

INFLUENCE OF MECHANICAL LOADING ON THE RISE AND DEVELOPMENT OF OSTEOARTHRISIS IN THE HIP JOINT

Z. Horák*, M. Sochor*

Summary: *Osteoarthritis (OA) is a very serious hip joint disease, which is due to some of chemical, mechanical and genic reasons. One of OA frequent reasons is an excessive mechanical loading of articular cartilage. Geometrical shape and mainly a mode of loading cause different stress and contact pressure magnitude and distribution in the hip joint. This paper specified contact stress and pressure distributions in the hip joint. Further, influence of changes in the loading modes and magnitudes on the contact pressure and stress distributions in the hip joint was evaluated.*

1. Úvod

Osteoartróza (OA) je závažné onemocnění, které postihuje převážně starší populaci. Je to onemocnění které degenerativně mění strukturu kloubní chrupavky a subchondrální kosti. Závažné poškození zdraví způsobené OA představuje nejen zdravotní ale i významný sociální a ekonomický problém. Preventivní přístup k onemocnění OA by přispěl k včasné diagnóze a následné léčbě tohoto onemocnění. Ukazuje se, že jedním z významných faktorů ovlivňujících vznik a vývoj OA v kyčelním kloubu je velikost a hlavně způsob jeho zatížení. Namáhání kloubní chrupavky, je v průběhu chůze cyklické. Tento způsob je pro kloubní chrupavku výhodný nejen z mechanického hlediska, ale i z hlediska jejího vyživování. Kloubní chrupavka je vyživována synoviální tekutinou kterou do sebe „nasává“ při odlehčení a při zatížení „vypuzuje“. Narušením tohoto fyziologického stavu změnou způsobu zatížení, (tj. trvalým stlačením chrupavky) dochází k lokálnímu mechanickému přetížení kloubní chrupavky a k jejímu primárnímu poškození. V této oblasti neprobíhá fyziologické vyživování tkáně chrupavky a v důsledku toho, je tato tkáň nevratně poškozena. Primární degenerativní oblast (PDO) se nejčastěji (60%) objevuje na vrcholu hlavice femuru. V místě PDO dochází vlivem mechanického zatížení ke zvýšené koncentraci napětí a deformaci kloubní chrupavky, která je tak opět přetěžována a dochází k její sekundární degeneraci a zvětšení poškozené oblasti. Lidský organismus se snaží tento nepříznivý stav korigovat změnou své lokomoce, tím ovšem dochází k další nepříznivé koncentraci mechanického zatížení do stále menší oblasti chrupavkové tkáně která je tak opět přetěžována. Tento stále se rozvíjející cyklus: přetížení – změna lokomoce – přetížení (PZP) je jedním z hlavních faktorů ovlivňujících vznik a vývoj OA kyčelního kloubu. Tato práce je proto zaměřena na provedení

* Ing. Zdeněk Horák, Doc. Ing. Miroslav Sochor, CSc.: Laboratoř biomechaniky člověka, Fakulta strojní, ČVUT v Praze; Technická 4; 166 07 Praha 6; tel.: + 420 224 352 527, fax.: + 420 233 322 482; e-mail: horakz@biomed.fsfd.cvut.cz

napětově deformační analýzy kyčelního kloubu a posouzení vlivu změny způsobu zatížení kloubu v průběhu chůze. Dále na stanovení významných faktorů ovlivňujících vznik a vývoj OA v závislosti na cyklu PZP popsaného výše.

