

**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

**FAKULTA
STROJNÍ**



**DIPLOMOVÁ
PRÁCE**

2020

MARTIN KVĚTOŇ



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta strojní

Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky

Predikce zlomeniny krčku stehenní kosti při epileptickém záchvatu

Prediction of femoral neck fracture during epileptic seizure

Diplomová práce

Studijní program: Biomechanika a lékařské přístroje

Vedoucí práce: prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D.

Bc. Martin Květoň

Praha, 2020

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Květoň** Jméno: **Martin** Osobní číslo: **457586**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávající katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**
Studijní program: **Strojní inženýrství**
Studijní obor: **Biomechanika a lékařské přístroje**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Predikce zlomeniny krčku stehenní kosti při epileptickém záchvatu

Název diplomové práce anglicky:

Prediction of femoral neck fracture during epileptic seizure

Pokyny pro vypracování:

1. Přehled anatomie oblasti kyčelního kloubu
2. Přehled metod modelování svalové síly
3. Určení zatěžující síly kyčelního kloubu při kontrakci svalů
4. Určení pevnosti krčku femuru
5. Vyhodnocení zvoleného pevnostního kritéria
6. Diskuse a porovnání s literaturou

Seznam doporučené literatury:

- * Bromfield EB, Cavazos JE, Sirven JI, editors. An Introduction to Epilepsy [Internet]. West Hartford (CT): American Epilepsy Society; 2006. Chapter 1, Basic Mechanisms Underlying Seizures and Epilepsy. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK2510/>
- * Seth A et al. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. PLoS Comput Biol. 2018 Jul 26;14(7):e1006223. doi: 10.1371/journal.pcbi.1006223.
- * Villette CC. Influence of femoral external shape on internal architecture and fracture risk. Biomech Model Mechanobiol. 2019 Nov 8.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:


prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D., České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

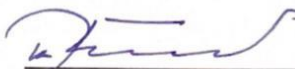
Datum zadání diplomové práce: **22.04.2020**

Termín odevzdání diplomové práce: **07.08.2020**

Platnost zadání diplomové práce: _____


prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce


doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

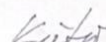

prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomant bere na vědomí, že je povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

23.6.2020

Datum převzetí zadání



Podpis studenta

Anotační list

Autor:	Bc. Martin Květoň
Název DP:	Predikce zlomeniny krčku stehenní kosti při epileptickém záchvatu
Anglický název:	Prediction of femoral neck fracture during epileptic seizure
Akademický rok:	2019/ 2020
Obor studia:	Biomechanika a lékařské přístroje
Ústav/ odbor:	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
Vedoucí BP:	prof. RNDr. Matej Daniel, Ph.D.
Počet stran:	108
Počet obrázků:	55
Počet tabulek:	14
Klíčová slova:	epileptický záchvat, fraktura krčku femuru, mezní síla krčku femuru, biomechanika krčku femuru, krček femuru jako vetknutý nosník, geometrie krčku femuru
Keywords:	epileptic seizure, femoral neck fracture, failure load of femoral neck, biomechanics of femoral neck, femoral neck like a cantilever beam, geometry of femoral neck
Anotace:	<p>Tato práce analyzuje zlomeninu krčku femuru na základě hypotézy, že kontrakcí svalů při epileptickém záchvatu může dojít k fraktuře krčku bez vnějšího traumatu. Pomocí biomechaniky je určeno kritické zatížení krčku z kosterně svalových modelů v různých pozicích sedu. Na základě geometrie pacienta je stanoveno maximální zatížení krčku. Bylo zjištěno, že síly vznikající v kloubu jsou schopny překročit pevnost krčku stehenní kosti. Ze závěru vyplývá, že po každém záchvatu by se mělo provést vyšetření k vyloučení dané diagnózy. Z biomechanické analýzy plyne, že během záchvatu bychom měli zamezit dosažení kritické polohy nohou u sedícího pacienta – plná extenze v kolenou.</p>
Abstract:	<p>This study analyzes biomechanics of femoral neck fracture during epileptic seizure. Our analysis is based on the hypothesis that muscle contraction can cause fracture of neck without any external trauma. The critical load on femoral neck from muscle skeletal models in various sitting positions is estimated. The failure load of neck is estimated from patient's geometry of the neck. It was found that forces generated in joint may exceed the ultimate strength of the bone. We recommend clinical examination to be performed after each seizure, so as not to delay the diagnosis. Sitting patient should not reach the critical position of legs during the seizure - fully extended knees.</p>

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne 31.07.2020

.....
podpis

Poděkování

Prvně bych rád poděkoval panu prof. RNDr. Matěji Danielovi, Ph.D. za vedení této diplomové práce a cenné rady, dále pak za čas, který mi věnoval během konzultací. Velké díky patří i mým kolegům Bc. Ivaně Šetmaňukové a Bc. Adamu Johanidesovi za pomoc při měření geometrie z rentgenových snímků. Největší poděkování samozřejmě patří mé rodině, která mě podporuje během celého studia, a to nejen finančně, ale i psychicky.

Obsah

1	Úvod	12
2	Teoretická část	14
2.1	Mechanika kosti	14
2.1.1	Kostní systém pánve a dolních končetin	14
2.1.2	Vnitřní struktura kosti	18
2.1.3	Mechanické vlastnosti kosti	20
2.2	Mechanika svalu	24
2.2.1	Svalový systém pánve a dolních končetin	24
2.2.2	Biomechanika svalstva	26
2.3	Svalově kosterní model	30
2.4	Zlomeniny proximálního femuru	34
2.4.1	Zlomeniny hlavice	35
2.4.2	Zlomeniny krčku	36
2.4.3	Zlomeniny extrakapsulární	38
2.5	Epilepsie	41
2.6	Případové studie	44
3	Cíl práce	56
4	Metodika	57
4.1	Svalově kosterní model	57
4.2	Kinematika dolní končetiny	58
4.3	Parametry svalu	60
4.4	Statická rovnováha femuru	63
4.5	Transformace výsledné reakce na krček	65

4.6	Měření geometrie femorálního krčku.....	67
4.7	Závislost maximálního zatížení na geometrii krčku	70
4.8	Napětí v krčku při maximálním stažení svalů	71
5	Výsledky.....	79
6	Diskuze	86
7	Závěr	92
8	Bibliografie	93
9	Seznam použitých obrázků	104
10	Seznamu použitých tabulek	108

Seznam symbolů a zkratek

Symbols

α	... kolodigrafický úhel pacienta z případové studie [°]
σ_M	... svalové napětí [Pa]
σ_{RED}	... redukované napětí dle HMM [MPa]
$\sigma_{z1}^{R_x}$... napětí v ohybu od síly R_x [MPa]
$\sigma_{z2}^{R_y}$... napětí v ohybu od síly R_y [MPa]
$\sigma_{z3}^{R_z}$... normálové napětí – tlak od síly R_z [MPa]
σ_z	... celkové normálové napětí v ose z [MPa]
σ_{Ult}	... mez pevnosti krčku (ultimate stress) [MPa]
τ_{zx}	... smykové napětí od síly R_x [MPa]
τ_{zy}	... smykové napětí od síly R_y [MPa]
φ_i	... úhel v kyčelním kloubu [°]
Ψ	... torzní úhel femuru [°]
A	... průřez nosníku [mm ²]
B^M	... pasivní viskózní člen [s ⁻¹]
D	... vnější průměr krčku [mm]
d	... vnitřní průměr krčku [mm]
F_L	... mezní síla (failure load) [N]
\vec{F}_{Mj}	... vektor síly j -tého svalu [N]
F_{jMAX}	... maximální izometrická síla svalu j -tého svalu [N]
F_{xj}^M	... síly svalů ve směru osy x [N]
F_{yj}^M	... síly svalů ve směru osy y [N]
F_{zj}^M	... síly svalů ve směru osy z [N]
F^{Pe}	... síla elastického členu [N]
F_{Max}	... maximální izometrická síla svalu obecně [N]
I	... kvadratický moment setrvačnosti k ose z [mm ⁴]

L_A	... anatomická délka krčku [mm]
L_M	... mechanická délka krčku [mm]
L^M	... délka svalu v Hillova modelu [mm]
L^T	... délka šlachy v Hillově modelu [mm]
L^{MT}	... celková délka šlacha-sval v Hillově modelu [mm]
Q	... statický moment plochy [mm ³]
\vec{R}_{beam}	... rozšířený vektor reakcí v nosníku [N]
$\overrightarrow{R_{GLOB}}$... vektor reakcí v globálním souřadnicovém systému [N]
\vec{R}_G	... rozšířený vektor reakcí v globálním souřadnicovém systému [N]
\vec{R}_L	... rozšířený vektor reakcí v lokálním souřadnicovém systému [N]
R_{local}	... výsledná reakce v lokálním systému [N]
R_{Lx}	... reakce ve směru x v lokálním souřadnicovém systému [N]
R_{Ly}	... reakce ve směru y v lokálním souřadnicovém systému [N]
R_{Lz}	... reakce ve směru z v lokálním souřadnicovém systému [N]
R_x	... reakce ve směru x v souřadnicovém systému nosníku [N]
R_y	... reakce ve směru y v souřadnicovém systému nosníku [N]
R_z	... reakce ve směru z v souřadnicovém systému nosníku [N]
t	... tloušťka mezikruží [mm]
$T_{\psi y}$... transformační matice kolem osy y, natočení o torzní úhel ψ
$T_{\alpha x}$... transformační matice kolem osy x, natočení o CCD úhel α
T_x	... transformační matice ve směru x
T_y	... transformační matice v směru y
T_z	... transformační matice ve směru z
$T_{\varphi z}$... transformační matice kolem osy z
\vec{V}_i	... jednotkový vektor, $i=1,2$
v^M	... rychlost kontrakce [m/s]
W_0	... modul průřezu v ohybu [mm ³]
PCSA	... fyziologický průřez svalu [m ²]

Zkratky

AED	...antiepileptika (antiepileptic drugs)
BMC	...obsah minerálu v kosti (bone mineral content)
BMD	... hustota minerálů v kosti (bone mineral density)
BW	... tělesná váha (body weight)
CAD	... computer aided design
CCD	... kolodiafyzární úhel femuru
CT	... počítačová tomografie
DC	... stejnosměrný proud
DXA	... dvouenergiová rentgenová denzitometrie
EMG	... elektromyografie
FEM	... finite element method
ICC	... koeficient vnitrotržní korelace
ILAE	... Mezinárodní liga proti epilepsii
MRI	... magnetická rezonance
MKP	... metoda konečných prvků
RTG	... rentgen
TPDH	... traumatická dislokace kyčelního kloubu
WHO	... Světová zdravotnická organizace

1 ÚVOD

Zlomeniny krčku femuru představují závažnou traumatickou diagnózu, která může vést až imobilitě pacienta. Protože krček femuru je jedním z nejzatíženějších míst svalově kosterního systému, hojení této zlomeniny je komplikované a častokrát vede až k nutnosti implantace totální náhrady kyčelního kloubu.

Bylo zjištěno, že zlomenina krčku femuru je jedna z 20 nejdražších diagnóz v USA. Ročně stojí léčba těchto případů dvacet miliard dolarů. [1] V České republice se zlomenina v oblasti kyčle týká přibližně 12 000 osob ročně. 72 % nákladů na léčbu všech zlomenin připadá na léčbu zlomenin proximálního femuru. [2]

Zlomeniny krčku se vyskytují především u starších pacientů z důvodu pádu. Můžeme je pozorovat také u mladších pacientů, u kterých se jedná o poranění vlivem vysokoenergetického rázu. Kromě těchto skupin, u kterých víme biomechanickou etiologii vzniku poranění se v literatuře uvádí také případy pacientů, u kterých toto poranění vzniklo po epileptickém záchvatu. U těchto pacientů není vznik zlomeniny spojen s vnějším traumatem.

Můžeme předpokládat, že epileptický záchvat je spojen s kontrakcí svalů a tím pádem se zvýšenému zatížení krčku. Tento předpoklad se uvádí v literatuře, ale do dnešní doby nebyl exaktně potvrzen. Proto se následující práce zabývá problematikou zatížení krčku a vzniku zlomeniny při současné kontrakci svalů kyčle.

Tato práce je strukturována do několika hlavních kapitol. První kapitola je teoretická část, která se věnuje kosterně svalovému systému, způsobům modelování svalových sil, zlomeninám, epilepsii a případovým studiím. Na základě stavu problematiky byla definována hypotéza a cíle práce. V kapitole metodika jsou popsány zvolené postupy k řešení problému. Jedná se o použití vhodného modelovacího softwaru k předepsání pohybu a stanovení kritických poloh a sil

v kyčelním kloubu. S ohledem na geometrii krčku stehenní kosti pro konkrétního pacienta je stanovena jeho pevnost. Výsledky jsou následně okomentovány a shrnuty pro přehlednost do grafů a tabulek – kapitola výsledky. V navazující kapitole diskuze jsou výsledky porovnány s autory z literatury a rozebrány ovlivňujícími faktory. V závěru práce je shrnuto dosažení stanovených cílů, doporučení pro praxi a vhodné řešení, jak předejít možné zlomenině, pokud k záchvatu dojde.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Mechanika kosti

Tato část se týká kostní tkáně, kde je nejprve popsána anatomická část kosti, následně její struktura a mechanické vlastnosti.

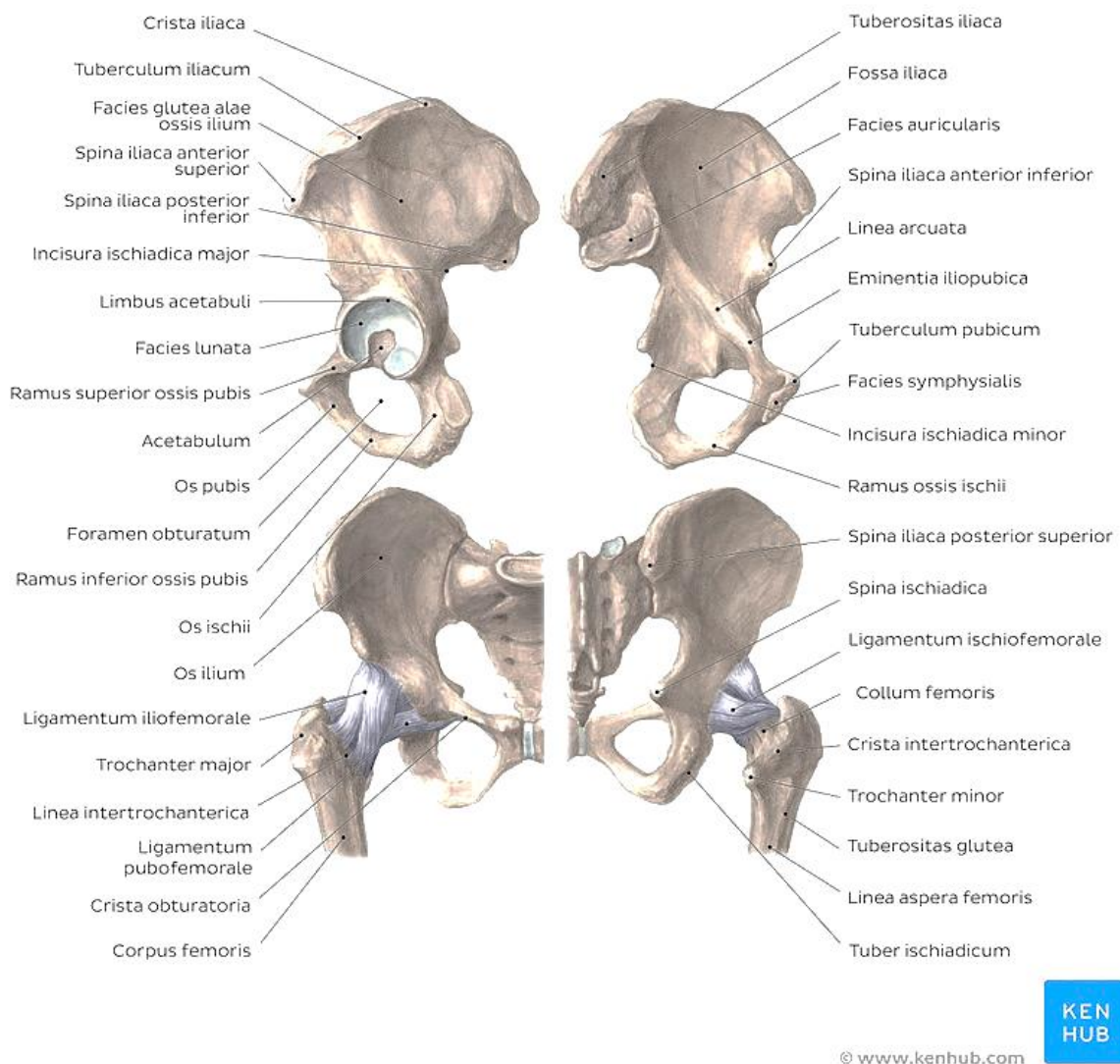
2.1.1 Kostní systém pánve a dolních končetin

Os coxae

Kost pánevní je složitěho tvaru, vpředu je spojena společně s druhou kostí ve sponě stydké a připojena ke křížové kosti – os sacrum. Kost křížová, jež je vložena mezi kosti pánevní vzadu, a tvoří společně tak s kostí pánevní pelvis – pánev. Os coxae je spojena synchondrosou ze tří částí, které během vývoje srostou dohromady; jsou to:

- Os ilium – kost kyčelní,
- Os ischii – kost sedací,
- Os pubis – kost stydká.

Chrupavčité hranice tvoří v období růstu linii, která připomíná tvar písmene Y a setkává se v kloubní jamce. Hlavním útvarem, z něhož vychází výsledná reakční síla na caput femoris, je acetabulum – jamka kyčelního kloubu na vnější straně kosti pánevní. Kloubní jamka je ohraničena lemem, jež zvětšuje kloubní povrch jamky – labrum acetabuli. Tuto jamku tvoří všechny tři části (os ilium, os ischii, os pubis). Vnitřní obvod jamky tvoří styčná plocha – facie lunata; její název vznikl právě podle tvaru poloměsíce. Další kaudálně neuzavřenou částí facies lunaty je incisura acetabuli. Ve středu jamky je vklesnutá fossa acetabululi. [3] Detailní popis všech částí os coxae je na Obr. 1.

