 2,4 cm, hrúbka chrupky je 1,5 cm, modul pružnosti chrupky je 10 MPa. V simulácii smer predpokladali, že nastane lokálne zvýšenie hrúbky chrupky o 50%. Miesto zväčšenej hrúbky chrupky bolo určené v hornej časti acetabula, kde experimentálne merania ako aj matematické modely vykazujú zvýšenú hodnotu kontaktného tlaku.

VÝSLEDKY

Regionálne zvýšenie hrúbky chrupky významne zvyšuje kontaktný tlak v tomto mieste. Pri zvýšení hrúbky chrupky nadobúdajú hodnoty maximálneho tlaku p_{max} až hodnoty 5 MPa čo je porovnateľné s experimentálnymi výsledkami. Dôležitý je aj fakt, že regionálne zvýšenie hrúbky chrupky výrazne ovplyvňuje len hodnotu kontaktného tlaku v mieste zvýšenej hrúbky ale nijak výrazne neovplyvní celkové rozloženie kontaktného tlaku v bedrovom kĺbe.

DISKUSIA A ZÁVER

Modelovaný nárast hrúbky chrupky v jednom mieste môže byť podmienený odchýlkami od sféricity chrupky, resp. kostí kĺbu. Jeho pôvod môže byť taktiež funkčný, pretože sa ukázalo, že chrupka pri zvýšenej záťaži nasáva synoviálnu tekutinu a tak zvyšuje svoju hrúbku. Musíme však poznamenať, že aj iné parametre môžu spôsobiť zmenu v rozložení kontaktného tlaku ako je napr. zmena v tuhosti chrupky. Preto aby bola biomechanika chrupky modelovaná exaktejšie by bolo vhodné ak by sa použil model, ktorý lepšie vystihuje viskoelastické vlastnosti tkaniva chrupky.

V našej práci sme však ukázali, že aj jednoduchý elastický model chrupky môže dostatočne presne vysvetliť získané rozdiely v hodnotách kontaktného tlaku medzi experimentálnym meraním a matematickým modelovaním. Matematický model použitý v tejto práci dobre popisuje maximálnu hodnotu kontaktného tlaku v bedrovom kĺbe zisteného pri meraní pomocou implantovanej upravenej endoprotézy (Hodge a kol, 1989). Pri týchto meraniach sa zistili hodnoty p_{max} v rozmedzí 5-6 MPa, čo zodpovedá nami zisteným hodnotám.

Existujú aj iné nepriame dôkazy potvrdzujúce správnosť nami určených hodnôt kontaktného tlaku v bedrovom kĺbe. Pri ultrazvukovom meraní zmeny hrúbky kĺbnej chrupky na kadaveróznom bedrovom kĺbe sa zistilo, že pri záťaži rovnej 1,5 násobku váhy človeka sa zmenila hrúbka chrupky o 10%. Pri obdobnej štúdiu sa pri záťaži kĺbu rovnej 2,5 násobku váhy tela zmenila hrúbka chrupky o 20%. V našej štúdiu deformácie chrupky v rozsahu 20% zodpovedá kontaktnému tlaku 2,0 MPa, čo je podobná hodnota ako je hodnoty p_{max} určené pri matematickom modelovaní.

Vzhľadom na naše výsledky teda môžeme tvrdiť, že pre presné určenie hodnôt tlakov v bedrovom kĺbe musíme poznať presnú geometriu kontaktných povrchov. Táto geometria môže byť s dostatočnou presnosťou získaná z tomografických meraní (CT alebo MRI).

Pri matematickom modelovaní zvyčajne získavame rovnomerné rozloženie kontaktného tlaku v kĺbe čo je spôsobené predpokladom jednoduchej funkcie rozloženia kontaktného tlaku alebo jednoduchou geometriou kontaktných povrchov. Na druhej strane pri experimentálnych meraniach sa zistilo, že kontaktný tlak v bedrovom kĺbe má nerovnomerné rozdelenie s veľkými gradientami. V našej štúdiu sme ukázali, že aj matematické modely môžu poskytnúť takéto rozloženie tlaku a vysoké gradienty tlaku nastávajú práve na rozhraní nezmenenej chrupky a chrupky so zvýšenou hrúbkou.

Jednoduché matematické modely boli úspešne použité v klinických štúdiách. Napr. bolo pomocou nich zistené, že tlak v bedrovom kĺbe ovplyvňuje vývoj patologických stavov bedrového

kĺbu s vekom, že biomechanické parametre môžu lepšie popísať stav bedrového kĺbu ako samotné geometrické parametre kĺbu. Ak si však všimneme rozdiel v kontaktnom tlaku medzi experimentálnymi meraniami a matematickými modelmi, môže byť schopnosť matematických modelov predpovedať presné hodnoty kontaktného tlaku v kĺbe spochybnená. Prítomnosť malej plochy zvýšeného tlaku však výrazne neovplyvní celkové rozloženie kontaktného tlaku. Tento fakt spolu s výsledkami klinických štúdií potvrdzuje hypotézu, že rozloženie kontaktného tlaku nemusí byť hlavným biomechanickým parametrom určujúcim vývoj kĺbu. Tento záver je v súlade s teóriou, ktorú navrhol Brand, 2005 podľa ktorej je priestorové a časové pôsobenie tlaku na chrupku pre jej vývoj dôležitejšie ako samotná hodnota tlaku.

Autor ďakuje Vedeckej grantovej agentúre MŠ SR za podporu v rámci riešenia projektov č.1/2187/05 a č.1/1073/04.

LITERATÚRA

- [1] BRAND R.A.: *Joint contact stresses: A reasonable surrogate for biological processes?* The Iowa Orthopaedic Journal, 2005, vol. 25, p. 82-94.
- [2] BRAND R.A., IGLIČ A., KRALJ-IGLIČ V.: *Contact stress in the human hip: implication for disease and treatment.* Hip International, 2001 vol 11, p. 117-126, 2001.
- [3] P. BRINCKMANN P., FROBIN W, HIERHOLZER E.: *Stress on the articular surface of the hip joint in healthy adults and persons with idiopathic osteoarthritis of the hip joint.* Journal of Biomechanics, 1981, vol. 14, num. 3, p. 149-153
- [4] LEGAL H.: *Introduction to the biomechanics of the hip.* In D. Tonis, editor, Congenital dysplasia and dyslocation of the hip. 1987 Springer-Verlag, Berlin
- [5] LEWIN R.: *Pressures measured in live hip joint.* Science, 1986, vol. 232, p. 1192-1193
- [6] MANN RW.: *Letter to editor.* Journal of Biomechanics, 2002 vol 35, p. 1291-1292
- [7] RUSHFELD P.D., MANN RW, HARRIS W.H.: *Influence of cartilage geometry and the pressure distribution in the human hip joint.* Science, 1979, vol 204, p. 413-415
- [8] TREBUŇA, F., ŠIMČÁK, F.: *Odolnosť prvkov mechanických sústav.* Košice, Emilena, 2004, 980 str., ISBN 80-8073-148-9