

Ing.Miloš M i l l b a u e r, CSc.

Doc.Ing.Miroslav P e t r t ý l, CSc.

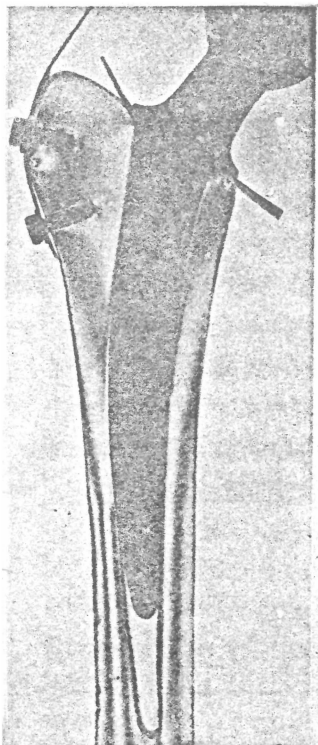
fakulta stavební ČVUT v Praze

MEZNÍ SKLON KRČKU KYČELNÍCH ENDOPROTÉZ Z HLEDISKA MAXIMÁLNÍ NAPJATOSTI FEMURU

U mnohých osob (zejména žen) dochází v šestém až osmém deceniu života k poklesu pevnosti kostní struktury. Poruchy se obvykle objevují v nejvíce namáhaných lokalitách, jako na příklad v horních partiích femuru. V takových případech je nutné přistoupit k chirurgickému výkonu, provést resekci, vyjmout zlomenou horní část femuru a vetknout do resekované diafýzy nový nosný prvek - kyčelní endoprotézu. Cílem daného úkolu bylo sledovat vliv variací sklonu krčků kyčelních endoprotéz na celkovou napjatost femuru a extrémní tlaková napětí v kosti pod přírubou endoprotézy.

Základní sklon krčku endoprotézy je určen úhlem 150° mezi podélnou osou stehenní kosti, resp. podélnou osou dříku endoprotézy a osou jejího krčku. V dalších dvou variantách byly uvažovány úhly 160° a 140° , které lze považovat za případy extrémní. Abychom i pro tyto případy mohli porovnat napjatost stehenní kosti s napjatostí endoprotézy při základním postavení, ponecháme tvar horního konce stehenní kosti a příruby endoprotézy beze změny a měníme pouze sklon krčku. Při návrhu modelu, pro dodržení modelové podobnosti, bylo nutné zachovat prostorovou tuhost stehenní kosti, uvažovat funkci hyžďového svalu a přihlédnout k poměrům sku-

tečných modulů pružnosti. Model z umělé hmoty byl ve střední části vyfrézován s výřezem pro vložení endoprotézy. Ke střední části byly z obou stran přilepeny destičky o tloušťce 0,2 cm z téhož materiálu a tvarově shodné s profilem upravené stehenní kosti pro zavedení endoprotézy. Do takto zhotoveného modelu stehenní kosti byl zasunut model endoprotézy z tvrdého dřeva. Dosedání modelu endoprotézy na model stehenní kosti bylo provedeno prostřednictvím tenké gumové vložky, která nahrazovala tmel.

