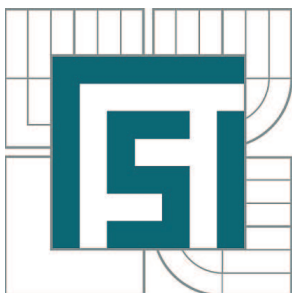


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND
BIOMECHANICS

BIOMECHANICKÁ STUDIE KYČELNÍHO KLOUBU

BIOMECHANICS STUDY OF HIP JOIN

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

VERONIKA EBRINGEROVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

BRNO 2010

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2009/2010

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Veronika Ebringerová

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Strojní inženýrství (2301R016)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Biomechanická studie kyčelního kloubu

v anglickém jazyce:

Biomechanics study of hip join

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Kyčelní kloub je největším kloubem lidského těla. V současné době, v důsledku soudobého životního stylu, u nemalé skupiny populace, kloubem problémovým. Při řešení klinických problémů má podstatnou úlohu také biomechanická analýza nemocného kloubu.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešeršní studie dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Určení zatížení kyčelního kloubu na úrovni výsledného silového působení.
3. Rozbor zatížení kyčelního kloubu z hlediska velikosti kolodiafyzární úhlu - CCD úhlu.

Seznam odborné literatury:

- [1] Čihák, R.: Anatomie 1. Praha, Avicenum, 1987
- [2] Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D.: Základy ortopedie, Triton 2001
- [3] Valenta, J.: Biomechanika člověka, svalově kosterní systém, Díl 2, Praha, Vydavatelství ČVUT, 1997
- [4] Pauwels, F.: Biomechanics of the normal and diseased hip; Springer - Verlag Berlin Heidelberg New York 1976

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2009/2010.

V Brně, dne 10.11.2009

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.
Děkan fakulty

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá popisem silových výslednic fyziologického kloubu a následným porovnáním s patologickými stavy. Dále je zde popsána základní anatomie kyčelního kloubu. Nakonec bylo použito softwaru ANSYS k zobrazení výsledků kontaktních tlaků a intenzity přetvoření.

ABSTRACT

This work deals with the description of physiological joint resultant force and the subsequent comparison with pathology of the hip. Then here is described the basic anatomy of the hip. Finally, ANSYS software was used to display the results both contact pressure and total mechanical strain intensity.

KLÍČOVÁ SLOVA

kyčelní kloub, coxa vara, coxa valga, MKP

KEYWORDS

hip joint, coxa vara, coxa valga, MKP

BIBLIOGRAFICKÉ CITACE

Ebringerová V. *Biomechanická studie kyčelního kloubu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2010, 41 s., vedoucí bakalářské práce Ing. Zdeněk Florian CSc.

PROHLÁŠENÍ O AUTORSTVÍ

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala s pomocí vedoucího práce, literatury a dalších zdrojů uvedených v závěru práce.

V Brně dne.....

.....

podpis

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych chtěla poděkovat především svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Zdeňku Florianovi CSc. za jeho ochotu a trpělivost. Můj dík si zaslouží i ti, kteří byli ochotni mi pomoci jak cennými informacemi, tak povzbudivým slovem.

OBSAH

1. ÚVOD	9
2. POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE	11
3. FORMULACE PROBLÉMU	11
4. FORMULACE CÍLŮ	11
5. METODA ŘEŠENÍ.....	12
6. REŠERŠNÍ STUDIE	13
6.1. Zhodnocení rešeršní studie	16
7. VLASTNÍ ŘEŠENÍ PROBLÉMU	17
7.1. Základní anatomie z hlediska řešené úlohy	17
7.1.1. Kloub kyčelní (Articulatio Coxae)	17
7.1.2. Kost pánevní (Os Coxae).....	18
7.1.3. Jamka (Acetabulum).....	18
7.1.4. Kost stehenní (Femur)	18
7.1.5. Hlavice (Caput Femoris).....	19
7.2. Řešení silového působení v kyčelním kloubu analytickou metodou	19
7.2.1. Výpočet stykových sil – obecné řešení.....	23
7.2.2. Zatížení fyziologického kyčelního kloubu	24
7.3. Odchyłky od fyziologického kyčelního kloubu z hlediska CCD úhlu	25
7.4. Řešení silového působení patologických stavů.....	25
7.4.1. Coxa vara	25
7.4.2. Coxa valga	27

8. ANALÝZA A PREZENTACE VÝSLEDNÝCH STYKOVÝCH SIL ZÍSKANÝCH STATICKÝM ROZBOREM.....	28
8.1. Konkrétní číselné výsledky velikostí stykových sil.....	28
9. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU - MKP	29
9.1. Model geometrie	29
9.2. Model materiálu.....	30
9.3. Konečno-prvkový model.....	30
9.4. Model okrajových podmínek.....	34
10. PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKU – MKP.....	36
10.1. Kontaktní tlaky	36
10.2. Intenzita přetvoření.....	38
11. ZÁVĚR.....	40
12. POUŽITÁ LITERATURA	41

1. ÚVOD

„Nejdůležitějším posláním kloubů je třídění lidstva. Klouby úspěšně a cynicky dělí lidi na dvě skupiny: na staré a mladé.“

F. Nepil

Bylo by hezké, kdyby to byla pravda. Ale není. I mladí lidé, dokonce už v útlém dětském věku, mohou mít problémy s klouby. A naopak. Někteří staří jsou ušetřeni od starostí, které „špatné“ klouby nepochybně způsobují. Spisovatel F. Nepil měl velké štěstí, že byl, co se týče kloubů, za mlada zdrav.

Lidské tělo – dokonale fungující soustava? Kdepak. I naše tělo je vystaveno jak vnějším vlivům, tak prostému stárnutí.

Člověk proniká do odlehlých míst vesmíru i do tajemství neviditelného mikrosvěta. Chvillemi si myslí, že se dostal až na dno studnice poznání, ale pak zjistí, že není ani v polovině své cesty. A tak je to i s lidským tělem. Existuje ještě řada hádanek, které tady máme k rozluštění. Ale je i pár oblastí, kde jsme se pokusili změnit to, co nám dala do vínku příroda a jde se nám to, byť na krátkou dobu (i když se tím myslí třeba zbytek života) podařilo. Jednou z těchto oblastí je léčba zdeformovaných kostí a kloubních spojení (mimo jiné i kyčelního kloubu).

Příčiny těchto deformací bývají různé. Na první místo můžeme zařadit degenerativní onemocnění.

Dále tady máme úraz. Člověk se potom musí vypořádat s různými těžkostmi v závislosti na stupni postižení kyčelního kloubu. Zhoršená chůze, bolestivost apod.

Další příčinou je náš životní styl. Dnešní doba je pro nás v mnoha směrech nebezpečná. Nabízí nám až příliš velký komfort. Nedostatek pohybu, nebo naopak nadměrná fyzická zátěž společně se špatnou životosprávou vedou k přetěžování kloubů, což může mít v mezních případech za následek úplnou ztrátu funkčnosti kloubu.

Nakonec nám zbývají genetické dispozice, které rovněž hrají nemalou roli v této problematice.

A co nám pomáhá při řešení tohoto problému? – Biomechanika. Tento obor v sobě spojuje poznatky jak z klasických oborů (fyzika, mechanika, technická mechanika, nauka o materiálech a v neposlední řadě matematika), tak z aplikačních (lékařské obory, přírodní vědy aj.). Pomáhá nám pochopit mechanické chování a mechanické vlastnosti živých organismů a jeho částí. Díky ní víme „jak na to“.

Ale abychom stáli nohama pevně na zemi, je třeba dodat, že nikdy to nebude lepší než před zásahem člověka. Zkrátka originál je originál.

2. POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Mezi fyziologicky a patologicky vyvinutým kyčelím spojením jsou značné rozdíly. Největší rozdíl spočívá v tom, že patologicky vyvinuté kyčelní spojení má omezenou funkci nebo je dokonce nefunkční. Neumožňuje určité pohyby a bolí. Z biomechanického hlediska vyvstává otázka, jak se v důsledku patologických změn, změnily silové poměry v kyčelním spojení.

3. FORMULACE PROBLÉMU

Určení silového působení v oblasti kyčelního spojení pro fyziologické a patologicky vyvinuté kyčelní klouby.

4. FORMULACE CÍLŮ

1. Provedení rešeršní studie dostupné literatury
2. Určení zatížení kyčelního kloubu na úrovni výsledného silového působení
3. Rozbor zatížení kyčelního kloubu z hlediska velikosti kolodiafyzárního úhlu

5. METODA ŘEŠENÍ

Formulovaný problém vyžaduje komplexní řešení, tj. kombinace výpočtového a experimentálního modelování. Experimentální modelování je v oblasti biomechaniky a zvláště problémů vyžadujících řešení in vivo značně problematické.

V oblasti kyčelního spojení je 24 svalů. Při stojí nebo pomalé chůzi z této skupiny svalů jsou funkční pouze dva kyčelní abduktory, gluteus medius a gluteus minimus. Oba tyto svaly se upínají na velkém trochanteru a vějířovitě na lopatě pánevní kosti. Vzhledem k tomu, že cílem bakalářské práce je řešení na úrovni výsledného silového působení, můžeme rozložené silové působení, v oblasti lopaty pánevní, nahradit staticky ekvivalentním silovým působením v geometrickém těžišti upínací plochy. Na vymezené rozlišovací úrovni je možné řešení provést výpočtovým způsobem, analyticky.

6. REŠERŠNÍ STUDIE

Rešeršní studie není zaměřena na žádnou konkrétní problematiku. Byla pojata obecně s ohledem na téma bakalářské práce. Stěžejní prací se stala studie Fridricha Pauwelse.

