

INFLUENCE OF BIOPHYSICAL INTERFACE ON STABILITY OF IMPLANT STEM

A. Jíra*, M. Petrtýl*

Summary: *At the present-day, the stiff rigid hip replacements are most used, that having life durability about 7-15 years in a femur cavity. Relatively short time of implants functionality results, namely at young patients, to reoperation and related complication. One of the main reasons leading to the reoperation is a high flexural rigidity of implant stems and distinctive differences of properties between the implant material and live tissue. General aim of the biomechanics and the clinical specialist is to design such implant, which will exhibit long time stability in a femur cavity and full toleration by environmental live tissue.*

1. Úvod

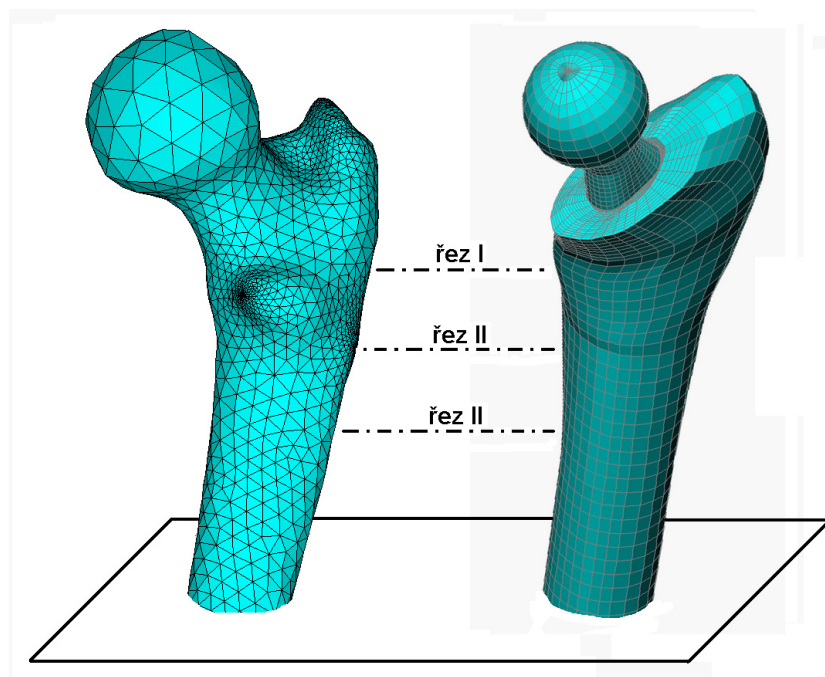
Velký rozdíl materiálových a mechanických vlastností dříku kyčelního implantátu oproti kostní tkáni způsobuje, po zavedení implantátu do dutiny femuru, výrazné zvýšení ohybové tuhosti systému kost-implantát a tím přispívá k změně rozložení polí napětí ve stěnách diafýzy femuru. Změna distribucí těchto napětí, oproti jejich přirozenému (fyziologickému) rozložení, může nastartovat nežádoucí resorpci kostní tkáně postupně vedoucí až k reoperaci. Dlouhodobé stability implantátu v dutině femuru se snažíme dosáhnout použitím dříků s materiálovými vlastnostmi velmi blízkými materiálovým vlastnostem okolní kostní tkáně. Toho se dá dosáhnout použitím kompozitního materiálu na bázi cykloolefinu (COC) a skleněných nebo uhlíkových armujících vláken s gradientem elastických vlastností (GEP), tj. splynulým přechodem modulu pružnosti až na úroveň modulu pružnosti kompaktní kosti. Snížením ohybové tuhosti dříku implantátu zabráníme vzniku koncentrací napětí v dříku implantátu (tzv. štítový efekt) a napěťová pole plynule přejdou do diafýzy femuru po celé délce dříku (v závislosti na „dokonalosti“ uchycení implantátu v dutině femuru). Stabilitu implantátu lze velmi výrazně zvýšit zajištěním biologických vazeb na rozhraní povrchu implantátu a kortikalis. Obvykle vznikající kolagenní enkapsuli propojíme s povrchem implantátu prostřednictvím fyzikálních (meziatomových) vazeb se dříve plasmaticky modifikovaným povrchem dříku implantátu.