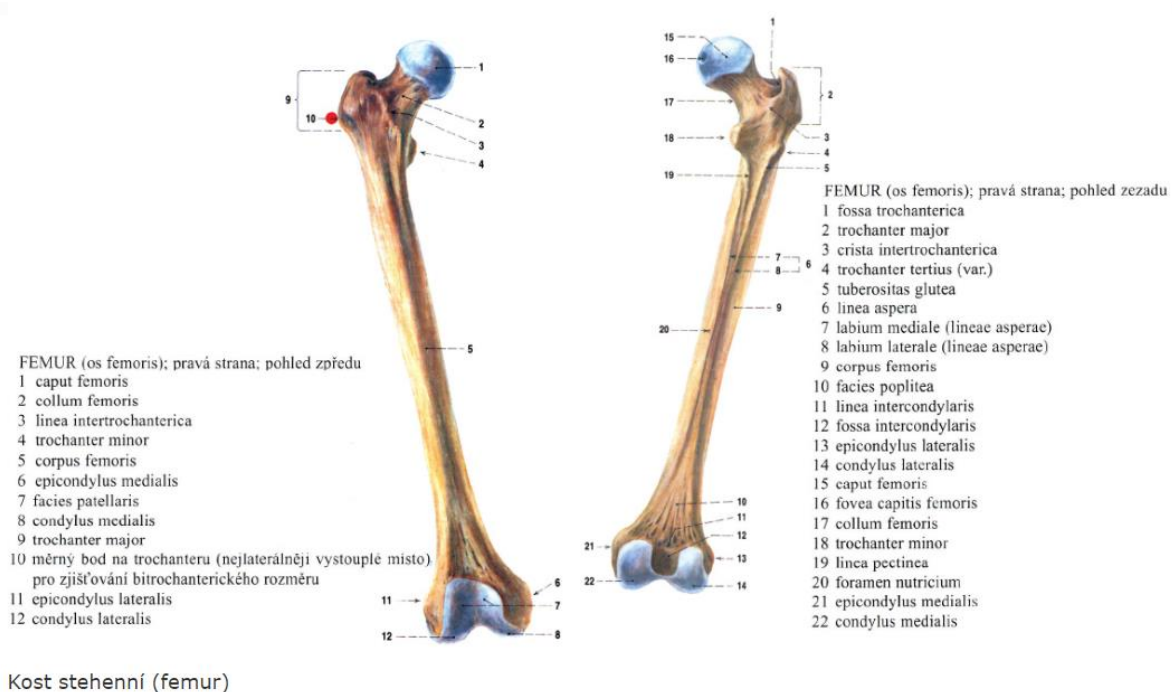


Obrázek 1 - Anatomie kosti pánevní – os coxae [4]

Os femoris

Os femoris – kost stehenní/ femur je největší a nejsilnější kostí lidského těla. Na první pohled lze definovat čtyři hlavní části. V proximální části je to hlavičky kosti stehenní – caput femoris, krček kosti stehenní – collum femoris, jež připojuje hlavičku k tělu kosti, dlouhé tělo kosti stehenní – corpus femoris a v distální části pak rozšířené

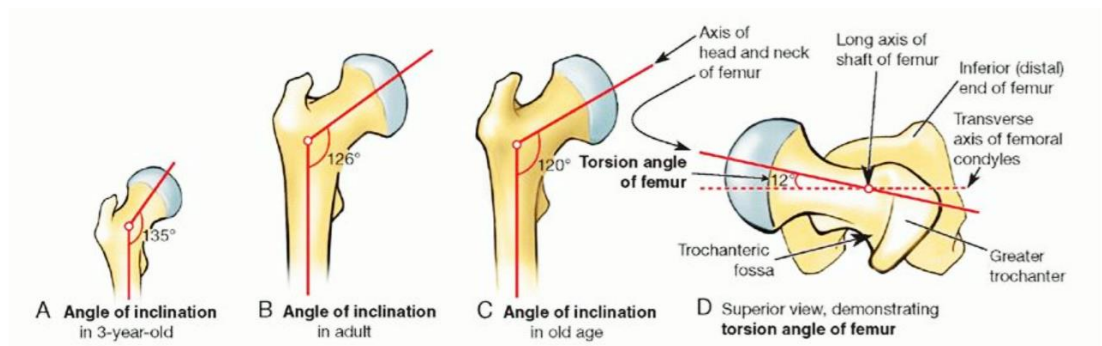
kloubní hrbolky pro spojení s tibií – condyli femoris. [3] [5] Názornější a detailnější popis všech částí kosti je na Obr. 2.



Obrázek 2 - Anatomie stehenní kosti - os femoris [5]

Nosná plocha hlavičky kosti pažní činí asi $\frac{3}{4}$ plochy koule s průměrem 4,5 cm. Na vrcholu hlavičky se nachází jamka, kde se upíná nitrokloubní vaz lig. Capitis femoris.

Krček kosti stehenní – collum femoris svírá s tělem kosti kolodíafysární úhel. U kojenců je hodnota úhlu kolem 135° viz Obr. 3-A, u dospělého jedince tato hodnota činí zhruba $115\text{--}140^\circ$, Obr. 3 - B, C, průměrná hodnota je 126° . Torsní úhel krčku je uveden na Obr. 3 - D a pohybuje se kolem $10^\circ - 12^\circ$, je to pootočení vůči frontální rovině dopředu. [3] [6]

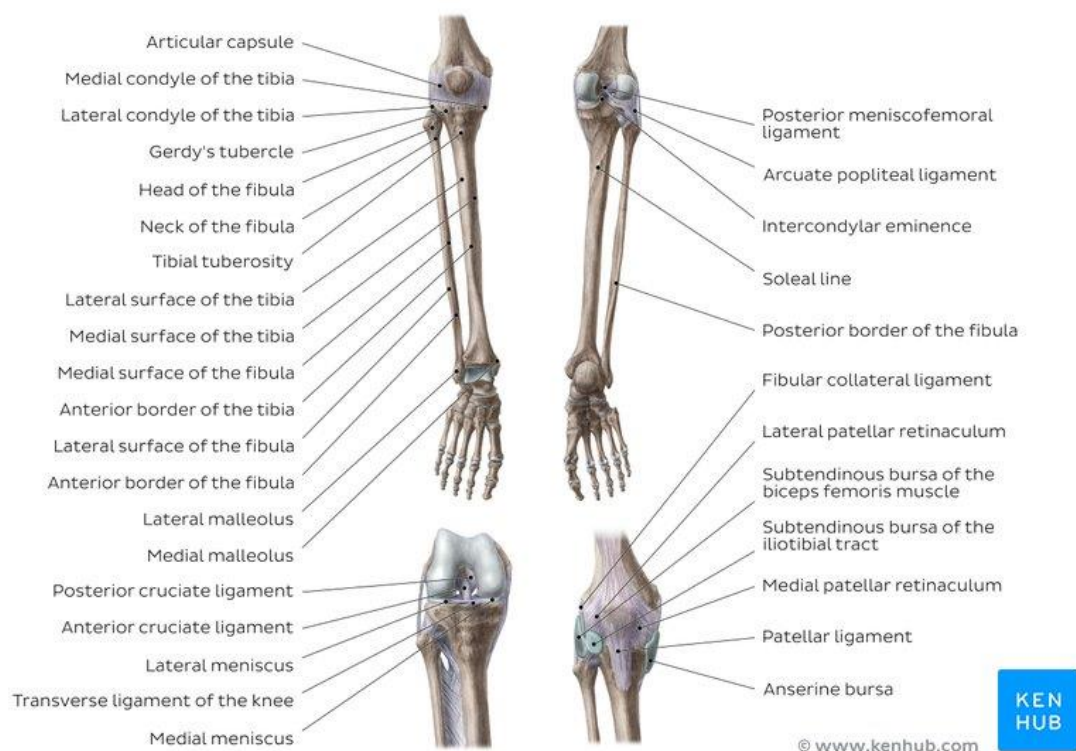


Obrázek 3 - Geometrie proximálního femuru. A – kolodiáfysární úhel (CCD) u kojenců, B – kolodiáfysární úhel v dospělosti, C – kolodiáfysární úhel u starších, D – torzní úhel. [6]

Krček tedy spojuje hlavičce – caput femoris s trochanterickým masivem. Jeho průřez není kruhový, ale elipsovitý. Ve střední část je průřez nejmenší, naopak směrem od středu je průřez širší. Nosnou strukturou krčku je Adamsův oblouk, který je tvořen kortikální kostí. Z větší části je krček tvořen spongiózní kostí, jejíž trámce se přestavují do směru zatížení kosti. [3] [6]

Patella, fibula, tibia

Popis těchto tří kostí je shrnut do Obr. 4 a v rámci této práce není potřeba se o těchto kostech výrazněji zmiňovat.



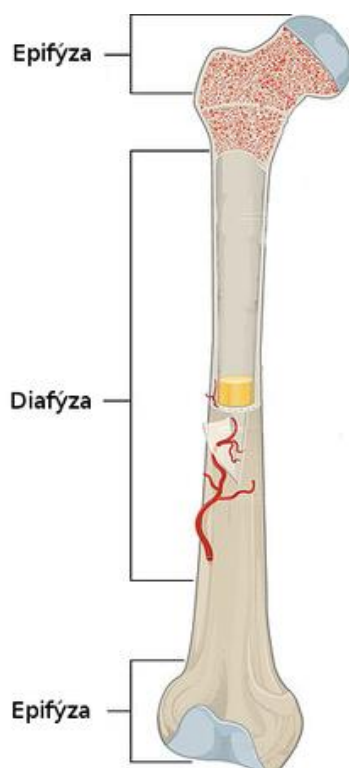
Obrázek 4 - Anatomie česky - patella, kosti lýtkové – fibula a kosti holenní – tibia. [4]

2.1.2 Vnitřní struktura kosti

Hlavní odlišností kostní tkáně od jiných pojivových tkání je jejich tvrdost a tuhost. Kosti tvoří oporu těla, ochraňují orgány, jsou rezervoárem minerálních látek – vápník a fosfor, po vyvinutí kostní dřeně jsou hlavním zdrojem krvetvorby a vynikají velmi dobrou adaptací na zátěž. Skládají se z anorganické složky, která tvoří kostní matrix tzn. krystaly solí a organické složky, jež tvoří kolagenní vlákna a nekolagenní proteiny. [7] [8]

V kostech dochází k neustálé přestavbě, tzn. odbourávání staré složky díky buňkám zvaným osteoklasty a novotvorbě nové složky díky osteoblastům. Tento neustálý metabolismus je v rovnováze asi do 25-30 let věku. Poté začne trvalé ubývání kostní hmoty a intenzita novotvorby kosti klesá. U žen v postmenopauze se úbytek kostní hmoty ještě zvyšuje a dochází ke vzniku osteoporózy – řidnutí kostní tkáně.

Femur se řadí mezi dlouhé kosti stejně jako humerus nebo tibia. Tyto kosti jsou charakteristické diafýzou a dvěma rozšířenými konci – epifýzami. [8]

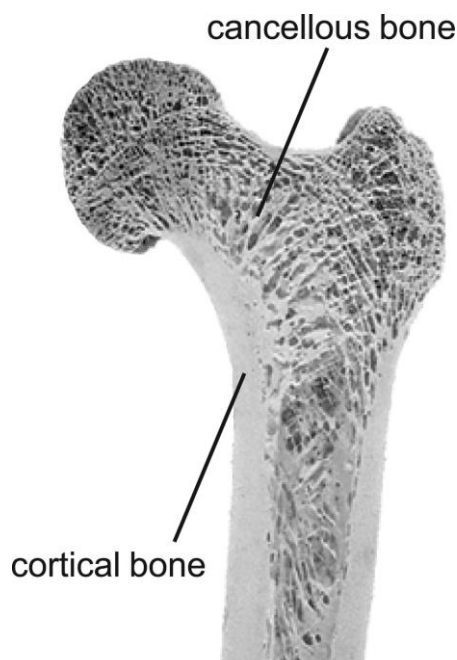


Obrázek 5 – Stehenní kost se zobrazením základních částí. [9]

Každá kost je tvořena dvěma hlavními složkami:

1. Kortikální (kompaktní, hutná) kost
2. Spongiózní (trabekulární, trámčitá) kost

Diafýza kosti je převážně tvořena kortikální složkou, na rozdíl od epifýz, které jsou tvořeny uvnitř spongiózní složkou ohraničené kortikální skořepinou.



Obrázek 6 - Vnitřní struktura proximálního femuru, která je tvořena spongiózní/ trámčitou kostí a kortikální/ hutnou kostí na povrchu. [10]

Kortikální složka je hustá, pevná, charakteristická malou porozitou. Tvoří až 80% kostní hmoty. Spongiózní složka je naopak velmi porézní, tvořena propojenými lamelárními trámci, tvoří tak hustou prostorovou síť. [8] [10]

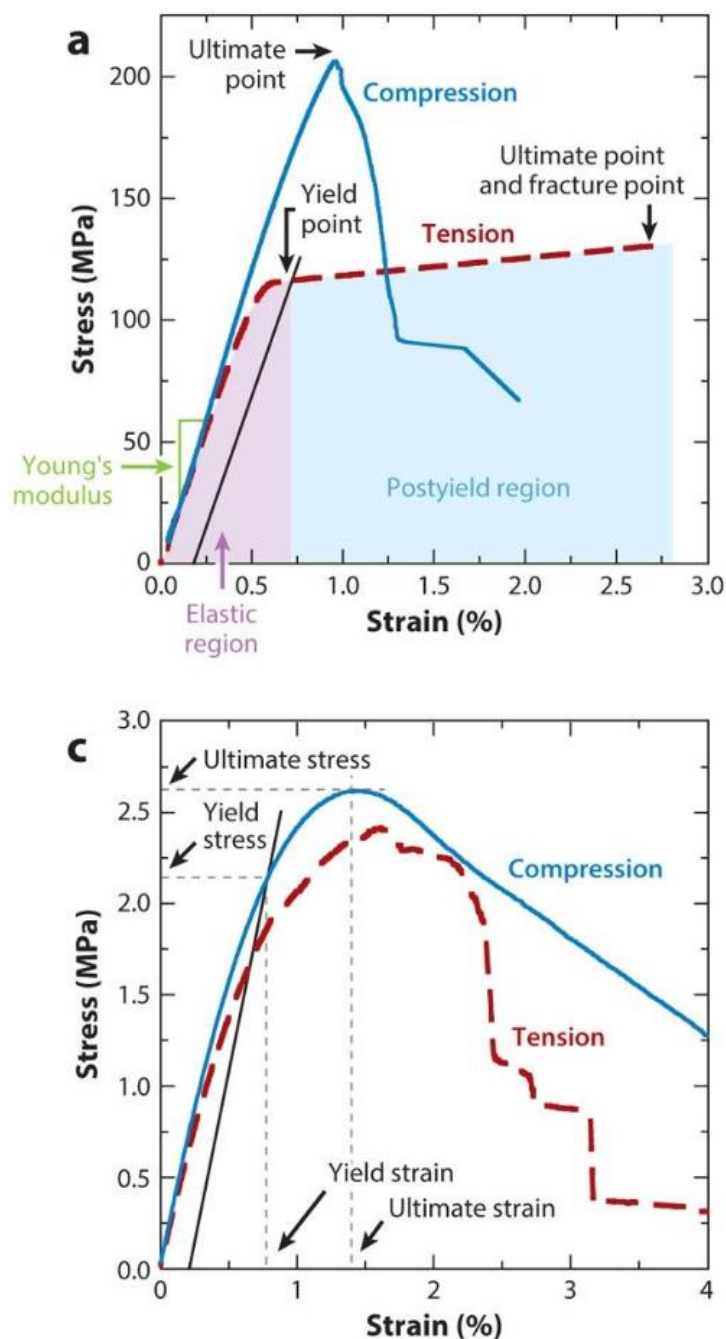
2.1.3 Mechanické vlastnosti kosti

Kost je mineralizovaná pojivová tkáň, vystavena mnoho funkčním nárokům a je tak důležité znát její chování a mechanické vlastnosti. Mezi nejčastější metody testování mechanických vlastností kortikální kosti patří jednoosá tahová/kompresní zkouška, tří nebo čtyř bodový ohyb. K alternativním zkouškám lze zařadit ultrazvukovou technologii nebo nanoindentaci. [8]

Zjišťování vlastností trabekulární kosti není tak jednoduché díky jejímu extrémně malému rozměru každého trámce a vysoké porozitě. K nejčastějším metodám k určení modulu pružnosti patří nanoindentace, zkouška na vzpěr nebo

na tah, dále pak ohyb samotného trámce, ultrazvuková zkouška nebo MKP metody. [8]

Jak bylo zmíněno, kostní tkáň existuje buď jako kortikální nebo trabekulární kost. Tahová/ kompresní zkouška každé této složky je zobrazen na Obr. 7.



Obrázek 7 - Tahová a kompresní zkouška kortikální/ trabekulární kosti; a – zátěžový diagram kortikální kosti, b – zátěžový [11]

Mez pevnosti (ultimate stress) je podstatně vyšší u kortikální kosti, a to jak v tlaku, tak v tahu. Hodnoty meze pevnosti femuru v tlaku jsou uvedeny v Tab. 1. Lze vidět, že pokud je zanedbána trabekulární složky kosti, na výslednou mez pevnosti to nemá znatelný vliv.

Tabulka 1 - Mechanické vlastnosti femuru

Studie	Mez pevnosti σ_{ult} [MPa]	Věk	Pozn.
Zhang et al., 2019 [12]	194	20-89	pouze kortikální kost
Currey, 2001 [8]	209	20-29	
	190	70-79	
Reilly et al., 1975 [13]	203	19-80	

Modul pružnosti každé složky s metodou měření jsou uvedeny v Tab. 2.

