

MATERIAL CHARACTERISTICS OF THE BIOLOGICAL MATERIALS LIKE INPUT VALUES TO THE 3D FEM MODEL OF THE PHYSIOLOGICAL HIP JOINT

M. Štekl*

***Summary:** By one of the important aspects of the computational modeling of the biomechanical problems is creating of the material model of the biological materials. It is very difficult to find appropriate material characteristics for the material model of the biological materials. The purpose of this paper is to perform the sensitivity analysis of the material characteristics of the material model of the physiological hip joint. The final material model will be created after the sensitivity analysis from the new modified material characteristics.*

1. Úvod

Při řešení biomechanických problémů výpočtovým modelováním je neustále naráženo na velké potíže s určením materiálového modelu a odpovídajících materiálových charakteristik biologických materiálů. Narozdíl od materiálů technických, kde se v drtivé většině dají materiálové charakteristiky relativně snadno a přesně určit, u biologických materiálů je to velmi obtížné. Měření těchto materiálů je ovlivněno mnoha faktory, které vedou k velkému rozptylu naměřených hodnot. Tyto faktory jsou jednak dány podmínkami vlastního experimentu a jednak fyziologickým stavem vzorku. Mezi podmínky experimentu je možné zahrnout např. velikost vzorku a jeho stav (čerstvý, vysušený, balzamovaný či zmražený), polohu a orientaci, způsob zatěžování atd. Fyziologickým stavem je myšleno např. pohlaví, věk, zdraví a vnitřní struktura vzorku. Z toho vyplývá, že vytvoření modelů materiálů je velmi náročné a určení materiálových charakteristik pro modely velmi obtížné, což se projevuje velkým rozptylem v publikovaných hodnotách. Při tvorbě modelu materiálu je nutné předem vymežit oblast, pro kterou bude výpočtový model používán a na základě toho posoudit úroveň modelu materiálu. Výpočtový model fyziologického kyčelního spojení uvedený v tomto příspěvku je určen ke srovnávacím deformačně-napětovým analýzám s výpočtovým modelem kyčelního spojení s totální endoprotézou (TEP). Ze zkušeností z obdobných prací (např. Vrbka (2002)) jsou z hlediska řešení problému dostatečné modely izotropních homogenních materiálů s lineárně elastickými vlastnostmi. Cílem příspěvku je vytvořit modely materiálů pro výpočtový model fyziologického kyčelního spojení. Řešení bude provedeno pomocí výpočtového systému ANSYS.

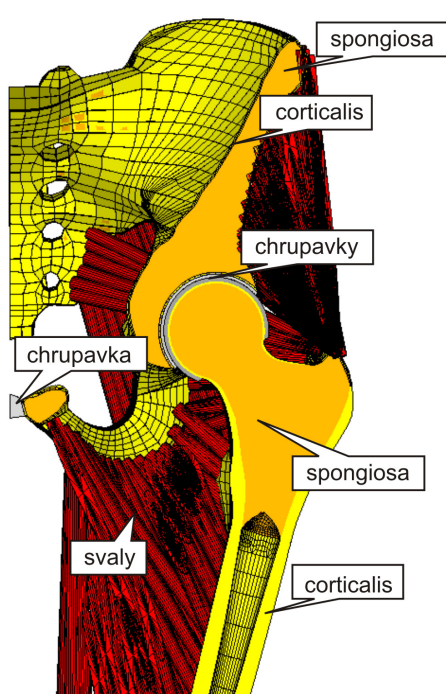
* Ing. Martin Štekl: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky, Vysoké učení technické v Brně; Technická 2896/2; 616 69 Brno; tel.: +420.541 142 869; e-mail: stekl_martin@email.cz