F. Pauwels: Biomechanics of The Normal and Diseased Hip: Theoretical Foundation, Technique and Results of Treatment; an Atlas, Berlin, New York: Springer 1976

- kniha je rozdělena do dvou částí
- v první části autor postupně rozebírá zatížení celé kostry, dlouhých kostí a femuru, rovněž řeší velikost kolodíafyzárního úhlu a její vliv na zatížení a napětí v horní části femuru (krčku)
- v druhé části publikace se zabývá patologickými stavy kyčelního kloubu a to z hlediska biomechanické analýzy a základní úpravy (léčby) těchto stavů
- kniha je protkána mnoha ilustrujícími obrázky a rentgenovými snímky, což umožňuje snáze pochopit řešený problém
- celý problém řeší na základě uvolnění dolní končetiny při stoji na jedné noze

E. Genda, N. Iwasaki, G. Li, B. A. MacWilliams, P. J. Barmance, E. Y. S. Chao: Normal Hip Joint Contact Pressure Distribution in Single-Leg Standing Effect of Gender and Anatomic Parameters, Journal of Biomechanics, 2001

- práce sjednocuje vliv anatomických a biomechanických parametrů na rozložení tlaku a síly působící v kyčelním kloubu
- úkoly studie:
 - o stanovit normální (běžné) úchyly v kyčelním kloubu anatomickými a biomechanickými parametry
 - o vypočítat kontaktní tlak v kloubu
 - o identifikovat klíč anatomických parametrů, které mají vliv na velikost a rozložení kontaktního tlaku
- sledováno bylo 41 žen a 15 mužů ve věku 25 – 65 let
- určovalo se 12 anatomických a 7 biomechanických parametrů

- užitá technika:
 - o 2D AP radiograph: pro geometrii
 - o 3D DEA (discrete element analysis) technique: kalkulace tlaku
- výsledné modely, které vzešly z této práce, mohou být použity jako základ pro počítačovou simulaci při předoperačním plánování osteotomie kyčelního kloubu

J. Wilson, W. Eardley, S. Odak, A. Jennings: Progressive Change in Femoral Neck Shaft Angle with Age, Injury Extra, Vol. 40/10, 2009

- tato studie se zabývá rozbořem různých velikostí kolodiafyzárního úhlu z hlediska věku a pohlaví
- kolodiafyzární úhel byl měřen z AP, pelvic radiograph, snímky byly zařazeny oba, pokud kyčle neprokázaly patologii
- tři věkové kategorie:
 - o adolescenti – kolem 25 let
 - o 40 – 50 let
 - o 70 – 80 let
- měření úhlu probíhalo pomocí digitálního měřítka a měřících nástrojů „The Centricity™ Software“
- úhly z obou kyčlí byly srovnávány pomocí statistických testů
- výsledky:
 - o průměr: 130,3°
 - o významné rozdíly ve věkových skupinách:
 - nejmladší věk: 133,6°
 - střední věk: 130,6°
 - nejstarší věk: 129,2°
 - o nebyl nalezen rozdíl mezi pohlavími
- studie prokázala, že existuje spojitost mezi velikostí kolodiafyzárního úhlu a věkem
 - o čím vyšší věk, tím menší úhel

- autoři poukazují na to, že je nutné přistupovat individuálně ke geometrii kyčle a dále, že průměrná velikost kolodiafyzárního úhlu je $130,3^\circ$ a ne 135° , který má mnoho fixačních pomůcek

M. Vrbka Ing.: Deformačně napět'ová analýza fyziologicky a patologicky vyvinutého kyčelního spojení, PhD. Thesis, 2004

- práce se zabývá především tvorbou modelu fyziologicky a patologicky vyvinutého kyčelního kloubu jak z hlediska spojení, tak i zatížení a následnou realizací výpočtu při různých variantách
- 2 typy modelu:
 - o model vzniklý úpravou geometrie acetabula fyziologického kyčelního kloubu
 - o model vytvořený na základě dat z počítačové tomografie (CT)
- co se hodnotilo:
 - o kontaktní (stykový) tlak na stykových plochách kyčelního kloubu
 - o radiální napětí v acetabulu a v hlavici femuru
 - o výsledná styková síla v kyčelním kloubu F_R
 - o výsledná síla ve svalech F_S

S. Konvičková, J. Valenta: Biomechanika kloubů člověka a jejich náhrady, Praha 2000

- v kapitole „Přenos sil v kyčelním kloubu (articulatio coxae)“ se pak speciálně zaměřuje na vnitřní síly a momenty ve femuru a zatížení kyčelního kloubu, oboje v průběhu chůze či pomalém běhu
- druhá část této kapitoly je zaměřena na kosterní svalstvo

M. Bessho, I. Ohnishi, J. Matsuyama, T. Matsumoto, K. Imai, K. Nakamura: Prediction of Strenght and Strain of the Proximal Femur by a CT-Based Finite Element Metod, Journal of Biomechanice, Vol. 40/8, 2007

- cílem této práce bylo vytvořit simulační model , který by predikoval pevnost a povrchové napětí femuru

- poté byla ověřena správnost modelu pomocí zátěžového testu
- test byl prováděn na kadeverech
- zdroj pro MKP: CT snímky
- podrobný popis tvorby modelu pro MKP
- výsledky zjištěné pomocí modelování a výsledky zjištěné pomocí kadeverů jsou shodné

6.1. Zhodnocení rešeršní studie

Jak je z uvedených rešerší patrné, téma kyčelního kloubu a s ním spojená problematika je velice široké. Některé se zabývají pouze popisem dané situace, jiné popisují tvorbu modelů na různé rozlišovací úrovni, následné řešení a analýzu výsledků.

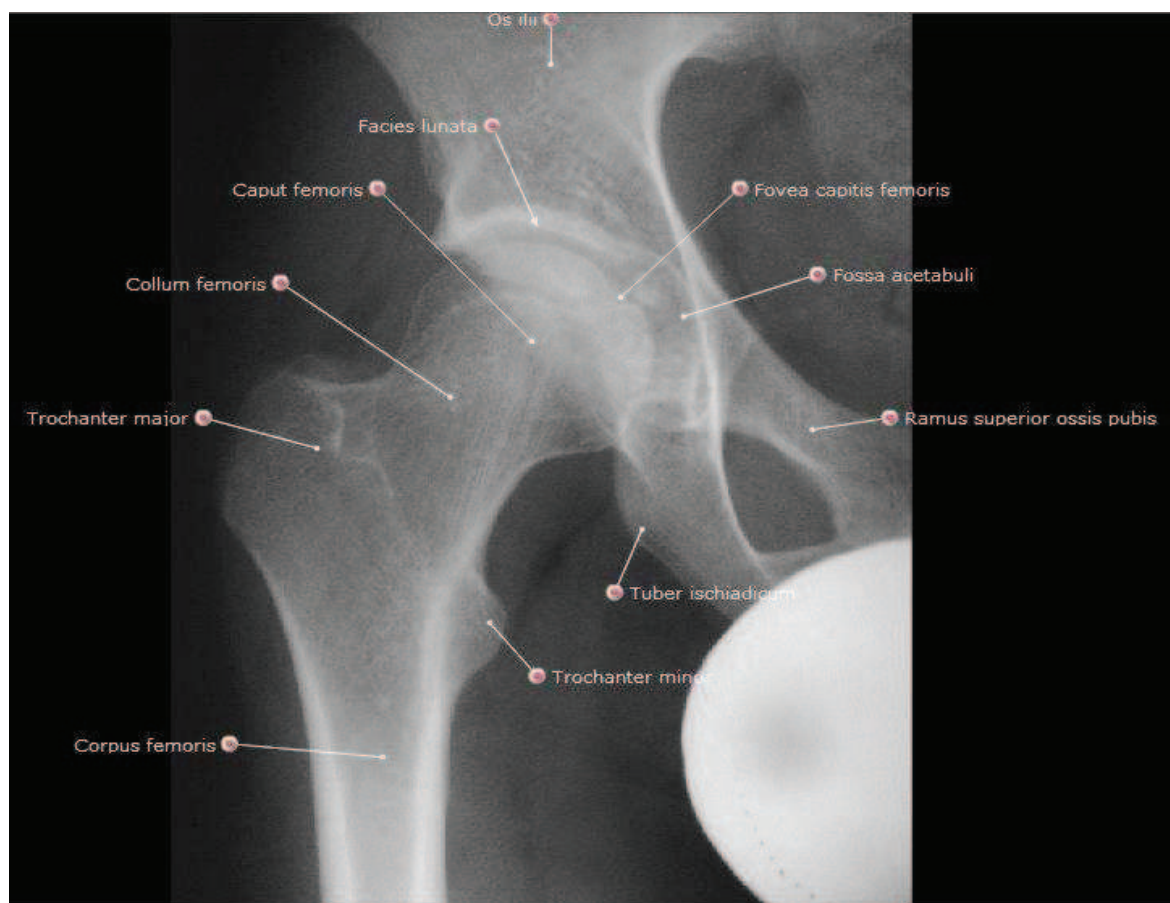
7. VLASTNÍ ŘEŠENÍ PROBLÉMU

7.1. Základní anatomie z hlediska řešení úlohy

V kapitole jsou popsány pouze prvky nezbytné pro řešení zadaného problému a vysvětleny nejdůležitější pojmy, které souvisejí s geometrií, materiálem, vazbami a zatížením. Lékařské pojmy jsou sjednoceny a je použito latinského názvosloví.

