

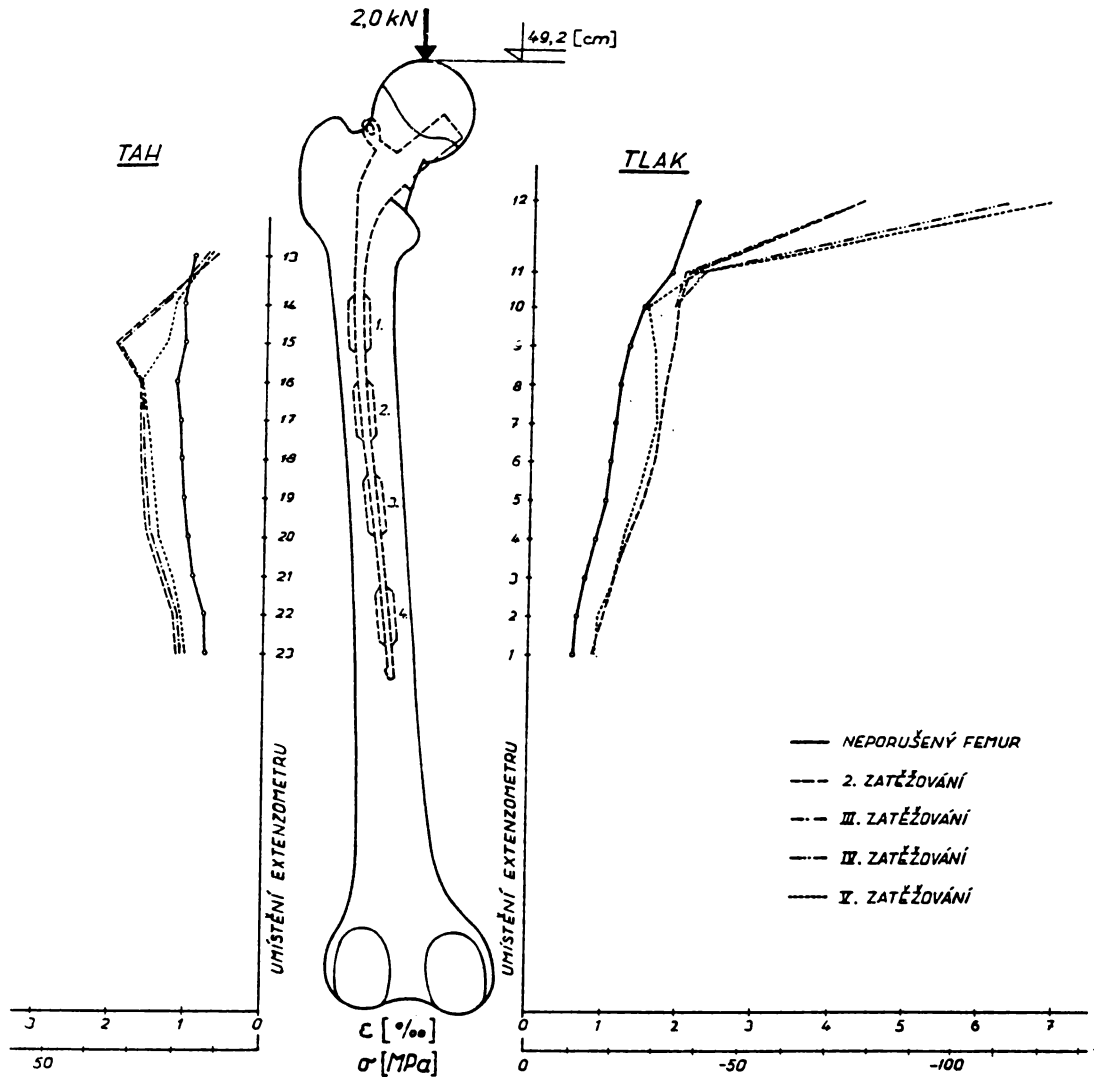
STANOVENÍ NAPJATOSTI ENDOPROTÉZY ILF - PAVLANSKÝ II.GENERACE

Referát se zabývá výzkumem mechanického a biomechanického chování upravené endoprotézy kyčelního kloubu ILF-Pavlanský. Klasická endoprotéza ILF-Pavlanský je prvý u nás vyráběný typ bezcementové endoprotézy s izoelastickým dříkem. Používá se jako cervikokapitální náhrada a její velkou předností je jednoduchost a rychlost aplikace při operaci. Dlouhý dřík endoprotézy o délce 265 mm má obdélníkový průřez a je vyroben z austenitické nerezivějící oceli AKV Ultra 2 s mezí pevnosti $R = 900$ MPa. V druhé fázi autor této endoprotézy /3/, /4/ navrhl úpravu dříku, která má zajistit lepší primární a sekundární fixaci v dřevěném kanálu. Úprava spočívá ve změně průřezu čtyř míst dříku formou keramických válečků o kruhovém průřezu $\varnothing 8,5 - 10,5$ mm a délce 25 mm (obr.2), které jsou umístěny podél tohoto dříku a vytvářejí mechanické podpory. Dřík je pomocí těchto podpor primárně lépe fixován než klasická endoprotéza a sekundární fixace bude uskutečněna kostním vrůstem do volného kanálku, který vznikne při osazování endoprotézy podél dříku mezi keramickými podporami.

