

Experimentální Analýza Napětí 2005

EXPERIMENTAL DETERMINATION OF FUNDAMENTAL MATERIAL CHARACTERISTICS OF HYALINE CARTILAGE AND ITS MATERIAL MODEL

EXPERIMENTÁLNÍ STANOVENÍ ZÁKLADNÍCH MATERIÁLOVÝCH CHARAKTERISTIK HYALINNÍ CHRUPAVKY A JEJÍ MATERIÁLOVÝ MODEL

Jan Vrána¹, Jiří Michalec¹, Radek Sedláček¹

The research report deal with the mathematical modelling of biological tissues, there is documented the methodology and realization of experimental measurement on human hyaline cartilage specimens in vitro. On the basis of statistical analyses they are presented the basic material characteristics of cartilage. For its mathematical characterization was chosen the transversally isotropic material and were determined the constants E_{ij} , G_{ij} , μ_{ij} ($i, j = 1, 2, 3$), that were substituted into the compliance matrix S_{ij} . These results were used for the FEM submodel of cartilage that was subsequently integrated into the entire model of the human hip joint.

Keywords

Cartilage, properties, mechanical, stress, strain, human, transversale, orthotropic

Úvod

Začneme otázkou, jakým způsobem matematicky popsat chování biologických materiálů? V dalším textu se pro zjednodušení budeme zabývat pouze kloubní chrupavkou, na podobný problém ovšem narazíme i u kosti, kůže, cév, svalů, krve, rostlinných buněk apod.

Kloubní chrupavka se skládá z kolagenních a elastických vláken, buněk chrupavky (chondrocytů) a mezibuněčné amorfní hmoty (matrix intercellularis). Uvážíme-li, že buňka je dále složena z buněčného jádra, jadérka, lyzozómů, ribozómů, centriol, drsného a hladkého endoplazmatického retikula, Golgiho komplexu, mitochondrií, buněčného obalu; kolagenní vlákno postupně z fiber, fibril, mikrofibril, tropokolagenu a matrix z proteoglykanů, vidíme, že se jedná o celý komplex geometricky a materiálově složitých „komponent“, více viz [2]. V buňkách kromě toho dochází k biochemickým a biofyzikálním procesům – mitóza, meióza, fagocytóza, obnova, růst buněk.

V kloubním spojení jsou spolu ve vzájemném kontaktu nejméně dvě kosti prostřednictvím svých kloubních ploch. Ty jsou „potaženy“ kloubní hyalinní chrupavkou. Tyto kloubní povrchy jsou spolu ve vzájemné interakci za asistence synoviální tekutiny. Ta v kloubním spojení slouží, mimo jiné, jako lubrikant chrupavčitých povrchů [1, 2].

Jak tedy celý tento velice složitý systém matematicky popsat i s ohledem na stochastické zatěžování chrupavky? Možný způsob je pomoci si teoriemi používanými pro mechaniku

¹ Ing. Jan Vrána: Laboratoř biomechaniky člověka, ČVUT v Praze; Technická 4, 166 07 Praha, tel.: +420-2-24352542, e-mail: janvrana@biomed.fs.cvut.cz

kompozitních materiálů, resp. teorií mechaniky kontinua. To znamená celý výše popsany komplex považovat za element nekonečně malé velikosti a pomocí rozšířeného Hookeova zákona tento materiál popsat vhodným materiálovým modelem.

Materiálové vlastnosti lze, i když velice obtížně, experimentálně stanovit na základě „vnějšího“ chování preparovaného vzorku. Takovýto přístup sice nedokáže odpovědět na to co probíhá uvnitř této „černé skříňky“, ale pro stanovení rizikových faktorů z hlediska typu a velikosti zatížení je dostatečně vhodným. Stejně dobře může posloužit při hledání a verifikaci nových materiálů pro endoprotézy.

Vlastní experiment byl realizován v *Laboratoři mechanických zkoušek* při Ústavu mechaniky na Fakultě strojní, ČVUT v Praze. Hlavním prvkem *Laboratoře mechanických zkoušek* (LMZ) je velmi kvalitní testovací systém **MTS 858.2 Mini Bionix**, jímž je vybavena a který umožňuje současné zatěžování osovou silou a momentem síly. V oblasti osově síly je rozsah systému 0÷25 kN. Moment síly se může pohybovat v rozsahu 0÷100 Nm. Systém je unikátní tím, že je schopen obě tato zatěžování provozovat současně – tj. tah (příp. tlak) s krutem.