* Ing. Aleš Jíra, Prof. Ing. Miroslav Petrtýl, DrSc.: ČVUT v Praze, Fakulta stavební – katedra mechaniky; Thákurova 7; 166 29 Praha 6; tel.: +420 224 353 723, fax: +420 224 310 775; e-mail: ales.jira@fsv.cvut.cz

2. Numerické modelování

Ve zdravém femuru (bez implantace) se napětí a deformace pohybují ve fyziologicky přirozených hodnotách, které přirozeně regulují remodelaci kostní tkáně v rozsahu každého fyziologicky normálního limitního cyklu. Zajišťují tak rovnováhu (stabilitní) celého systému. Je-li do dutiny femuru zaveden implantát, dojde k narušení fyziologicky rovnovážného přenosu sil a momentů. Napjatostní pole ve stěnách diafýzy se nedistribují. Implantát který má modul pružnosti mnohem větší než modul pružnosti kortikalis, působí po zavedení do dutiny femuru jako „napětíový štít“. K vytvoření nového typu implantátu jehož vlastnosti se budou co nejvíce blížit materiálovým vlastnostem kostní tkáně, se nabízí použití nových kompozitních materiálů s vhodně poskládanými laminami, tj. s plynulým přechodem modulu pružnosti až na úroveň modulu pružnosti kompaktní kosti. Těchto podmínek se dá dosáhnout návrhem sendvičového kompozitu s matricí z COC a s armující složkou tvořenou uhlíkovými nebo skleněnými vlákny.

Porovnávání šíření napětí stěnami kortikalis bylo provedeno na třech základních modelech jenž simulovaly: zdravou kost, femur s rigidním implantátem a femur s kompozitním implantátem (Obr.1).



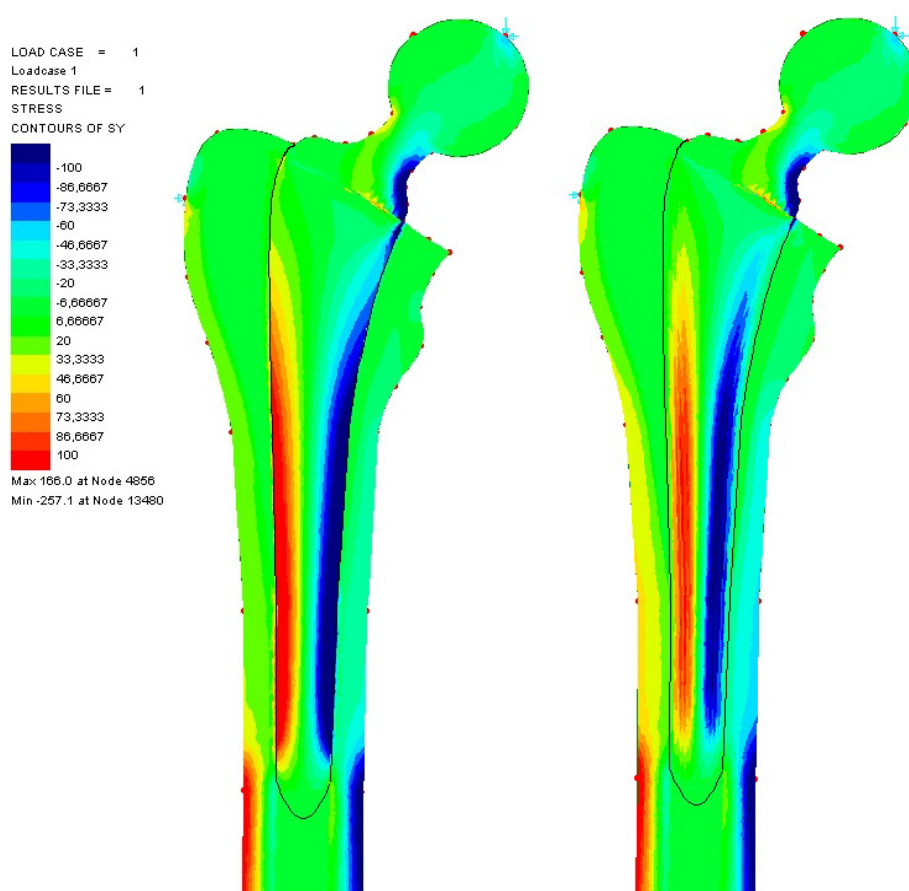
Obr. 1 MKP model zdravého femuru a femuru s osazeným implantátem