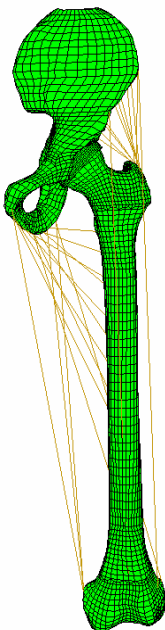
2. Metoda

K provedení napětově deformační analýzy 3D modelu kyčelního kloubu byla použita metoda konečných prvků (MKP). Tato kontaktní úloha byla řešena ve výpočtovém programu ABAQUS 6.3. Pomocí souboru CT snímků byl vytvořen 3D geometrický model kyčelního kloubu. Celý tento model byl vysíťován 6-ti stěnnými elementy a to pomocí programu TrueGrid[®] viz. Obr.1. Femur byl modelován ze dvou materiálů, z kompaktní a spongiózní kostní tkáně. Oba materiály byly uvažovány jako isotropní, homogenní a elastické. Kompakta

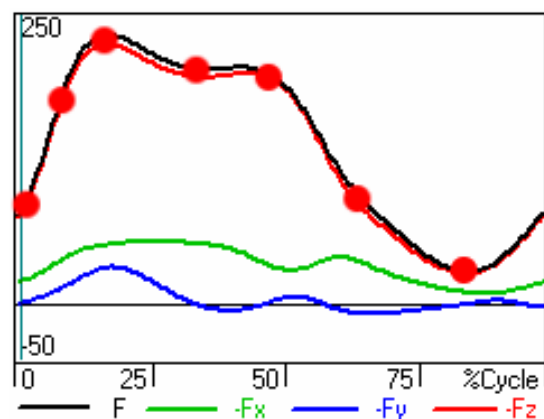
Tab. 1.: Materiálové konstanty jednotlivých tkání

Kost kortikální	isotropní, homogenní a elastické $E=17000 \text{ MPa}$, $\mu = 0.36$
Kost spongiózní	isotropní, homogenní a elastické $E=1000 \text{ MPa}$, $\mu = 0.4$
Kloubní chrupavka	hyperelastické, homogenní a isotropní $E=10 \text{ MPa}$, $\mu = 0.49$ $E=20 \text{ MPa}$, $\mu = 0.36$

byla modelována jako vrstva pokrývající spongiózní tkáň, zvolna se rozšiřující na konci femuru. Chrupavka na hlavici femuru a v kyčelní jamce je složena ze dvou vrstev homogenního, isotropního a hyperelastického materiálu. Kdy všechny vrstvy mají stejnou tloušťku, ale jiné moduly pružnosti E . Pánev byla modelována jako jedna kompaktní kostní tkáň. Svalové skupiny byly modelovány pomocí connector elementů. Úloha byla řešena jako



Obr. 1. MKP model skloubení



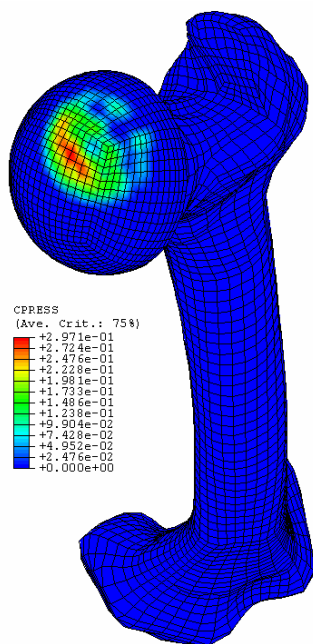
Obr.2. Jednotlivé počítané fáze kroku

nelineární kontaktní úloha, kde kontakt byl definován mezi chrupavkou femuru a chrupavkou pánve. Mechanické zatížení soustavy bylo definováno jako pomalá chůze, kdy byly staticky počítány jednotlivé fáze kroku viz. Obr. 2. Síly jednotlivých svalových skupin byly zadány v jednotlivých connector elementech. Velikost těchto sil pro pomalou chůzi byla převzata z literatury (Bergmann a kol.). Volný konec femuru byl uložen jako vetknutý. Pánev byla pro každou výpočtovou fázi kroku natočena a byl jí ponechán pouze jediný stupeň volnosti a to ve směru reakce působící ve skloubení. Veškeré dynamické účinky byly zanedbány, protože byla volena pomalá chůze.

