

POUŽITÍ FOTOELASTICIMETRIE PŘI VYŠETŘOVÁNÍ BIOMECHANICKÉHO CHOVÁNÍ NÁHRAD KYČELNÍHO KLOUBU

Při řešení složitých biomechanických problémů lze s výhodou použít metody fotoelasticimetrie, neboť snadno získáme popis pole napětí s určením míst koncentrací napětí a jejich relativních velikostí.

Pomocí fotoelasticimetrie byl proveden výzkum tří typů endoprotéz kyčelního kloubu, které můžeme rozdělit do dvou skupin :

- rigidní bezcementové endoprotézy
- bezcementové endoprotézy s pružným dříkem.

Obě skupiny endoprotéz se liší konstrukcí dříku a fixací v dřevěném kanálu.

První skupina je osazována tzv. metodou "pressfit", kdy dřík endoprotézy je pevně zaražen do předem předvrtaného dřevěného kanálu. Přenos sil je zajištěn co největší možnou kontaktní plochou mezi dříkem a kostní tkání. Do této skupiny patří dva typy zkoumaných endoprotéz - MOTORLET, výzkum této náhrady byl publikován již dříve /1/, a POLDI (obr.1,2). Dříky těchto totálních náhrad kyčelního kloubu jsou vyrobeny ze slitiny titanu VT 6 a na jejich kónický krček se nasazuje keramická hlavice (Al_2O_3).

Kotvení cervikokapitální endoprotézy s prutovým dříkem (obr.3-5), kterou jsme zařadili do druhé skupiny, je také přímé, bez prostřednictví kostního cementu. Primární fixace je zajištěna pevným vklíněním prutového dříku do vyrašpovaného dřevěného kanálu. Sekundárně je dřík fixován kostním vrůstem mezi pruty dříku. Dřík endoprotézy délky 200 mm je tvořen z pěti prutů \varnothing 4,5 mm, které jsou v horní části pevně spojeny s límcem a na spodním konci jsou vzájemně svařeny. Všechny části endoprotézy jsou vyrobeny z austenitické oceli AKV Ultra 2.

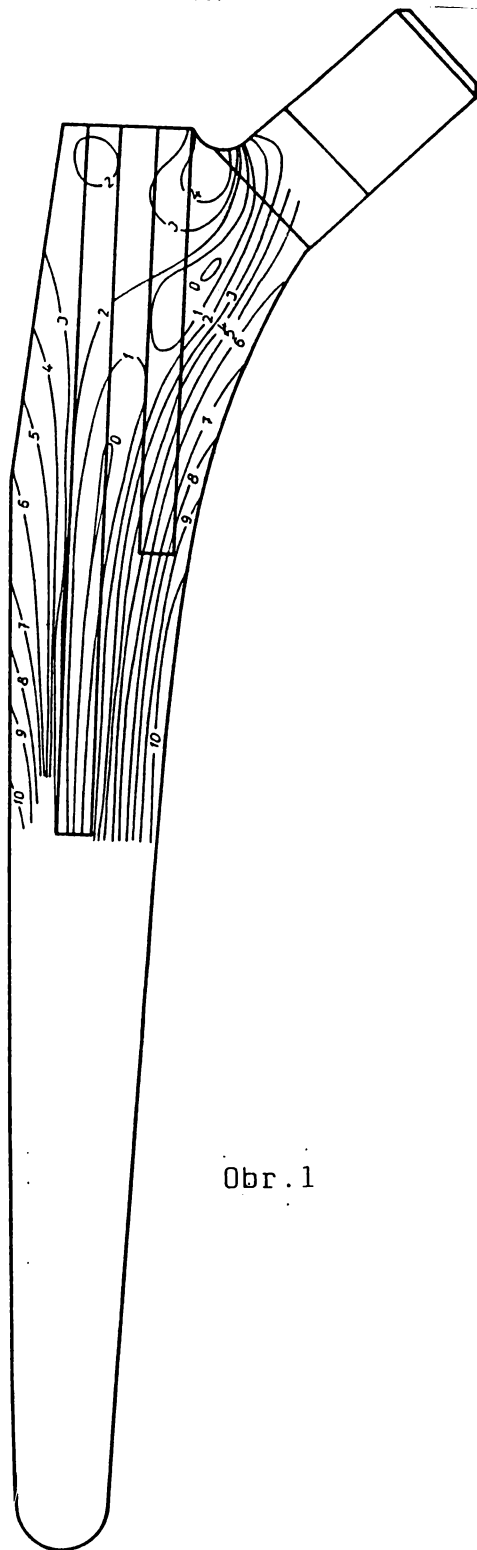
Fotoelasticimetrický model byl v měřítku 1 : 1. V případě titanové endoprotézy byl zhotoven prostorový model z epoxidové pryskyřice s konstantou optické citlivosti $K=13N/mm$. V případě endoprotézy s prutovým dříkem byl vyřezán z desky o tloušťce $t = 10$ mm z materiálu Araldid B fy Tiedemann s konstantou optické citlivosti $K=10,5N/mm$. Rozměr prutů v rovině symetrie rovinného modelu jsme navrhli tak, aby byl zachován poměr tuhostí prostorové konstrukce prutového dříku, tzn. laterální prut byl zhotoven o šířce 4,5 mm a zdvojené pruty střední a mediální o šířce 5,7 mm.