Jednotlivé varianty s implantátem byly posuzovány s ohledem na vazebné tuhosti mezi dříkem implantátu a okolní kostní tkání. Jako dominantní napětí se ukázala normálová napětí σ_y (ve směru osy diafýzy femuru), která byla zjišťována je jednotlivých segmentech diafýzy a vyhodnocována v transverzálních řezech.

3. Mechanická analýza

Redukcí modulů pružnosti až na srovnatelnou hranici s modulem pružnosti kompaktní kosti, dojde k snížení efektu „napětíového štítu“. Extrémní napětí se přenesou z rozhraní mezi implantátem a kostní tkání (jak je tomu u rigidních implantátů) do 1-2 vnitřní (centrální)

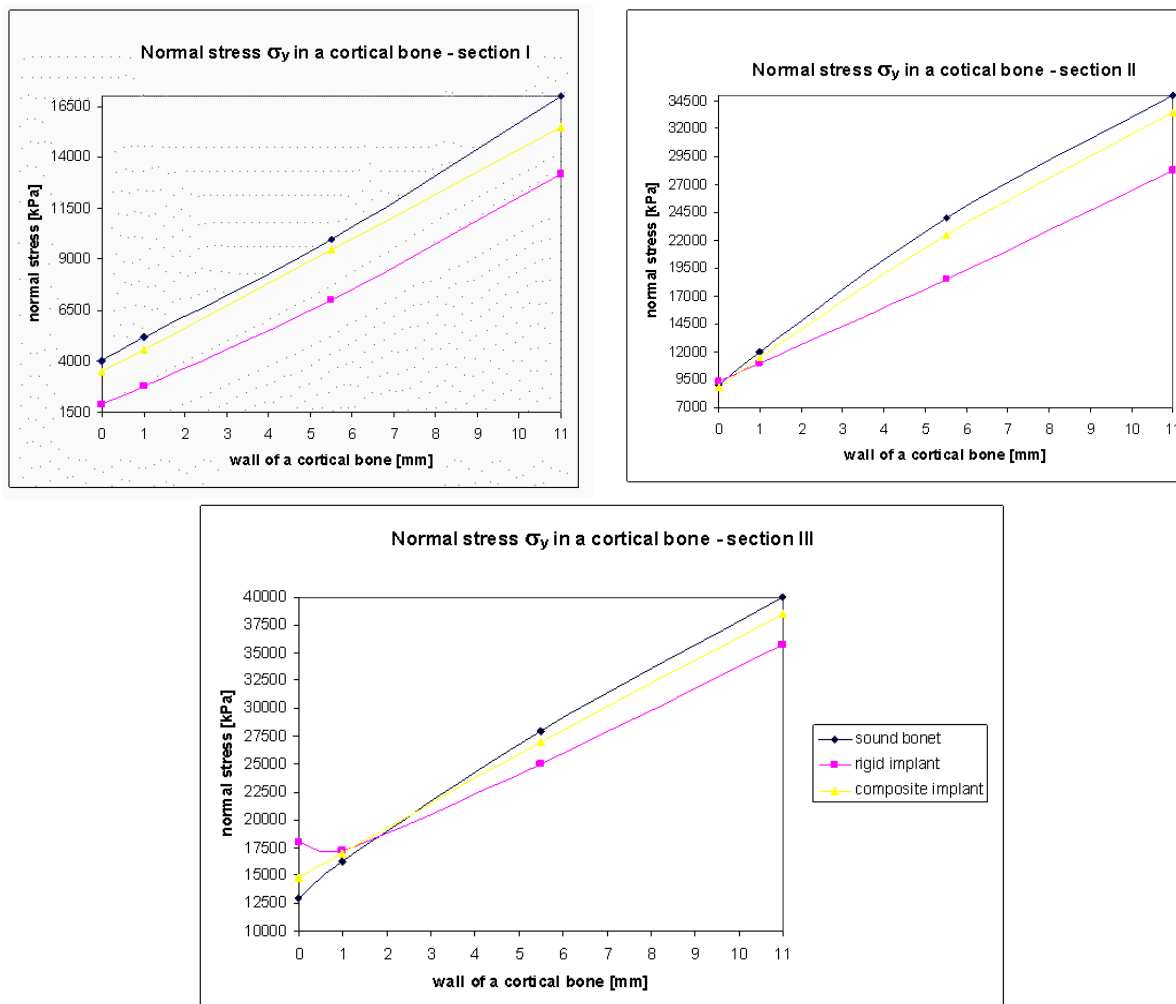
mediální lamely kompozitu (Obr. 2). Při aplikaci kompozitního implantátu s GEP (majícím ohybový modul pružnosti povrchových lamel blízký ohybovému modulu pružnosti kompaktní kosti), je poté dosaženo plynulého přechodu normálového napětí σ_y z dříku implantátu do kostní tkáně. Na rozhraní mezi živou tkání a neživým implantátem je dosaženo stejných hodnot napětí a stejných poměrných deformací jak v implantátu tak v kortikalis. Průběhy normálových napětí ve stěně kortikalis s kompozitním implantátem jsou téměř identické s normálovými napětími u zdravé kosti (bez implantátu) a přenos těchto napětí z kompozitního dříku implantátu do kostní tkáně probíhá téměř po celé délce dříku implantátu. Oproti tomu u rigidního implantátu dochází k největším přenosům zatížení v dolní polovině dříku a na samotném konci implantátu dochází k lokálním koncentracím napětí.