Tabulka 2 - Moduly pružnosti trabekulární/ kortikální kosti

Studie	Testovací technika	Trabekulární kost	Kortikální kost	Poznámka
Ashman et al., 1988 [14]	Ultrazvuk	12,7 (2,0) GPa		
Mente et al., 1989 [15]	Vetknutý nosník + MKP analýzou	7,8 (5,4) GPa		vysušená kost
	Nanoindentace	18,14 (1,7) GPa	20,02 (0,27) GPa	vysušená kost
Zysset et al., 1998 [16]	Akustická mikroskopie	17,50 (1,12) GPa	17,73 (0,22) GPa	
Zysset et al., 1999 [17]	Nanoindentace	11,4 (5,6) GPa	19,1 (5,4) GPa	vlhká kost
Bayraktar et al., 2004 [18]	Tahová a kompresní zkouška + MKP	18,0 (2,8) GPa		

Hustota kosti

Krom toho, že kost obsahuje řadu minerálů, tak i několik dalších složek jako kolagen, nekolagenní proteiny, lipidy a vodu. Vliv na mechanické vlastnosti kosti má obsah minerálů, a to především hustota kostních minerálů - BMD. Normální

zdravá kost je poměrně pevná díky minerálům a ohebná díky obsahu kolagenu. Z výsledků měření hodnoty BMD u mladých zdravých mužů a žen se stanovuje průměrná hodnota a směrodatná odchylka. Tato odchylka se také označuje T-skóre. [8] [19] [20]

Podle těchto hodnot BMD jsou dle WHO následně rozlišeny:

- 1) Normální kost s T-skóre $-1,0$ SD (směrodatných odchylek)
- 2) Osteopenie s T-skóre $-1,0$ až $2,5$ SD
- 3) Osteoporóza s T-skóre $> 2,5$ SD

Ovlivňujícími faktory kvality kosti jsou věk, životospráva, dostatečné vystavení se slunečním paprskům, pohyb, pohlaví, léky a rodinná anamnéza. Existuje několik možností, jak BMD měřit. Mezi nejčastější a nejpoužívanější metody patří kostní denzitometrie DXA, RTG nebo ultrazvuk. S nízkou hodnotou BMD souvisí i vyšší riziko fraktury. [8] [19] [20]

Osteoporóza (řídnutí kostí) je změna kvality a mechanických vlastností kortikální i spongiózní kostní hmoty, dochází k ubývání této hmoty nerovnováhou kostního metabolismu (odbourávání a novotvorba kostní tkáně). [21] [22]

Ve studii z roku 2009, která je součástí tzv. Rotterdamské studie od *Rivadeneira et al., 2009* chtěli dokázat, zda by mohla být BMD krčku femuru jako prediktor zlomenin v oblasti kyčle. Studie zahrnovala 147 zlomenin kyčle u 4806 účastníků se strukturální analýzou kyčle DXA. Ke sledovaným parametrům patřila šířka krčku, tloušťka kortikální kosti, modul průřezu, štíhlostní poměr (index nestability kortikální kosti). Pomocí matematického modelu pro výpočet rozdělení zlomenin kyčle pomocí parametrů BMD krčku femuru, obsahu kostních minerálů (bone mineral content – BMC), plochy kosti a analýzu kyčelní struktury (hip structure analysis – HSA) a toto porovnali s prospektivními údaji z Rotterdamské studie.

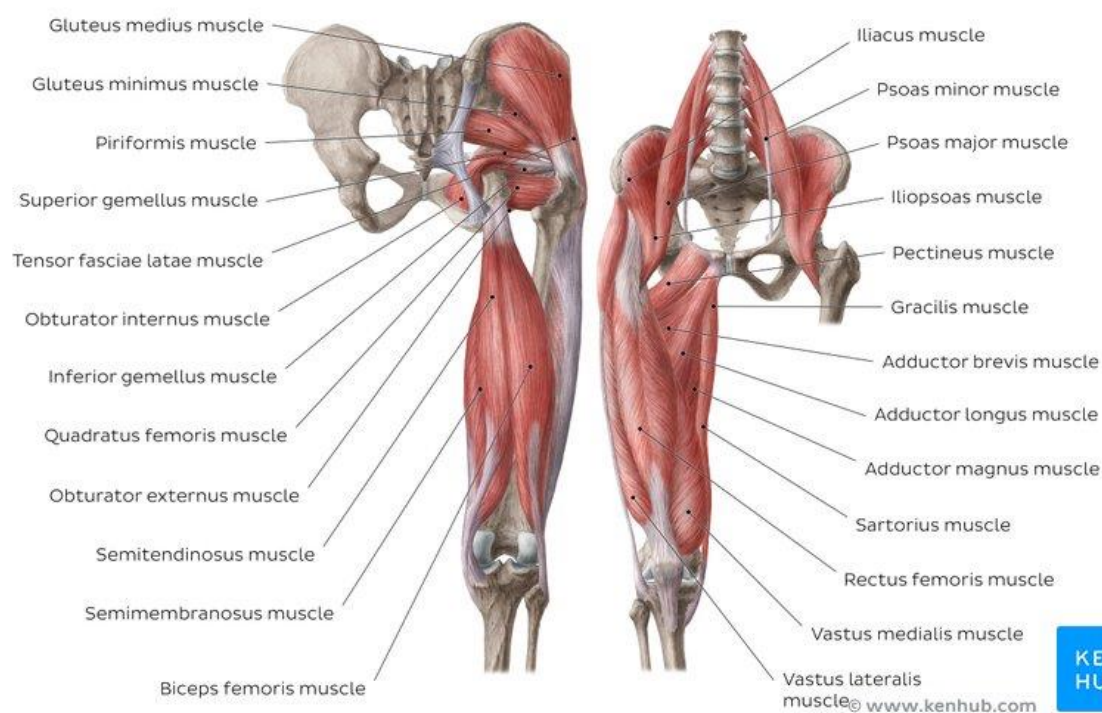
Došli k závěru, že zlomeniny kyčle jsou spojeny u obou pohlaví s nižšími hodnotami BMD, tenčí kortikální kostí, větší šířku kosti, nižší pevností a vyšší nestabilitou. U jedinců s frakturou měli muži hodnoty BMD vyšší než ženy, ve štíhlostním poměru nebyl žádný významný rozdíl. Štíhlostní poměr (index nestability) představuje kritickou rovnováhu u obou pohlaví mezi tloušťkou kortikální kosti a šířkou kosti. Ačkoli štíhlostní poměr nepřináší další prediktivní hodnotu, tak toto zjištění pomáhá lépe pochopit proč právě nízké hodnoty BMD jsou dobrým prediktorem křehkých zlomenin. [23]

2.2 Mechanika svalu

Tato část se věnuje anatomii svalstva pánve, dolních končetin a biomechanice kosterního svalu.

2.2.1 Svalový systém pánve a dolních končetin

Rozložení svalů, jež jsou hlavním pohonem pohybu, zároveň jejich kontrakcí dochází k mechanickému namáhání kostí je zobrazeno na Obr. 4.



Obrázek 8 - Anatomie pánve a dolních končetin [4]

Pro přehlednost jsou svaly dolní končetiny shrnuty do Tab. 23. Popis konkrétního svalu je dán v následujícím pořadí: název, začátek – origo, úpon – insertio, funkce a inervace.

Tabulka 3- Svaly dolní končetiny I. část [24]

Název	Origo	Insertio	Funkce	Inervace / Poznámky
Mm. coxae (vnitřní a zevní skupina se svaly pelvitrochanterickými)				
Vnitřní svaly kyčelní				plexus lumbalis, n. femoralis
m. iliopsoas a)m. psoas major b)m. iliacus c)m. psoas minor	a)disci intervertebrales od Th ₁₂ po L ₅ b)fossa iliaca c)discus intervert. Th ₁₂ - L ₁	a),b) trochanter minor femoris c)eminentia iliopectinea, pecten ossis pubis	flexe, addukce stehna, flexe páteře, rotace trupu a pánve na opačnou stranu	rr. musculares plexus lumbalis, n. femoralis a) (L ₂ -L ₄) b,c) (L ₁ -L ₃) fossa iliopectinea
Zevní svaly kyčelní				plexus sacralis
m. gluteus maximus	fac. glutea o. ilii za linea gl. post., os sacrum et os coccygis, lig. sacrotuberale	tractus iliotibialis, tuberositas glutea femoris	extenze, addukce, zevní rotace stehna, vzpřímené postavení trupu	n. gluteus inferior (L ₅ -S ₁)
m. gluteus medius	fac. glutea o. ilii mezi l. glutea ant. et post. a labium ext. cristae iliace	trochanter major femoris	abd. stehna, dukce pánve, ventr.č.-flexe, vnitřní rotace stehna	n. gluteus sup. (L ₄ -S ₁)
m. gluteus minimus	fac. glutea o. ilii mezi linea glutea ant et inf.	trochanter major femoris	dorz.č.-extenze, zevní rotace stehna	
m. tensor fasciae latae	spina iliaca ant. sup.	tractus iliotibialis na tuberosit. tr. iliotib. tibiae	flx., abd., vnitř. rot. stehna, extenze bérce	n. gluteus sup. (L ₄ -L ₅)
Pelvitrochanterické svaly				
m. piriformis	Facies pelvina ossis sacri lat. od foram.sacr. pelvina	trochanter major femoris		n. piriformis (S ₁ -S ₂) foramen supra-, infrapiriforme
m. obturatorius int.	okraj for. + mem. obtur.	fossa trochanterica	zevní rotace stehna, při flexi stehna abdukce	n. obturatorius int. (L ₅ -S ₂) r. musc. plexus sacralis (L ₅ -S ₁)
mm. gemelli	spina ischiadica	fossa trochanterica		r. musc. plexus sacralis (L ₄ -S ₁)
m. quadratus femoris	tuber ischiadicum	crista intertrochanterica	zevní rotace stehna	n. quadratus femoris (L ₄ -S ₁)

Tabulka 4- Svaly dolní končetiny II. část. [24]

Název	Origo	Insertio	Funkce	Inervace / Poznámky
Mm. femoris (ventrální, mediální a dorzální skupina)				
Ventrální skupina				n. femoralis
m. sartorius	Spina iliaca anterior sup.	med. u tuberositas tibiae do pes anserinus major	Flx, abd., zevní rot. stehna, flx., vnitřní rotace bérce	n. femoralis (L ₂ -L ₃)
m. quadriceps femor. a)m. rectus femoris a ₁) caput rectum a ₂) caput reflexum b)m. vastus medialis c)m. vastus lateralis d)m. vastus intermed.	a ₁)spina iliaca ant.inf. a ₂)sulcus supracetabularis b)labium med. l. asperae, linea intertrochanterica c)labium lat.lineae asperae trochanter major fem. d)corpus femoris	šlacha na patellu ligamentum patellae na tuberositas tibiae d)capsula articularis*	a) flexe stehna extenze bérce	n. femoralis a) (L ₂ -L ₄) b) (L ₂ -L ₃) c) (L ₃ -L ₄) d) (L ₂ -L ₄), (L ₃ -L ₄)* *m. articularis genus
Mediální skupina (adduktory stehna)				n. obturatorius (n. femoralis, n. ischiadicus)
m. pectineus	pecten ossis pubis	linea pectinea femoris	add., flx, zevní rot. stehna	r. ant. n. obturat. n. femor. (L ₂ -L ₃)
m. adductor longus	r. sup. ossis pubis	labium med.l.asperae(2./3)	add., flx, zevní rot. stehna	r. anterior n. obturatorii (L ₂ -L ₃)
m. adductor brevis	os pubis, mezi r.sup. et inf.	labium med.l.asperae(1./3)	add., flx, zevní rot. stehna	r. anterior n. obturatorii (L ₂ -L ₄)
m. adductor magnus	ramus inf. ossis pubis, ramus ossis ischii	labium med.l. asperae tuberculum adduct. f.*	addukce, přední část flexe, zadní část extenze stehna	r.post.n.obturatorii (L ₃ -L ₄),n.ischiadicus/ *hiatus adductorius
m. gracilis	os pubis u symfýzy	med. u tuberositas tibiae do pes anserinus major	add. stehna, flx. bérce, při flx. bérce vnitřní rotace	r. anterior n. obturatorii (L ₂ -L ₄)
m. obturatorius externus	okraj foramen obturatum, membrana obturatoria	fossa trochanterica	flexe, addukce, zevní rotace stehna	r. posterior n. obturatorii (L ₃ -L ₄)
Dorzální skupina (svaly sedacího hrbolu, extenzory stehna, flexory bérce)				n. ischiadicus
m. biceps femoris a)caput longum b)caput breve	a)tuber ischiadicum b)labium med. l. asperae	caput fibulae	flexe bérce, při flexi bérce zevní rotace a)extenze a addukce stehna	n. ischiadicus(L ₅ -S ₂) vysoké štěpení: a)n.tibialis b)n.fibularis communis
m. semitendinosus	tuber ischiadicum	med. u tuberositas tibiae do pes anserinus major	extenze a addukce stehna	n. ischiadicus (L ₄ -S ₁) vysoké štěpení: n. tibialis
m.semimembranosus	tuber ischiadicum	*condylus med. tibiae, lig. poplit.obliq.,fascia poplitea	flexe, vnitřní rotace bérce	*pes anserinus profundus

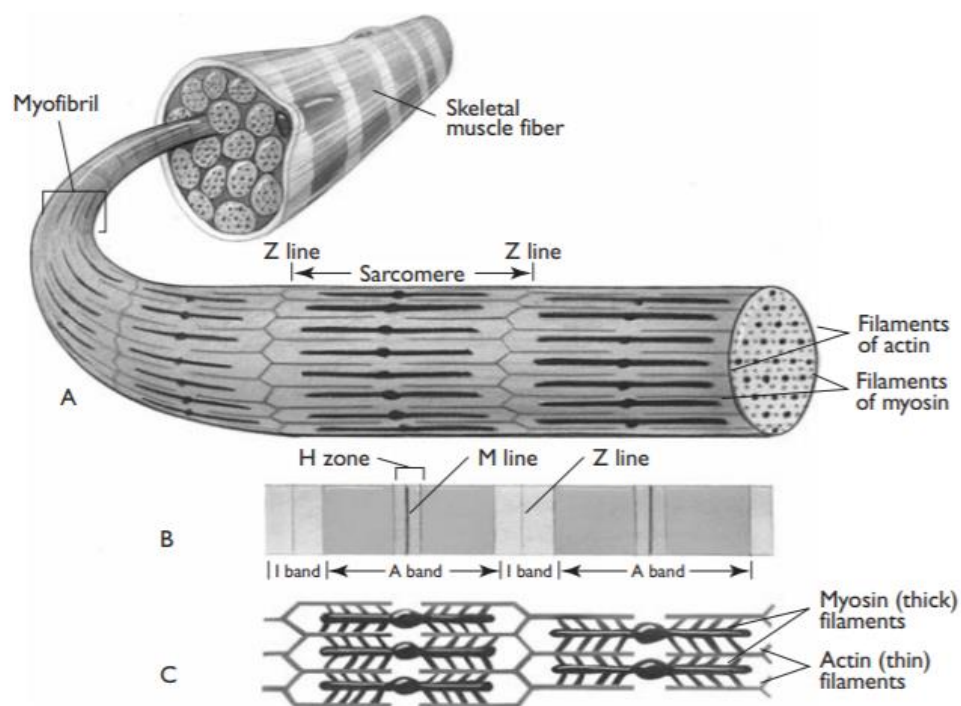
Tabulka 5- Svaly dolní končetiny III. část. [24]

Název	origo	insertio	funkce	Inervace / poznámky
Mm. cruris (ventrální, laterální a dorzální skupina)				
Ventrální skupina (extenzory nohy) (dorzální flexe = extenze)			n. fibularis (peroneus) profundus	
m. tibialis anterior	2/3 facies lateralis tibiae membrana interossea cr.	os cuneiforme I., mtt. I.	extenze a zevní rotace nohy podélná klenba nožní	n. fibularis prof. (L ₄ -L ₅)
m. extensor hallucis longus	facies medialis fibulae, membrana interossea cr.	aponeurosis dorsalis hallucis, ph II. hallucis	extenze palce a nohy	n. fibularis prof. (L ₄ -S ₁)
m. extensor digitorum longus	condylus lat. tibiae, margo ant. fibulae, membr.intero.	dorz. aponeur. 3-čl. prstů, basis mtt. V.*	extenze prstů a nohy *vnitřní rotace nohy	n. fibularis prof. (L ₄ -S ₁) *m. peroneus tertius
Laterální skupina (plantární flexe = flexe)			n. fibularis (peroneus) superficialis	
m. peroneus (fibularis) longus	caput fibulae, facies lateralis fibulae	os cuneiforme I., basis mtt I.	flexe, vnitřní rotace nohy příč. i podélná klenba nohy	n. fibularis spfc. (L ₅ -S ₁)
m. peroneus (fibularis) brevis	facies lateralis fibulae	tuberositas mtt. V.	flexe, vnitřní rotace nohy	n. fibularis spfc. (L ₅ -S ₁)
Dorzální skupina (flexory nohy, (bérce))			n. tibialis	
Povrchová vrstva				
m. triceps surae a)m. gastrocnemius* b)m. soleus	a)epicond.med.et lat. fem. b) caput fibulae, arcus tendineus + linea m. solei	tendo Achilei na tuber calcanei	flexe nohy, a)flexe bérce	n. tibialis (L ₅ -S ₃) *m. gastrocnemius medialis et lateralis
m. plantaris	facies poplitea femoris	tuber calcanei	malá, flexe nohy a bérce	n. tibialis (L ₅ -S ₃)
m. popliteus	condylus lat. femoris	linea m. solei	flexe, pronace flx. bérce	n. tibialis (L ₄ -S ₁)
Hluboká vrstva				
m. tibialis posterior	facies post. tibiae et fibulae, membr. interossea	tuberositas o. navicularis, o.cuneif.,cuboid,mtt II-IV	flx, add., vnitřní rotace nohy, podélná klenba nohy	n. tibialis (L ₅ -S ₁)
m. flexor hallucis longus	facies post fibulae 2.a3./3, membrana interossea cr.	basis ph II. hallucis	flexe palce a nohy, podélná klenba nožní	n. tibialis (L ₅ -S ₂)
m. flexor digitorum longus	facies post. tibiae	basis ph distalis 3-čl. prstů	flx. prstů, flx. a zevní rot. nohy, podélná klenba nožní	n. tibialis (L ₅ -S ₂)