Modely endoprotéz byly postupně pomocí sádry pevně osazeny do otvoru ocelového válce pod úhlem 80° vzhledem ke svislé ose. V obou případech byl dřík vetknut zhruba na polovinu své výšky. To představuje podmínky, které při osazení do femuru simulují úplné uvolnění v horní části. Ve spodní části byl vytvořen kloub pomocí ocelové kuličky vložené mezi dvě ocelové kruhové destičky. V horní části byla síla přenášena přes polyetylenovou kyčelní jamku, což představuje posuvný kloub. Takto uzpůsobené okrajové podmínky tvoří konstrukci staticky

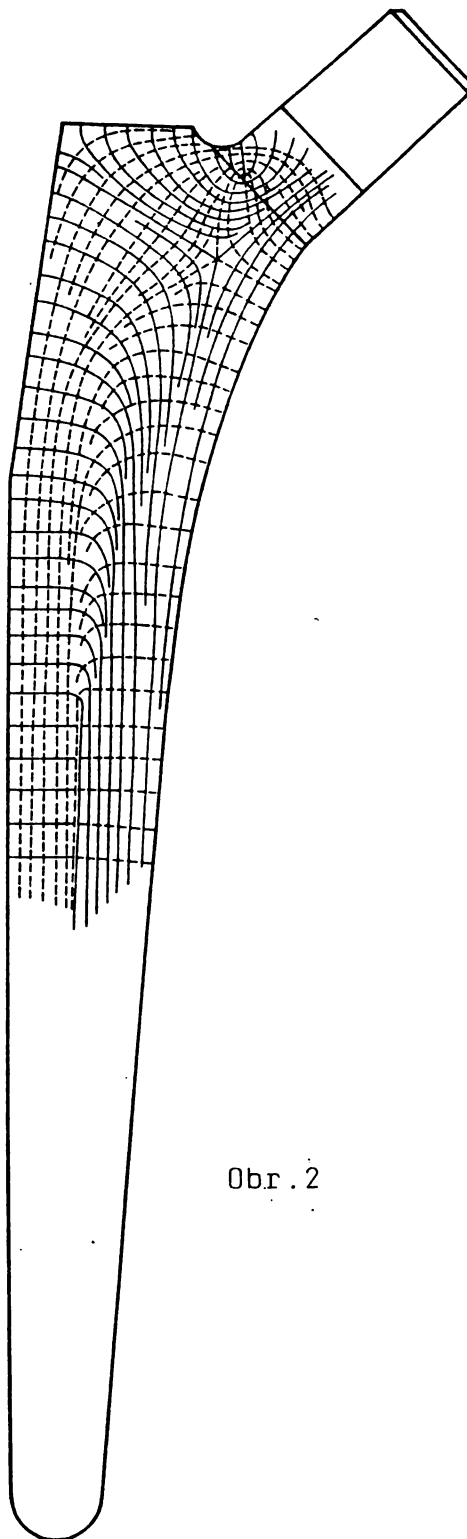
určitou.

Zatěžování bylo realizováno na zkušebním stroji Instron 4301, rigidní endoprotéza do velikosti zatěžovací síly -150N, prutová konstrukce do síly -30N. Pro měření byl použit reflexní polariskop - model 030 fy Vishay.

Z podmínek rovnováhy na volném okraji vyplývá, že hlavní napětí kolmé k okraji je nulové. Proto jsou hodnoty interferenčních pruhů na okraji modelů přímo úměrné velikosti napětí



Obr. 1



Obr. 2

rovnoběžného s okrajem.