Obr. 2 Porovnání průběhu napětí σ_y u modelů s rigidním implantátem (vlevo) a kompozitním implantátem s GEP (vpravo)

- je-li implantát tuze spojen s kotí ve své spodní třetině, zatímco horní dvě třetiny jsou ke kosti přichyceny pouze tenkou vrstvou kolagenu, dojde k velké koncentraci napětí ve spodní třetině implantátu a následnému přenosu do kosti. Zároveň dochází ke koncentraci normálového napětí σ_y v laterálním i mediálním směru v úrovni těsně pod malým trochanterem
- je-li implantát tuze spojen s kostí ve své horní třetině, dochází k přenosům napětí σ_y již v proximální části implantátu a koncentrace těchto napětí v implantátu jsou nižší než v předchozím případě. Naopak napětí přenesené do kosti je větší, ale nedochází k tak velké lokální koncentraci σ_y těsně pod úrovní malého trochanteru

- v případě, že je implantát spojen s kostí po celé délce dřívku, dochází k pozvolnému přenosu napětí z implantátu do kosti bez vzniku lokálních koncentrací napětí σ_y jako v předchozích dvou případech

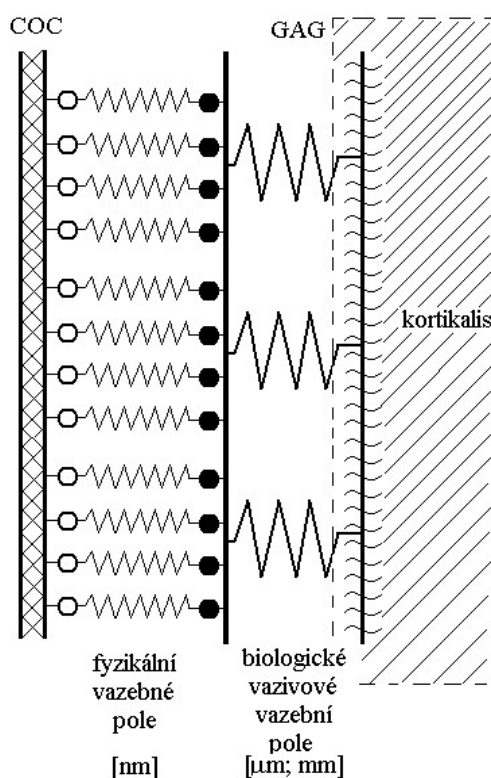


Obr. 3 Průběh napětí σ_y ve stěně kortikalis v jednotlivých řezech

4. Biologická analýza

Použitím plasmaticky modifikovaného povrchu COC atomy dusíku (resp. atomy kyslíku) a vznikem kovalentních vazeb a vodíkových můstků, bylo dosaženo velmi silného fyzikálního propojení živé vazivové tkáně s neživým polymerem. Silné fyzikální spojení je ovlivněno rovnoměrným rozložením kolagenové vrstvy, která se vytvoří na povrchu plasmaticky modifikovaného polymeru. Zatímco u nemodifikovaného povrchu COC dochází k nerovnoměrnému provázání kolagenních vláken a povrchu neživé komponenty. S ohledem na provázanost pojivové vazivové tkáně s kortikalis je možné i v širších souvislostech dosáhnout propojení kortikalis s modifikovaným povrchem polymeru (COC).

Základní podmínka pro vytvoření vazebních polí mezi kompozitním implantátem na bázi cykloolefinu a kortikalis je vznik orientované vazivové tkáně, která je z jedné strany připojena pomocí kovalentních vazeb a vodíkových můstků (fyzikální vazba) k polymerové matici kompozitu a na druhé straně je připojena biologickým vazebným polem ke kortikalis (Obr. 4). Na rozhraní mezi kompozitem