

ARTHROSCOPIC MEASURING INSTRUMENT OF CARTILAGE STIFFNESS

ARTROSKOPICKÉ MĚŘIDLO TUHOSTI KLOUBNÍ CHRUPAVKY

Renata Čermáková¹, Zdeněk Horák¹, Radek Sedláček¹, Pavel Růžička¹, Jan Řezníček¹

Abstract: Modern surgical reparation method of large local defects placed on the articular cartilage was transplantation of cultivated autologous chondrocyt graft on the defect. After successful transplantation, which was done arthroscopically, graft heals approximately one year. Indentation instrument was an arthroscopic diagnostic instrument, which was used for monitoring surgical phase of cartilage graft healing after transplantation. Function of indentation instrument was based on measurement of the bending deformation of indentation parts, which were inserted into the joint and pressed to surface of the cartilage during investigation. Deformation was measured by three strain gauges which were placed on perimeter of external indentation part and two strain gauges on internal indentation part. Output signals obtained from the strain gauges were automatically processed and analysed. Aims of this work were development of measuring instrument design, the design of electric equipment, calibration of this measuring instrument, verification of measuring method and fully automatization of measuring processing. Design and function of indentation instrument correspond to exacting requirement on arthroscopic diagnostic instrument.

Keywords: calibration; stiffness; cartilage; transplantation.

1. Úvod

Pokud v současné době dojde k lokálnímu ohraničenému poškození zdravé kloubní chrupavky, tak se pro léčbu tohoto defektu používá nová moderní metoda, kterou je transplantace autologních kultivovaných chondrocytů na poškozené místo. Při artroskopické operaci je nejprve odebrána zdravá tkáň pacienta, která je následně kultivována a pak opět při artroskopickém zákroku transplantována na poškozené místo. Po transplantaci má tkáň jiné mechanické vlastnosti než tkáň fyziologická. Stejných vlastností dosáhne tkáň až po úplném zhojení, které trvá přibližně jeden a půl roku. Pro sledování pooperační fáze hojení byl vyvinut artroskopický diagnostický nástroj pro měření tuhosti kloubní chrupavky. Přístroj porovnává tuhost fyziologické a transplantované chrupavky pacienta a na základě výsledků vyšetření je stanovena diagnóza. Tuhost chrupavky je měřena přední měřicí částí, která je při operaci vsunuta do kloubu a přitlačena k povrchu transplantované a fyziologické chrupavky. Přední měřicí část tvoří dvě části, vnitřní tyč a vnější nosník, které se vlivem přitlaku na tkáň deformují. Deformaci snímají tři tenzometry instalované na obvodu vnější trubky a dva tenzometry instalované v drážkách na vnitřní části. Měřené signály tenzometrů jsou automaticky zpracovány na informace o velikosti a směru působící přitlačné síly a na hodnoty, z kterých je stanovena tuhost transplantované chrupavky v procentech. Pro správnou funkci měřícího zařízení je nutné zajistit nezávislost deformací měřících částí a opakovatelnost měření.

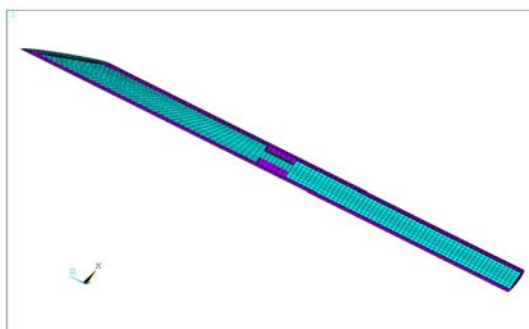
¹ Ing. Renata Čermáková, Ing. Zdeněk Horák, Ing. Radek Sedláček, Ph.D., Ing. Pavel Růžička, doc. Ing. Jan Řezníček, CSc., ČVUT v Praze, Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Technická 4, 166 07 Praha 6, tel.: +420 224 352 527, e-mail: renata.cermakova@fs.cvut.cz, horakz@biomed.fsid.cvut.cz, sedlacek@biomed.fsid.cvut.cz, ruzicka@biomed.fsid.cvut.cz, Jan.Reznicek@fs.cvut.cz