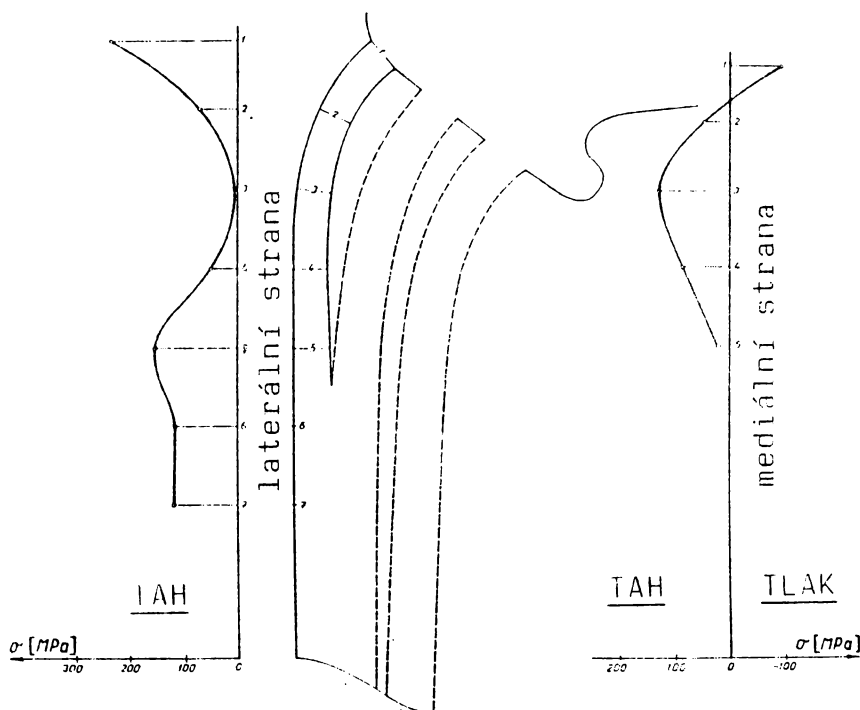
Na obr.1,2 jsou vykresleny izochromaty a izostaty pro rigidní endoprotézu. Z řádu interferenčních pruhů Δ na okraji modelu určíme napětí v modelu σ_M a skutečné napětí σ_S vynásobením modelového napětí poměrem skutečného a modelového zatížení :

$$\sigma_M = \frac{K \cdot \Delta}{2t} \quad , \quad \sigma_S = \frac{5.000}{150} \sigma_M .$$

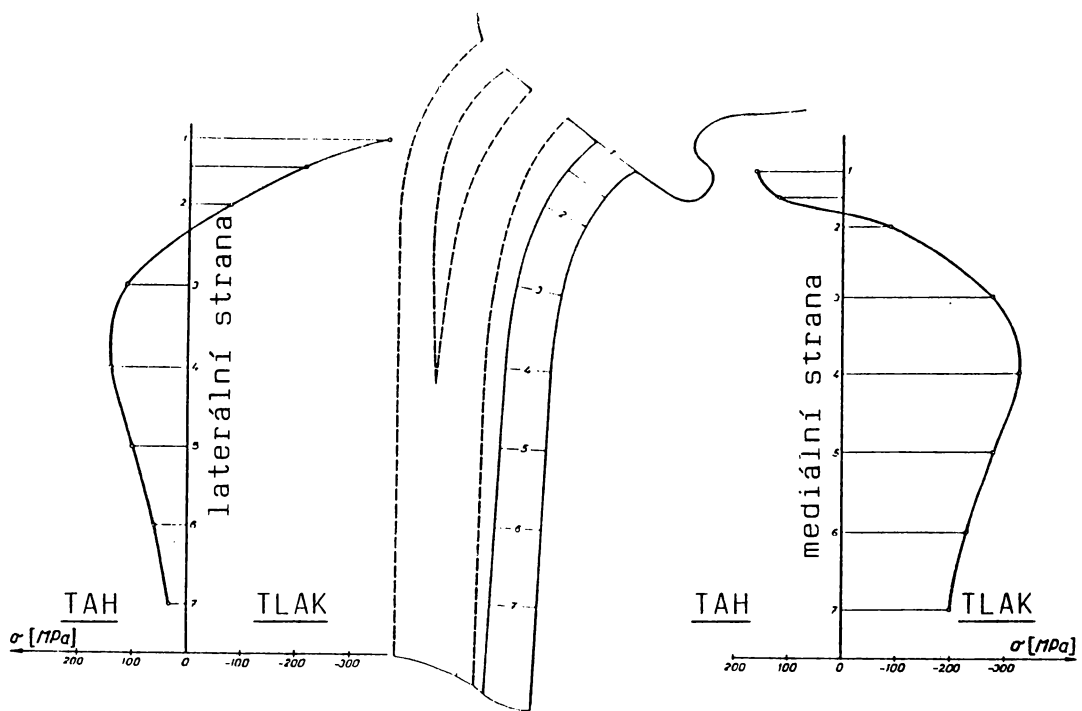
I při velmi nepříznivých okrajových podmínkách srovnáním se skutečností byly zjištěny velmi nízké hodnoty napětí. V horní části jsme naměřili maximální hodnoty napětí při přechodu krčku do dřívku, a to v horní části tahové + 74,7 MPa a v dolní části tlakové - 106,6 MPa. Obě tyto hodnoty jsou hluboko pod mezí pevnosti použité titanové slitiny $R_m = 950$ MPa.