Pro měření velmi malých sil (tah i tlak) je testovací systém vybaven speciálním siloměrem od firmy MTS s měřicím rozsahem 50 / 100 / 250 / 500 N. Chyba snímače síly 0,3%. S tímto příslušenstvím je možno kvantifikovat silové namáhání již v řádech desetin Newtonů. Pro hodnocení délkové roztažnosti je laboratoř vybavena extenzometrem s pracovním rozsahem 0,4 / 4 mm. Jeho délková měřitelnost se tedy pohybuje již v řádech mikrometrů. Pro vyhodnocování signálů z tenzometrů je k řídicí jednotce MTS připojena dynamická ústředna M1000, jež umožňuje synchronizovaný sběr dat ze 6 měřicích kanálů společně s ostatními daty z testovacího systému. K pozorování zkušebních položek je používán stereomikroskop NIKON SMZ 1500, jež umožňuje kvalitní prozkoumání povrchů, lomových ploch i struktury testovaných vzorků. Vzorky je možné zkoumat jak v odraženém světle, tak i v průchozím osvětlení. U obou variant je možno použít polarizační filtry. Pro záznam a zpracování obrazu pozorovatelného v mikroskopu je laboratoř vybavena digitálním fotoaparátem NIKON COOLPIX E995 s rozlišením 3,3 megapixelu, digitální kamerou NIKON DN100 a vyhodnocovacím softwarem LUCIA NET.

Laboratoř v souladu s obecným trendem zavádění systému jakosti prošla v roce 2002 procesem akreditace dle mezinárodní normy ČSN EN ISO/IEC 17025. Tímto jsou splněny přísné požadavky jak na systémový provoz, tak i na metrologické zajištění laboratoře. Úspěšným zakončením závěrečného auditu, jež prováděla ČIA, o.p.s. (národní akreditační orgán), získala označení „Akreditovaná zkušební laboratoř č. 1379“. Pro zadavatele úkolů je vydané osvědčení o akreditaci zárukou kvality systému jakosti používaného v laboratoři a také zárukou metrologické návaznosti měřidel používaných při zkušební činnosti. Dále pak v průběhu platnosti osvědčení ČIA, o.p.s. pravidelně (minimálně však jedenkrát za rok) provádí systémové dozory nad činností laboratoře.

Laboratoř mechanických zkoušek má akreditovány zkušební postupy vhodné pro použití v oblasti vývoje materiálů, kontroly jakosti a určování mechanických vlastností materiálů. Většinou jsou tyto zkušební postupy používány pro hodnocení speciálních keramických materiálů vhodných pro výrobu chirurgických implantátů. V rámci neakreditovaných zkoušek jsou prováděna testování ostatních biomateriálů, které jsou buďto nově vyvíjeny a tudíž pro ně ještě nejsou stanoveny normy se zkušebními postupy nebo byly normy nově vydány a probíhá jejich zapracování. Dále pak testování přímo biologických materiálů (kosti, chrupavky, tkáně, atd.) a stanovování jejich mechanických vlastností. [6]

Materiálový model

Na otázku jaký model použít pro popis biologických materiálů není možné dát jednoznačnou odpověď. Pokud se bude jednat o potřebu modelu chování tkáně s uvažováním jejích biochemických reakcí měla by se zřejmě použít kompartmentová metoda (používaná pro modelování účinků léků), dále se nabízejí metody neuronových sítí nebo statistických simulací.

Pokud zůstaneme u fyzikálního popisu, tak v literatuře je často uváděn pro modelování chrupavky lineární Hookeovský materiál nebo třeba porovizkoelastický typ materiálu. Do tohoto modelu autoři dosazovali konstanty pro pevnou Hookeovskou část a pro model synoviální tekutiny (v experimentu vždy nahrazena vodou) konstantu permeability (nasákavosti). Modul pružnosti je zde uváděn cca. 10 MPa a Poissonovo číslo přibližně 0,42.[5] V každém případě se opět jedná „pouze“ o popis vnějších projevů makroskopického objemu daného typu tkáně v závislosti na velikosti zatížení!

Po základních testovacích měřeních v Laboratoři mechanických zkoušek byl vyhodnocen modul pružnosti cca. 10 x větší než je uváděno touto literaturou, dále byla zjištěna směrová závislost materiálových vlastností chrupavky (ortotropie). Z těchto důvodů bylo rozhodnuto v experimentálních měřeních pokračovat a výsledky dosadit do zvoleného matematického modelu. Tím, na základě průzkumové analýzy stal **příčně izotropní materiál**, dále jen PIM.