2. Metoda

Princip konstrukce dotykového měřidla spočívá v tom, že ohyb měřících členů musí být při vyvolaném zatížení stejný a navzájem nezávislý. To znamená, že ohybová tuhost obou členů musí být stejná. V případě vzájemného dotyku by došlo k výraznému ovlivnění měřených hodnot, protože by se zvyšovala respektive snižovala ohybová tuhost těchto členů. Pro nalezení tvaru měřící části byla vypracována optimalizační analýza.

2.1 Optimalizační analýza a návrh konstrukce

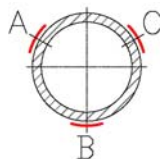
Cílem optimalizační analýzy bylo stanovit geometrický tvar vnitřní měřící části a tedy najít vhodnou velikost a polohu drážky pro tenzometry. V analýze musí být zohledněna minimální velikost poměrných deformací v místě drážky, ve které jsou umístěny tenzometrické snímače. Proto, aby měřený signál z tenzometrických snímačů byl dostatečně silný, musí být poměrná deformace v místě drážky $\varepsilon_{\min} \geq 3 \cdot 10^{-3}$ [-]. Pro přesné a hlavně opakovatelné měření byla stanovena podmínka velikosti přítláčné síly působící na vnější trubku $P_o = 10$ N. Z výsledků experimentálního měření popsaného v literatuře [3-6] byla převzata hodnota přítláčné síly působící na vnitřní tyč $P_i = 3$ N. Další optimalizační kritéria byla následující: maximální napětí $\sigma_{\max}$ v žádném místě nesmí přesáhnout mez kluzu použitého materiálu $\sigma_k = 220$ MPa; musí být splněna podmínka stejné velikosti ohybu obou členů tak, aby nikde v celé jejich délce nedošlo k vzájemnému kontaktu. Pro navržení tvaru a funkčního uspořádání vnitřní měřící části bylo použito analytické parametrické výpočtové optimalizace pomocí metody konečných prvků (MKP), geometrický model je na obr. 1. Tato parametrická úloha byla řešena ve výpočtovém programu ANSYS 10. Vstupní parametry této úlohy byly získány z experimentálních měření a z hodnot získaných z dostupné literatury [3-6].



Obr. 1. MKP model dotykového měřidla

2.2 Zpracování měřených signálů z tenzometrů

Tři tenzometry instalované na vnější měřící části (obr. 2.) jsou zapojeny každý samostatně do Wheatstoneova můstku a jsou z nich získávány tři signály výstupního napětí. Z těchto signálů je získána aktuální velikost přítláčné síly a směr jejího působení při vyšetření. Dva tenzometry na vnitřní měřící části jsou zapojeny společně do jednoho Wheatstoneova můstku a je z nich získán jeden výstupní signál, který slouží pro určení tuhosti chrupavky.



Obr. 2. Tenzometry na vnější měřící části.

Velikost snímané deformace v místě instalovaných tenzometrů A, B a C ve vzdálenosti r [mm] od místa působíště obecné síly lze vypočítat podle vzorce (1) popsaného v [1], pro $i=1,2,3$ odpovídající tenzometrům v pořadí A, B a C.

$$\varepsilon_i = \frac{r}{E \cdot \frac{J_{xi}}{e_{xi}}} F_x + \frac{r}{E \cdot \frac{J_{yi}}{e_{yi}}} F_y + \frac{1}{E \cdot A} F = c_{i1} \cdot F_x + c_{i2} \cdot F_y + c_{i3} \cdot F_z \quad (1)$$

F_x , F_y a F_z jsou osově složky působící síly F [N]. A [mm²] je průřez nosníku, J_{xi} a J_{yi} [mm⁴] jsou kvadratické momenty průřezu, e_{xi} a e_{yi} [mm] jsou vzdálenosti místa měření poměrné deformace ε_i [-] od rovin yz a xz , E [MPa] je modul pružnosti v tahu, c_{i1} , c_{i2} a c_{i3} jsou konstanty.