a kortikalis dochází k *distanční osteogenezi* a nová kortikalis se tak formuje na povrchu staré kosti a obklopuje matici kompozitního implantátu. Nově vzniklá kolagenní vlákna pojivové tkáně se shodně orientují do směru hlavních napětí a prokazují tak platnost principu funkční a strukturální adaptace živé tkáně na vynucené mechanické/biomechanické účinky.



Obr. 4 Vazivové spojení neživé matrice polymeru s živou kostní tkání

5. Závěr

- Aplikace rigidních kyčelních implantátů řádově zvyšuje ohybovou tuhost biomechanické soustavy „femur-dřík“ a ve svých následcích přispívá ke snížení fyziologicky přirozených deformací. Tato skutečnost po uplynutí limitního cyklu remodelace kostní tkáně může (v některých případech) přispět ke snížení stability dříku v dutině femuru.
- Eliminaci „štítového efektu“ rigidních implantátů lze uskutečnit použitím kompozitního dříku s gradientem elastických vlastností (GEP).
- Aplikacemi dříků s GEP se pole deformací ve stěnách femuru přibližují deformacím zdravé diafyzární kosti..

- Stabilitu umělé náhrady lze výrazně zvýšit vznikem fyzikálních vazeb pojivové vazivové tkáně s povrchovou vrstvou kompozitního implantátu (a to na rozhraní implantátu a kortikalis).

6. Poděkování

Tato práce vznikla za laskavé podpory grantu CTU0501411 a grantu GAČR č. 106/06/0761

7. Literatura

- Bilezikian J.P., Raisz L.G., Rodan G.A. (2002) Principles of Bone Biology, *Academic Press, San Diego*
- Malchau P., Herberts P., Soderman A. (2001) Prognosis of Total Hip Replacement, in *Congress AAOS, USA*
- Petrtyl M, Jíra A, (2004) Hip Replacements with the Gradient of Elastic Properties – How to Eliminate a Shield Effect of Rigid Replacements, in *Biomechanics of Man 2004 – Plzeň*, pp. 79
- Petrtyl M., Jíra A., Danešová J., (2004) Composite Stems of Hip Replacements with the Gradient of Elastic Properties (GEP), in *International Journal of Health Care Engineering*, pp. 160-162
- Petrtyl M., Jíra A., Danešová J., Kruliš Z., Horák Z., (2004) Cycloolefine Copolymers with Collagen Mediators, in *Polymeric materials, Halle*, pp. 11
- Tencer A. F., Johnson K. D. (1994) Biomechanics in Orthopedic Trauma, in *Bone fracture and fixation, USA*