2. Mechanické vlastnosti biologických materiálů

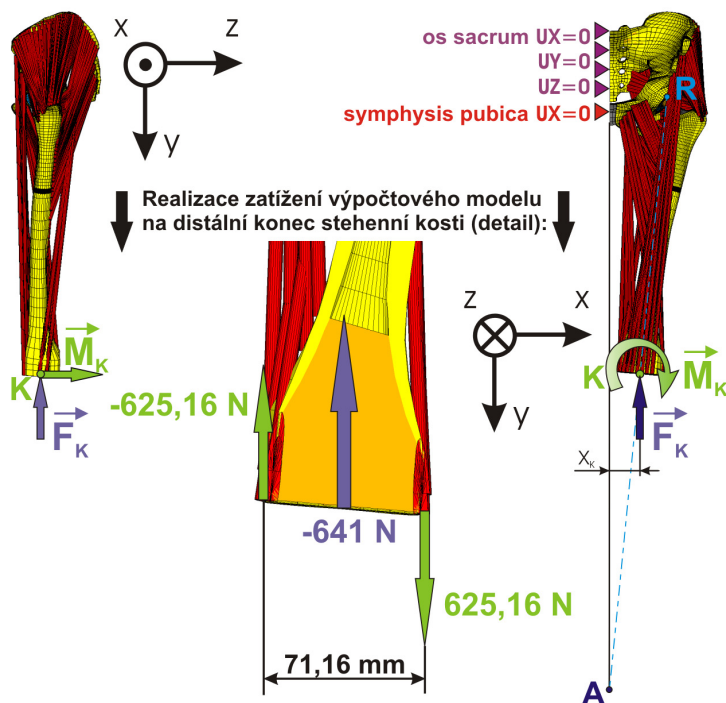
Zjišťováním mechanických vlastností biologických materiálů jakými jsou kostní, chrupavkové či svalové tkáně (uvažována soustava fyziologického kyčelního spojení), se zabývala a neustále zabývá spousta autorů. Mechanické vlastnosti biologických materiálů, jak již bylo uvedeno výše, jsou ve větší či menší míře ovlivňovány řadou faktorů. V literatuře je možné nalézt řadu experimentálních měření pro zjištění mechanických vlastností a také zkoumajících vliv jednotlivých faktorů, které je ovlivňují. Autoři se v nich snaží s co největší přesností určit hodnoty zejména Poissonových čísel, modulů pružnosti a mezí pevnosti pro izotropní a ortotropní materiálové modely. Někteří autoři se zabývají taktéž viskoelastickými vlastnostmi a různými faktory ovlivňujícími mechanické vlastnosti biologických materiálů.

3. Výpočtový model

Konečnoprvkový model fyziologického kyčelního spojení na obr.1 vznikne rozdělením geometrického modelu na konečný počet elementů (prvků). Tento model obsahuje pánevní kost se symetrickou polovinou kosti křížové, stehenní kost, chrupavku acetabula pánevní kosti, chrupavku hlavice stehenní kosti a svaly (viz. obr.1). Kostní tkáň je dvojího druhu, corticalis a spongiosa. Corticalis pánevní a křížové kosti a části kosti stehenní je tvořena plošnými prvky SHELL181. Spongiosa, téměř celá corticalis stehenní kosti a chrupavky jsou tvořeny objemovými prvky SOLID45, SOLID95 a SOLID92. Svaly jsou vytvořeny pomocí prutových prvků LINK10 geometricky uspořádaným tak, aby odpovídaly geometrii skutečných svalů. Model svalů slouží k zajištění soustavy v dané poloze. Tento stav je zajištěn izometrickou kontrakcí, při které se ve svalu zvyšuje napětí bez podstatné změny jeho



Obr.1 Konečnoprvkový model fyziologického kyčelního spojení



Obr.2 Zatížení výpočtového modelu

délky. Proto je u těchto prvků předepsána velká hodnota modulu pružnosti. Styk mezi chrupavkami je modelován kontaktem. Ten je vytvořen kontaktními párovými prvky CONTA174 a TARGE170. V kontaktu je uvažováno tření s koeficientem 0,01. Normálová kontaktní tuhost je nastavena na hodnotu 1. Zatížení výpočtového modelu je realizováno na distálním konci stehenní kosti jak je uvedeno na obr.2, odpovídajícím silovým a momentovým působením dle Štekl (2005).