2.2.2 Biomechanika svalstva

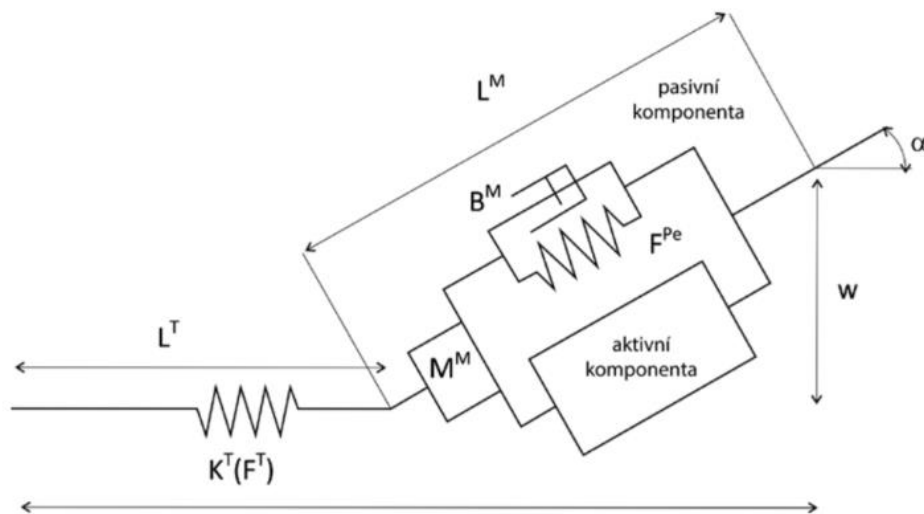
Svaly jsou základní funkční jednotkou pohybového systému způsobující pohyb v kloubech. Nervovým impulzem, řízeným mozgovými a míšními nervy, dochází k řízené svalové kontrakci a relaxaci. Při tomto procesu se přeměňuje chemická energie na mechanickou. Základem je svalové vlákno obalené buněčnou membránou – sarkolemou. Svalové vlákno je složeno z hustě uspořádaných myofibril (Obr. 9 - A). Myofibrily jsou složeny z jednotlivých úseků – sarkomer, které jsou od sebe odděleny Z – linie. Vnitřní struktura sarkomer je tvořena myofilamenty

aktinu a myozinu (Obr. 9 - B, C). Touto vazbou vzniká svalový stah – kontrakce, během které dochází ke vzájemnému pohybu obou myofilament. [25] [26] [27]



Obrázek 9- Struktura svalového vlákna; A – myofibrila, B – sarkomera, C – uspořádání aktinu a myozinu (kontraktilní bílkoviny). [27]

Mechanickou odezvu svalu představuje Hillův svalový model. Používá se ke stanovení síly šlachy a svalu.

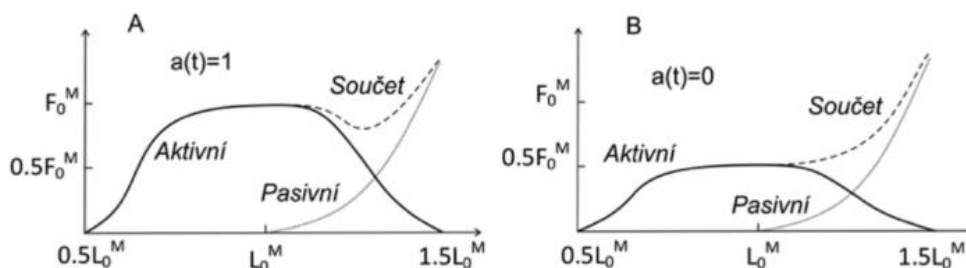


Obrázek 10 - Hillův model svalu složený z tlumičů a pružin [28]

Model svalu je zobrazen na Obr. 10, kde je L^M – délka svalu, L^T – délka šlachy, α – úhel zpeření daného svalu, L^{MT} – celková délka komplexu šlachy a svalu, dále je zde paralelní zapojený viskoelastický člen – pružina představující elastický člen F^{Pe} , tlumič jako pasivní viskózní člen B^M . Aktivní komponenta slouží jako generátor síly. Celková svalová síla závisí na několika faktorech:

Závislost svalové síly a délky L^M

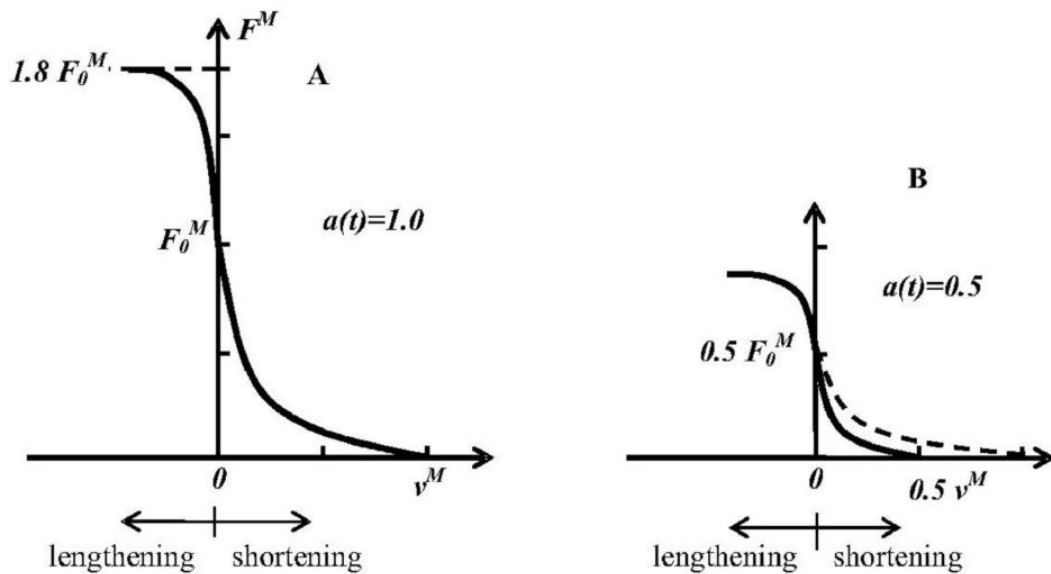
Zobrazuje Obr. 11, kde vlevo (A) je 100 % aktivace svalu, vpravo (B) pak 50 % aktivace svalu.



Obrázek 11- Závislost svalové síly na svalové délce [28]

Závislost svalové síly a rychlosti v^M

Obr. 12 je znázorněno, že při zvětšující se rychlosti kontrakce se maximální možná síla zmenšuje, dochází ke zkracování délky svalu. Při excentrických svalových kontrakcích je generováno více síly.



Obrázek 12- Závislost mezi svalovou silou a rychlostí kontrakce svalu, A – při 100 % aktivace svalu, B - při 50 % aktivace svalu. [29]

Stupeň svalové aktivace

Tato hodnota se pohybuje od 0 do 1, někdy také vyjádřena v procentech a udává, jak moc je sval zapojen/ aktivován při daném pohybu. S tím je nutné definovat i druhy kontrakcí:

Izometrická – sval generuje sílu bez změny délky svalu, nulová rychlost kontrakce;

Isotonická – sval generuje sílu změnou délky svalu (koncentrická nebo excentrická kontrakce);

Excentrická – dochází k protažení svalu důsledkem větší protikladné síly;

Koncentrická – sval generuje sílu a dochází ke zkracování délky svalu.

Maximální izometrická síla je tak dána nulovou rychlostí kontrakce, maximální aktivací svalu a je závislá na fyziologickém průřezu svalu (PCSA) a tonickém napětí. Sval může generovat i větší sílu, než je izometrická, pokud je v excentrické kontrakci. [28] [30]

Vztah mezi těmito veličinami vyjadřuje rovnice:

$$\sigma_M = \frac{F_{Max}}{PCSA} \quad (1)$$

Kde:

σ_M – svalové napětí [Pa]

F_{Max} – maximální izometrická síla svalu [N],

$PCSA$ – fyziologický průřez svalu [m²]

Čím větší bude průřez svalu PCSA, tím větší sval dosáhne síly. [31]

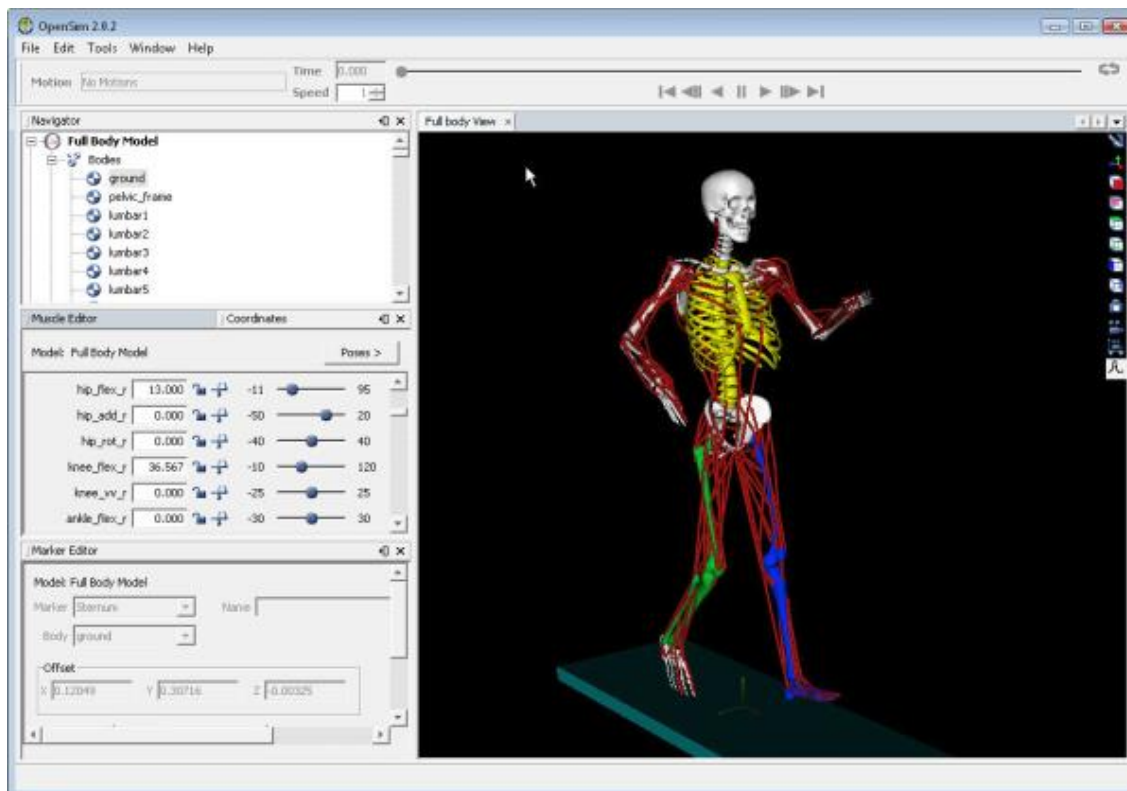
2.3 Svalově kosterní model

Aby bylo možné analyzovat síly ve svalech, šlachách, reakční síly v kloubech a porozumět tak mechanismům lidského těla, existují matematické svalově kosterní modely, protože ne všechno lze měřit a zjišťovat neinvazivně. Díky těmto modelům lze pochopit, jak se lidské tkáně chovají v zátěži a při různých pohybech. Toho lze využít ve spoustě odvětví od sportu, pasivní bezpečnosti až po lékařská využití. K nejznámějším softwarům modelování patří OpenSim [32] [33], AnyBody Technology [34] a Biomechanics of Bodies (BoB) [35]. [36]

OpenSim

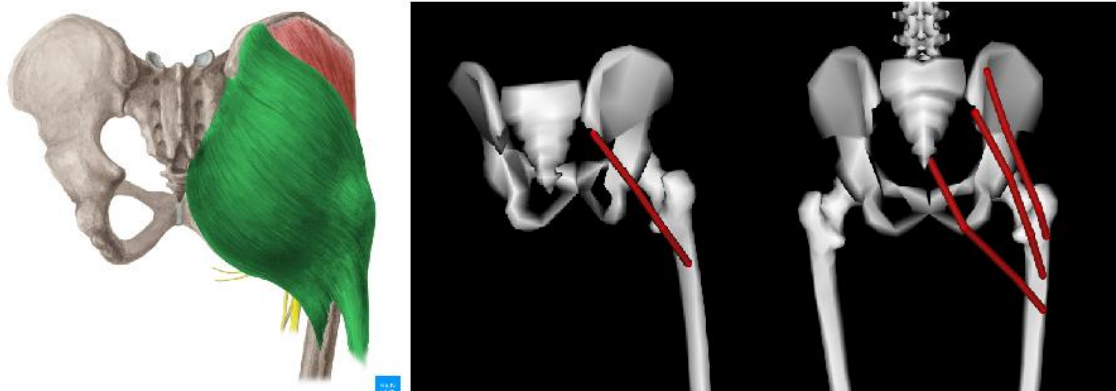
Volně dostupný software vhodný pro akademické účely, ve kterém je možné vytvářet, měnit a analyzovat počítačové modely člověka, zvířat nebo robotů v interakci s prostředím. Umožňuje vytvářet kosterně svalové elementy jako např. klouby, svaly, vazy, přídatné síly a prostředí. Dále je možné provádět dopřednou/

inverzní kinematiku i dynamiku. Nabízí celou řadu fyzikálních analýz svalových sil, reakčních sil nebo kontaktních sil v kloubech. OpenSim může být použit i pro kalibraci EMG dat. [37] [36]



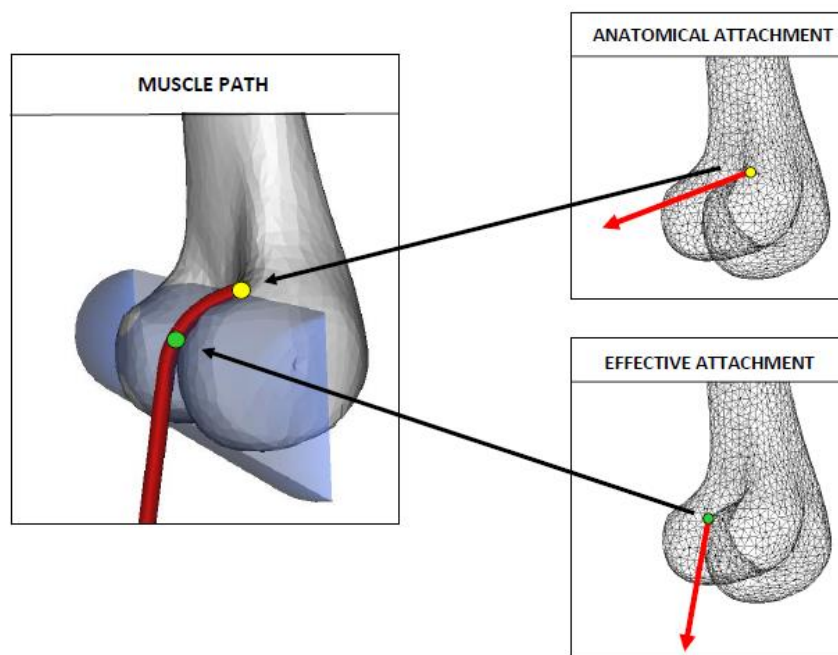
Obrázek 13 - Prostředí programu OpenSim [32]

Jednotlivé svaly jsou reprezentovány řadou lineárních segmentů. Trajektorie svalů je definována odstupem a úponem. V případě kolize s kostí může být doplněna o jednotlivé body obtáčení. Modely se liší zjednodušením skutečného svalu viz Obr. 14. [37] [36]



Obrázek 14 – Aproximace svalu. Vlevo zobrazení skutečného svalu *m. gluteus maximus* [4], uprostřed jednoduchý model tvořen jen jedním lineárním segmentem, vpravo je model svalu tvořen třemi lineárními segmenty, tak aby došlo k lepší aproximaci chování reálného svalu.