PIM – jedná se o materiál jehož jedna rovina symetrie elastických vlastností je rovinou izotropie, tzn. elastické vlastnosti v této rovině jsou ve všech směrech stejné a platí:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{S} \boldsymbol{\sigma} \quad (1.1)$$

Kde $\boldsymbol{\varepsilon} = (\varepsilon_i)^T \dots$ vektor deformace, $\boldsymbol{\sigma} = (\sigma_i)^T \dots$ vektor napětí; $i = [1, 2, \dots, 6]$

$\mathbf{S} = \mathbf{S}_{ij}$... Matice poddajnosti, která je velikosti 6 x 6; $i, j = [1, 2, 3, 4, 5, 6]$

$$\mathbf{S} = \mathbf{S}_{ij} = \begin{bmatrix} 1/E_1 & -\mu_{21}/E_2 & -\mu_{31}/E_3 & 0 & 0 & 0 \\ -\mu_{21}/E_2 & 1/E_2 & -\mu_{23}/E_3 & 0 & 0 & 0 \\ -\mu_{31}/E_1 & -\mu_{32}/E_2 & 1/E_3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1/G_{23} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G_{13} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G_{12} \end{bmatrix} \quad (1.2)$$

E_1 je modul pružnosti ve směru kolmém k rovině izotropie

$E_2 = E_3$ moduly pružnosti v rovině izotropie

$G_{12} = G_{13}$ jsou moduly pružnosti ve smyku v rovinách kolmých k rovině izotropie

$G_{23} = G_{32}$ jsou moduly pružnosti ve smyku v rovině izotropie, kde platí známý vztah z pružnosti

$$G_{23} = E_2/2(1 + \mu_{23}) = E_2/2(1 + \mu_{32}) \quad (1.3)$$

$$G_{12} = E_1/2(1 + \mu_{12}) = E_1/2(1 + \mu_{13}) \quad (1.4)$$

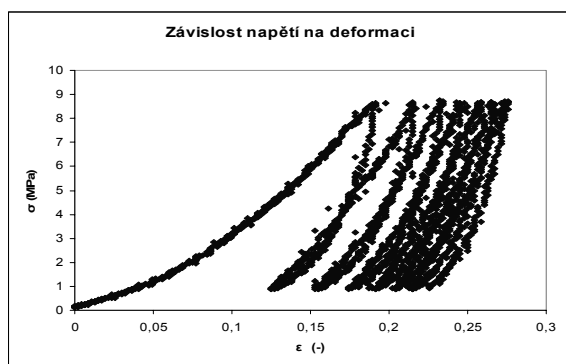
$\mu_{12} = \mu_{13}$ jsou Poissonovy součinitele vyjadřující poměr zkrácení (prodloužení) v rovině izotropie ku prodloužení (zkrácení) ve směru kolmém k této rovině – v hlavním směru anizotropie.

$\mu_{23} = \mu_{32}$ jsou Poissonovy součinitele v rovině izotropie [3].

Z toho vyplynul úkol experimentálně určit čtyři nezávislé materiálové konstanty. Předpokladem je závislost mezi modulem pružnosti v tlaku a smyku a Poissonovým číslem v jednotlivých rovinách. Tento předpoklad je vyvolán spíše nutností, neboť ho nelze za stávajících podmínek jinak experimentálně stanovit.

Volba tohoto modelu vycházela i z výsledků experimentálních měření. V experimentu jsme postupovali tak, že jsme opakovaným cyklem – zatížení, odlehčení „vytlačili“ z měřeného vzorku vodu. Tím jsme se vyhnuli popisu hysterézního chování v počátečních zatěžovacích cyklech. Materiál se začal pohybovat v oblasti malých deformací. Odezva na mechanické zatěžování se ustálila a závislost napětí – deformace dostala téměř lineární charakter. Vzorky

chrupavky začaly vykazovat zmiňované vlastnosti přibližně po 20% deformace počátečních rozměrů, viz obr. 1.



Chrupavka je ve svém fyziologickém stavu trvale zatížena působením svalových skupin (v kloubu neexistuje silově volný stav), což byl první předpoklad pro zanedbání hystereze a hyperelastivity. Dalším předpokladem pro neuvažování těchto vlastností byl model chrupavky v její nejběžnější „životní“ funkci, tj. krok a běh, kde se chrupavka nachází ve stlačeném stavu.

Obr.1: Závislost napětí na poměrné deformaci.