4. Modely materiálů

Konkrétní hodnoty materiálových charakteristik pro modely materiálů uvedené v tab.1 jsou určeny na základě studií nalezených v literatuře (viz. zdroj v tab.1) a budou případně upraveny po provedených citlivostních analýzách. Další případné změny jsou kdykoli možné, neboť výpočtový model umožňuje snadné zadávání materiálových charakteristik všech prvků soustavy fyziologického kyčelního spojení.

Tab.1 Materiálové charakteristiky

	E [MPa]	μ [-]	Zdroj
Corticalis pánevní kosti a femuru	14 100	0,3	Štekl (2002)
Spongiosa pánevní kosti a femuru	3 000	0,25	Vrbka (2002)
Chrupavky	60	0,3	Vrbka (2002)
Svaly (izometrická kontrakce)	$1 \cdot 10^7$	0,3	viz. kapitola 3.

Jelikož dominantním místem zájmu při řešení biomechanických problémů na prezentovaném výpočtovém modelu je oblast acetabula, je třeba zjistit jaký vliv má změna těchto materiálových charakteristik (určitý rozsah hodnot) na mechanické poměry ve styku hlavice a acetabula. Tyto poměry je možné zjistit na základě deformačně-napětových analýz fyziologického kyčelního kloubu.

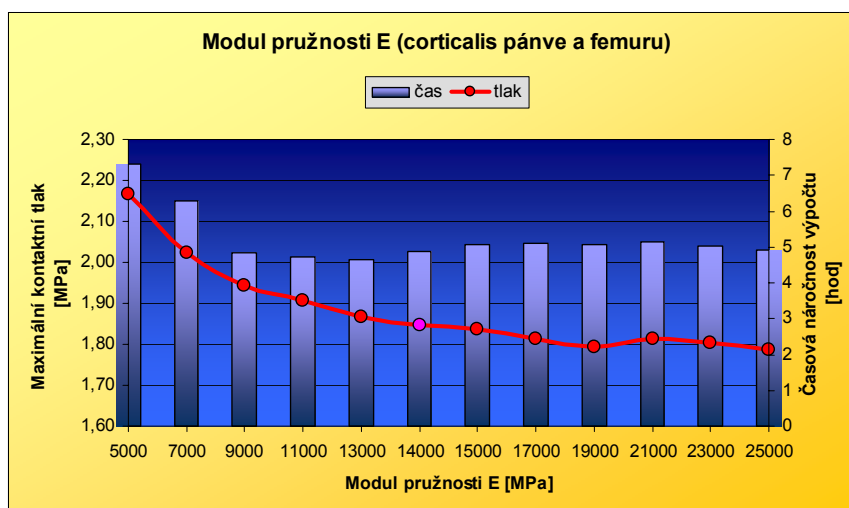
5. Prezentace a analýza výsledků

Citlivostní analýzy byly provedeny pro modul pružnosti a Poissonovo číslo v rozsahu hodnot uvedených v tab.2. Veličina na které byl vliv různých hodnot materiálových charakteristik vyhodnocován, je kontaktní tlak mezi chrupavkami. Dalším posuzovaným kritériem byl čas potřebný k výpočtu, neboť je snaha o co nejmenší časovou náročnost výpočtu z důvodů předpokládaných rozsáhlých výpočtových bloků u řešených problémů.