S deformací nosníku se současně deformují i vinutí tenzometrů a to způsobí změny odporů vinutí. Při zapojení tenzometrů do Wheatstoneových můstků se změny odporů tenzometrů projeví jako změny výstupních napětí můstků. Pro hodnoty výstupních napětí U_1 , U_2 a U_3 [V] odpovídající můstkům s tenzometry A, B a C na vnější měřicí části platí rovnice (2), popsaná v [2], pro $i=1,2,3$.

$$U_i = U_{in} \frac{R_1(1 + k\varepsilon_i) \cdot R_3 - R_2 \cdot R_4}{(R_1(1 + k\varepsilon_i) + R_2) \cdot (R_3 + R_4)} \quad (2)$$

Hodnoty všech odporů v můstku jsou shodné s odporem tenzometru, tedy $R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = R$ [Ω]. Po dosazení této rovnosti do rovnice (2) a následném vyjádření deformace v závislosti na velikosti výstupního napětí můstků dostáváme rovnici (3), pro $i=1,2,3$.

$$\varepsilon_i = \frac{4 \cdot (U_i - U_{i0})}{k \cdot U_{in} - 2 \cdot k \cdot (U_i - U_{i0})} \quad (3)$$

U_{in} [V] je vstupní napájecí napětí můstků pro tenzometry, R_1 [Ω] je odpor tenzometrů, R_2 , R_3 a R_4 [Ω] jsou zbývající odpory Wheatstoneových můstků při zapojení tenzometrů do čtvrtmostí, U_{i0} [V] jsou výstupní hodnoty signálů při nulové deformaci, k [-] je konstanta tenzometru.

Pro osově složky F_x , F_y a F_z přítláčné síly F platí vztah (4).

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} = \left(\begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix} \right)^{-1} \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \end{bmatrix} \quad (4)$$

Z rovnice (4) lze získat v průběhu měření aktuální velikost osových složek přítláčné síly. Matice C je tvořena konstantami a deformace jsou při vyšetření průběžně počítány podle vztahu (3). Velikost přítláčné síly je rovna výslednici vypočítané z osových složek F_x , F_y a F_z . Pro velikost přítláčné síly platí vztah (5).

$$F = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} \quad (5)$$

Měřicí zařízení splňuje okrajové podmínky pro odečet hodnot, jestliže je natočení souřadnicového systému měřícího zařízení nulové. Pro zjištění okamžité velikosti natočení φ postačí složky síly F_x a F_y . Pro úhel φ platí vztah (6).

$$\varphi = \operatorname{tg} \frac{F_y}{F_x} \quad (6)$$

Pro hodnotu výstupního napětí U_D [V] odečtenou při splnění okrajových podmínek na fyziologické chrupavce platí vztah (7) a pro hodnotu výstupního napětí U_d [V] odečtenou při splnění okrajových podmínek na transplantované chrupavce platí vztah (8).

$$U_D - U_{D0} = 100\% \quad (7)$$

$$U_d - U_{d0} = X\% \quad (8)$$

X je hledaná hodnota tuhosti transplantované chrupavky v procentech, kterou vypočteme ze vztahu (9).

$$X = \frac{(U_d - U_{d0}) \cdot 100}{U_D - U_{D0}} \quad (9)$$

2.3 Experimentální a kalibrační měření

Dříve než byly naměřeny a zpracovány hodnoty z kalibračního měření, které bylo provedeno za účelem získání koeficientů, bylo nutné ověřit funkčnost měřidla. Cílem experimentálního měření bylo ověřit výsledky optimalizační analýzy. To znamená dokázat, že při měření nedojde ke vzájemnému dotyku nosníků, který by vyvolal nečekanou změnu tuhosti systému.