I to je pravděpodobný důvod našich rozdílných výsledků proti již publikovaným. Tyto práce se ovšem zabývaly měřením poloviny prvního zátěžového cyklu a to ještě v nízkonapěťové oblasti (do 2 MPa).

Pro určení materiálových konstant byl námi využit sedmý poslední zátěžový cyklus.

Pro zahrnutí vlivu synoviální tekutiny do celkového modelu kyčelního kloubu byl použit koeficient tření „f“ mezi vzájemně se pohybujícími kloubními povrchy (okrajové podmínky úlohy). Jeho hodnota byla převzata z literatury - $f = 0,001$.

Analogii pro zanedbání hystereze můžeme najít i u klasických technických materiálů, například u ocelí modelujeme materiálové vlastnosti v závislosti na teplotě. Je tedy na místě uvažovat materiálový model daného biologického materiálu v závislosti na konkrétním fyziologickém ději, který chceme sledovat.

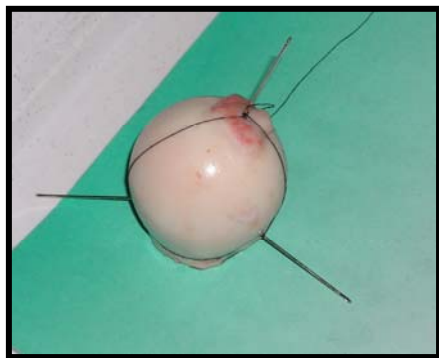
Stanovení kritéria porušení materiálu

Jaké kritérium porušení biologického materiálu zvolit? Biologický materiál je živá tkáň, dochází v něm k přirozené obnově a růstu. Při pohledu mikroskopem na vzorky chrupavky před a po zatěžování nebyly patrné žádné změny struktury. Vzorek zůstal sice oploštělý, ale po nějaké době (cca. 20 minut) se vrátil zpět do svého původního stavu. Pokud bychom zvolili například mez pevnosti σ_p jako vhodné kritérium, neumíme prakticky určit její velikost. Proto si pomůžeme hodnotou meze pevnosti pro chrupavku, která byla publikována v literatuře ($\sigma_p = 28 \text{ MPa}$) [16]. V této práci je uvedena i hodnota modulu pružnosti pro chrupavku ($E = 10,5 \text{ MPa}$). Hodnoty námi naměřené byly ovšem 15x a více vyšší než literaturou uváděné. Nicméně, i když byla hodnota meze pevnosti námi neověřená, pro základní modelování byla akceptovatelná (je 3x vyšší než námi použité maximální zatížení).

Problematika vhodného kritéria bude jistě dále řešena v navazujícím pokračování této práce. Povede zřejmě cestou postupného zatěžování extrémními silami a zkoumáním změn mikrostruktury chrupavky před a po zatěžování. Například iniciace vzniku a růstu velikosti a množství trhlin při určitém zatížení by mohl být vhodný ukazatel. Je ovšem mít třeba na paměti, že pokud tento jev nastane v reálném životě chrupavky, má tkáň ještě hojící mechanismy a nemusí tedy dojít ke skutečnému nezhojitelnému porušení chrupavčité tkáně. Proto při interpretaci výsledků by neměly být tyto vlivy opomíjeny! **Dalším možným kritériem by mohlo být maximální smykové napětí potřebné k odtržení chrupavky na jejím přechodu s kostí (což je poměrně častý jev při úrazech).**

Popis provedení experimentu

Vzorek chrupavky ve tvaru kvádrů byl zatížen osovou silou. Jako okolní médium se při zkoušce používal fyziologický roztok. Zkouška byla provedena při pokojové teplotě. Byla sledována závislost deformace na zatěžující síle. Měřicím zařízením byl testovací systém MTS 858.2 Mini Bionix a další vybavení Laboratoře mechanických zkoušek. Kritériem porušení bylo zvoleno smykové napětí potřebné k přerušování vazby chrupavka – kost. Vzorky chrupavky byly preparovány na Ústavu soudního lékařství FNKV. Z resekované *caput femoris*, byly vyříznuty vzorky pro mechanické testy podélně a kolmo k osám zvoleného souřadného systému. Tím byly spojnice trochanter major – fovea capitis femoris – crista intertrochanterica. Viz obr.2. Vyříznuté vzorky byly změřeny posuvným měřítkem, obarveny hematoxylinem a uloženy ve fyziologickém roztoku (Infusio Ringeri Medicamenta) při pokojové teplotě. Struktura chrupavky byla zkoumána ve světelném mikroskopu před a po ukončení mechanických testů. Vzorek měl rozměry (2,5 x 5 x H) mm, kde H je výška chrupavky v daném místě.