Svaly jsou v programu OpenSim reprezentovány sérií bodů spojených v lineární segmenty. Některé svaly mají definované pouze dva body, a to začátek a úpon. Svaly, jejichž trajektorie je složitější a obtáčejí se kolem kostních segmentů, mají ještě definované body obtáčení. Pro získání směrů daných svalů je nutné rozlišit anatomické nebo efektivní úpony svalů. [38]

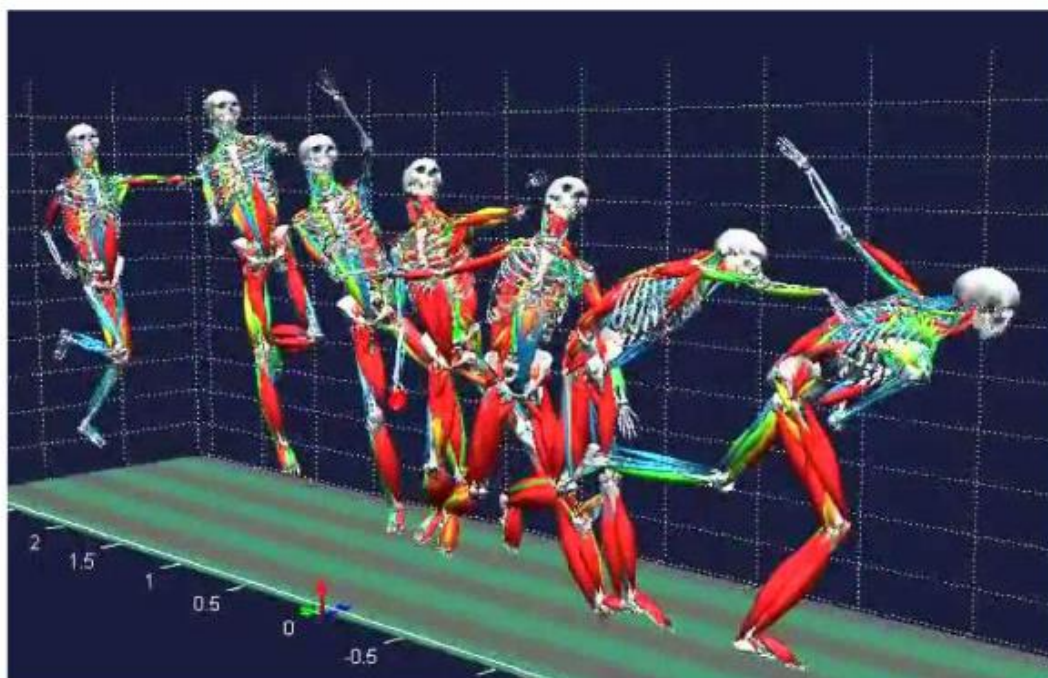


Obrázek 15 - Rozdíl mezi anatomickým úponem a efektivním úponem svalu. Vlevo znázorňuje žlutá tečka místo anatomického úponu svalu, zelená tečka pak efektivní úpon svalu. Vpravo je vidět signifikantní rozdíl v tom, jakým směrem sval zabírá. [38]

Anatomický úpon svalu reprezentuje místo, kde je sval přímo upnutý na kost, přesněji na její povrch. Pak směr z tohoto místa by vedl k nesprávným výsledkům, neboť směr síly svalu, který je dán jeho kontrakcí by směřoval jinam, než ve skutečnosti daný sval zabírá. Na Obr. 15 lze vidět rozdíl mezi anatomickým, resp. efektivním úponem svalu. Směr svalové síly ze žlutého bodu míří jiným směrem než směr svalové síly ze zeleného bodu – efektivního úponu. [38]

BoB

Patří k nejpokrokovějším nástrojům pro biomechanickou výuku a aplikace, kde je požadována rychlá analýza. Model je složen z tuhých segmentů prezentujících anatomické části těla fyziologicky spojených zjednodušenými klouby a svaly. BoB je možné propojit s programem MATLAB a analyzovat tak trajektorii pohybu, těžiště segmentů, svalové síly, reakční síly, energetické poměry a provádět různé simulace. [39] [36]



Obrázek 16 - Analýza kosterně svalového modelu v programu BoB [40]

AnyBody

Disponuje nejmodernějšími modely, které lze přizpůsobit náročným požadavkům uživatelů. Vhodný pro zkoumání interakce mezi tělem a prostředím nebo detailní lékařské analýzy. Model člověka lze lehce nastavit dle konkrétních parametrů (výška, váha, délka končetin). Lze simulovat různá prostředí a náčiní. Možné je využití dat z EMG. Další možnosti nabízí propojení s CAD/ FEM softwary. [36] [41]



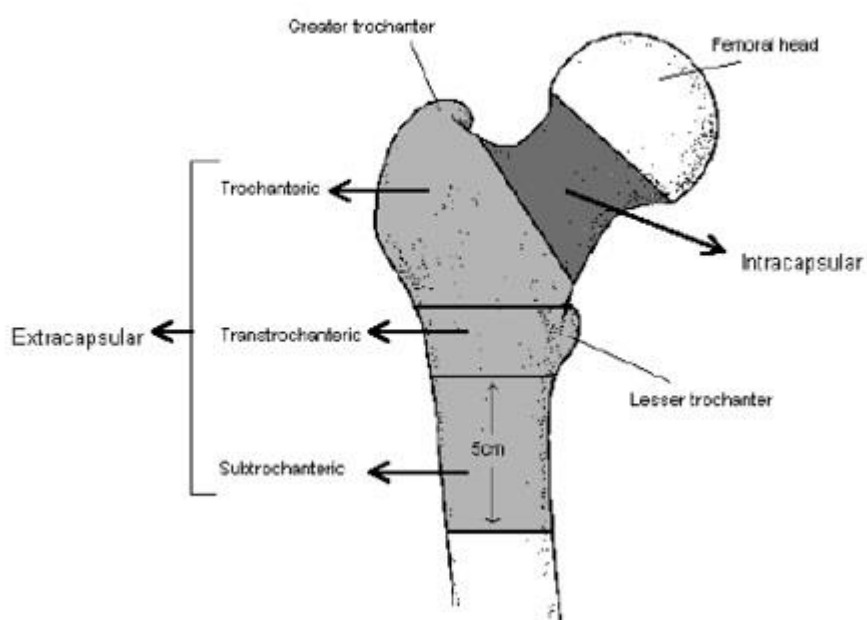
Obrázek 17 - Kosterně svalový model v programu AnyBody [41]

2.4 Zlomeniny proximálního femuru

Zlomenin proximálního femuru patří k nejčastějším zlomeninám vůbec a zároveň jsou to zlomeniny s řadou závažných komplikací. Existují dvě hlavní skupiny úrazů,

jednu část pacientů tvoří převážně mladí muži jako následek vysokoenergetického traumatu (nehody, sportovní úrazy, pády z výšek) a druhou skupinou jsou starší ženy. Hlavními ovlivňujícími faktory mohou být buď to přímo samotný pád nebo osteoporóza kosti, snížením fyzické aktivity, podvýživa, snížená ostrost zraku, zpomalené reflexy, neurologické poškození apod. [42] [43]

Důležitou součástí léčby je správná identifikace zlomeniny, kde se rozlišuje anatomická lokalizaci, směr lomné linie nebo dislokace. Základní rozdělení oblastí zlomenin ilustruje Obr. 18. [42] [43]



Obrázek 18 - Rozdělení oblastí zlomenin proximálního femuru [44]

2.4.1 Zlomeniny hlavice

Zlomeniny hlavice nejsou příliš časté, jedná se spíše o zlomeniny luxační a s tím spojená i problematika luxace kyčelního kloubu a zlomeniny acetabula. Tyto zlomeniny jsou často způsobeny vysoko-energetickým poraněním při velkém pádu,

autonehodě (poranění o palubní desku, kdy je síla přenášena v dlouhé ose femuru při flektované kyčli) nebo jiném silném nárazu. [43]

K charakteristice těchto zlomenin slouží Pipkinova klasifikace, a to konkrétně do čtyř skupin [43]:

Pipkin I: zadní luxace kyčle s frakturou hlavice distálně od fovea centralis,

Pipkin II: zadní luxace kyčle s frakturou hlavice kraniálně od fovea centralis,

Pipkin III: Typ I nebo II s frakturou krčku,

Pipkin IV: Typ I, II nebo III se zlomeninou acetabula.

2.4.2 Zlomeniny krčku

Tato skupina zlomenin tvoří zhruba polovinu zlomenin proximálního femuru. Podle lomné linie klasifikujeme dvě hlavní skupiny:

Intrakapsulární zlomeniny

Tyto zlomeniny jsou spojené s velkým rizikem poškození cévního zásobení a rozvojem avaskulární nekrózy hlavice. Dále lze tuto skupinu zlomenin rozdělit na kapitální, subkapitální, trancervikální nebo bazicervikální zlomeniny. Nejčastějším případem jsou subkapitální zlomeniny, naopak méně časté jsou pak kapitální a bazicervikální, trancervikální jsou vzácné.

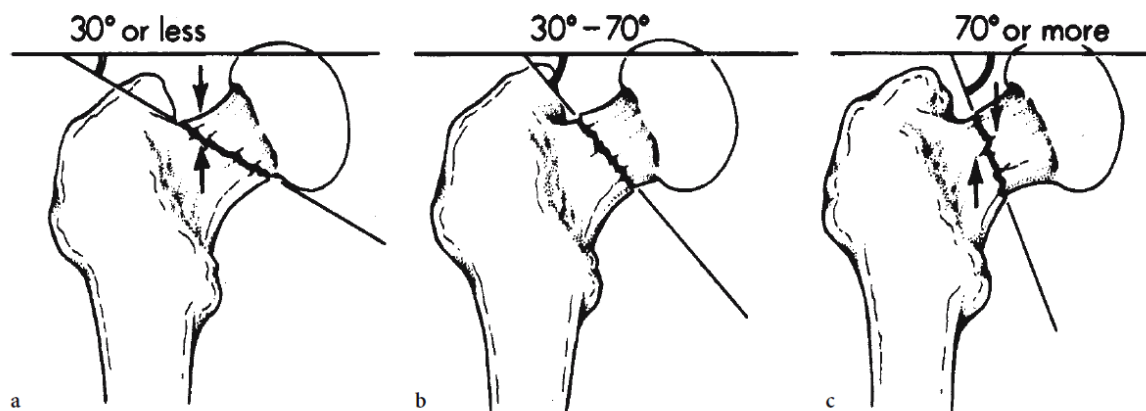
I přestože bylo navrženo několik klasifikací intraskapulárních zlomenin, dvě klasifikace z klinického hlediska jsou významné. [43] [42]

První z nich je klasifikace podle Pauwelse (1935), který rozřadil subkapitální zlomeniny na:

Pauwels I: lomná linie svírá s horizontálou úhel menší než 30°, u nedislokovaných zlomenin zde převládají tlakové síly nad střižnými,

Pauwels II: lomná linie svírá s horizontálou úhel mezi 30° a 70° dochází zde k většímu účinku střižných sil,

Pauwels III: úhel větší než 70°, dominují zde hlavně střížné síly a zlomenina je nestabilní.



Obrázek 19 - Klasifikace zlomenin dle Pauwelse; a) Pauwels I, b) Pauwels II, c) Pauwels III [42]

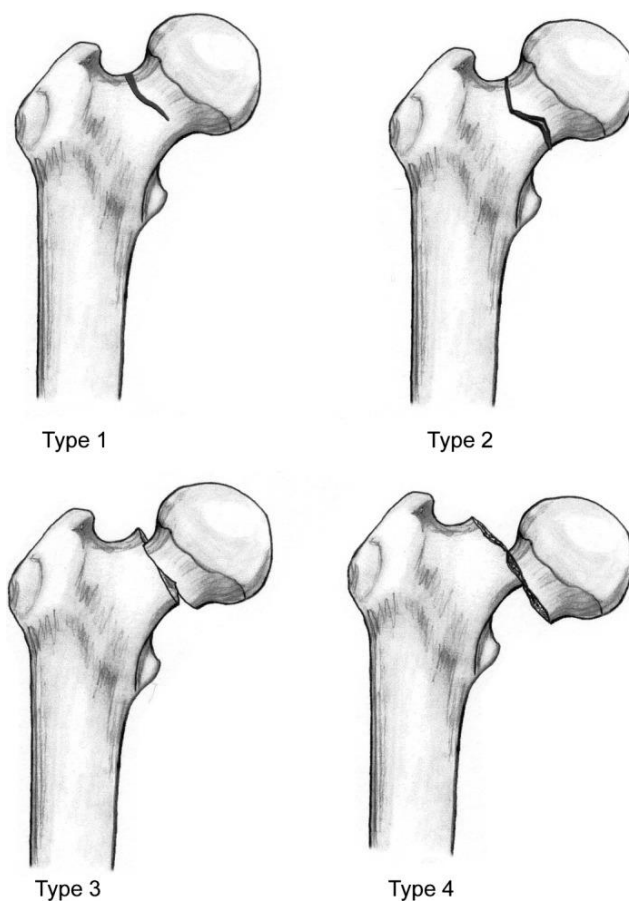
Druhým, běžněji používaným hodnocením zlomenin je klasifikace dle Gardena (1964), která zohledňuje dislokaci kostních trámců a riziko vzniku avaskulární nekrózy:

Garden I: Neúplná zlomenina krčku, směr trámců neporušen,

Garden II: úplná zlomenina bez dislokace, směr trámců neporušen,

Garden III: dislokace do varozity, zachováno pouze mediální retinaculum,

Garden IV: všechna retinacula jsou porušena, dislokace ad laterum, ad axillam, ad peripheriam, největší riziko vzniku avaskulární nekrózy. [43] [42]



Obrázek 20- Klasifikace zlomenin dle Gardena [45]

2.4.3 Zlomeniny extrakapsulární

Sem se řadí zlomeniny směrem distálně od kyčelního kloubu: trochanterické, intertrochanterické a subtrochanterické.

Intertrochanterické zlomeniny

Tyto zlomeniny jsou nejčastěji způsobeny pádem. Lomná linie vede mezi trochanter major a trochanter minor. Také svaly obklopující kyčelní kloub hrají roli ve struktuře zlomeniny.

Bylo navrženo několik možných klasifikací těchto zlomenin založených na místě zlomeniny, úhlu, rovině zlomeniny a stupni vychýlení. Za nejpoužívanější klasifikaci je brán Evansův systém z roku 1949. Tato klasifikace se vyznačuje snadnou reprodukovatelností a jednoduchostí pro klinickou praxi. Metoda je

založena na stabilitě zlomeniny. U této metody možné pomocí repozice převést nestabilní zlomeninu na stabilní.

Existuje 5 tříd zlomenin dle Evanse:

Evans I: dvou-fragmentové zlomeniny s jednoduchou linií lomu jdoucí mezi trochantery bez dislokace,

Evans II: dvou-fragmentové zlomeniny s jednoduchou linií jdoucí mezi trochantery s dislokací

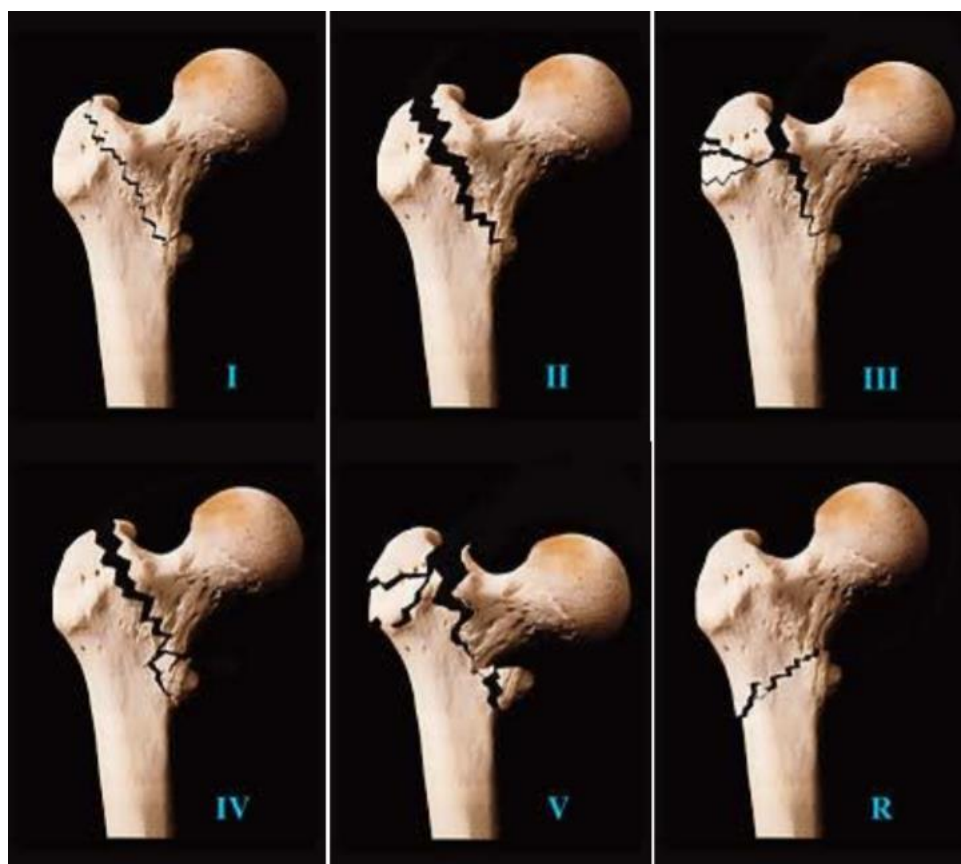
Evans III: troj-fragmentové zlomeniny s kominucí v oblasti velkého trochantoru jsou bez podpory posterolaterálního komplexu,

Evans IV: vylomení trochanteru minor případně i s částí Adamsova oblouku,

Evans V: čtyř-fragmentové zlomeniny s fragmenty trochanteru major a minor, prezentují kombinaci III a IV

Reverzní Evans: jedná se o zlomeninu s lomnou linií jdoucí mezi trochantery z laterální strany trochanterického masivu šikmo nahoru mediálně. Jedná se o velmi nestabilní zlomeninu.