Na obr.3,4,5 jsou vyneseny přepočítané hodnoty napětí pro jednotlivé pruty izoelastické endoprotézy POLDI. V případě této náhrady jsme jako skutečné zatížení uvažovali hodnotu 2.500 N, což je poloviční hodnota než v předchozím případě. Je to maximální hodnota fyziologického zatížení kyčelního kloubu, která se v literatuře uvádí v rozmezí 2,5 až 4 násobku tíhy lidského těla (po odečtení tíhy nohy). A dále jsme vycházeli z hlediska, že tato cervikokapitální náhrada je určena pro biologicky starší pacienty s nižší fyzickou aktivitou.

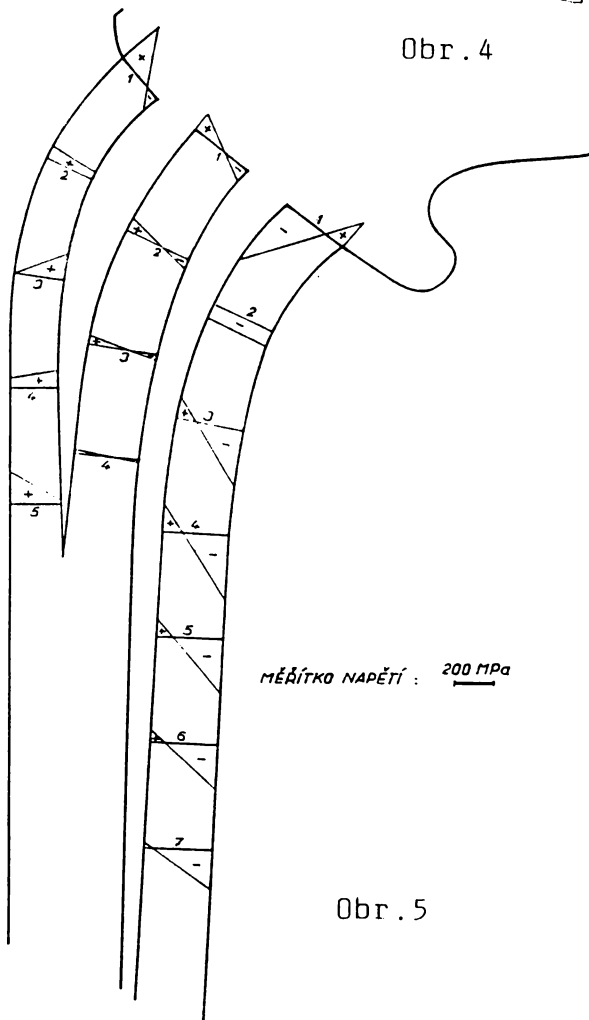
Na obr.3 je vynesen průběh napětí podél laterální a mediální strany laterálního prutu. Z grafu je patrná koncentrace tahových napětí v místě vetknutí tohoto prutu do límce $\sigma = + 219$ MPa, nejvyšší naměřená hodnota tahových napětí u této konstrukce. Dále směrem ke konci dřívku jsme zjistili, že dochází k vybočení tohoto prutu (3.řez). U zdvojeného mediálního prutu (obr.4) je zřejmé vetknutí tohoto prutu do límce - na mediální straně je namáhán v horní části tahem, na laterální tlakem. Ve střední části je situace dle předpokladu



Obr. 3



Obr. 4



Obr. 5

opačná - mediální strana je tlačaná, laterální tažená. Nejvyšší tlakové napětí jsme určili na laterální straně tohoto prutu $\sigma = - 359$ MPa. Závěrem lze konstatovat, že obě uvedené hodnoty jsou pod mezí pevnosti použité oceli $R_m = 900$ MPa.

Seznam literatury:

/1/ J.Jírová, J.Kratěna, F.Bartoš - Experimentální výzkum endoprotézy kyčelního kloubu MOTORLET. Sborník 27.konference EAN '89

Ing. Jitka Jírová, CSc. - ÚTAM ČSAV, Vyšehradská 49, 128 49 Praha 2
 Ing. Jindřich Kratěna, CSc. - " -
 RNDr. Frant. Kolář - ÚGG ČSAV, V Holešovičkách 41, 180 00 Praha 8