7.1.1. Kloub kyčelní (Articulatio Coxae)

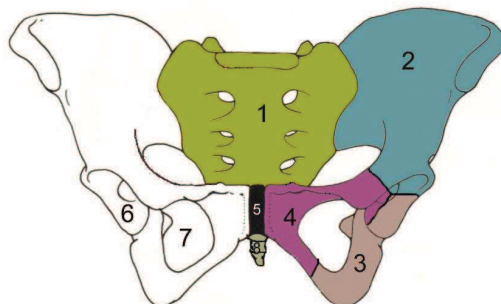
Kyčelní kloub je z geometrického hlediska kloub kulovitý omezený s hlubokou jamkou, o jejíž okraje se pohyby zastavují. Představuje spojení mezi pánví (pelvis), respektive kostí pánevní (os coxae) prostřednictvím jamky (acetabulum) a kostí stehenní (femur) prostřednictvím hlavice (caput femoris). [1]



Obr. 7.1 Kyčelní kloub [6]

7.1.2. Kost pánevní (Os Coxae)

Kost pánevní je složená ze tří kostí: kost kyčelní, kost sedací a kost stydká. Spolu s kostí křížovou, se kterou je spojena kloubem, a s druhostrannou pánevní kostí ve sponě, tvoří uzavřený útvar – pánev (pelvis). [1]



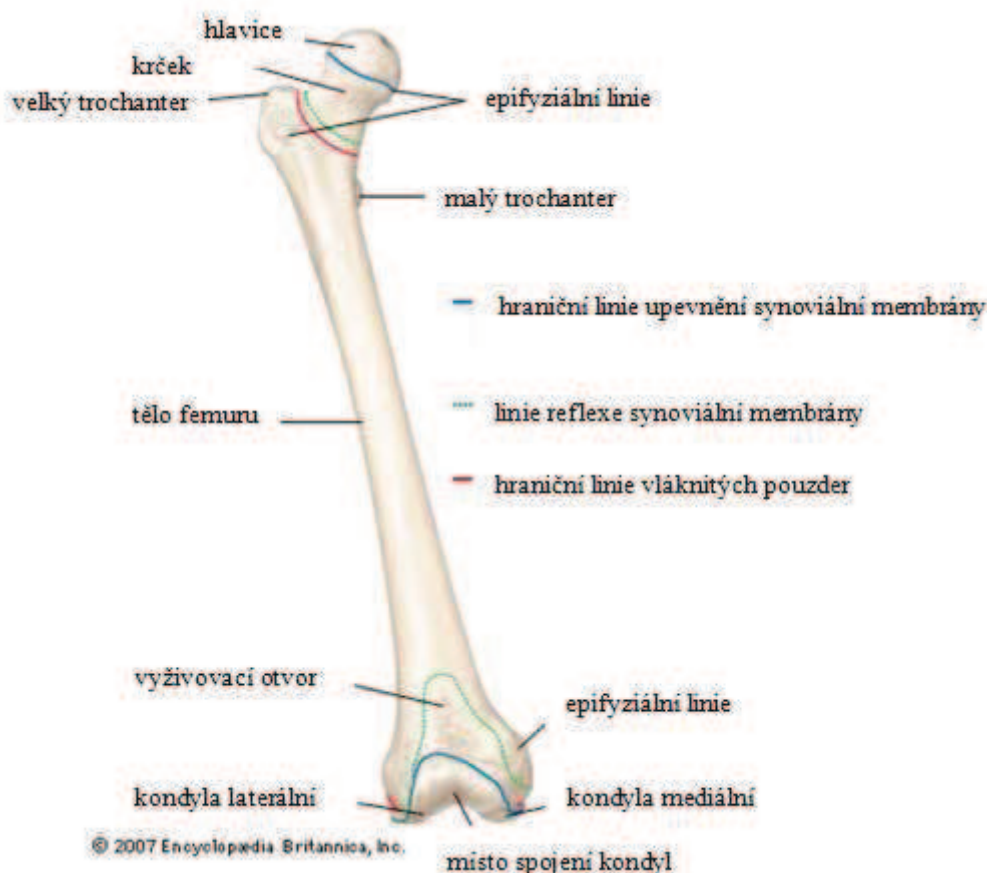
Obr. 7.2 Pánevní spojení (*pelvis*), 1. křížová kost (*os sacrum*), 2. kyčelní kost (*os ilium*), 3. sedací kost (*os ischi*), 4. stydká kost (*os pubis*), 5. spona stydká (*pubic symhysis*), 6. jamka (*acetabulum*), 7. křížící se vazivové snopce (*foramen obturatum*), 8. kostrč (*os coccygis*) [7]

7.1.3. Jamka (Acetabulum)

Jamka má v průměru kolem 5cm a má okrouhlý tvar. Podílí se na ní všechny tři složky pánevní kosti. Hlavní styčná plocha kloubu se nazývá *facies luneta* a nachází se na části obvodu jamky. [1]

7.1.4. Kost stehenní (Femur)

Kost stehenní je největší a nejsilnější kostí v těle. Lze ji rozdělit do čtyř částí: hlavičky (*caput femoris*), krček (*collum femoris*), tělo (*corpus femoris*) a rozšířené kloubní spojení hrboly (*condyli femoris*) pro spojení s kostí holenní. [1]



Obr. 7.3 Kost stehenní [8]

7.1.5. Hlavice (Caput Femoris)

Hlavice má v průměru kolem 4,5cm a kloubní plocha odpovídá asi třem čtvrtinám plochy koule. [1]

7.2. Řešení silového působení v kyčelním kloubu analytickou metodou

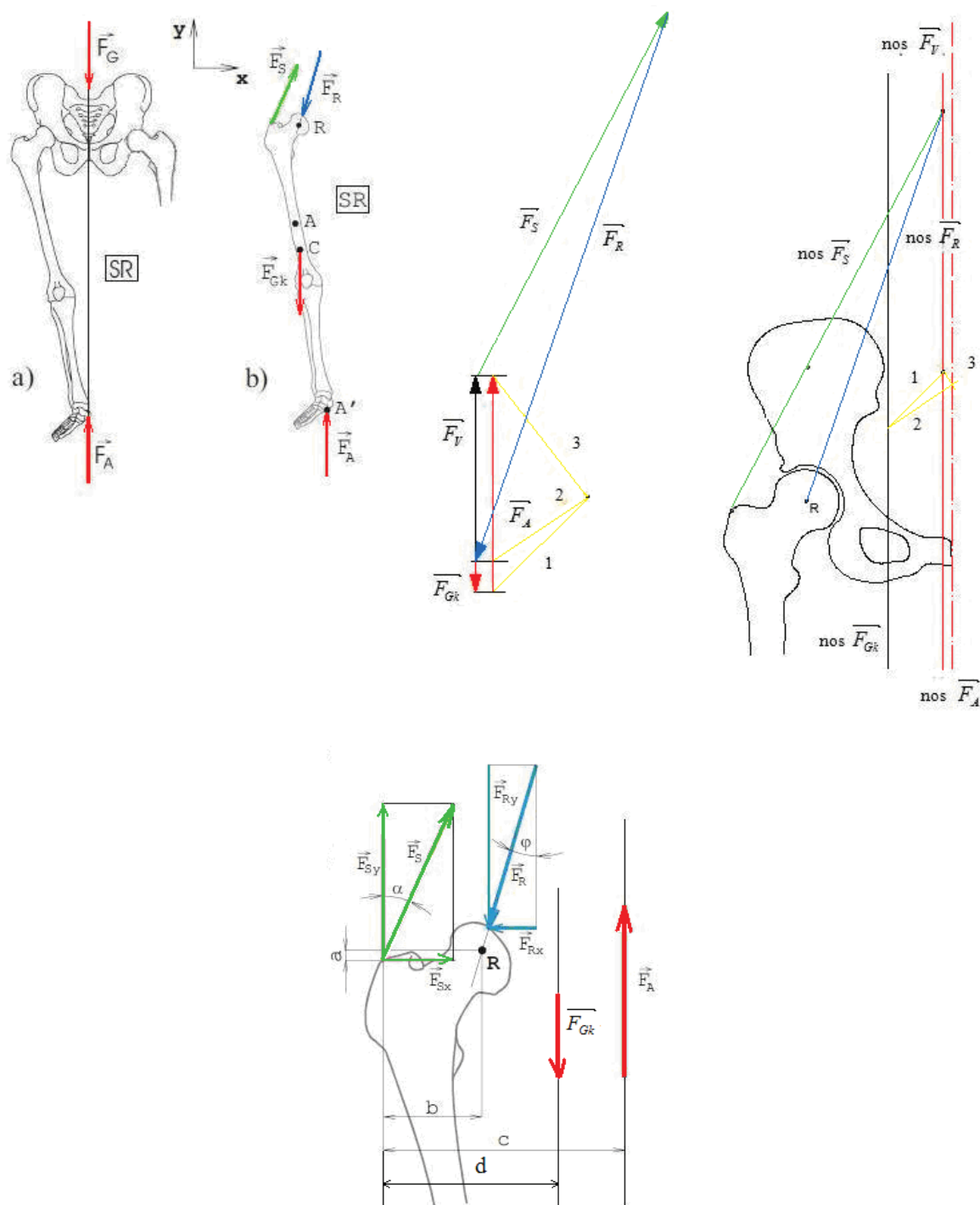
Řešení vychází ze statické rovnováhy v kyčelním kloubu při stoji na jedné dolní končetině. Uvažujeme tíhu člověka, sílu ve svalu musculus gluteus medius a gluteus minimus a sílu působící na hlavici femuru. V tomto postavení je nositelka tíhové síly totožná s osou těla.

Při stoji na jedné dolní končetině, na úrovni výsledných stykových sil, působí na uvolněného člověka dvě síly. Tíha člověka a výsledná styková síla od podložky (Obr. 7.4a).