Cílem práce bylo zjistit změnu napjatosti na povrchu femuru při kvazistatickém zatěžování, ke které dojde po osazení endoprotézy ve srovnání s neporušeným femurem a zjistit vliv keramických podpor na napjatost dříku náhrady i femuru.

Zatěžování neporušeného femuru a endoprotézy osazené do femuru probíhalo při staticky určitých okrajových podmínkách do velikosti zatěžovací síly 2.000 N na zkušebním stroji Instron 4301. Vypracovaná metoda měření poměrných přetvoření na povrchu femuru je založena na použití extenzometru. V daném případě byl použit extenzometr fy Instron 2620-603, který je kompatibilní se zatěžovacím strojem. Měrná základna extenzometru $l_0 = 10$ mm a maximální prodloužení $\Delta l = \pm 1$ mm. Při vyhodnocení velikosti napětí z naměřených hodnot přetvoření jsme uvažovali kortikální kostní tkáň jako kvazihomogenní materiál s modulem pružnosti $E = 17,6$ GPa. Měření přetvoření na vlastním dříku náhrady se uskutečnila pomocí tenzometrů fy Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH typ 3/120 LY 11. Tenzometry byly napojeny přes prepínač UM 74/20 D fy Hottinger na digitální můstek DA 3417 spojený s tiskárnou Kienzle.