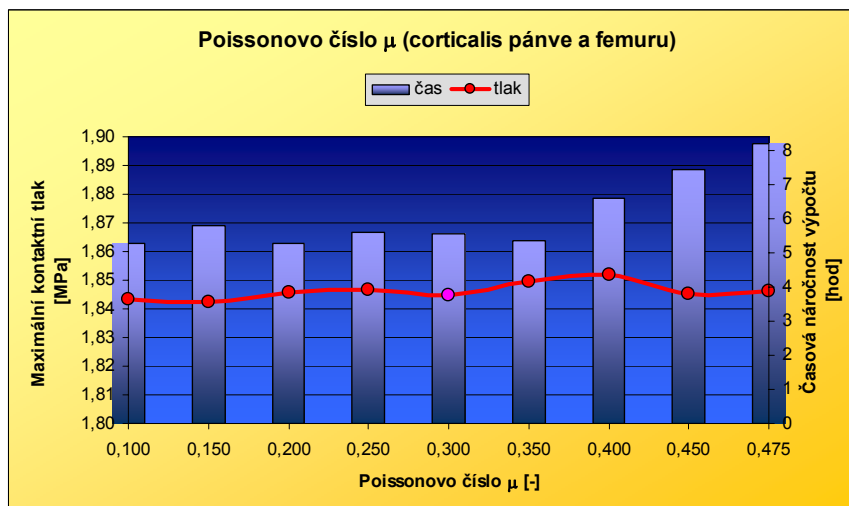
Tab.2 Rozsahy hodnot materiálových charakteristik uvažovaných pro citlivostní analýzy

Rozsahy uvažovaných hodnot pro	E [MPa]	μ [-]
Corticalis pánevní kosti a femuru	5 000 - 25000	0,1 - 0,475
Spongiosa pánevní kosti a femuru	100 - 15 000	0,1 - 0,475
Chrupavky	10 - 100	0,1 - 0,475
Svaly	$1 \cdot 10^3$ - $1 \cdot 10^{10}$	0,1 - 0,475

Výsledky pro modul pružnosti a Poissonovo číslo jsou zpracovány formou grafů na obr.3 až obr.10. Osa x představuje uvažovaný rozsah hodnot dle tab.2, na levé ose y je měřítko maximálních hodnot kontaktních tlaků (CONTPRES) mezi chrupavkami a na pravé ose y je měřítko časové náročnosti jednotlivých výpočtů. Průběh maximálního kontaktního tlaku přes uvažovaný rozsah hodnot (E , μ) je znázorněn červenou křivkou a časová náročnost výpočtu modrými sloupččky. Fialový bod na červené křivce znázorňuje hodnotu určenou pro konečný model materiálu.



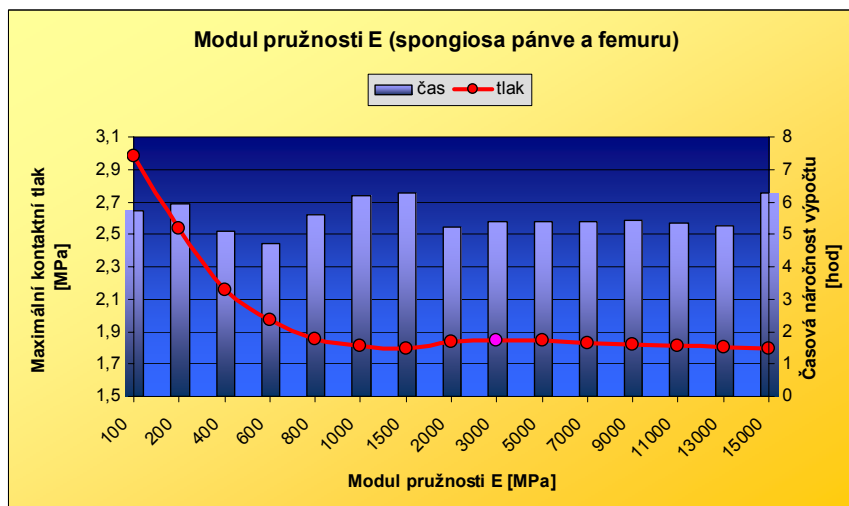
Obr.3 Modul pružnosti corticalis pánve a femuru