Určení stykové síly od podložky

$$\sum F_y : F_A - F_G = 0$$

$$F_A = F_G$$



Obr. 7.4 Uvolnění: a) uvolnění člověka od podložky, b) uvolněná dolní končetina [2]

Síly působící na uvolněnou končetinu

$\vec{F}_S$ – působení svalu gluteus medius a gluteus minimus

$\vec{F}_R$ – výsledná styková síla působící v kloubu

$\vec{F}_A$ – výsledná styková síla od podložky

$\vec{F}_{Gk}$ – tíha dolní končetiny, je složena z tíhy stehna, bérce a nohy

$\vec{F}_V$ – staticky ekvivalentní výsledná styková síla k F_A a F_{Gk}

Určení výsledné tíhové síly od dolní končetiny

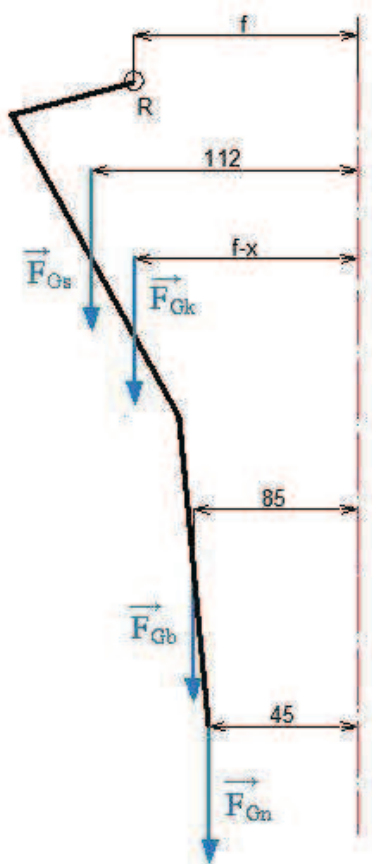
Pro zjištění výsledné tíhové síly bylo použito hodnot z Tab. 7.1, konkrétně podle Braun-Fischera.

segment		Braun - Fischer	Bernstein		Dempster
			muži	ženy	
stehno	F_{Gs}	11,58	12,21	12,89	10,7
bérec	F_{Gb}	5,27	4,65	4,34	4,7
noha	F_{Gn}	1,79	1,46	1,29	1,7

Tab. 7.1 Rozložení hmotnosti v jednotlivých segmentech těla v % celkové hmotnosti

[5]

Výpočet vzdálenosti nositelky F_{Gk} od středu kyčelního kloubu



Obr. Tíhové síly na dolní končetině

$$F_{Gk} \cdot (f - x) = 112 \cdot F_{Gs} + 85 \cdot F_{Gb} + 45 \cdot F_{Gn}$$

$$(f - x) = \frac{112 \cdot F_{Gs} + 85 \cdot F_{Gb} + 45 \cdot F_{Gn}}{F_{Gs} + F_{Gb} + F_{Gn}}$$

$$(f - x) = \frac{112 \cdot 11,58 + 85 \cdot 5,27 + 45 \cdot 1,79}{11,58 + 5,27 + 1,79}$$

$$(f - x) = 97,93 \text{ mm}$$

$$f = c - b$$

$$x = f - 97,93$$

$$x = (c - b) - 97,93$$

$$x = (160 - 54) - 97,93$$

$$x = 8,07 \text{ mm}$$

- pro další výpočet byla použita zaokrouhlená hodnota 8mm

7.2.1. Výpočet stykových sil – obecné řešení

Výpočet stykových sil byl proveden pro variantu s uvažováním tíhové síly dolní končety. Úhel α se určuje z RTG snímků. Rozměry a, b a c se rovněž určují z RTG snímků.

Úplně určené silové prvky: $\pi = \{\vec{F}_A, \vec{F}_G\}$

Neúplně určené silové prvky: $\pi_R = \{\vec{F}_R, \vec{F}_S\}$

Neznámé nezávislé parametry a jejich počet: $NP = \{F_{Rx}, F_{Ry}, F_S\}$

$$\mu = \mu_F + \mu_r$$

$$\mu = 3 + 0 = 3$$

Počet použitelných statických podmínek:

- jedná se o obecnou silovou soustavu v rovině

$$\nu = \nu_F + \nu_M$$

$$\mu = 2 + 1 = 3$$

Podmínka statické určitosti: $\mu = \nu$ $\mu_r + \mu_M \leq \nu_M$

$$3 = 3 \quad 0 + 0 \leq 1$$

- tato podmínka je splněna, a proto je možné pokračovat v řešení

Podmínky statické rovnováhy:

$$\sum F_x : -F_{Rx} + F_S \cdot \sin \alpha = 0 \quad (1)$$

$$\sum F_y : -F_{Ry} + F_S \cdot \cos \alpha + F_A - F_{Gk} = 0 \quad (2)$$

$$\sum M_R : -F_S \cdot \sin \alpha \cdot a + F_S \cdot \cos \alpha \cdot b - F_A \cdot (c - b) + F_{Gk} \cdot x = 0 \quad (3)$$

Sílu F_S určíme z rovnice (3) a její složky ve směru souřadných os získáme pomocí goniometrických funkcí:

$$F_S = \frac{F_A \cdot (c - b) - F_{Gk} \cdot x}{b \cdot \cos \alpha - a \cdot \sin \alpha}$$

$$F_{Sx} = F_S \cdot \sin \alpha$$

$$F_{Sy} = F_S \cdot \cos \alpha$$

Souřadnici F_{Rx} získáme z rovnice (1), souřadnici F_{Ry} z rovnice (2), velikost síly F_R vypočteme z vektorového součtu a odklon φ od svislé osy pomocí goniometrické funkce:

$$F_{Rx} = F_S \cdot \sin \alpha$$

$$F_{Ry} = F_S \cdot \cos \alpha + F_A - F_{Gk}$$

$$F_R = \sqrt{F_{Rx}^2 + F_{Ry}^2}$$

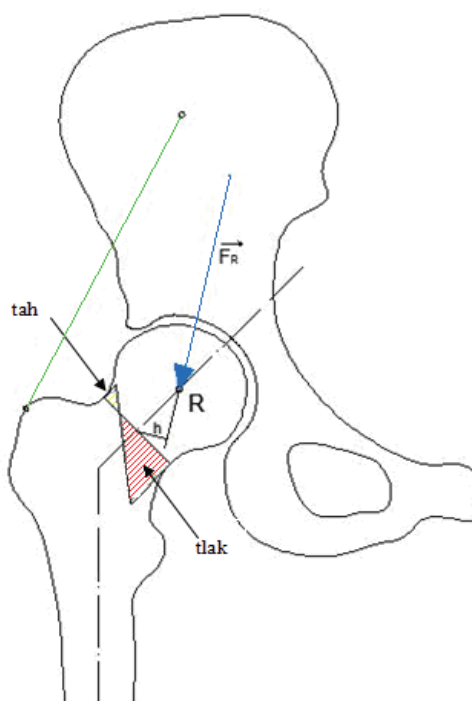
$$\varphi = \arctg\left(\frac{F_{Rx}}{F_{Ry}}\right)$$

7.2.2. Zatížení fyziologického kyčelního kloubu

Hlavice femuru i celý kyčelní kloub jsou ve většině případů namáhány tlakově. Velikost tohoto namáhání je úměrná velikosti výslednice reakční síly F_R (Obr. 7.5).

Velikost tlakového napětí na hlavici femuru závisí mimo jiné i na ploše povrchu, která přenáší zatížení. [3]

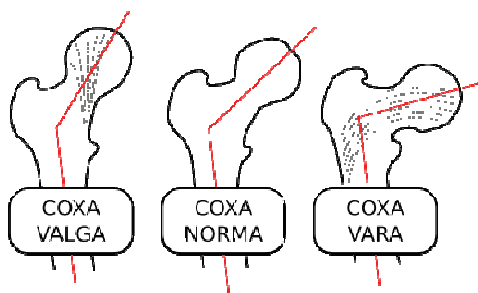
Síla $\vec{F}_R$ působí na krček femuru a to má za následek ohyb. Tato síla nepůsobí v ose, ale na rameni h .



Obr. 7.5 Zatížení na fyziologickém kyčelním kloubu [3]

7.3. Odchyly od fyziologického kyčelního kloubu z hlediska CCD úhlu

Podle kolodiafyzárního úhlu, jehož fyziologická velikost je 125° , lze rozlišit dvě odchyly (Obr. 7.6). Pokud je tento úhel větší, tzn. $> 125^\circ$, hovoříme o odchylce „coxa valga“. Naopak, pokud je kolodiafyzární úhel menší než fyziologický, hovoříme o odchylce „coxa vara“. Tyto odchyly mají za následek změnu silového působení, potažmo charakter namáhání.



Obr. 7.6 Odchyly kyčelního kloubu způsobené změnou kolodiafyzárního úhlu [9]

Silová výslednice $\vec{F}_R$ (respektive její velikost, směr a působiště) je ovlivňována kolodiafyzárním úhlem. V důsledku čehož se mění typ i velikost namáhání.

7.4. Řešení silového působení patologických stavů

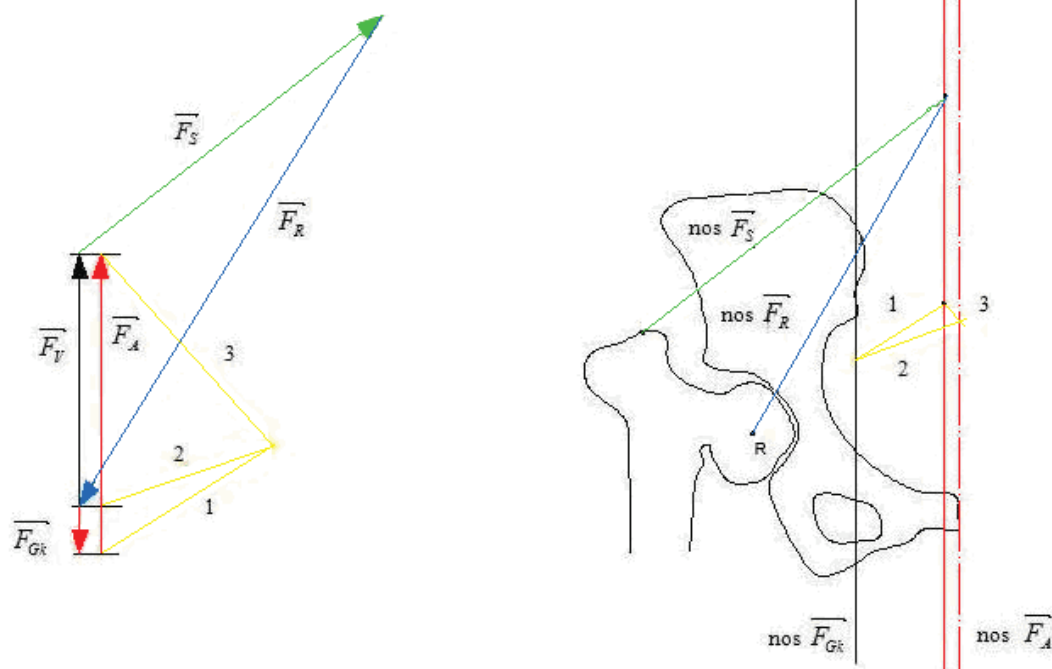
Řešení bylo provedeno stejným způsobem jako pro fyziologický kloub. Opět je zahrnuta tíhová síla dolní končetiny. A nositelka tíhové síly je totožná s osou těla.