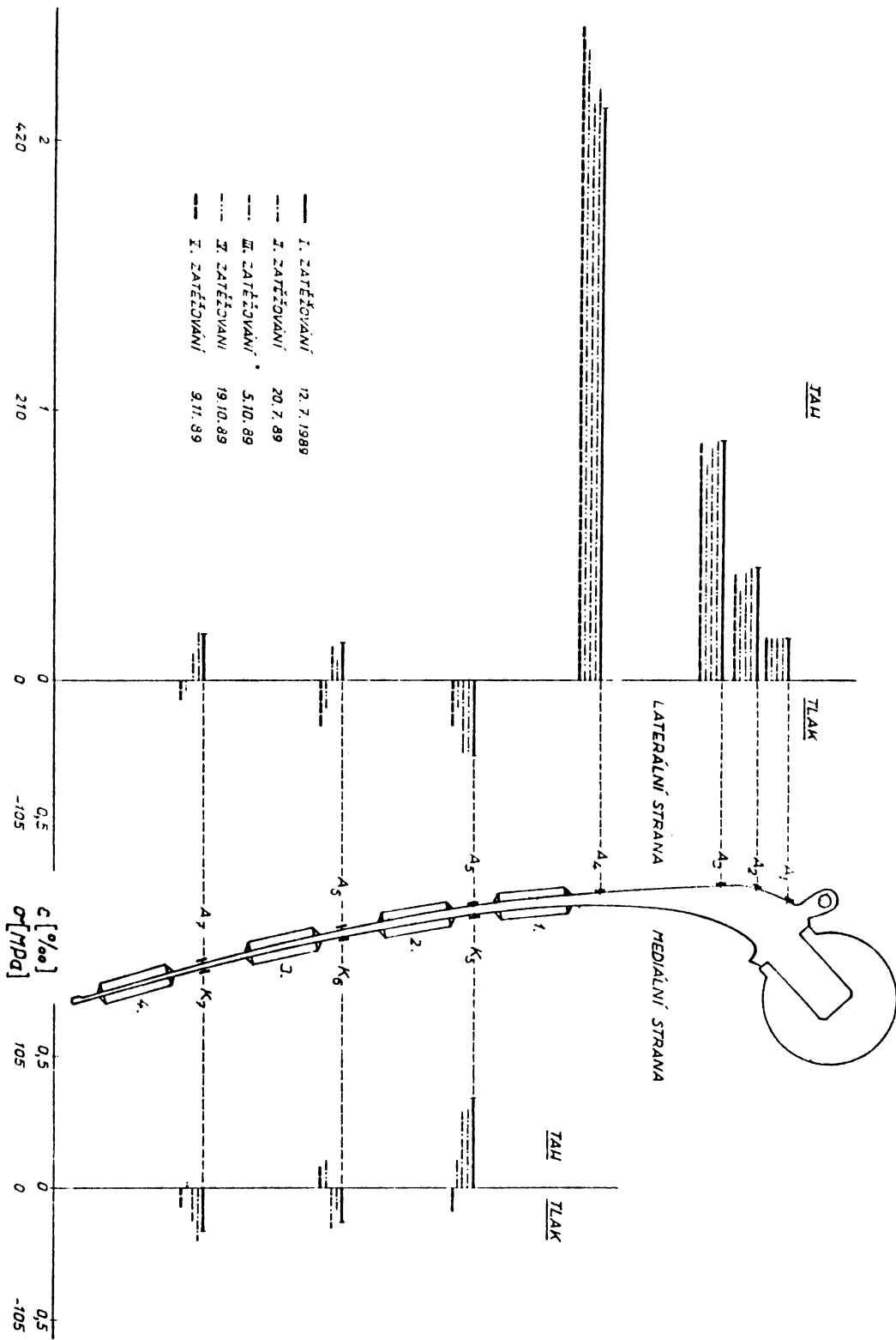
Celkem bylo uskutečněno sedm zatěžovacích stavů : 1.a 2. zatěžovací stav bez tenzometrického měření dříku a I.- V.zatěžovací stav při osazené endoprotéze s nalepenými tenzometry. Při 1.zatěžovacím stavu byla zkoumána napjatost neporušeného femuru, abychom získali základní údaje, které v další etapě sloužily pro srovnání s hodnotami naměřenými na kosti s implantovanou náhradou (obr.1). Pro 2.zatěžování byla do femuru osazena endoprotéza bez nalepených tenzometrů a bylo provedeno měření poměrných přetvoření opět pouze na povrchu femuru. Při I.- V.zatěžování byly měřeny hodnoty přetvoření jak na povrchu femuru, tak na povrchu vlastního dříku (obr.2). Po proměření hodnot všech měřených míst byla vždy před dalším měřením sejmuta jedna podpora směrem od spodního konce, tzn. při II.měření byly na endoprotéze tři horní podpory až k



Obr. 1

V. zatěžování, které bylo realizováno s původní endoprotézou bez podpor.

Osazením endoprotézy se zvětšilo rameno zatěžovací síly vzhledem k ose femuru, což se projevilo vyššími naměřenými hodnotami přetvoření podél celé měřené části kosti na obou stranách. Při zachování geometrie neporušené kosti, tj. pokud by střed kulové hlavice endoprotézy byl shodný se středem hlavice femuru, pak by napětí zjištěné na povrchu kosti ve střední části po implantaci odpovídalo původním hodnotám neporušené kosti [2]. Porovnáme-li oba grafy vynesené na obr. 1 (plná a čárkovaná čára) na základě výše uvedeného konstatování, vidíme, že kostní tkáň pod límecem na mediální straně je zatížena téměř dvojnásobně po osazení endoprotézy. Nelze však mluvit o přetížení, protože při naměřené hodnotě přetvoření $\epsilon = -4,3\%$ nemůže dojít k porušení kostní tkáně. Lze naopak předpokládat, že vlivem remodelace [1] dojde k zhuštění a zesílení kosti. Směrem distálním hodnota přetvoření rychle klesne. Na proximálním konci laterální strany jsou hodnoty přet-



Obt. 2

voření při 2.měření asi poloviční ve srovnání s neporušenou kostí, předpokládáme-li, že obě křivky jsou ve střední části femuru stejné.