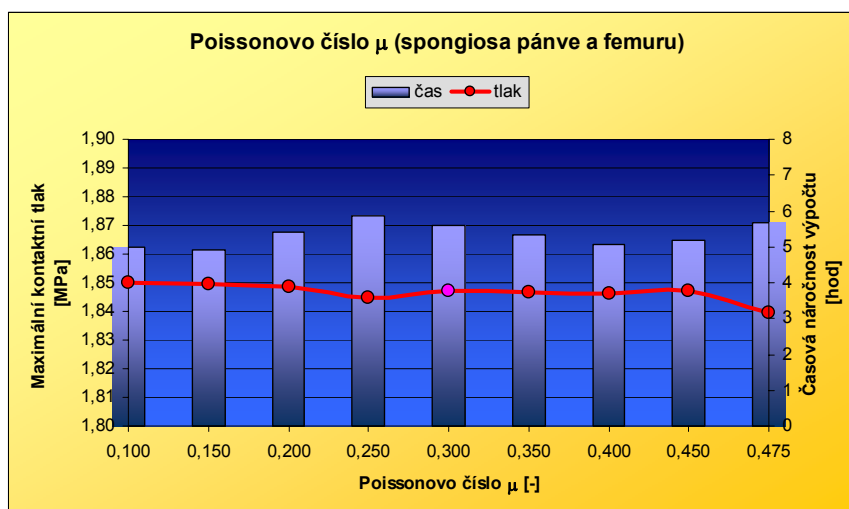
Obr.4 Poissonovo číslo corticalis pánve a femuru

Modul pružnosti corticalis pánve a femuru (obr.3) má na velikost maximálního kontaktního tlaku největší vliv při nižších hodnotách, při hodnotě 14 000MPa křivka klesá výrazně pomaleji a kolem hodnoty 21 000MPa už spíše kulminuje. Časová náročnost nejprve kopíruje charakter křivky kontaktního tlaku, nejnižší časová náročnost je při 13 000MPa a pak mírně vzrůstá. S přihlédnutím na časovou náročnost je původní hodnota modulu pružnosti pro

corticalis pánevní kosti a femuru 14 100MPa upravena na 14 000MPa. Hodnota Poissonova čísla 0,3 byla ponechána, neboť hodnoty kontaktních tlaků se významně nemění a časová náročnost pro tuto hodnotu je přijatelná (obr.4).