7.4.1. Coxa vara

Pokud je úhel mezi osou diafýzy femuru a linií, která spojuje střed hlavičky a střed krčku femuru větší než 125° , mluvíme o patologickém stavu kyčelního kloubu coxa vara.

Tento stav může nastat v důsledku zranění anebo je vrozený.

Grafická metoda

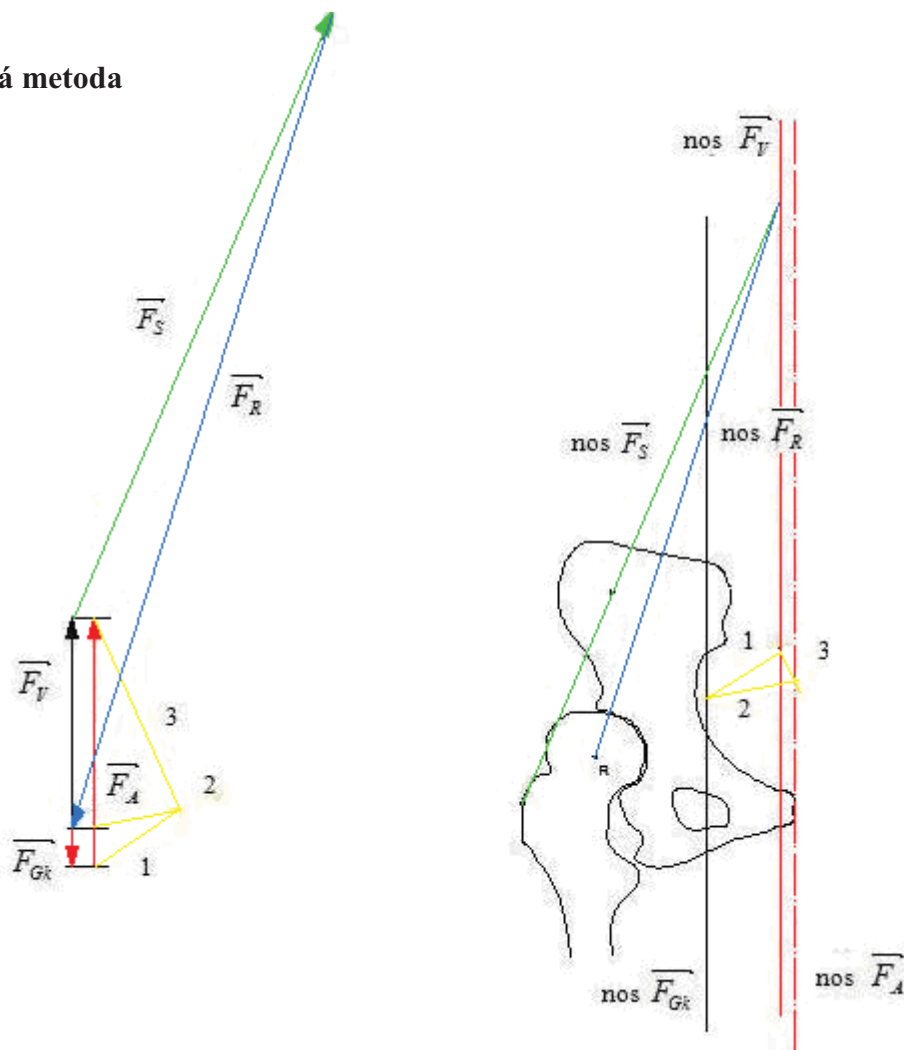


Obr. 7.6 Výsledné stykové síly v patologickém stavu coxa vara

7.4.2. Coxa valga

Úhel krčku a hlavičky femuru je větší než 125° . Pokud je tento úhel příliš velký a jedná se o dlouhotrvající stav může dojít k vykloubení hlavičky femuru.

Grafická metoda



Obr. 7.7 Výsledné stykové síly v patologickém stavu coxa valga

8. ANALÝZA A PREZENTACE VÝSLEDNÝCH STYKOVÝCH SIL ZÍSKANÝCH ANALYTICKÝM VÝPOČTEM

8.1. Konkrétní číselné výsledky velikostí stykových sil

Porovnání velikostí stykových sil je v Tab. 8.1. Je patrné, že velikost výslednice tlakové síly je u stavu coxa valga vyšší než u fyziologického kyčelního kloubu. Naopak je tomu u stavu coxa vara, kde je tato hodnota nižší.

stav kloubu	hmotnost	tíhová síla člověka	tíhová síla dolní končetiny	rozměr	svalová výslednice a její složky			tlaková výslednice a její složky			odklon tlakové síly od vertikály
*	m [kg]	F_G [N]	F_{Gk} [N]	c [mm]	F_S [N]	F_{Sx} [N]	F_{Sy} [N]	F_R [N]	F_{Rx} [N]	F_{Ry} [N]	φ [°]
norma	80	784,8	146,3	160	1584,3	541,8	1488,8	2195,2	541,8	2127,3	14,2
valga	80	784,8	146,3	160	1813,1	620,0	1703,8	2425,1	628,2	2342,4	15,0
vara	80	784,8	146,3	160	1478,8	505,7	1389,6	2092,1	513,3	2028,1	14,2

Tab. 8.1 Číselné hodnoty stykových sil

V tab. 8.2 je ukázán vliv přetížení kyčelního kloubu na velikosti stykových sil. Hodnoty stykových sil rostou. To způsobuje zvýšení tlakového namáhání a následně to může vést k deformaci kyčelního spojení.

hmotnost	tíhová síla člověka	tíhová síla dolní končetiny	rozměr	svalová výslednice a její složky			tlaková výslednice a její složky			odklon tlakové síly od vertikály
m [kg]	F_G [N]	F_{Gk} [N]	c [mm]	F_S [N]	F_{Sx} [N]	F_{Sy} [N]	F_R [N]	F_{Rx} [N]	F_{Ry} [N]	φ [°]
80	784,8	146,3	160	1584,3	541,8	1488,8	2195,2	541,8	2127,3	14,3
85	833,9	155,4	160	1683,4	575,7	1581,9	2332,6	575,7	2260,4	14,5
90	882,9	164,6	160	1782,3	609,5	1674,9	2469,5	609,5	2393,2	14,7
100	981,0	182,9	160	1980,3	677,2	1860,9	2743,9	677,2	2659,0	14,8

Tab. 8.2 Vliv přetížení kyčelního kloubu



9.2. Model materiálu

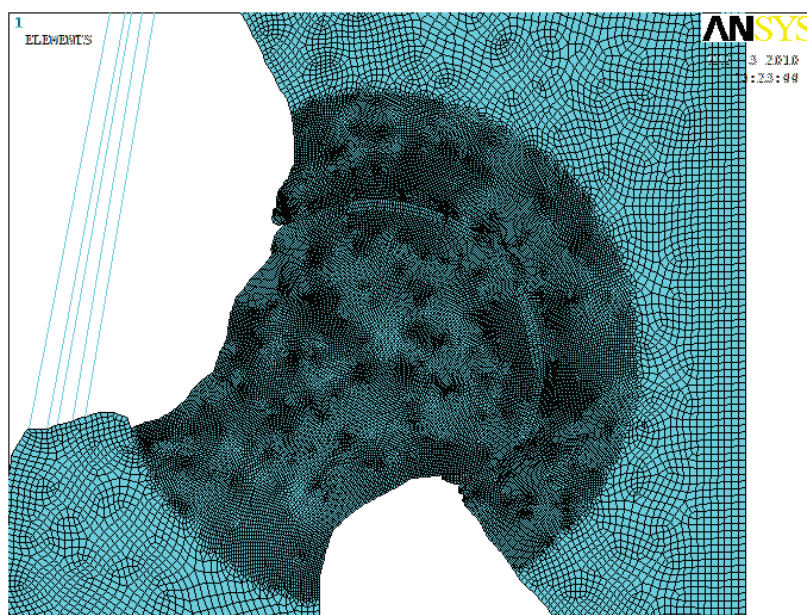
Určení materiálových charakteristik biologických tkání je obecně problematické. Pro tuto úlohu byl zvolen lineární, homogenní, izotropní materiál (tzv. Hookeovský materiál). Hlavními parametry jsou Youngův modul pružnosti a Poissonovo číslo. Použité hodnoty pro jednotlivé typy materiálu jsou uvedeny v Tab. 9.1. Kostní tkáň má materiálové charakteristiky kortikálního typu kosti.

materiál	modul pružnosti E Mpa	Poissonovo číslo μ
kortikální kost	17600	0,3
chrupavka	50	0,45
sval	210000	0,3