Experimentální měření proběhlo v akreditované Laboratoři materiálových zkoušek na Fakultě strojní, ČVUT v Praze, na zařízení MTS 858.2 MINI BIONIX. Dotykové měřidlo bylo uchyceno do držáku s vertikálním mikroposuvem. Přítlačná síla byla vyvolána posuvem měřidla proti povrchu měřeného materiálu. Hodnoty velikosti signálů z můstků byly zpracovány v programu LabVIEW 7 Express. Měření bylo provedeno pro čtyři materiály s různou tuhostí. Pro kalibrační měření bylo dotykové měřidlo uchyceno do držáku s vertikálním mikroposuvem tak, aby přítlačná síla působila kolmo na osu měřící části. Při měření musí síla působit vždy ve stejné vzdálenosti od tenzometrů. Přítlačná síla byla vyvolána posuvem měřidla proti povrchu měřeného materiálu, kterým byla při všech provedených měřeních ocel. Měření bylo provedeno pro úhel natočení měřícího zařízení 0° , 90° , 180° a 270° .

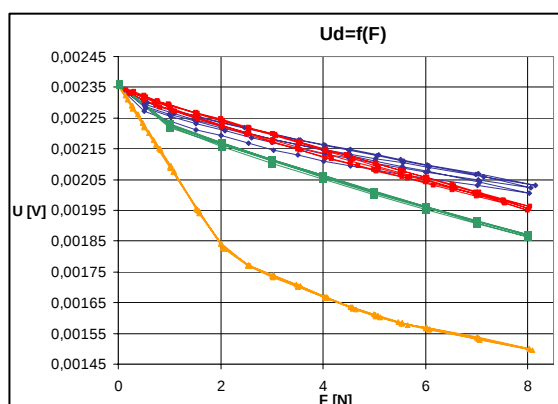
3. Výsledky

Z výsledků provedené parametrické optimalizační analýzy je patrné, že byl nalezen optimální tvar vnitřní měřící části tak, aby vyhovoval zadaným kritériím. Maximální vyhodnocené napětí v podélném směru $\sigma_z = 107,8$ MPa bylo zjištěno v drážce Nosníku II. Toto napětí je hluboce pod hodnotou maximálního dovoleného napětí $\sigma_k = 220$ MPa. Maximální velikost poměrné deformace v podélném směru je naměřena v drážce a je rovna $\varepsilon_z = 468 \cdot 10^{-6}$ [-]. Jak vyplývá z obrázku 3., maximální posuv ve směru x obou součástí byl stejný $u_x = 0,42$ mm. Po celé délce obou součástí nedochází při deformaci k jejich vzájemnému kontaktu.



Obr. 3. Velikost posuvu u_x [mm] obou částí vyvolaného zatížením

Výsledky experimentálního měření prokázali, že konstrukce měřicího zařízení splňuje výsledky optimalizační analýzy, podle kterých byla navržena. Z grafu (1) naměřených a zpracovaných hodnot je patrné, že nikde nedojde ke kontaktu měřících částí a že lze touto metodou vyšetřovat tuhost materiálu.



Graf. 1. Závislost výstupního napětí signálu z vnitřní měřicí části na přitlačné síle.

Hodnoty signálů naměřené při kalibračním měření byly zpracovány do grafů závislosti výstupního napětí na přitlačné síle. Ze směrnic těchto závislostí byly dopočítány koeficienty matice **C** (obr. 4).

$$C = \begin{bmatrix} 2.786 \cdot 10^{-5} & 1.224 \cdot 10^{-5} & 5.5 \cdot 10^{-7} \\ 5 \cdot 10^{-8} & 2,991 \cdot 10^{-5} & 5.5 \cdot 10^{-7} \\ 3.056 \cdot 10^{-5} & 1.613 \cdot 10^{-5} & 5.5 \cdot 10^{-7} \end{bmatrix}$$

Obr. 4. Koeficienty matice **C**.