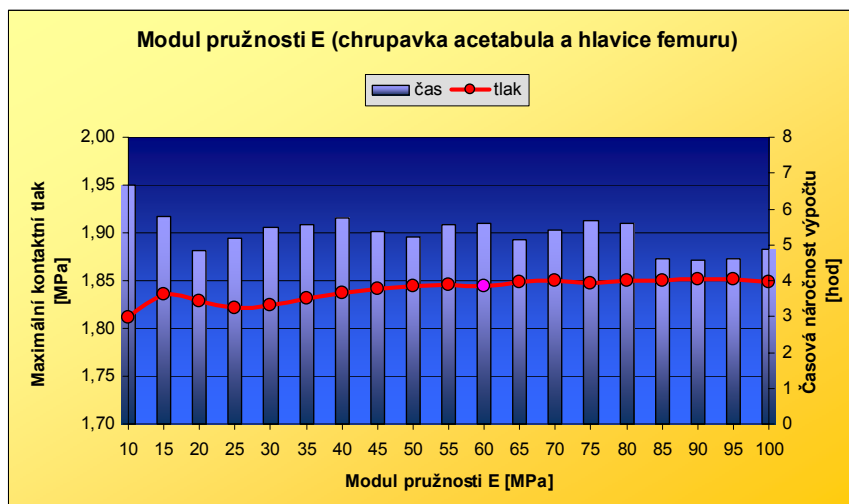


Obr.5 Modul pružnosti spongiosy pánve a femuru

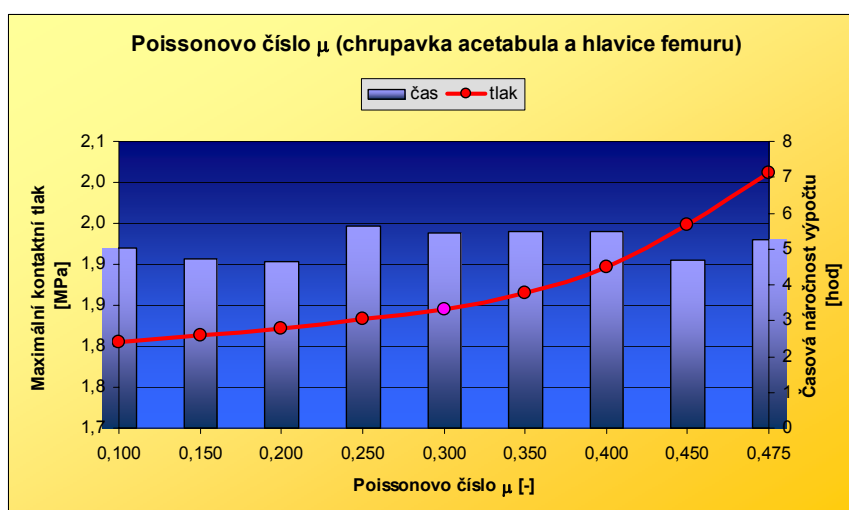


Obr.6 Poissonovo číslo spongiosy pánve a femuru

Modul pružnosti spongiosy pánve a femuru má podstatně výraznější vliv na maximální hodnoty kontaktních tlaků (obr.5). Zpočátku jeho hodnota se zvyšujícím se modulem pružnosti relativně strmě klesá, s minimem při modulu pružnosti 1 500MPa, pak dojde k mírnému zvýšení a dále se již výrazně nemění. Původní modul pružnosti 3 000MPa je ponechán, neboť je v oblasti, kde nemá změna výrazný vliv a časová náročnost je téměř konstantní. Změna Poissonova čísla nemá významný vliv (obr.6) a je tedy taktéž ponechána na hodnotě 0,3.



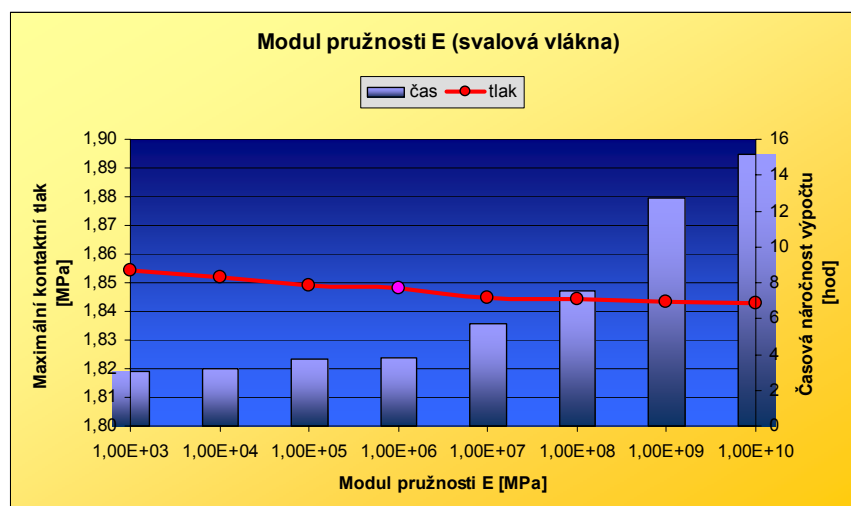
Obr.7 Modul pružnosti chrupavky acetabula a hlavice femuru



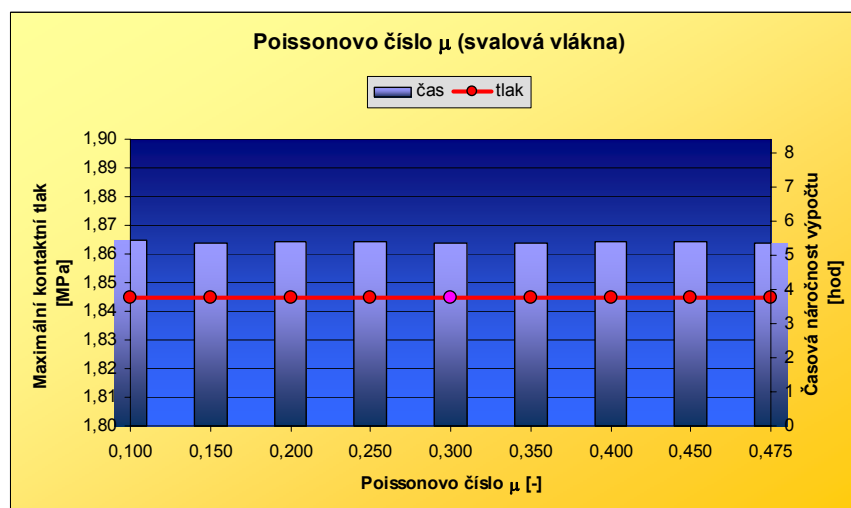
Obr.8 Poissonovo číslo chrupavky acetabula a hlavice femuru