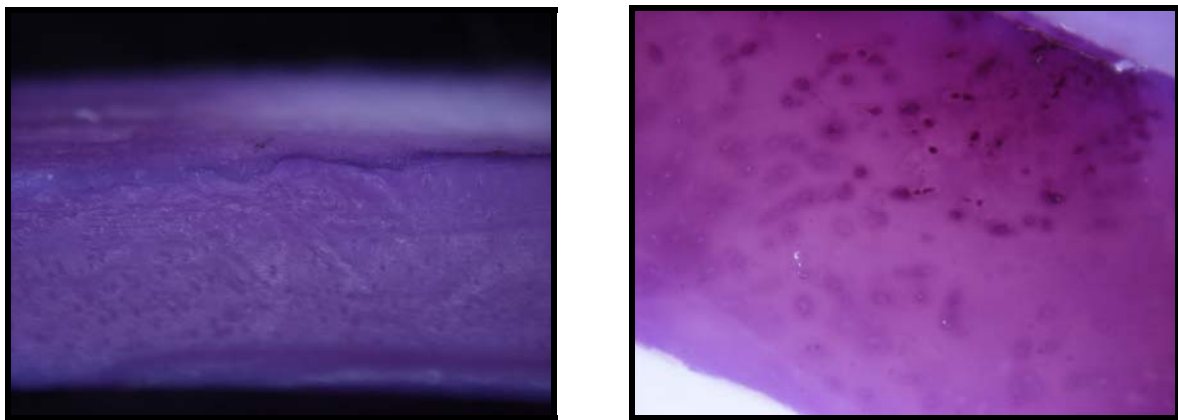


Obr.2: Resekovaná caput femoris z vyznačeným souřadným systémem

Dárce byl muž stáří 21 let, hmotnost těla byla 75 kg a výška těla 180 cm (stanovení modulů pružnosti) a muž stáří 40 let, hmotnost 81 kg, výška 178 cm (stanovení Poissonových čísel). Testy proběhly do 48 hodin *post mortem*. Do začátku experimentálních měření byla kloubní hlavice, resp. připravené vzorky, uchovávané při teplotě 7 °C ve fyziologickém roztoku. Dvě hodiny před startem mechanických testů byly ponechány v tomto roztoku při teplotě 23 °C.

Pro stanovení rozsahu zatížení jsme použili literaturou uváděnou hodnotu, kterým působí svalový tonus [2]. Jeho velikost se pohybuje kolem hodnoty 0,7 MPa, další hodnoty byly postupně stanoveny pro velikost síly $F=3$ BW, která simuluje cyklus chůze, dále pokračujeme

na zatížení $F=6$ BW (pomalý běh) a na $F=10$ BW (ráz, např. při dopadu). Výpočet velikosti sil byl převzat z literatury [8], kde BW je váha horní poloviny lidského těla násobené gravitačním zrychlením, způsob výpočtu BW též v [8 – strana 59 - 68]. Více je také v [9 – strana 37]. Hodnoty pro síly byly přepočteny na interval velikosti napětí. Ten se tedy pohybuje od jednoho do deseti MPa.



Obr. 3, 4: Chrupavka v podélném řezu, je patrná povrchová vrstva tvořená kolagenními vlákny. Ve spodní vrstvě jsou dobře vidět buňky chrupavky – chondrocyty roztroušené v amorfni mezibuněčné hmotě. Na vedlejším obrázku je vidět povrch chrupavky.

Vzorky chrupavky byly postupně zatěžovány silou v intervalu 5 – 100 N. Výslednými daty byly hodnoty síly a polohy zatěžující tyče. Tyto byly na základě znalosti známých počátečních rozměrů přepočteny na jmenovité napětí a relativní poměrnou deformaci.

Vztah pro jmenovité napětí a poměrnou deformaci

$$\sigma = F / A_0 \quad (2.1)$$

σ [MPa] je nominální (smluvní) napětí, F [N] je zatěžující síla a A_0 [mm²] je počáteční plocha vzorku.

$$\varepsilon = \Delta l / l_0 \quad (2.2)$$

$$\Delta l = l_i - l_0, \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (2.3)$$

ε [-] je poměrná (relativní) deformace, l_0 [mm] je původní délka vzorku a l_i [mm] je skutečná deformace.