Po odstranění tří spodních podpor stoupla výrazně hodnota přetvoření na mediální straně pod límcem (bod 12): z $-4,3\%$ na $-6,28\%$. Odstraněním všech podpor se průběh i hodnoty přetvoření změnily na obou stranách. Na mediální straně pod límcem stoupla hodnota přetvoření až na $-6,83\%$. Na laterální straně nastala také výrazná změna (bod 15) - dřík se opírá o vnitřní kortikális dřeňového kanálu jen lehce.

Přetvoření na povrchu dříku jsme měřili pro pět různých konstrukcí, které se lišily počtem podpor (obr.2). Ve všech případech byla určena nejvyšší hodnota tahového napětí v místě tenzometru A_4 , tedy nejbliže nad místem, kde se dřík opírá o vnitřní kortikális na laterální straně. Protože dle teorie pružnosti prutů je křivost ohybové křivky prutů přímo úměrná ohybovému momentu, můžeme z vynesných hodnot na obr.2 usuzovat na chování dříku při zatěžování. Mezi 1.a 2.podporou dřík vybočuje směrem mediálním, v místě tenzometru A_5 jsme naměřili vždy tlak. Směrem ke konci dříku se průběh napětí a ohybová křivka již liší pro různé konstrukce (obr.2).

Závěrem lze konstatovat, že 3.a 4.podpora mají jen malý vliv na napjatost upraveného dříku (obr.2) a na napjatost na povrchu femuru (obr.1). Změna se projeví až po odstranění 2. podpory. I když je nejvyšší hodnota tahového napětí hluboko pod mezí pevnosti použité oceli a přesto, že endoprotéza je určena jako cervikokapitální náhrada pro biologicky starší lidi s menší fyzickou aktivitou, snížení hladiny napětí o 16% (porovnání I.a V.zatěžování - obr.2) je podstatné, neboť v místě koncentrace tahových napětí mohou vznikat a šířit se únavové trhliny. Také z hlediska biomechanického dochází k příznivějšímu rozložení napětí na stehenní kosti u upravené endoprotézy ve srovnání s klasickým typem.

Seznam literatury: /1/ R.Huiskes, M.Dalstra, R.v.d.Venne, H.Grotenboer, T.J.Slooff - A Hypothesis Concerning the Effect of Implant Rigidity on Adaptive Cortical Bone Remodelling in the Femur. Proc. of 5th Meeting ESB, Berlin, F.R.-Germany, 1986
/2/ J.Jírová, R.Beránek, M.Slavík, M.Karpíšek - Silová interakce dříku náhrady kyčelního kloubu s kostí. Výzkumná zpráva, 1989
/3/ R.Pavlanský, B.Dubský, Z.Mikolášek - Cervikokapitální endoprotéza kyčle s minimálním použitím kostního cementu nebo bez něho. Acta Chir.ortop.Traum.čech.42, č.4, 1975
/4/ R.Pavlanský, P.Machotka, J.Šprindrich, B.Dubský - Dlouhodobé výsledky s cervikokapitální endoprotézou ILF-Pavlanský. Acta Chir.ortop.Traum.čech.49, č.1, 1982

Ing.Jitka Jírová, CSc.-ÚTAM ČSAV, Vyšehradská 49, 128 49 Praha 2
Ing.Jiří Lukas, CSc. - VZLÚ, 199 05 Praha 9-Letňany
Prof.MUDr.Rudolf Pavlanský, CSc.-ortopedická klinika ILF,
180 81 Praha 8 - Bulovka