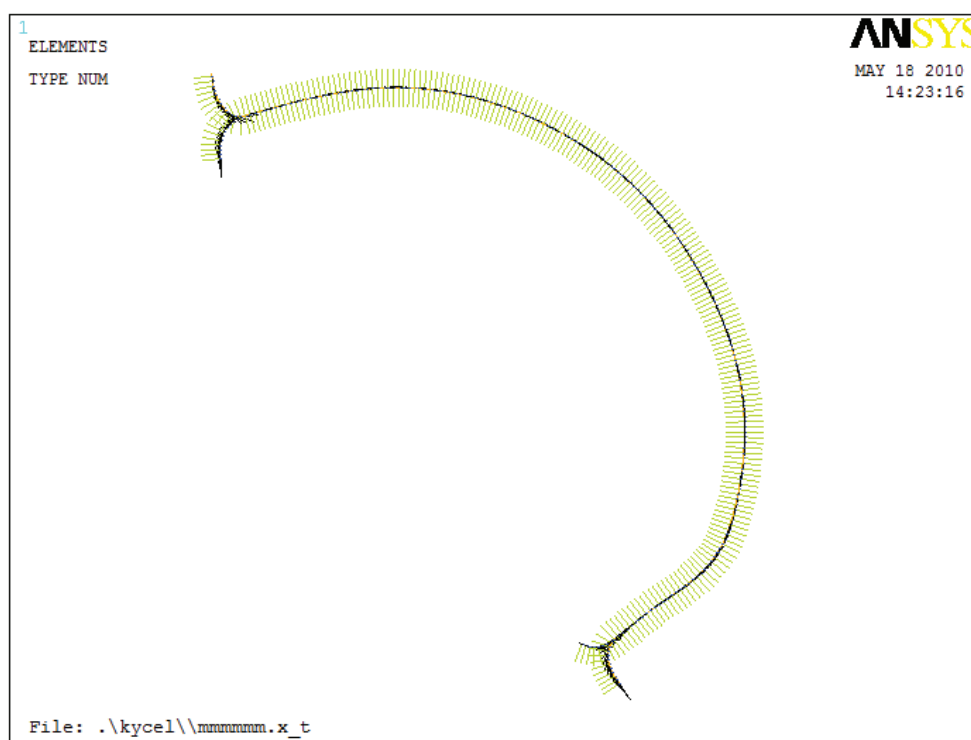
Tab. 9.1 Tabulka použitých materiálových hodnot [4]

9.3. Konečno-prvkový model

Důležitým faktorem konečno-prvkového modelu (Obr. 9.2) je přesnost a hustota sítě. Globální velikost elementu sítě byla zvolena 3mm. V okolí kyčelního spojení byla síť zjemněna příkazem REFINE kvůli přesnějším výsledkům. Pro kompaktní části a chrupavky byly zvoleny prvky PLANE182. Pro svaly byly použity prvky LINK1. Vazba mezi femurem a pánví byla modelována kontaktní dvojicí (Obr. 9.3) pomocí prvku TARGE169 a CONTA172.



Obr. 9.2 Konečno-prvkový model (diskretizovaný model)

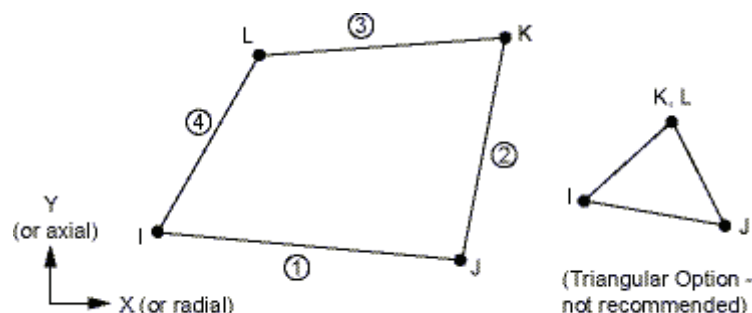


Obr. 9.3 Kontaktní dvojice

PLANE182

Tento prvek (Obr. 9.4) se používá pro 2-D modelování pevných struktur. Lze jej užít jako rovinný prvek (rovinná napjatost, rovinná deformace nebo generalizovaná rovinná

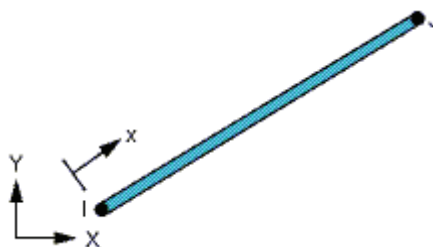
deformace), nebo jako osově symetrický prvek. Je definován čtyřmi uzly mající dva stupně volnosti v každém z nich. Prvek lze určit plasticitou, hyperelasticitou, napět'ovou ztuhlostí, velkými odchylkami a velkými napět'ovými schopnostmi. Má také smíšené schopnosti formulace pro simulaci deformace téměř nestlačitelného elastoplastického materiálu a dokonale nestlačitelného hyperelastického materiálu. [10]



Obr. 9.4 Prvek PLANE182 [10]

LINK1

Prvek LINK1 (Obr. 9.5) lze použít v různých inženýrských aplikacích. Z toho plyne, že může vystupovat jako element krovu, spojení, pružiny atd. Prvek použitý jako 2-D trám je definován jako jednoosý napět'ově-tlakový prvek se dvěma stupni volnosti v každém uzlu. Neuvažuje se ohyb. [10]

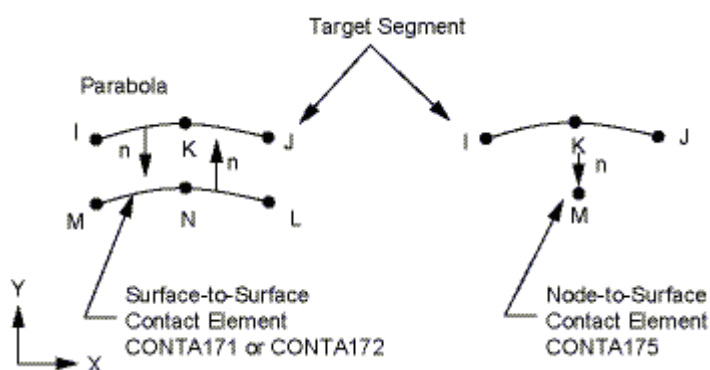


Obr. 9.5 Prvek LINK1 [10]

TARGE169

Prvek TARGE169 (Obr. 9.6) patří do skupiny kontaktních prvků. Tyto prvky překrývají plošné prvky, které opisují hranici tělesa a jsou potencionálně v kontaktu s cílovým povrchem vymezeným prvkem TARGE169. Tento povrch je diskretizován řadou dílčích elementů a je párován se sdruženou kontaktní plochou skrz sdílenou sadu reálných konstant.

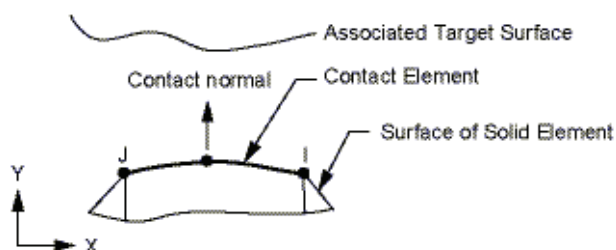
Lze ukládat jakýkoli translační i rotační pohyb, teplotu, napětí a magnetický potenciál na cílový element. Taktéž lze na cílový prvek uložit sílu a moment. [10]



Obr. 9.6 Prvek TARGE169 [10]

CONTA172

Prvek CONTA172 (Obr. 9.7) se používá k prezentaci kontaktu a posuvu mezi 2-D „target“ povrchem a deformovaným povrchem definovaným tímto prvkem. Vztahuje se na 2-D strukturální analýzy vázané na kontakt. Tento element se nachází na povrchu 2-D pevných elementů s uzly uprostřed strany (PLANE, SHELL nebo MATRIX). Má stejné geometrické vlastnosti jako stěna pevných elementů s nimiž je spojen. Kontakt nastane, pokud jeden z elementu TARGE169 pronikne do specifického cílového povrchu. Jsou povoleny Coulombovo tření, smykové tření i tření definované uživatelem pomocí podprogramem USERFRIC. Tento prvek také umožňuje separaci svázaných kontaktů pro simulaci mezirozhranního štěpení. [10]

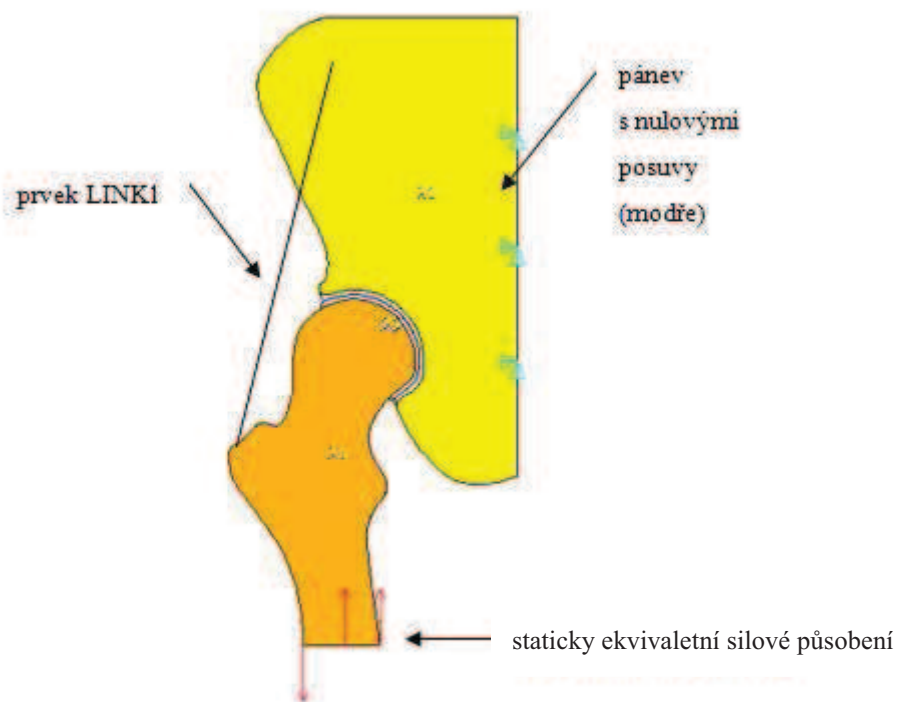


Obr. 9.7 Prvek CONTA172 [10]

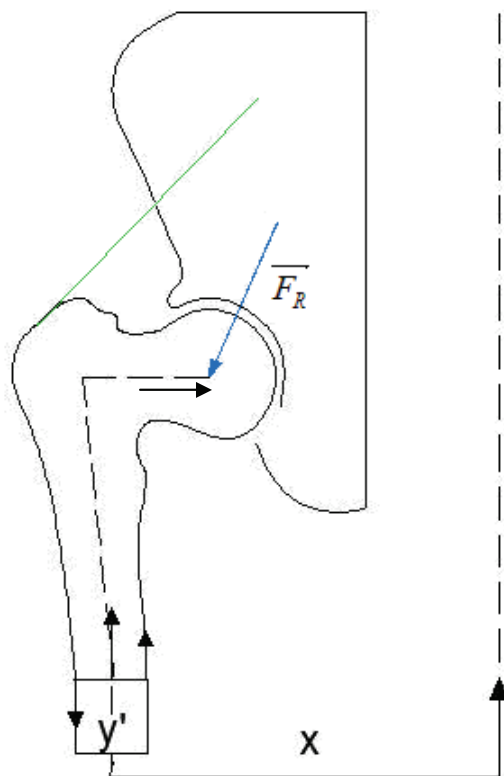
9.4. Model okrajových podmínek

Uvolnění pánve s dolní končetinou je na obr. 9.8. Protože naším cílem není řešení deformace a napětí nohy, bérce a distální části stehenní kosti, provedeme jejich uvolnění. V distální části proximálního konce femuru působí staticky ekvivalentní náhrada síly F_A . Moment M_N vyjádříme působením staticky ekvivalentní silové dvojice.