Sedmý zatěžovací cyklus byl vzat jako nosný pro určení modulu pružnosti v tlaku. Data byla proložena regresní přímkou s rovnicí $y = qx + k$, s tím že konstanta $q = \tan \varphi = 1/E$.

95% intervaly spolehlivosti pro střední hodnoty:

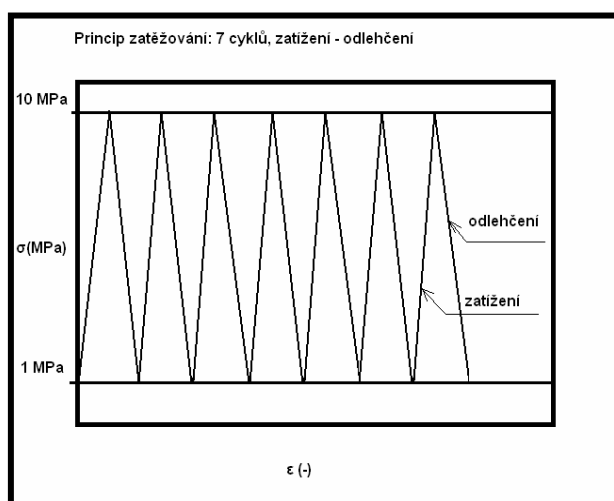
95,0% confidence interval for E_z : $144,279 \pm 19,0036$ [125,276;163,283]

95,0% confidence interval for E_y : $201,285 \pm 35,63$ [165,655;236,915]

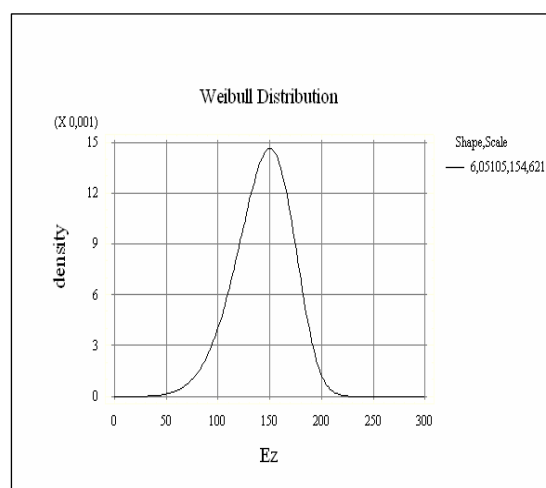
95,0% confidence interval for E_x : $267,552 \pm 86,5545$ [180,997;354,107]

95,0% confidence interval for E_x : $217,037 \pm 30,1971$ [186,84;247,234] při vynechání dvou nejvyšších hodnot

Z důvodu nízkého počtu naměřených dat byl vyhodnocen modul pružnosti E_i ($i = x,y,z$) pomocí aritmetického průměru a jeho intervalu spolehlivosti.



Obr. 5: Princip zatěžování



Obr. 6: Weibullové rozdělení pro E_z .

Parametry Weibulova rozdělení pro E_z :

$a = 154,621$... parametr měřítka rozdělení

$b = 6,05105$... parametr tvaru rozdělení

$c = 0$... parametr polohy rozdělení ($c = 0$ – v počátku)

Pro malý počet dat je zde pouze naznačena možnost použití Weibullova rozdělení, není s ním ale dále pracováno. Modul pružnosti chrupavky v jednotlivých směrech byl určen pomocí aritmetického průměru a intervalu spolehlivosti pro střední hodnotu. Prakticky ovšem postačuje pracovat s aritmetickým průměrem nebo mediánem, rozhodnutí pro použití jedné z těchto statistik je závislé na konkrétní situaci.

Číselná hodnota Poissonova čísla byla získána následujícím postupem; nejdříve proběhlo již výše uvedené cyklování pro částečné vytlačení tekutiny z měřeného vzorku. Poté, při sedmém zatěžovacím cyklu bylo zastavováno při určité velikosti zatěžující síly (10 N, 40 N, 70 N, 90 N) a změřena příčná deformace pomocí posuvného měřítka a dotykových plíšků, Viz tento obrázek 7. Vzorek byl sice mokrá, ale už se neměřil ponořen ve vaně s roztokem. Neboť byla zvýšena rychlost deformace a vzorek byl měřen cca. 5 min, nedocházelo k osychání vzorků.