U třídy Evans V jde o zlomeniny se známkami nestability, a to jak mediálního komplexu, tak i posterolaterálního komplexu. [42] [43] [46]



Obrázek 21 – Evansova klasifikace trochanterických zlomenin [46]

Subtrochanterické zlomeniny

Jak nazývá napovídá, tyto zlomeniny se nacházejí pod úrovní trochanterů. Zvýšený výskyt těchto zlomenin je u mladých pacientů se značným traumatem nebo s patologickou kostí. U těchto zlomenin jsou používané tři klasifikace. Jelikož se jedná v této práci o zlomeniny krčku, není důvod tuto podkapitolu dále rozvádět. [42]

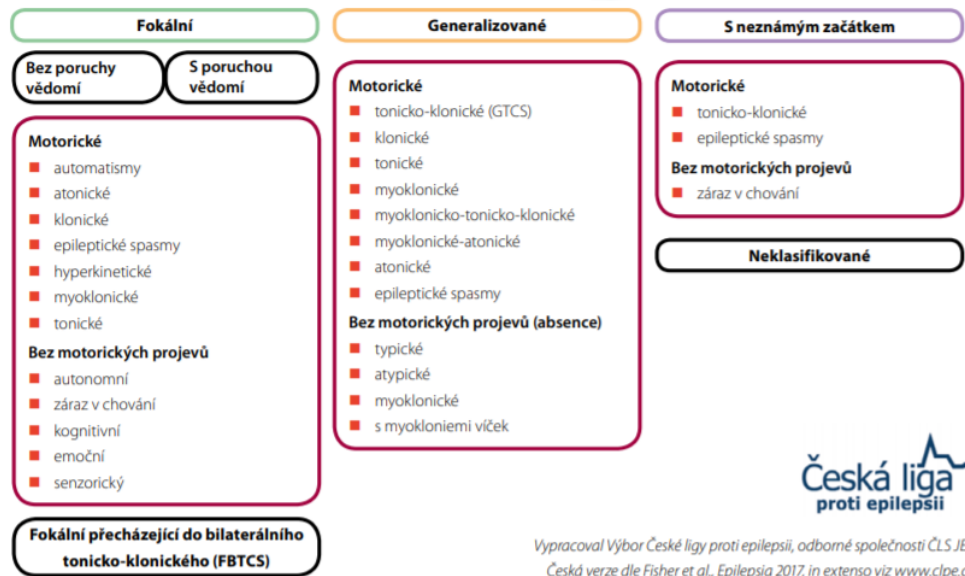
2.5 Epilepsie

Epilepsie je neurologické onemocnění, projevující se opakovanými neprovokovanými epileptickými záchvaty. Podstatou je nadměrná aktivita nervových buněk – neuronů v mozku, kdy dojde nekontrolovanému elektrickému výboji, spíše sérii synchronizovaných výbojů. Jakmile se začne záchvat šířit dojde k postižení určité části mozku a ovlivnění různých systémů v našem těle, např. myšlení, paměť, hybnost, chování. [47] [48] [49] [12]

Délka záchvatu se liší od několik sekund nebo minut, výjimečně i hodin. Pokud člověk prodělá jeden záchvat, neznamena to hned začátek epilepsie. K epileptickému záchvatu může dojít například při užití vysokých dávek léků, intenzivní blikavé světlo, při úrazu a poškození mozku, nedostatečném příjmu kyslíku, nadměrné pití alkoholu, infekční onemocnění mozku, nedostatek spánku nebo u žen jejich hormonální nerovnováhou. [47] [48] [49]

Klasifikace záchvatů je uvedena na Obr. 22, jedná se o Mezinárodní klasifikaci, schválená Mezinárodní ligou proti epilepsii (ILAE).

Klasifikace záchvatů ILAE 2017



**Česká liga
proti epilepsii**

Vypracoval Výbor České ligy proti epilepsii, odborné společnosti ČLS JEP
Česká verze dle Fisher et al., Epilepsia 2017, in extenso viz www.clpe.cz

Obrázek 22- Klasifikace epileptických záchvatů, Česká liga proti epilepsii [47]

Elektrický výboj se u fokálních záchvatů šíří jen z jedné části mozku a s tím souvisí i jejich rozdělení, kde k nim dochází.

Základní popis fokálních záchvatů:

- **Jednoduché (bez poruchy vědomí):** podle příznaků
 - Motorické – křeče, záškuby,
 - Senzitivní – zvláštní pocity (chuť, čich, zrak, sluch), mravenčení,
 - Autonomní – slinění, říhání, změny srdeční aktivity nebo dechu,
 - Psychické – vzpomínky, děja vu, emoční změny.
- **Komplexní (s poruchou vědomí)** – výpadky paměti úplné nebo částečné, zaseknutí se v projevu nebo činnosti.

Naproti tomu generalizované záchvaty vznikají v obou hemisférách mozku naráz. Jsou spojené se svalovými spasmy, bezvědomím nebo pády.
Základní popis generalizovaných záchvatů:

- **Absence** – strnulý výraz obličeje, otevřené oči, člověk jakoby snil.

- **Myoklonické záchvaty** – nepravidelné svalové záškuby (myo – svalový, clonus – škubání).
- **Tonické záchvaty** – ztuhnutí končetin nebo celého těla svalovou křečí (tonus – svalové napětí).
- **Klonické záchvaty** – trhavé rytmické záškuby s fázemi krátkého ochabnutí.
- **Tonicko-klonické záchvaty** – prvně tělo ztuhne, následují svalové záškuby, pěna u pusy, nejznámější typ záchvatu tzv. grand mal.
- **Atonické záchvaty** – ochabnutí některých svalových skupin, např. nekontrolovaný pád na zem, povolení v kolenou. [50] [51] [47]

Epilepsie je nejčastěji léčena pomocí léků – antiepileptika (antiepileptic drugs – AED), které slouží ke snížení abnormální dráždivosti nervových buněk. S těmi je spojena i řada vedlejších účinků. [48]

Vliv antiepileptik na vlastnosti kosti

Jak už bylo zmíněno výše, s užíváním AED jsou spojeny vedlejší účinky jako onemocnění kostí, což dokazují biochemické abnormality a snížená hustota kostních minerálů (bone mineral density - BMD). Pokud dochází ke snížení BMD zvyšuje se riziko výskytu fraktur u takových osob. [48]

V roce 2009, *Lidgren a Wallöe, 2009* publikovali studii o zvýšeném výskytu zlomenin u epileptiků. Ve studii bylo 87 pacientů s dlouhodobou epilepsií s mírným postižením. Většina z nich byla léčena fenytoinem (antiepileptikum primárně určené pro generalizované tonicko-klonické záchvaty). V analýze byl odhalen až šestinásobný nárůst zlomenin oproti normální populaci odpovídajícímu věku. Zlomeniny mohou být způsobeny samotným záchvatem nebo pády, ať už se záchvaty nebo bez nich, dále také vliv vedlejších účinků AED na hustotu minerálů v kosti. [52]

2.6 Případové studie

Spojení pánve společně se stehenní kostí, tedy kyčelní kloub, jsou dohromady drženy pomocí pevných ligament a hustým zastoupením svaloviny. Kontrakcí těchto svalů zde vznikají velké síly namáhající femorální krček a okolí kyčelní jamky. Epileptické záchvaty nebo úrazy elektrickým proudem jsou právě případy, kdy dochází k silné kontrakci svalů a mnohdy až tak silné, že může dojít k porušení spojitosti kosti – fraktuře. Pokud tak nastane, pak se zlomeniny vyskytují hlavně v oblastech obratlů, ramen nebo kyčelních kloubů. Níže je popsáno několik případových studií týkajících zlomenin femorálního krčku v důsledku silné kontrakce. [53]

Monma et al., 2001 se ve své práci zabývali mechanismem traumatické zadní dislokace kyčelního kloubu (traumatic posterior dislocation of hip – TPDH), ke které dochází spíše při brzdění brzdícím pedálem než při poranění o přístrojovou desku. Vycházeli ze 168 případů TPDH, ke kterým došlo během 10 let. U 48 pacientů se jednalo o nehodu při čelním nárazu. Došli k hypotéze, že k tomuto mechanismu dochází při čelní kolizi, kdy řidič aktivně brzdí brzdícím pedálem jeho pravou nohou, která je v pozici lehké flexe, addukce a vnitřní rotace. Kontrahující svaly zvýší nárůst axiálního zatížení na kloub a dojde k TPDH. [54]

Shah et al., 2014 v roce 2014 popsali ve svém článku velmi zřídka se vyskytující bilaterální zlomeniny proximálního femuru. Pacient byl muž ve věku 30 let po generalizovaném tonicko-klonickém záchvatu, který byl vyvolán nízkou hodnotou cukru v krvi – hypoglykémie. Nebylo u něho prokázáno žádné přechozí trauma, muž nebyl veden ani jako epileptik, žádné komorbidní onemocnění ani léky, abstinent a nekuřák. RTG a CT ukázalo, že se jedná na pravé straně o transcervikální zlomeninu a na levé o subkapitální zlomeninu.



Obrázek 23 - Bilaterální zlomenina z případové studie [55]

Během křeče dochází k silné kontrakci svalů, což může vést k dislokaci nebo fraktuře. Tento pacient byl ovšem mladý muž s normální hustotou kostí. Bilaterální zlomenina v tomto případě je velmi unikátní. [55]

V další případové studii z roku 2009, *Demircan et al., 2009* popisují muže ve věku 49 let, bez žádného předešlého traumatu, bez komorbidit ani že by někdy předtím prodělal epileptický záchvat. Byl převezen na pohotovostní oddělení po prodělání svého prvního záchvatu. Při CT vyšetření prodělal 2 generalizované tonicko-klonické záchvaty, načež si stěžoval na bolesti v oblasti levé kyčle a levého ramene. Při počátečním vyšetření nebylo podezření na žádnou zlomeninu. Opakované vyšetření odhalilo otok levé kyčle spojený s deformací a omezeným rozsahem pohybu. Bylo provedeno předozadní (anteroposterior) RTG vyšetření pánve, kde byla jasně vidět zlomenina krčku. [56]



Obrázek 24 – Zlomenina levého krčku pacienta z případové studie [56]

Jeden z případů, kdy dochází k silné kontrakci svalů spojené s frakturou je i zranění elektrickým proudem, tento velmi zřídka se vyskytující a vůbec popsany případ publikovali *Gehlen et al., 2010* v článku, kdy muž (elektrikář) ve věku 41 let, položil levou ruku na železný kryt s napětím 300 V DC na pár sekund. Proud prošel pravděpodobně skrz levou nohu, která byla následně popálena. Neztratil vědomí, ale stěžoval si na bolest nohy a nebyl schopen chůze. V nemocnici bylo provedeno RTG vyšetření, které ukázalo zlomeninu krčku femuru.



Obrázek 25 - Fraktura krčku femuru levé nohy po zásahu elektrickým proudem [57]

Léčen byl následně zavedením dynamického kyčelního šroubu. Je málo pravděpodobné, že by ke zlomenině došlo během pádu, který následoval po elektrickém šoku, jelikož muž byl v dobré fyzické kondici. Právě prudká kontrakce svalů zapříčinila zlomeninu krčku femuru. [57]

Jak bylo zmíněno výše, bilaterální zlomeniny krčků femuru se vyskytují velmi zřídka a většinou jsou spojovány s patologickými stavy. *Sohal et al., 2013* popisují případovou studii dvacetiletého muže, jež byl po nehodě elektrickým šokem (440 V stejnosměrný proud) převezen do nemocnice.



Obrázek 26 - Bilaterální zlomenina krčků při zásahu elektrickým proudem. Fixování pomocí kanylovaných šroubů. [58]

U muže nedošlo k žádnému pádu, k úrazu došlo při práci s vysokonapěťovými dráty doma s následným několikasekundovým průchodem proudu tělem, poté muž upadl a nebyl schopen chůze. Oba femorální krčky byly klasifikovány jako Garden III, následovala operace s fixací pomocí 3 kanylovaných šroubů s průměrem 6,5 mm. [58]

Ribacoba et al., 1997 v roce 1997 ve svém článku popisují bilaterální zlomeninu kyčelního kloubu po grand mal záchvatu trvajícím 2 minuty. Jednalo se o muže ve věku 75 let, kterému se během posledních 5 let zhoršil zdravotní stav. Nastoupily u něho deprese a kognitivní změny, posledních 10 měsíců narůstala i demence a objevily myoklonické záškuby. Muž spolknul houbičku (osvěžovač vzduchu) a byl převezen do nemocnice. Než došlo k operaci k odstranění houbičky prodělal grand-mal záchvat v délce 2 minut bez jakéhokoliv pádu.



Obrázek 27 - Bilaterální zlomenina pacienta z případové studie, na levé noze intrapelvická protrakce femorální hlavice a zlomenina kyčelní jamky s centrální dislokací kyčle do dutiny břišní, na pravé noze fraktura krčku. [59]

Během následujících dvou dnů se objevily bolesti a problémy s chůzí, RTG vyšetření ukázalo, že se jedná o bilaterální zlomeninu, na levé noze o intrapelvickou protrakci femorální hlavičky a zlomeninu fossa acetabuli s centrální dislokací kyčle do dutiny břišní, na pravé noze o zlomeninu krčku femuru. Následovala operace, pravá noha byla zajištěna částečnou biartikulární protézou a dislokace byla zmírněna pomocí drátů, vedoucích skrz trochanter major. Pacient byl i přesto odkázán na invalidní vozík. [59]

Grimaldi et al., 2009 se ve svém článku zaměřují na léčbu bilaterální zlomeniny kyčle. Muž ve věku 49 let s anamnézou idiopatické epilepsie byl dopraven do nemocnice po dvou dnech od tonicko-klonického záchvatu. O své epilepsii už věděl 5 let a byl léčen Gabapentinem (Neurothin). K záchvatu došlo v souvislosti s vysazením léků. Po příjezdu do nemocnice byla vidět značná deformace dolních končetin – vnější rotaci a addukci. Po provedení předozadního (anterioposterior) RTG vyšetření se ukázalo, že došlo ke zlomeninám obou krčků femuru (Garden IV).



Obrázek 28 - Bilaterální zlomenina pacienta z případové studie [60]

Jelikož již došlo k opožděné diagnóze minimálně o 48 hodin, bylo rozhodnuto provést operaci obou krčků najednou k zabránění avaskulární nekrózy.



Obrázek 29 - Operace pacienta z případové studie pomocí necementovaných protéz. [60]

Zvoleny byly necementované protézy s keramickou hlavou i jamkou, průměr hlav 32 mm (Aura II™ stem, Eternity™ cup, Biomet, Valence, France). Následně pacient obnovil léčbu Gebapentinem. [60]

V článku od *T. Cagirmaz et al., 2014*, je popsána další bilaterální zlomenina, bez vnějšího traumatu. Jednalo se o mladého muže věku 24 let s mentální retardací. Jeho potíže začali po prodělání grand-mal epileptického záchvat, kdy byl po 10 dnech převezen do nemocnice kvůli bolestem a zároveň nebyl schopen chůze. Na RTG snímcích pánve byla vidět bilaterální zlomenina femorálních krčků (Garden IV). Pacient bral antiepileptikum hidantin (phenytoin sodium).



Obrázek 30 - Bilaterální zlomenina fixována pomocí kanylovaných šroubů [61]

Následovala urgentní operace s aplikací kanylovaných šroubů 6,5 mm po obou stranách. Částečné zatěžování bylo obtížné kvůli mentální retardaci. Po 12 týdnech od operace byl muž opět schopen chůze bez evidence avaskulární nekrózy. [61]

Nakken, 2015 publikoval článek o zlomenině, která byla způsobena epileptickým záchvatem. Muž ve věku 47 let, který žil v ošetrovatelském domě s dlouhou historií drogové závislosti na amfetaminu. V 37 letech měl subarachnoidální krvácení, které způsobilo hemiparézu levé části. Muž byl i přesto schopen chodit s asistencí, ale většinu času trávil na invalidním vozíku. Po prodělání dvou epileptických záchvatů dostal antiepileptika (lamotrigine).



Obrázek 31 - Zlomenina krčku pacienta z případové studie závislého na drogách [62]

V roce 2013 dostal fokální motorický záchvat, když seděl na vozíku. Okamžitě byl převezen do nemocnice, následující den trpěl bolestmi a bylo tedy provedeno RTG vyšetření. Došlo ke zlomenině femorálního krčku na levé noze, ještě ten den byl muž operován. [62]

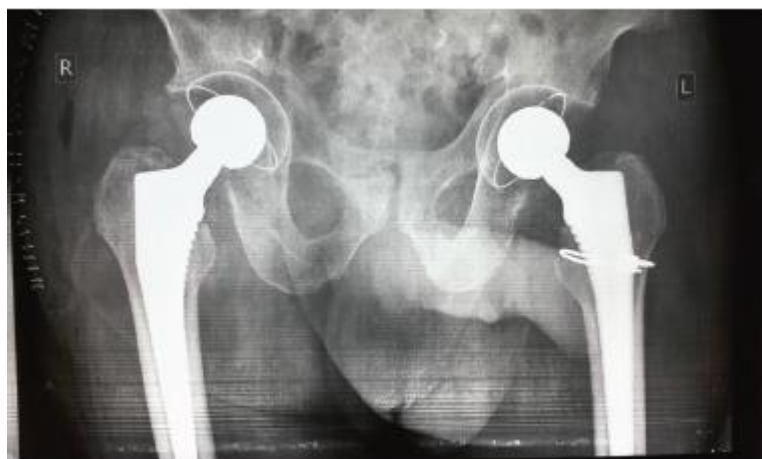
V roce 2018 byl publikován článek od *V. Chandankere et al., 2018*. Zde se jedná o velmi mladého muže/ chlapce ve věku 16 let. Chlapec byl převezen do nemocnice, kdy si stěžoval na velké bolesti v oblasti pánve po prodělání grand-mal záchvatu den předtím. Muž nebyl znám jako epileptik, toto byl jeho první záchvat a k záchvatu došlo během jízdy v autě. Po převezení do nemocnice, provedení krevních testů a RTG byli jasně viditelné zlomeniny obou femorálních krčků. Z testů, kde hodnoty vitamínu D a vápníku byly nižší, bylo diagnostikováno, že má muž sekundární hyperparathyroidismus kvůli nedostatku vitamínu D.



Obrázek 32 - Bilaterální zlomenina fixována kanylovanými šrouby u mladého pacienta ve věku 16 let. [63]

Při následné operaci byly aplikovány kanylované šrouby do obou krčků velikosti 6,5 mm. Po 7 měsících od operace, kdy už muž chodil, přišla bolest, která byla následně diagnostikována jako avaskulární nekróza na levé noze a kolaps femorální hlavice. [63]

Předposledním dohledným článkem je případ od *Maimin, 2019*. Do nemocnice byl převezen muž ve věku 69 let, HIV pozitivní, bez historie epileptického záchvatu. Prodělal první generalizovaný tonicko-klonický záchvat. Na první pohled měl obě nohy v externí rotaci a stěžoval si na bolest v oblasti kyčlí. Nebylo zjištěno žádné vedlejší trauma. RTG vyšetření ukázalo bilaterální zlomeninu obou femorálních krčků.