4. Diskuze

Optimalizační analýza byla provedena úspěšně. Na základě získaných výsledků byl navržen konečný tvar a uspořádání konstrukce měřicí části dotykového měřidla a experimentální měření prokázalo, že byly splněny všechny požadované omezující podmínky pro zachování správné funkce.

Metodika kalibračního měření byla vhodně navržena tak, aby byl splněn cíl kalibračního měření, kterým bylo stanovení koeficientů matice **C**. Na rozdíl do hodnot koeficientů, které by se získaly přímým výpočtem ze vztahů pro závislost deformace nosíku na deformační síle, nejsou koeficienty získané kalibračním měřením zatíženy chybou od nepřesné instalace tenzometrů na obvodu vnější měřicí části. Kalibrační měření bylo nutné provést velmi přesně.

5. Závěr

Dotykové měřidlo pro měření tuhosti kloudní chrupavky je v praxi využíváno k pooperačnímu vyšetření transplantované kloubní chrupavky. Na základě výsledků vyšetření je stanovena diagnóza, která vypovídá o stavu zhojení chrupavky. Velkým přínosem pro správnou funkci dotykového měřidla je zajištění opakovatelnosti měření pomocí vhodného počtu a konfigurace snímačů deformace na obvodu vnější měřicí části. Postup zpracování měřených signálů je popsán v příspěvku. Automatické zpracování těchto signálů pomocí počítačového programu LabVIEW usnadní postup vyšetření. Konstrukce a funkce měřicího zařízení ve všech ohledech vyhovují náročným požadavkům na artroskopický, diagnostický nástroj. Přes elektrické vybavení je měřicí zařízení naprosto bezpečné i v mokřém prostředí. Bylo dosaženo velmi malých rozměrů a nízké hmotnosti konstrukce. Další vývoj v této oblasti

by mohl směřovat k rozšíření spektra použití tohoto měřicího zařízení i na jiné tkáně, než je transplantovaná chrupavka.

Poděkování: Tato práce vznikla za podpory Ministerstva školství mládeže a tělovýchovy: Transdisciplinary research in Biomedical Engineering II, No. MSM 6840770012.

Literatura

- [1] Andrlíková, Z.: *MĚŘENÍ SILOVÝCH SLOŽEK PŮSOBÍCÍCH NA PEDÁL JÍZDNÍHO KOLA*. Praha, 2005. 84 s. ČVUT v Praze. Vedoucí diplomové práce Ing. Pavel Růžička.
- [2] Honner, M.: *Měření ve fyzikálních technologiích : Text k laboratorním cvičení*. Plzeň : Západočeská Universita, 2003. 147 s. ISBN 80-7082-971-0.
- [3] Korhonen, R.K., Saarakkala, S., Toyras, J., Laasanen, M.S., Kiviranta, I., Jurvelin, J.S.: Experimental and numerical validation for the novel configuration of an arthroscopic indentation instrument. *Physics in Medicine and Biology*, 48, pp.1565-1576, 2003.
- [4] Lyyra, T., Jurvelin, J., Pitkkinen, P., Vaatainen, U. and Kiviranta, I.: Indentation instrument for the measurement of cartilage stiffness under arthroscopic control. *Medical Engineering and Physics*, 17 (5), pp.395-399, 1995.
- [5] Lyyra-Laitinen, T., Niinimäki, M., Toyras, J., Lindgren, R., Kiviranta, I., Jurvelin, J.S.: Optimization of the arthroscopic indentation instrument for the measurement of thin cartilage stiffness. *Physics in Medicine and Biology*, 44, pp.2511-2524, 1999.
- [6] Toyras, J., Lyyra-Laitinen, T., Niinimäki, M., Lindgren, R., Nieminen, M.T., Kiviranta, I., Jurvelin, J.S.: Estimation of the Young's modulus of articular cartilage using an arthroscopic indentation instrument and ultrasonic measurement of tissue thickness. *Journal of Biomechanics*, 34, pp. 251-256, 2001.