

KOMPOZITNÍ ANATOMICKÁ NÁHRADA KYČELNÍHO KLOUBU

Doc. Ing. Miroslav Petrtýl, CSc.

Rozvoj umělých náhrad nejrůznějších částí lidského organismu se v posledních letech ukazuje jako plně opodstatněný. Jejich aplikace v lidském organismu přináší velké většině pacientů uzdravení a současně i celkové ozdravení. Ne však každý organismus "rád" přijímá cizí a umělé prvky. Některé implantáty však většinou dokáže přijmout bez velkých obtíží. Mezi ně patří i umělé kyčelní endoprotézy.

Současný vývoj aplikace kyčelních endoprotéz jde v podstatě dvěma hlavními směry:

- I. používání izoelastických endoprotéz bez použití cementu, spočívající ve vytvoření umělé náhrady, která bude mít mechanické vlastnosti blízké mechanickým vlastnostem kosti;
- II. používání rigidních kyčelních endoprotéz zacementovaných v dutině femuru, které vytvoří tuhý celek v metafýze femuru.

Předmětem experimentálního výzkumu byla izoelastická kyčelní endoprotéza skládající se ze dvou hlavních konstrukčních částí, kterými je tělo endoprotézy a dvoudílný, případně vícedílný plášť. Tělo endoprotézy je tvořeno hlavou s přírubou a kónickým dříkem. Plášť vytvářejí dvě (ev. více) kónické podélné lamely. Po osazení obou částí pláště do dutiny resekované diafýzy se do ní vloží dřík endoprotézy a citlivě dorazí tak, aby příruba hlavy endoprotézy dosedla na okraj límce pláště. V důsledku klínového účinku dříku endoprotézy dojde k rozevření a k příčnému posunu dvoudílného pláště a k jeho dosednutí na pevnou kost. Tím, že kost brání příčným pohybům rozevírajícího se pláště, dochází k vyvození příčného předpětí, které trvale zamezuje pohyb dříku v dutině femuru. Důsledkem příčného předpětí dochází i k příznivějšímu rozdělení napjatosti v kompaktní kosti. Silové toky z hlavy endoprotézy nepřejímá

pouze okraj resekované metafýzy, nýbrž i rozsáhlá oblast femuru po délce dotyku pláště implantátu s kostí. V případě lokálně nerovného vnitřního povrchu kosti je třeba jej upravit do mírně kónického tvaru, aniž by se kost odstranila radikálně do větší hloubky, jak tomu bylo ve většině případů dosud.

Předností popsaného typu nového implantátu je zajištění trvalého dotyku endoprotézy s kostí, zamezení migrace dřívku a snížení únavy materiálu, jakož i vznik lomů dřívku. Tím se pravděpodobnost reoperací výrazně snižuje.

Model kompozitní endoprotézy byl zhotoven v měřítku 5 : 4, tj. větší, aby bylo možné přesněji zjistit průběhy izochromat. Jádrem bylo vyrobeno z epoxydové pryskyřice o optické citlivosti $K = 130 \text{ N/cm}$ a modulu pružnosti $E = 4\,000 \text{ MPa}$. Plášťové lamely byly modelovány plastem o modulu pružnosti $E = 52 \text{ MPa}$, kompaktní kost epoxydovou pryskyřicí o modulu pružnosti $E = 260 \text{ MPa}$. Tak byl zachován poměr mezi moduly pružnosti jádra implantátu z chromniklové austenitické oceli, plastem na dřívku (skutečného implantátu) a živou kostí. Pro učinění si představy o rozložení napjatosti, zvolili jsme celkem tři zatěžovací stavy. U prvního zatěžovacího stavu jsme modelovali silový účinek tíhy pacienta tak, aby paprsek výslednice procházel středy kyčelního a kolenního kloubu. V této poloze se silově výrazně vliv hyžďového svalu neuplatňuje. Největších hodnot nabývá při excentricitě výslednice tíhy člověka, vzhledem ke kyčelnímu kloubu. U druhého a třetího případu byla uvažována excentricita paprsku výslednice tíhy pacienta. Moment od účinku této síly vzhledem ke středu kyčelního kloubu musí být, za zjednodušujících předpokladů, v rovnováze s momentem od síly v hyžďovém svalu ke středu kyčelního kloubu.

Z fotoelasticimetrické analýzy pružné kyčelní endoprotézy lze učinit tyto závěry:

1. Jádru kyčelní endoprotézy je namáháno převážně kombinací ohybu a tlaku. Velikost tangenciálních napětí od účinku vodorovné síly (složky výslednice) lze zanedbat. Normálové tlakové napětí, v důsledku klínového účinku, přechází do pláště a odtud do kompakty. Typické namáhání na ohyb je zřejmé ze souběžných linií izochromat u všech zatěžovacích stavů. Liniový průběh ve směru střednice dřívku implantátu naznačuje i spojitost frontálního přechodu napjatostního toku do pláště a dále pak do kompakty.
2. Nejnamáhavější oblastí implantátu je lokalita oblouku střednice, umístěná asi 5 cm od rubu příruby endoprotézy.
3. Z rozložení izochromatických křivek je patrné, že plášťové lamely velmi příznivě přenášejí silové toky do kompaktní kosti.
4. Účinek hyžďového svalu přispívá k přírůstku namáhání endoprotézy na ohyb. Účinek hyžďového svalu nelze však v praxi eliminovat, protože má také funkci motorickou a stabilizační.
5. Klínový účinek zajišťuje spojitě rozvětvení plášťových lamel z plastu a jejich pulsující efekt na vnitřní stěny dutiny femuru při chůzi pacientů.
6. Optimální tvar nového implantátu vytvořil s metafýzou femuru spojitý kompaktní pružný ocelek, zaručující přechody napěťových toků.

Literatura:

- 1) Petrtyl-Kocian-Pavlaný: "EXPERIMENTÁLNÍ ANALÝZA KOMP-
POZITNÍ IZOELASTICKÉ KYČELNÍ ENDOPROTÉZY",
správa výzk.úkolů III-2-2/04,KSM 69/82
- 2) Petrtyl-Pavlaný: "KYČELNÍ ENDOPROTÉZA" -autoraké
osvědčení č. 224 874
- 3) Pavlaný-Petrtyl: "KYČELNÍ ENDOPROTÉZA" -autoraké
osvědčení č. 222 919