Deformace podélná byla zpracována přímo systémem MTS 858.2 Mini Bionix. Pro každý vzorek byly odměřeny čtyři hodnoty příčné a podélné deformace a z nich vypočteny Poissonova čísla. Pro malý počet hodnot je stejně jako pro moduly pružnosti v tlaku v jednotlivých směrech použit aritmetický průměr s 95% intervalem spolehlivosti. Nicméně na základě dostupné literatury byla pro finální vyhodnocení použita statistika – medián. Oprávněnost této úvahy byla podložena i krabicovým grafem. Ten ani další popisné statistiky resp. jejich grafické prezentace již nejsou uváděny. Čtenář by je snadno získal použitím vhodného statistického software.

Obr. 7: Přípravek pro určení Poissonova čísla

95,0% confidence interval for μ_{32} : 0,28 +/- 0,0209908 [0,256009;0,297991], na základě statistické analýzy (Box and Whisker Plot) byla pro finální zpracování použita statistika medián, tedy $\mu_{32} = 0.26$.

95,0% confidence interval for μ_{13} : 0,29 +/- 0,0251649 [0,264835;0,315165], statistika medián $\mu_{13} = 0.28$.

Výpočtem byly určeny hodnoty modulu pružnosti ve smyku:

$$G_{23} = E_x/2(1+ \mu_{23}) = 83 \text{ MPa}$$

$$G_{12} = E_z/2(1+ \mu_{12}) = 56 \text{ MPa}$$

Pro měření bylo použito 25 vzorků pro zjištění μ_{13} a 20 vzorků pro μ_{32} . Používané vzorky rozměrově souhlasily s rozměry vzorků použité pro zjištění modulu pružnosti. Též podmínky preparace a samotné zkoušky zůstaly identicky zachovány.

Diskuse

Na podobné téma již bylo publikováno poměrně mnoho vědeckých příspěvků. Vzájemné porovnání je však o to obtížnější, že zachovat stejné experimentální podmínky je sice teoreticky možné, ale jedná se většinou principiálně o odlišný způsob matematického popisu tohoto biologického materiálu. Tím dochází k nestejným požadavkům na experimentální data. Pokud už byly pokusy se vyrovnat s materiálovými vlastnostmi chrupavky pomocí PIM, zas se autoři omezili pouze na první zatěžovací cyklus. I to je zřejmý důvod různých výsledků experimentálních testů. Je proto nezbytně nutné přesně rozlišovat jaký fyziologický stav chceme modelovat a teprve potom vznášet na experimentátora konkrétní požadavky. Pečlivá analýza takovéto problematiky a minimálně stejně odpovědné naplánování samotného experimentu je nezbytné pro získání dat s maximální vypovídající hodnotou. Tato prvotní úvaha by měla také zohledňovat dostupné přístrojové vybavení!

V dalších teoretických úvahách se pravděpodobně opustí od Hookeovského popisu materiálu a budou zohledněny nelineární průběhy zatěžovacích charakteristik. Stejně tak bude muset být promítnuta časová funkce do celkového modelu biologického materiálu. Použití vhodnějšího popisu synoviální tekutiny je rovněž prioritní.

Zatím by alespoň vztah pro relativní deformaci měl být nahrazen vztahem pro skutečnou deformaci λ [-].

$$\lambda = \int_{l_0}^{l_1} \frac{dl}{l} = \ln\left(\frac{l_1}{l_0}\right) \quad (6.1)$$

Byl zjištěn rozdíl velikostí modulu pružnosti mezi oběma dárci. Přibližně se dá říci, že muž dvakrát starší měl modul pružnosti chrupavky dvojnásobně menší ve všech měřených směrech. Též u staršího dárce byla pozorována porušení povrchové vrstvy (její odtržení) po okraji povrchu chrupavky. V žádném případě se ovšem nejedná o tvrzení, že je tomu tak obecně i v ostatních případech!

Závěr

Výsledkem této práce jsou základní materiálové charakteristiky v níže uvedené tabulce.

E_1	E_2	E_3	G_{12}	G_{32}	μ_{32}	μ_{13}
[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[-]	[-]
144	209	209	56	83	0,26	0,28

Byly vyhodnoceny moduly pružnosti chrupavky v tlaku a smyku společně s Poissonovými čísly pro jednotlivé směry zvoleného kartézského souřadného systému. Jak již bylo uvedeno v materiálovém popisu $E_2 = E_3$ a proto byl zvolen aritmetický průměr z naměřených hodnot E_x a E_y , tedy $E_x = E_y = 209,17$.

Prozatím zvoleným kritériem porušení materiálu je převzatá hodnota meze pevnosti chrupavky v tlaku $\sigma_p = 28 \text{ MPa}$.