Křivka modulu pružnosti chrupavek acetabula a hlavice femuru (obr.7) je zpočátku zvlněná, od modulu pružnosti 30MPa začíná stoupat a od 50MPa kulminuje. Vliv velikosti Poissonova čísla na kontaktní tlak (obr.8) je zpočátku malý, ale od hodnoty 0,3 stoupá výrazněji. Časová náročnost obou výpočtů je střídavá a pohybuje se cca ± 1 hodina. Původní hodnoty modulu pružnosti 60MPa i Poissonova čísla 0,3 byly ponechány.

Vliv modulu pružnosti svalů na maximální hodnoty kontaktního tlaku (obr.9) je nevýznamný (pohybuje se řádově v setinách MPa). V tomto případě je tedy hlavním kritériem časová náročnost výpočtu. Až do modulu pružnosti $1 \cdot 10^6$ MPa je časová náročnost relativně nízká a pohybuje se okolo 3 hodin, poté začíná prudce narůstat a při modulu pružnosti $1 \cdot 10^{10}$ MPa je pětinasobná. Původní hodnota $1 \cdot 10^7$ MPa byla tedy vzhledem k prudkému růstu časové náročnosti snížena na $1 \cdot 10^6$ MPa. Hodnota Poissonova čísla (obr.10) nemá na velikost kontaktního tlaku žádný vliv, hodnota byla tedy ponechána na 0,3.



Obr.9 Modul pružnosti svalových vláken



Obr.10 Poissonovo číslo svalových vláken

Nové materiálové charakteristiky upravené na základě provedených citlivostních analýz jsou uvedeny v tab.3. Tyto charakteristiky budou použity pro modely materiálů ve výpočtovém modelu fyziologického kyčelního spojení, na němž budou dále řešeny biomechanické problémy z klinické praxe.

Tab.3 Upravené materiálové charakteristiky

	E [MPa]	μ [-]
Corticalis pánevní kosti a femuru	14 000	0,3
Spongiosa pánevní kosti a femuru	3 000	0,3
Chrupavky	60	0,3
Svaly (izometrická kontrakce)	$1 \cdot 10^6$	0,3

6. Závěr

Pro výpočtový model fyziologického kyčelního spojení byly vytvořeny modely materiálů s materiálovými charakteristikami dle uvedené literatury. Na tomto výpočtovém modelu byla provedena citlivostní analýza na změnu uvedených materiálových charakteristik. Veličina na základě které byla změna vyhodnocována byla hodnota maximálního kontaktního tlaku mezi chrupavkami. Dalším kritériem pro úpravu materiálových charakteristik je časová náročnost jednotlivých výpočtů. Výsledky byly zpracovány formou grafů a na jejich základě byly upraveny materiálové charakteristiky modelů materiálů. Nové modely materiálů budou používány ve výpočtovém modelu fyziologického kyčelního spojení při řešení biomechanických problémů klinické praxe.

7. Literatura

- Štekl, M. (2002) Napjatostně deformační analýza pánevní kosti s jamkou totální endoprotézy. *Diplomová práce*, Ústav Mechaniky Těles, VUT FSI, Brno.
- Štekl, M. (2005) Vytvoření MKP modelu fyziologického kyčelního kloubu a MKP modelu s aplikovanou totální endoprotézou. *Computational Mechanics 2005*, Hrad Nečtiny, pp.565-572.
- Vrbka, M. (2002) Deformačně napět'ová analýza fyziologicky a patologicky vyvinutého kyčelního spojení. *Ph.D thesis*, VUT FSI, Brno.