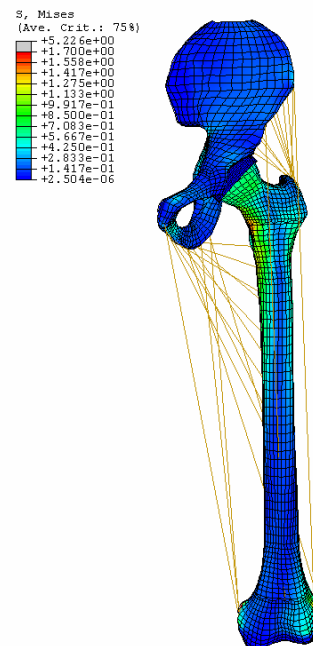
V místě trvalého přetížení kloubní chrupavky bylo uměle vytvořeno poškození. Protože materiálové vlastnosti u artritických tkání jsou natolik individuální pro každého jedince, že jejich přesné určení je téměř nemožné, byly tyto trvalé změny na chrupavce simulovány zvýšením modulu pružnosti E a následně byly elementy odebrány. Tím vzniklo místo s výrazně větší koncentrací napětí.

3. Výsledky

Z výsledků analýzy je patrné, že oblast zatížení kloubní chrupavky hlavičky a pánve se v průběhu kroku cyklicky posouvá po obvodě hlavičky. Jak bylo popsáno výše, tento stav je plně ve shodě s fyziologickými podmínkami nutnými pro výživu kloubní chrupavky. Rozložení kontaktních tlaků viz. Obr. 3. je u fyziologického kloubu plošné. Změnou zatížení došlo k místnímu trvalému zatížení kloubní chrupavky. Zde pak po následné umělé změně materiálových vlastností tkáně dochází k prudkém nárůstu a hlavně koncentraci napětí a deformací. Tento trend je rostoucí spolu s rostoucí oblastí poškozené tkáně. Dále je patrné, že následnou změnou směru zatížení modelu dochází opět k nárůstu a koncentraci napětí v místech degenerativních změn.



Obr. 3. Rozložení kontaktních tlaků.



Obr. 4. Rozložení redukovaného napětí

4. Závěr

Z porovnání výsledků analýzy lze potvrdit hypotézu, že velikost a způsob mechanického zatížení má přímý vliv na výživu kloubní chrupavky. Právě narušení fyziologické výživy chrupavky je jeden z faktorů, který má vliv na vznik a vývoj osteoartrózy kyčelního kloubu. Dále je patrné, že změnou velikostí jednotlivých silových účinků (např. ochabnutím svalové skupiny), se podstatným způsobem naruší silová rovnováha a tím dojde k nepříznivému zatížení kloubu, který se jí snaží přizpůsobit. Vzhledem k nedokonalému modelu materiálových vlastností tkání, nelze považovat výsledné absolutní hodnoty vypočtených napětí a deformací za naprosto korektní. Přesto se provedená analýza blíží reálnému stavu kyčelního kloubu. Zpřesnění materiálového modelu tkání je cílem budoucí práce, spolu s potvrzením hypotézy podle které by změnou lokomočních stereotypů pacienta bylo možné zpomalit vývoj osteoartrózy.

5. Poděkování

Studie byla podporována výzkumným záměrem Ministerstva školství č. 210000012.

6. Literatura

- Akiva, U., Wagner, H.D., Weiner, S. (1998) Modelling the tree-dimensional elastic constants of parallel-fibred and lamellar bone. *Journal of Material Science*, 33, pp. 1497-1509.
- Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Keller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., Duda, G. (2001) Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 34, 7, pp. 859-871.
- Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., Linke, H. (1997) Hip joint forces during load carrying. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 335, pp.190-201.
- Choi, K., Kuhn, J.L., Ciarelli, M.J., Goldstein, S.A. (1990) The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *Journal of Biomechanics*, 23, pp. 1103-1113.
- Taylor, S.J.G., Walker, P.S. (2001) Forces and moments telemetered from two distal femoral replacements during various activities. *Journal of Biomechanics*, 34, 7, pp. 839-848.