Tento materiálový model byl použit pro MKP submodel lidské kloubní chrupavky.

Tento výzkumný úkol byl prováděn za podpory výzkumného záměru „Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství II“, MSM 6840770012.

Literatura

1. S. Konvičková, J. Valenta - Biomechanika kloubů člověka a jeho náhrad, vyd. Viena, Praha 2000, ISBN 80-7099-443-6.
2. Dylevský a kol., Funkční anatomie člověka, GRADA 2000, ISBN 80-7169-681-1
3. Vl. Laš – Mechanika kompozitních materiálů, ZU Plzeň 2004, ISBN 80-7043-273-X.
4. J. Michalec a kol. – Pružnost a pevnost II, vyd. ČVUT 2001, ISBN 80-01-02375-3
5. LePing Li, W. Herzog – A theoretical study of the mechanical response of articular cartilage to impact loading, 2003 Florida – Summer Bioengineering Conference, Page 467.
6. Sedláček, R. - Rosenkrancová, J. - Laboratoř Mechanických Zkoušek In: Summer Workshop of Applied Mechanics. Praha: ČVUT FS, Ústav mechaniky, Odbor pružnosti a pevnosti, 2003, s. 320-321. ISBN 80-01-02739-2.
7. Laasanen, Toyras, Korhonen, Rieppo, Saarakkala, Nieminen, Hirvonen, Jurvelin, Biomechanical properties of knee articular cartilage, Biorheology 40 – 2003, pages 133 – 140.
8. Valenta, Konvičková, Valerián, Biomechanika kloubů člověka, ČVUT 1999
9. J. Vrána – Model mechanických vlastností kloubní chrupavky, Diplomová práce, ČVUT, Fakulta strojní 2003.

10. Vrána J., Michalec J., Sedláček R., Horák Z., Koukalová J. – Measurements of mechanical properties of human articular cartilage in the hip point, 20th DANUBIA ADRIA-Symposium on Experimental Methods in Solid Mechanics, ISBN 963 9058 20 3
11. Vrána J., Michalec J., Sedláček R., Horák Z., Koukalová J. – Biomechanické vlastnosti kloubní chrupavky, MĚŘÍCÍ A ŘÍDÍCÍ TECHNIKA V BIOMEDICÍNĚ – Rožnov pod Radhoštěm, ISBN 80-248-0432-8
12. Vrána J., Michalec J., Sedláček R., Horák Z., Koukalová J. – Experimental measurements of mechanical properties of human articular cartilage, SUMMER WORKSHOP OF APPLIED MECHANICS, CTU in Prague, June 2003, ISBN 80-01-02739-2
13. Horák Z., Vrána J., Sochor M. – Influence of mechanical loading on the stress of hip joint, Biomechanics of Man 2004 - hotel Horizont, Šumava Mountains, November 2004, ISBN 80-7043-315-9
14. Horák, Z. - Vrána, J. Stress and Strain Analysis of the Hip Joint Dutiny Normal Gait Loading In: Summer Workshop of Applied Mechanics - Book of Abstracts [CD-ROM]. Prague: CTU, Department of Mechanics, 2004, s. 134-140. ISBN 80-01-02958-1.
15. Horák, Z. - Vrána, J. - Koukalová, J. Influence of Mechanical Loading Change on the Stress of the Hip Joint In: Výpočty 2004 - Výpočty konstrukcí metodou konečných prvků. Prague: CTU, Department of Mechanics, 2004, s. 27-30. ISBN 80-01-03102-0.
16. Blafel J., Hastings G.W. – Handbook of Biomaterials Properties, London, UK, Chapman and Hall – 1988.
17. Buchar, Oldřich – Terminální balistika, Academia 2003, ISBN 80-200-1222-2
18. Jarušková – Pravděpodobnost a matematická statistika 12, ČVUT 2000, ISBN 80-01-02253-6
19. Bernard – Technický experiment, ČVUT 1999, ISBN 80-01-011901-2
20. Antlová, Matušů, Kozák – Statgraphics Plus for Windows (Zadávání úloh), VŠE v Praze, 1999, ISBN 80-7079-227-2
21. SEDLÁČEK, Radek: New Experimental Equipment in Mechanical Testing Laboratory. In Summer Workshop of Applied Mechanics 2004, Czech Technical University in Prague, 2004, p. 53, 281 – 289, ISBN 80-7043-315-9
22. Pluhař, Korita – Strojírenské materiály, SNTL / ALFA, Praha 1977.