Obrázek 33 - Bilaterální zlomenina s totální artroplastikou kyčelních kloubů. [64]

Záchvat byl způsoben hyponatrémií jak ukázalo vyšetření. Operace zahrnovala totální artroplastiku obou kyčelních kloubů. [64]

Marsh et al. zveřejnili v roce 2010 článek s bilaterální zlomeninou femorálních krčků u muže s Downovým syndromem. Muži bylo 66 let, zároveň trpěl pokročilou demencí a byl znám jako epileptik. Prodělal 6 minut dlouho trvající tonicko-klonický záchvat. K záchvatu došlo po vysazení antiepileptik, konkrétně fenytoin. Předozadní rentgenový snímek ukázal bilaterální zlomeninu obou krčků femurů.



Obrázek 34 - Bilaterální zlomenina řešena pomocí necementované monopolární artroplastiky [65]

Doba mezi záchvatem a operací byla 72 hodin, takový čas může způsobit avaskulární nekrózu. S ohledem na stav pacienta byla nařízena operace, u které došlo k operaci obou krčků za použití necementované monopolární artroplastiky.

[65]

3 CÍL PRÁCE

V literatuře jsou uvedené případy zlomeniny krčku femuru při epileptickém záchvatu. Uvádí se, že k těmto zlomeninám dochází z důvodu silné kontrakce svalu. Z biomechanického hlediska to znamená, že síla musí způsobit napětí překračující pevnost kosti. Toto tvrzení do dnešní doby není explicitně dokázáno. Cílem práce je ověřit hypotézu, že při epileptickém záchvatu může kontrakce všech svalů na úrovni maximální izometrické síly způsobit zlomeninu. Dále je předpokládáno, že ke zlomenině krčku u pacienta dojde, když dostane epileptický záchvat v poloze v sedu bez vnějšího traumatu.

Specifickými cíli této práce jsou:

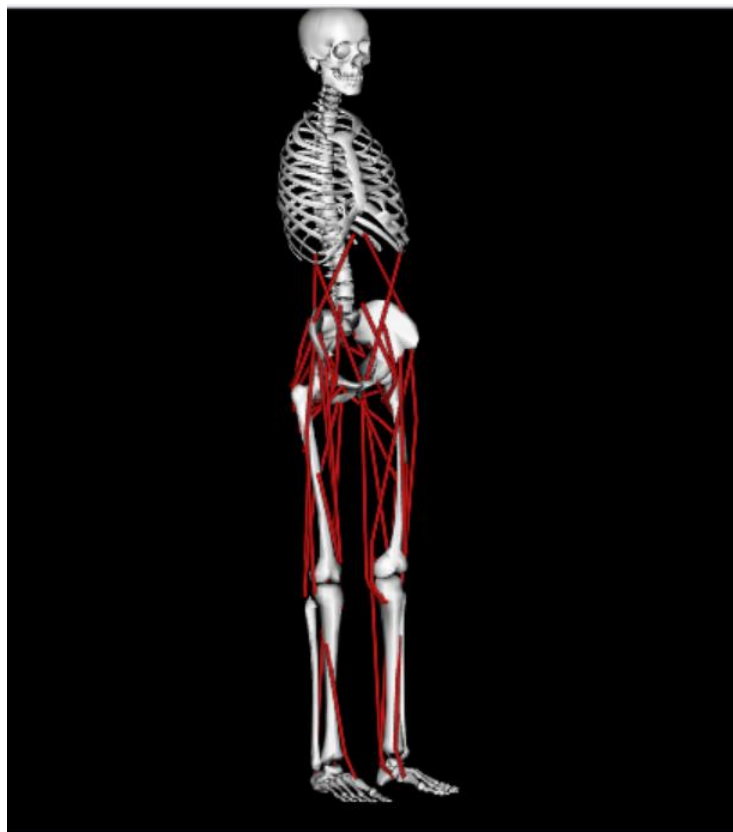
- 1) Určit vliv zvoleného kosterně svalového modelu na výslednou reakci v kyčelním kloubu při epileptickém záchvatu.
- 2) Určit vliv polohy dolní končetiny na zatížení krčku femuru při epileptickém záchvatu.
- 3) Zvolit vhodnou metodou pro odhad pevnosti krčku u daného pacienta.
- 4) Určit zatížení krčku u vybraných pacientů z případových studií na základě morfologie proximálního femuru.
- 5) Na základě zatížení zjistit pevnost krčku a porovnat s vhodně zvoleným pevnostním kritériem.

4 METODIKA

V této kapitole je popsána metoda stanovení maximálního zatížení krčku kontrahujícími svaly při zadané kinematice. Následně je provedeno měření geometrie krčků pacientů z případových studií. Pomocí lineární regrese je vytvořena dvouparametrická rovnice pro výpočet mezní síly (failure load) pro každý naměřený krček. Geometrické parametry jsou využity pro třetí část výpočtu, která modeluje krček jako vetknutý nosník.

4.1 Svalově kosterní model

Nejprve bylo nutné použít vhodný svalově kosterní model, pro tento účel nejlépe slouží software OpenSim (*OpenSim 3.3, 2020, National Institute of Health*) [32] [33], který je volně ke stažení.



Obrázek 35 - Svalově kosterní model v programu OpenSim.

Maximální zatěžující síla je ovlivněna geometrií svalově kosterního modelu a vlastnostmi jednotlivých svalů. V literatuře je uvedeno několik různých modelů a nelze jednoduše stanovit, který je nejvhodnější. Každý model má definovaný jiný počet svalů, stupňů volností, geometrii i vlastnosti, a proto bylo staženo 8 různých modelů ke srovnání variability mezi jednotlivými modely. Součástí této studie je srovnání jednotlivých modelů a určení, jak složitost daného modelu ovlivňuje výsledné zatížení kyčle.

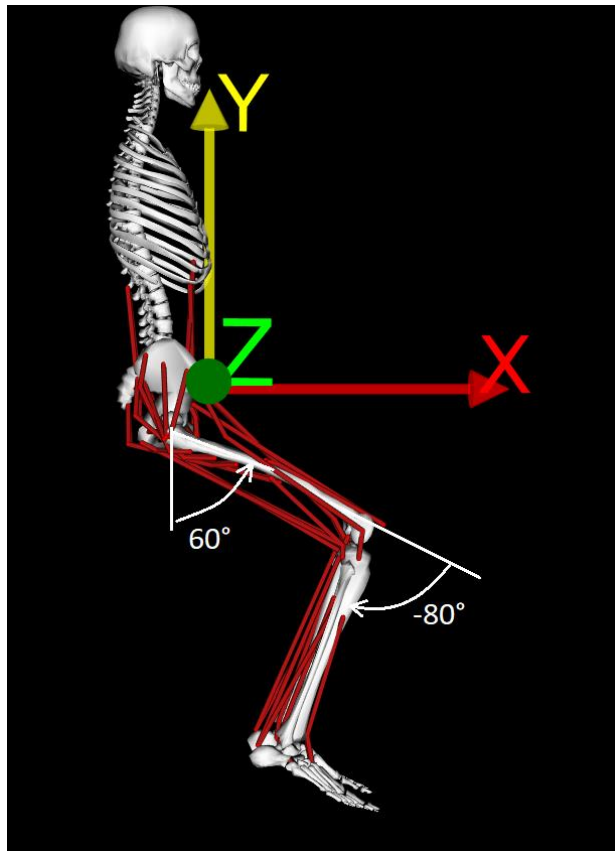
Pro přehled jsou použité modely uvedeny v Tab. 6 s počtem svalů, které začínají nebo se upínají na femur.

Tabulka 6- Použité modely kyčelního kloubu v programu OpenSim

Číslo modelu	Zdroj	Celkový počet svalů
1	Seth et al, 2013 [33]	5
2	Arnold et al., 2010 [66]	27
3	Hamner et al., 2009 [67]	27
4	Roelker et al., 2016 [68]	27
5	Anderson et al., 2001 [69]	27
6	Thelen et al., 2006 [70]	26
7	Delp et al., 2007 [71]	16
8	Delp et al. 2007 [72]	5

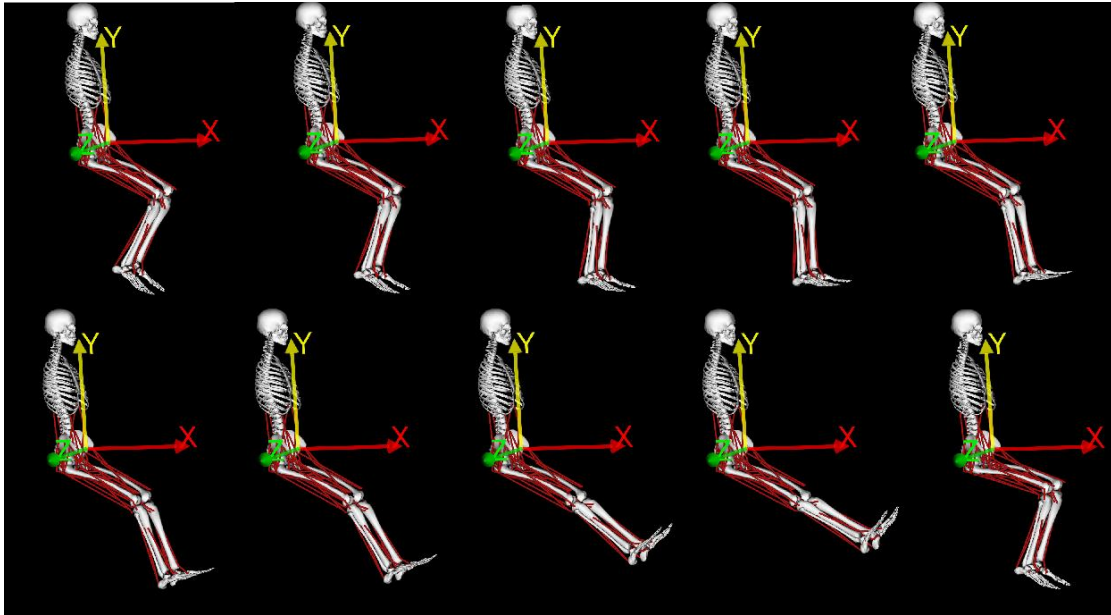
4.2 Kinematika dolní končetiny

Pro analýzu sil na krček se definuje pohyb – kinematika, která hraje důležitou roli pro určení pozic svalových úponů a aplikované síly na kloub. Zvoleno bylo 50 možných poloh, které by nejlépe odpovídali všem možným způsobům sezení. Kyčelní kloub se pohybuje v rozsahu od 50° do 90° s krokem 10°. V každé této poloze je definován rozsah úhlu kolene a to od -90° do 0° s krokem 10°. Směry definovaných úhlů jsou na Obr. 36.



Obrázek 36- Definice úhlů v kyčelním a kolenním kloubu v programu OpenSim.

Obr. 36 ukazuje příklad chronologicky jdoucích pohybů, konkrétně pro úhel v kyčelním kloubu 60° a mezipolohy v kloubu kolenním -90 až 0° . Poslední obrázek vpravo dole je navazující poloha pro úhel v kyčelním kloubu 70° a -90° pro kolenní kloub.

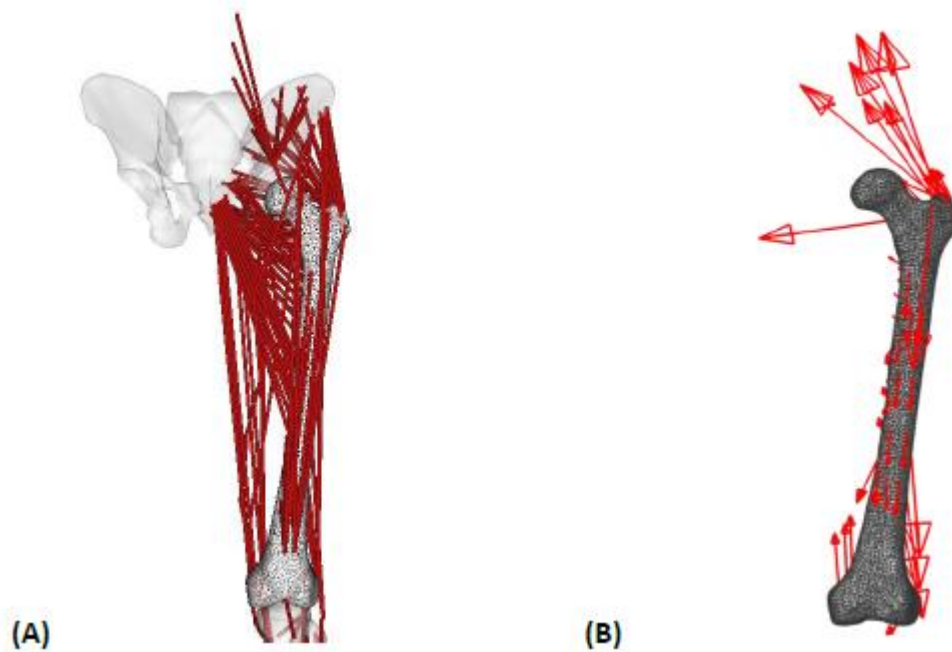


Obrázek 37- Příklad chronologicky jdoucích pohybů. Vlevo nahoře je začátek mezipohybu, kdy úhel kyčelního kloubu je 60° a úhel v kolenu jde postupně od -90° do 0° s krokem 10° .

4.3 Parametry svalu

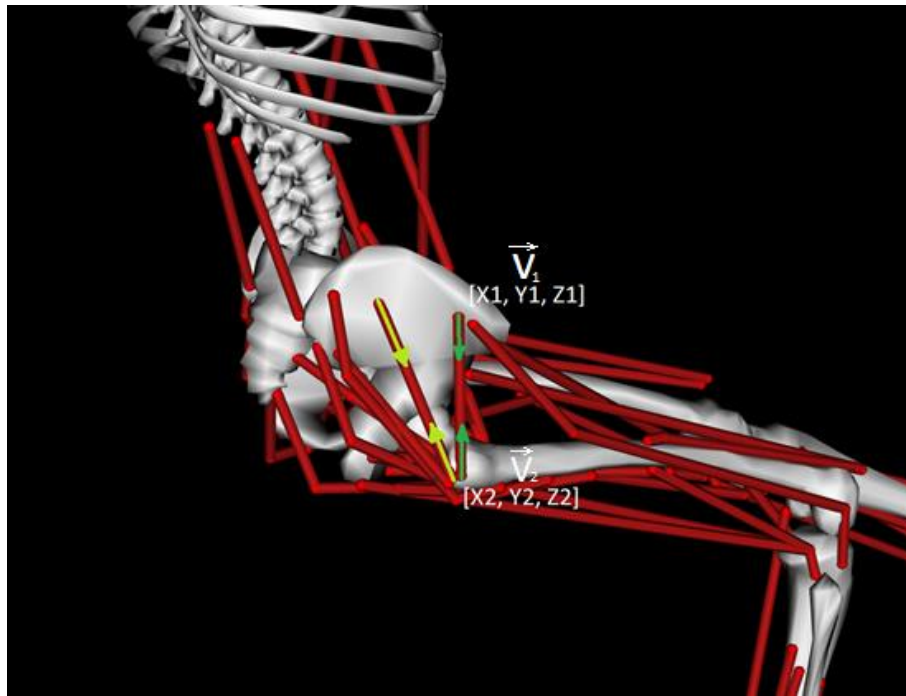
Dříve než je možné řešit statickou rovnováhu svalových sil na femuru, je potřeba zjistit následující parametry:

1. Efektivní úpony svalu
2. Směry zabírajících svalů
3. Maximální sílu kontrahujícího svalu



Obrázek 38- Plugin *MuscleForceDirection* v programu *OpenSim*, A – kosterně svalový model dolní končetiny, B – směry sil od kontrahujících svalů. [38]

Provedením analýzy každého modelu se zadanou kinematikou jsou výstupem složky jednotkového vektoru efektivních úponů vyjádřené v globálním souřadnicovém systému. Každý sval je vyjádřen dvěma jednotkovými vektory o 3 složkách, a to vždy v pořadí: $X_1, Y_1, Z_1, X_2, Y_2, Z_2$, kde složky označené číslem 1 značí začátek svalu, složky označené číslem 2 úpon svalu. Obr. 39 ilustrativně znázorňuje příklad svalu a jeho směry jednotkových vektorů. K analýze směrů svalových sil byl využit plugin *MuscleForceDirection* [38].



Obrázek 39- Jednotkové vektory svalu. Šipky naznačují směr síly kontrahujícího svalu, horní jednotkový vektor V_1 vyjadřuje složky začátku svalu, dolní jednotkový vektor V_2 vyjadřuje úpon svalu.

Hodnoty maximálních izometrických sil byly získány pro každý model přímo z jeho souboru. Pomocí programu Matlab (*MATLAB R2019b, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, U.S.*) se spočítá síla každého svalu dle rovnice:

$$\vec{F}_{Mj} = F_{jMAX} \vec{V}_i \quad (2)$$

\vec{F}_{Mj} – vektor síly j-tého svalu [N],

F_{jMAX} – maximální izometrická síla svalu j-tého svalu [N],

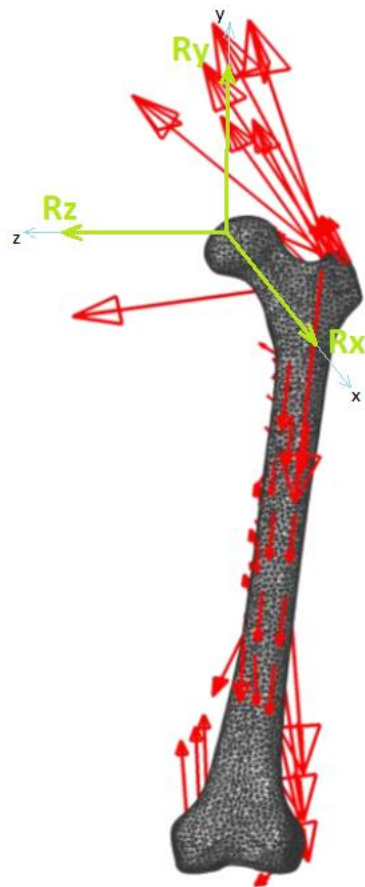
\vec{V}_i – jednotkový vektor, $i=1,2$.