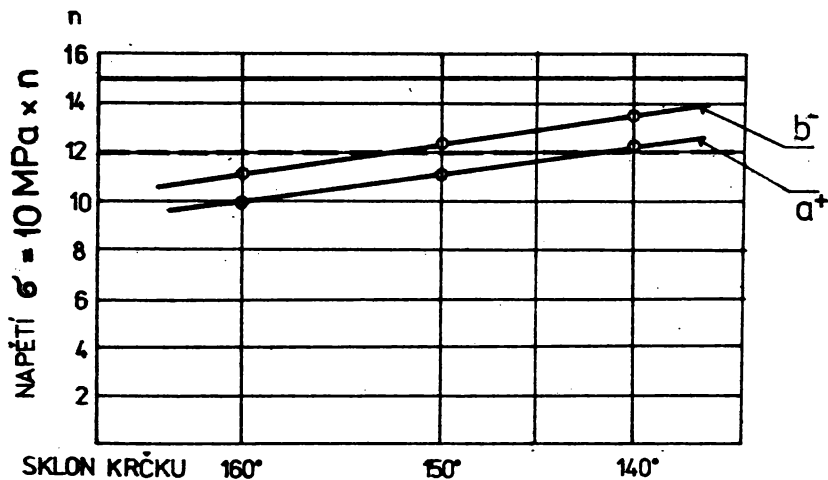


Obr.1. Uspořádání modelu

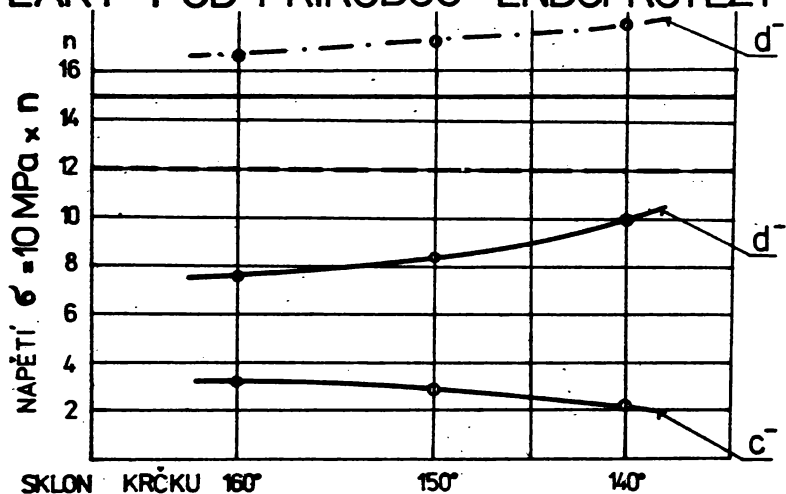
Zatížení hlavice modelu endoprotézy a tím i stehenní kosti bylo realizováno dřevěným modelem části pánve, která je s modelem stehenní kosti spojena ocelovým páskem nahrazujícím funkci hyžďového svalů. V ose pánve působí aktivní zatížení modelující tíhu horní části těla při chůzi. Pro analýzu napjatosti se staly rozhodující obrazy izochromat a jejich maximální hodnoty-relativního dvojzlomu. Průběhy maximálních napětí při změně sklonu krčku endoprotézy jsou patrné z diagramů na následující straně.

U horního diagramu je uveden průběh ohybových napětí, u

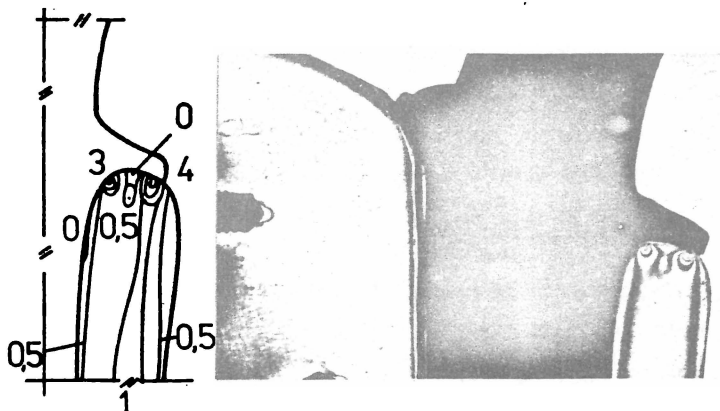
NAPĚTÍ STEHENNÍ KOSTI



TLAKY POD PŘÍRUBOU ENDOPROTÉZY



u dolního diagramu průběh tlakových napětí pod přírubou. Pořadnice vodorovné čáry čárkované stanovuje průměrnou hodnotu pevnosti kompaktní kosti v tahu ($10\ 000\ \text{Ncm}^{-2}$) a plná čára průměrnou hodnotu pevnosti v tlaku ($15\ 000\ \text{Ncm}^{-2}$). Z průběhů napětí je zřejmé, že zmenšením sklonu krčku (tj. zmenšením úhlu mezi osou endoprotézy a osou krčku) se zvětšuje ohybové napětí stehenní kosti. Při úhlu 140° pak tahové napětí dosahuje hodnoty pevnosti kosti.



Obr.2. Napjatostní poměry lokalitách pod přírubou

Tlaky pod přírubou endoprotézy se zmenšováním úhlu v levé lokalitě snižují a v pravé lokalitě zvětšují. Jejich hodnoty leží hluboko pod dovoleným namáháním kosti v tlaku. Je třeba zdůraznit, že nemají nepříznivý vliv na místní napjatost, pokud je endoprotéza uložena do kosti prostřednictvím cementu a vytváří-li tak kompaktní celek.

Z experimentální analýzy napjatosti kosti pod okrajem resekované diafýzy lze doporučit i m l a n t a c e e n d o p r o t é z se strmějšími krčky, s úhly většími než 145° .