Aby bylo možno tuto úlohu spočítat, je důležité vymezit model v prostoru a to zamezením pohybu na pánvi nulovými posuvy v ose x a ose y. Svaly jsou nahrazeny prvkem LINK1, který má parametry oceli. Jsou umístěny na vrchol velkého trochanteru a pánve.



Obr. 9.8 Model okrajových podmínek: nulové posuvy (modrozeleně), síly (červeně)



Obr. 9.9 Určení síly F

$$x = 115\text{cm}$$

$$y' = 28cm$$

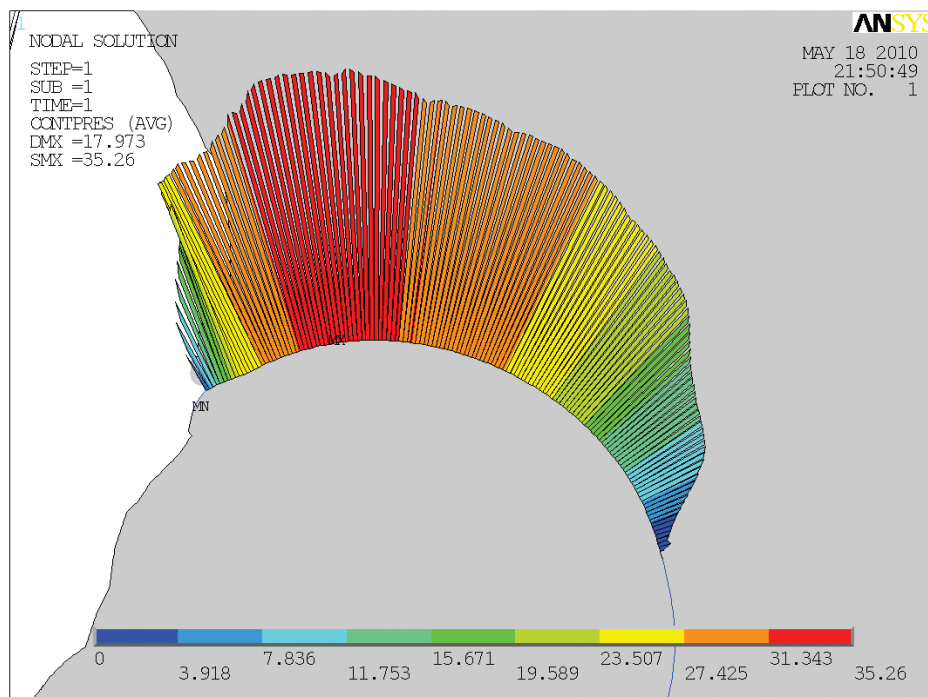
$$F = \frac{833 \cdot 115}{28}$$

$$F = 3421,25 \text{ N}$$

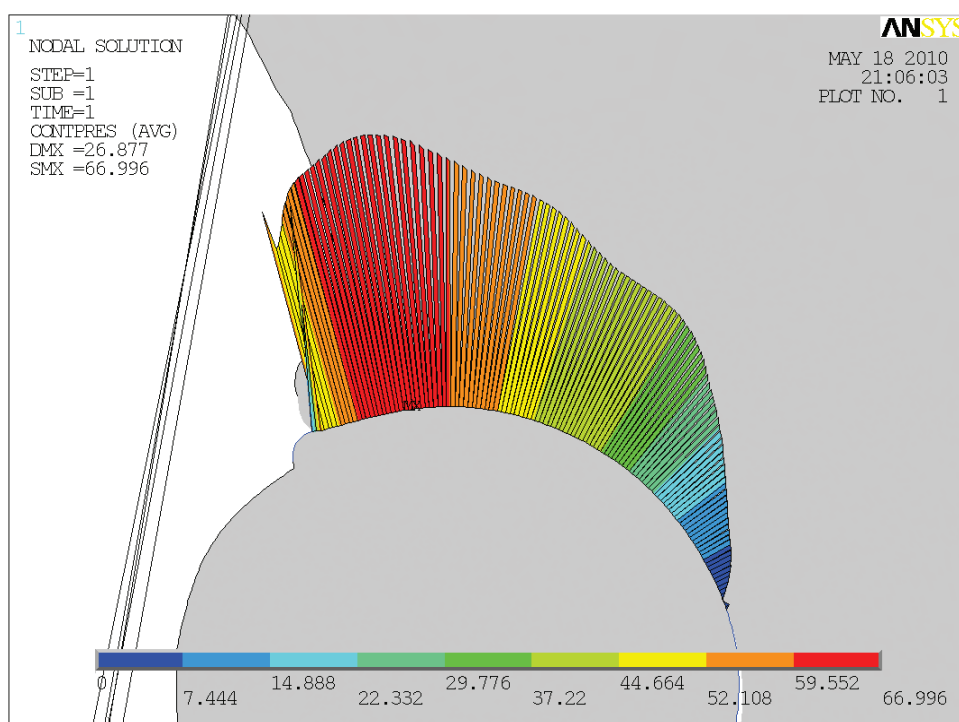
- pro výpočet byla použita zaokrouhlená hodnota 3400N

10. PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKU – MKP

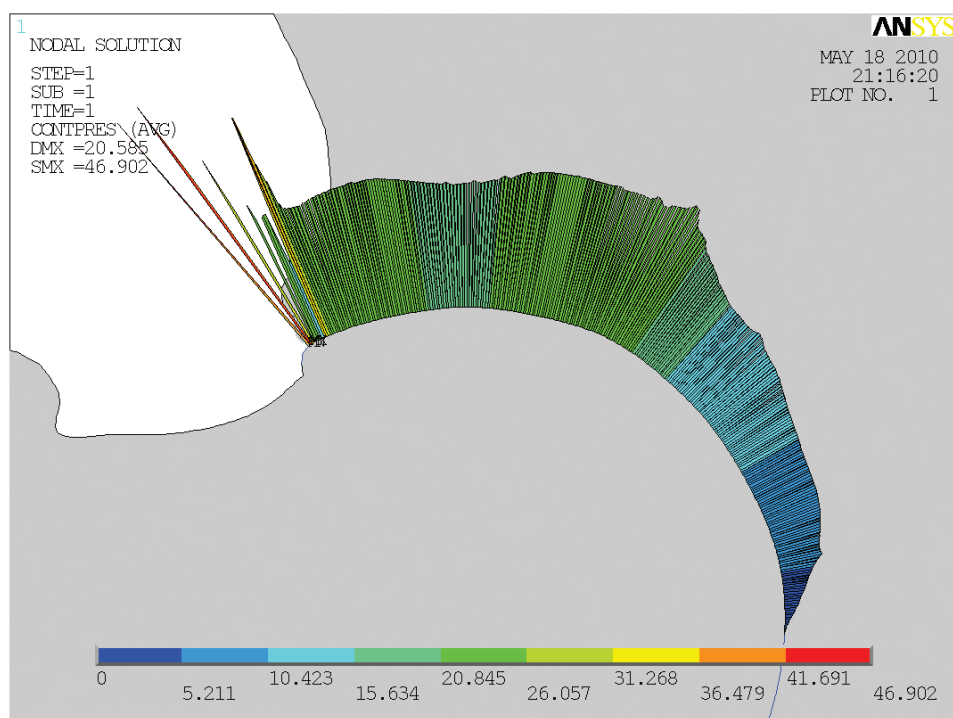
10.1. Kontaktní tlaky



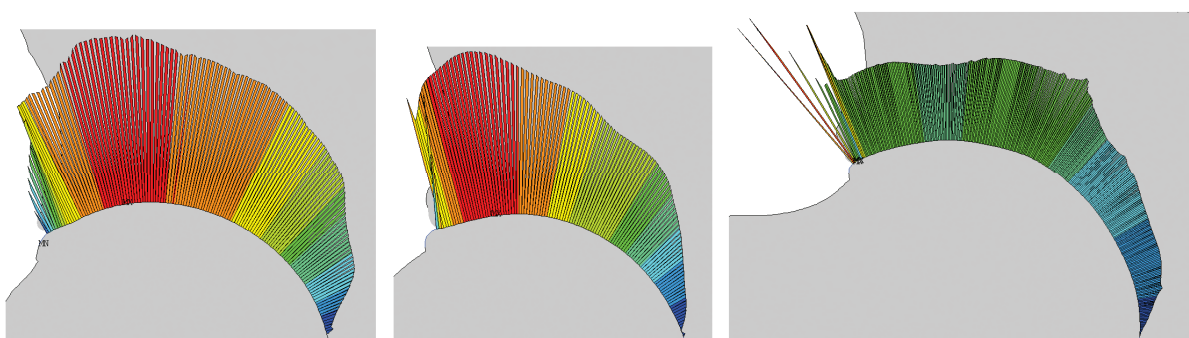
Obr. 10.1 Kontaktní tlak – fyziologický kloub



Obr. 10.2 Kontaktní tlak – coxa valga



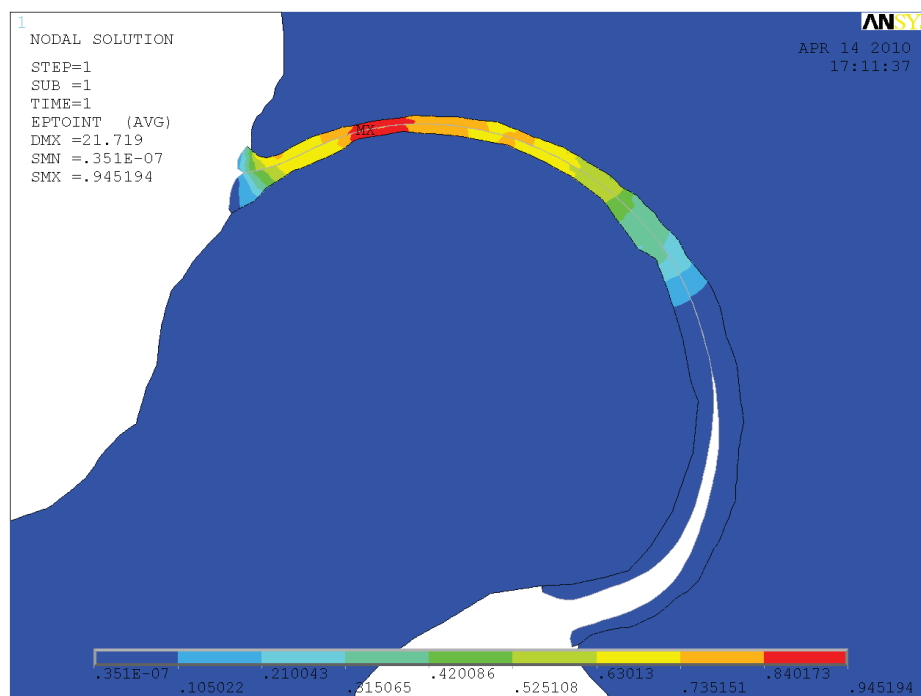
Obr. 10.3 Kontaktní tlak – coxa vara



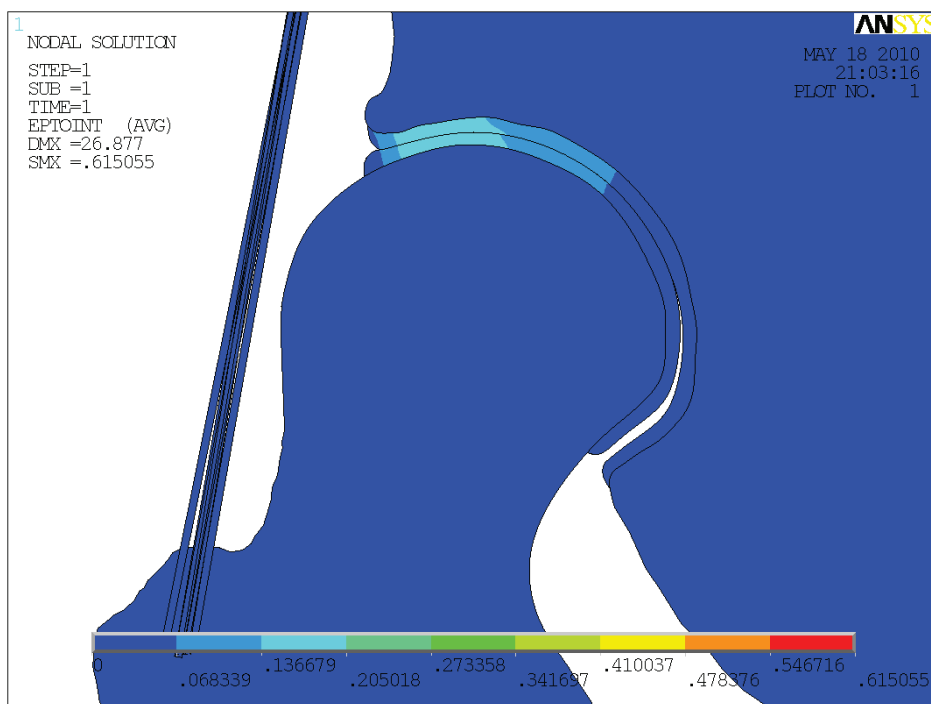
Obr. 10.4 Kontaktní tlaky

Z obr. 10.4 lze vyčíst vliv kolodíafyzárního úhlu na kontaktní tlak. U fyziologického kloubu (vlevo) je maximum kontaktního tlaku v místech, kde neohrožuje stříšku acetabula a její funkci. U patologického stavu coxa valga (uprostřed) se hodnoty posouvají směrem ke stříšce acetabula. Což může vést k extrémním zatížením a následnému mechanickému poškození. Stav coxa vara (vpravo) je zde význačný rovnoměrnějším zatížením a nižšími hodnotami kontaktního tlaku.

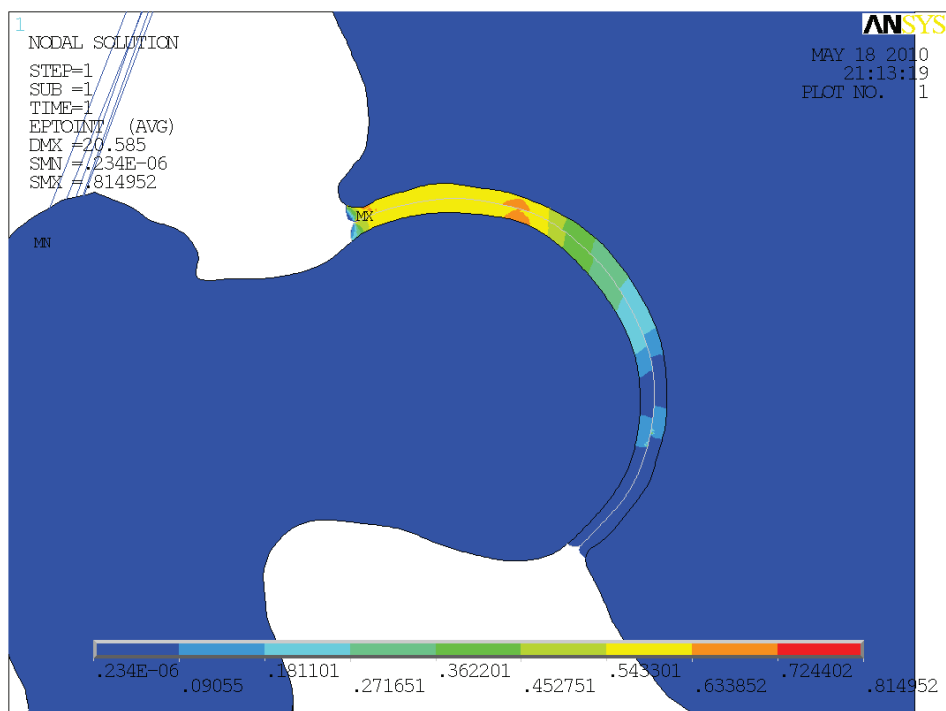
10.2. Intenzita přetvoření



Obr. 10.5 Intenzita přetvoření– fyziologický kloub



Obr. 10.6 Intenzita přetvoření – coxa valga



Obr. 10.7 Intenzita přetvoření – coxa vara



Obr. 10.8 Intenzita přetvoření

Kolodíafyzární úhel má vliv rovněž i na intenzitu přetvoření. Na tomto konkrétním srovnání je největší hodnota intenzity přetvoření na fyziologickém kloubu (vlevo). Stav coxa valga (uprostřed) má intenzitu přetvoření nízkou. Znamená to, že se tento kloub nemusí deformovat v takové míře jako fyziologický. Stav coxa vara (vpravo) se hodnotami nachází mezi těmito stavy.

11. ZÁVĚR

Cílem práce bylo určit silové působení v kyčelním kloubu. Řešení bylo provedeno pro tři případy (fyziologický kloub a patologické stavy coxa vara a coxa valga), a to analyticky i graficky. Z výsledků vyplývá, že patologické stavy mění silové poměry v kyčelním kloubu. U stavu coxa valga jsou hodnoty výsledných stykových sil vyšší. Naopak u stavu coxa vara jsou tyto hodnoty nižší. Vzhledem k fyziologickému.

Grafické zobrazení výsledků ze softwarového programu ANSYS ukazuje vliv velikosti kolodíafyzárního úhlu na kontaktní tlak. Maximální hodnota u fyziologického kyčelního kloubu je okolo 36Mpa. U coxa valgy je toto maximum mnohem vyšší. Pohybuje se v hodnotách kolem 66Mpa. Naopak u coxa vary zaznamenáváme pokles na hodnotu okolo 20Mpa.

Velikosti intenzity přetvoření u fyziologického kloubu se v maximálních hodnotách pohybuje kolem 0,8, u coxa valgy jsou tyto hodnoty mnohem nižší. Asi 0,2. Stav coxa vara mám svojem aximum na hodnoptě okolo 0,6.

Zhodnocení rešeršní studie bylo provedeno v samostatné kapitole.

Cíle bakalářské práce byly splněny.

12. POUŽITÁ LITERATURA

- [1] Čihák R.: Anatomie 1, Praha, Avicenum, 1987
- [2] Návrat T.: Deformačně-napěťová analýza kyčelního kloubu s aplikovanou povrchovou náhradou, 2005
- [3] Pauwels F.: Biomechanics of The Normal and Diseased Hip, Springer – Verlag Berlin Heidelberg New York 1976
- [4] Kubiček M., Florian Z.: Stress Strain Analysis of Knee Joint, 2009
- [5] Valenta, J.: Biomechanika člověka, svalově kosterní systém, Díl.2, Praha, Vydavatelství ČVUT, 1997
- [6] <http://www.anatomina.org/>
- [7] <http://reference.findtarget.com/search/pelvis/>
- [8] <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/204137/femur>
- [9] <http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Coxa-valga-norma-vara-000.png>
- [10] ANSYS Help