Tento výpočet je proveden pro všech 8 modelů.

4.4 Statická rovnováha femuru

Před řešením statické rovnováhy byly odseparovány svaly, které se nezapojí v předepsaném pohybu femuru, tzn. veškeré svaly, které neměly na femuru začátek/ úpon. Ze symetrie se řeší jen rovnováha pravé nohy.

Hlavice femuru je v pánvi uložena jako sférický kloub, po uvolnění zde vzniknou 3 reakční síly z pánve – R_x , R_y a R_z .



Obrázek 40 - Uvolnění femuru. Hlavici femuru je možné modelovat jako sférický kloub, a proto zde vzniknou pouze 3 reakce od pánevní kosti. Obrázek je pouze ilustrativní.

Pak se ve směru x, y, z byly řešeny rovnice rovnováhy:

$$\sum_{j=1}^n F_{xj}^M = 0 \quad (3)$$

F_{xj}^M – síly svalů ve směru osy x , kde n značí počet svalů pro daný kosterně svalový model.

$$\sum_{j=1}^n F_{yj}^M = 0 \quad (4)$$

F_{yj}^M – síly svalů ve směru osy y , kde n značí počet svalů pro daný kosterně svalový model.

$$\sum_{j=1}^n F_{zj}^M = 0 \quad (5)$$

F_{zj}^M – síly svalů ve směru osy z , kde n značí počet svalů pro daný kosterně svalový model.

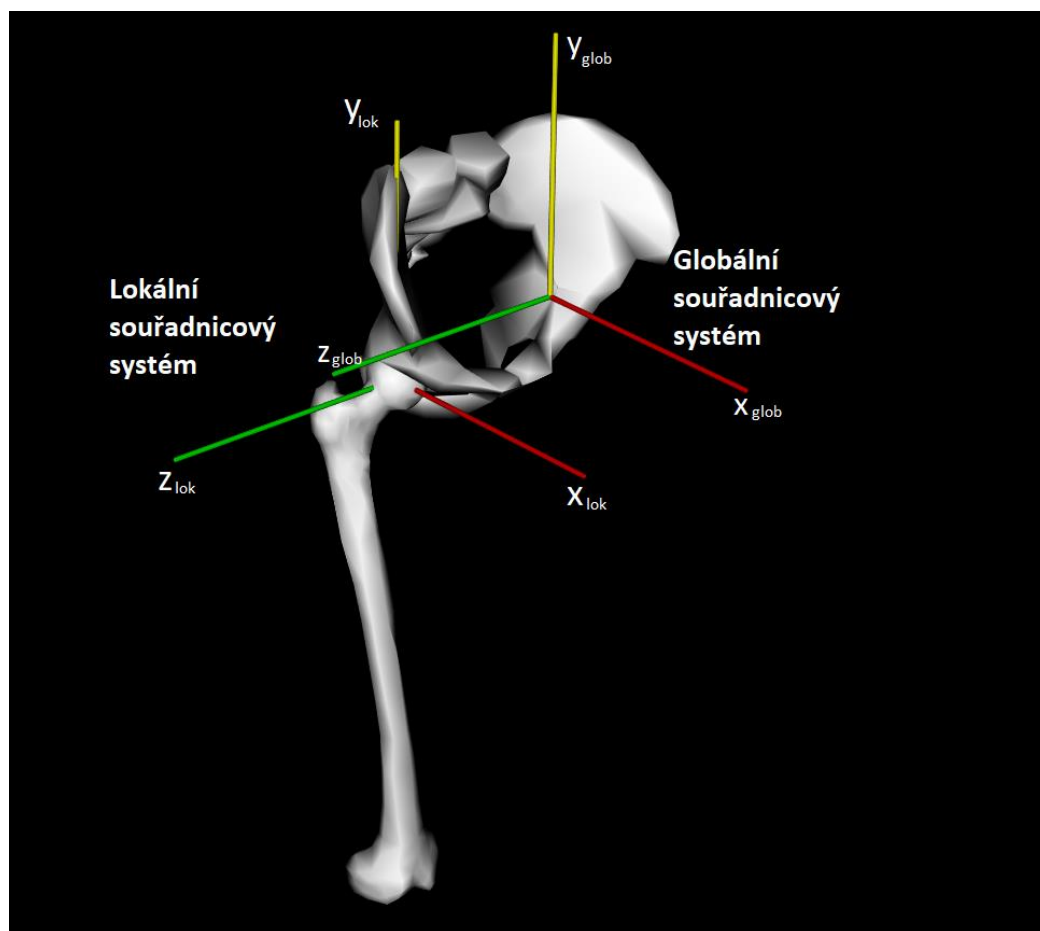
Velikost výsledné reakce v globálním souřadnicovém systému je tak dána 3 složkami reakčních sil:

$$\overrightarrow{R_{GLOB}} = \begin{bmatrix} R_x \\ R_y \\ R_z \end{bmatrix} \quad (6)$$

Výpočty byly provedeny v MATLABU pro všech 8 modelů. Pro každou mezifázi pohybu tak vznikne jedna výsledná reakce.

4.5 Transformace výsledné reakce na krček

Všechny výsledné reakce jsou doposud vyjádřeny v globálním souřadnicovém systému a je nutné je transformovat do lokálního souřadnicového systému, který se, jak znázorňuje Obr. 41, nachází v hlavici femuru.



Obrázek 41- Pozice globálního a lokálního souřadnicového systému. Lokální souřadnicový systém je v hlavici femuru, kde také působí výsledná reakce od pánve.

Pohybem femuru – rotace kyčelního kloubu, dochází navíc k natočení souřadnicového systému. K transformaci z jednoho souřadnicového systému do druhého byly použity transformační matice.

Dochází k posuvu ve směru osy x , y , z a v kyčelním kloubu k natočení od 0° do 90° . Pro transformaci z lokálního systému do globálního systému platí:

$$\vec{R}_G = T_x T_y T_z T_{\varphi z} \vec{R}_L \quad (7)$$

Kde:

\vec{R}_G – rozšířený vektor reakcí v globálním souřadnicovém systému a platí pro něj:

$$\vec{R}_G = \begin{bmatrix} R_{Gx} \\ R_{Gy} \\ R_{Gz} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

T_x – transformační matice ve směru x:

$$T_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & x \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

T_y - transformační matice v směru y:

$$T_y = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & y \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

T_z – transformační matice ve směru z:

$$T_z = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

$T_{\varphi z}$ – transformační matice kolem osy z:

$$T_{\varphi z} = \begin{bmatrix} \cos(\varphi_i) & -\sin(\varphi_i) & 0 & 0 \\ \sin(\varphi_i) & \cos(\varphi_i) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (12)$$

φ_i – úhel v kyčelním kloubu, $i=1, \dots, 5$.

\vec{R}_L – rozšířený vektor reakcí v lokálním souřadnicovém systému:

$$\vec{R}_L = \begin{bmatrix} R_{Lx} \\ R_{Ly} \\ R_{Lz} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (13)$$

Velikost výsledné reakce v lokálním systému je dána rovnicí:

$$R_{local} = \sqrt{R_{Lx}^2 + R_{Ly}^2 + R_{Lz}^2} \quad (14)$$

4.6 Měření geometrie femorálního krčku

Aby bylo možné provést další výpočty, bylo potřeba změřit geometrii krčku vybraných pacientů z případových studií. K měření byl zvolen volně dostupný program ImageJ (*National Institutes of Health, 2012, Bethesda Maryland, USA*) [73] pro zpracování a analýzu obrazu.

Případové studie musí splňovat následující kritéria:

1. Dostupný předozadní (anteroposterior) RTG snímek pacienta
2. Jasně viditelná femorální hlavice (obrys hlavice)
3. Zachování tvaru krčku a uložení hlavice v acetabulu
4. Měřítka nebo známý parametr ke kalibraci rozměrů

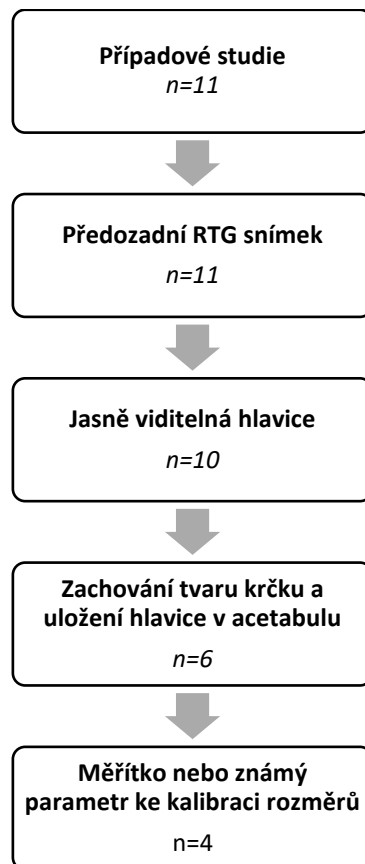
V Tab. 7 je uveden souhrn případových studií.

Tabulka 7 - Souhrn případových studií, u kterých došlo ke zlomenině proximálního femuru v důsledku velké kontrakce svalstva.

Číslo studie	Název	Single/ bilateral	Věk	Příčina zlomeniny	Léčba
1	Shah et al., 2014	B	30	tonicko-klonický z.	kanylované šrouby
2	Demircan et al., 2009	S	49	tonicko-klonický z.	N/A
3	Gehlen et al., 2010	S	41	elektrický šok 300 V DC	kanylované šrouby
4	Sohal, Goyal, 2013	B	20	elektrický šok 440 V DC	kanylované šrouby
5	Ribacoba et al., 1997	B	75	tonicko-klonický z.	endoprotéza
6	Grimaldi et al., 2009	B	49	tonicko-klonický z.	endoprotéza 32 mm
7	Cagirmaz et al., 2014	B	24	tonicko-klonický z.	kanylované šrouby
8	Nakken, 2015	S	47	fokální motorický z.	N/A
9	Chandankere et al., 2018	B	16	tonicko-klonický z.	kanylované šrouby
10	Maimin, 2019	B	69	tonicko-klonický z.	endoprotéza
11	Marsh et al., 2010	B	66	tonicko-klonický z.	endoprotéza 49 mm

Pozn. všechny kanylované šrouby jsou velikosti 6,5 mm.

Pro měření geometrie byly vyselektovány studie dle schématu na Obr. 42.



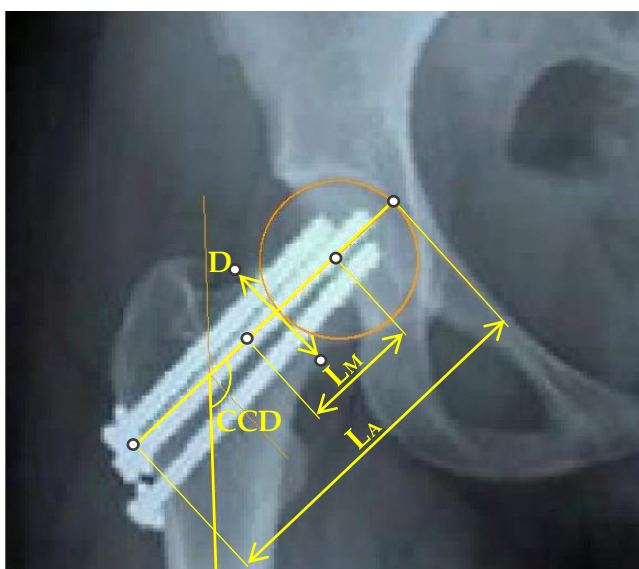
Obrázek 42 - Schéma použitelných případových studií k měření při zohlednění kritérií. Index n značí počet případových studií.

Těmto kritériím vyhovují pouze 4 případové studie a to: 1, 4, 7, 9.

Měřené parametry každého pacienta:

1. Anatomická délka krčku L_A [mm]
2. Mechanická délka krčku L_M [mm]
3. CCD úhel α [°]
4. Průměr krčku D [mm]

Obr. 43 znázorňuje geometrické parametry měřené v programu ImageJ (konkrétně pacient z případové studie 1). Anatomická délka krčku začíná na hlavici femuru (oranžová kružnice na Obr. 43), vede přes střed hlavice, což je místo, kam působí výsledná reakce od acetabula, až po dolní linii trochanteru major. Mechanická délka krčku je měřena od středu hlavice až po pomyslnou linii, která vede od trochanteru major napříč kostí k trochanteru minor – předpokládané místo vzniku zlomeniny. Průměr krčku je dán jeho nejužším místem. Kolodíafyzární CCD úhel je úhel mezi osou krčku a osou, která prochází tělem femorální kosti.



Obrázek 43 - Geometrické parametry krčku femuru. Tyto parametry byly měřeny v programu ImageJ.

U všech vybraných případových studií bylo provedeno měření parametrů dle Obr. 43, pozorovatelem 1 byl změřen každý krček třikrát, dalšíma dvěma nezávislými pozorovateli bylo provedeno jedno měření každého krčku. dále byl stanoven koeficient skupinové korelace – ICC [74], a to jak pro samotného pozorovatele 1, tak pro skupinu všech 3 pozorovatelů.

4.7 Závislost maximálního zatížení na geometrii krčku

K predikci a určení mezní síly zatížení krčku (failure load) byla využita studie od Yang *et al.*, 2018 [75], ve které byly provedeny mechanické testy 18-ti proximálních

femurů s měřením jejich geometrických vlastností a BMD. Na základě těchto dat byla vytvořena dvouparametrická rovnice pomocí lineární regrese v programu MATLAB:

$$F_L = b_1 + b_2L_A + b_3\alpha + b_4L_A\alpha \quad (15)$$

F_L - mezní síla [N]

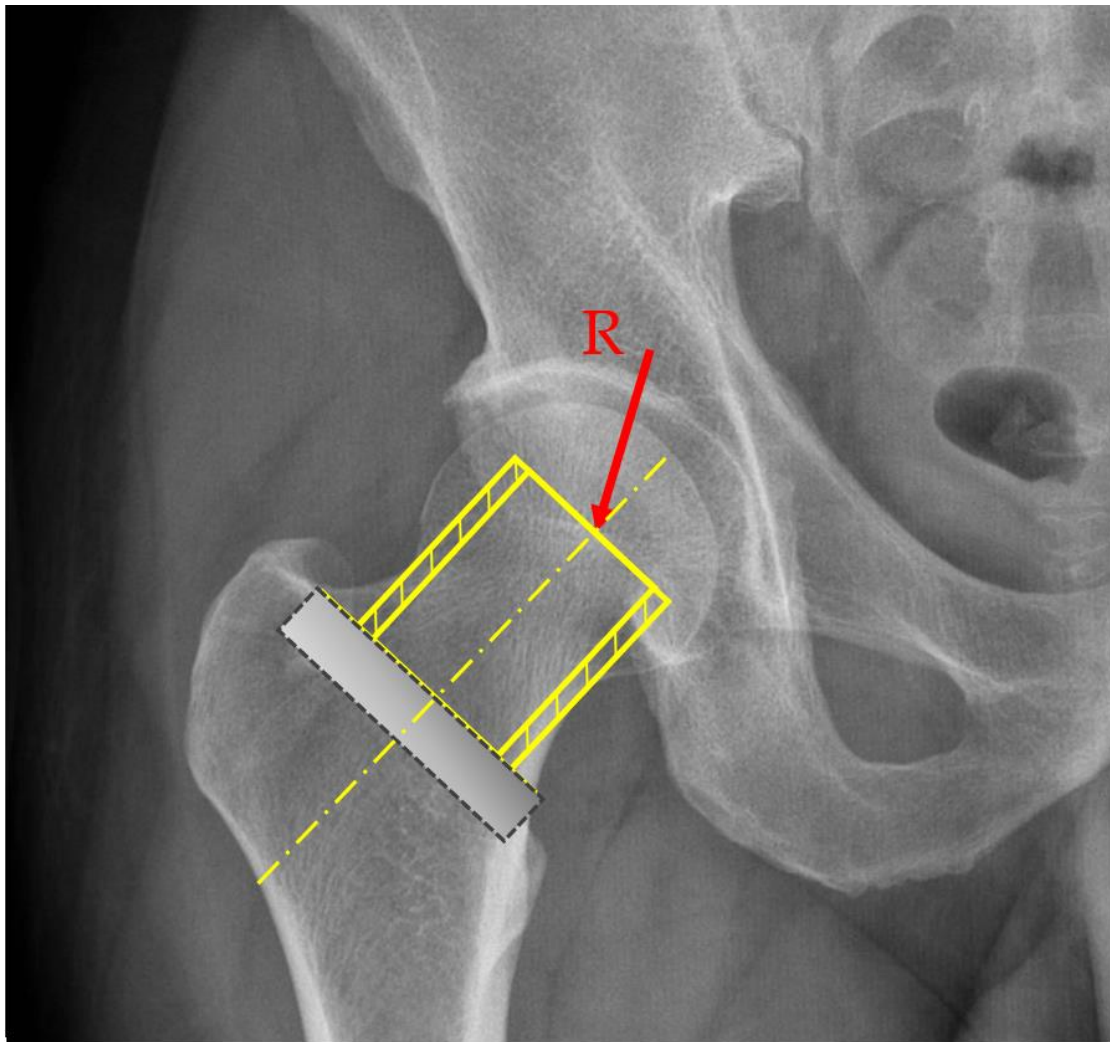
L_A – Anatomická délka krčku [mm],

α – CCD úhel krčku [°]

4.8 Napětí v krčku při maximálním stažení svalů

Cílem této části je stanovit velikost napětí v krčku při aplikování výsledných reakcí z kosterně svalových modelů. Velikost reakcí je dána intervalem minima a maxima v nejkritičtější poloze.

Femorální krček lze modelovat jako vetknutý nosník. Je uvažován nosník s mezikruhovým průřezem, materiálem je pouze kortikální složka kosti, která odpovídá hlavně za její tuhost, spongiózní složka kosti bude zanedbána. Schéma nosníku pro výpočet znázorňuje Obr. 44.



Obrázek 44 - Femorální krček lze modelovat jako vetknutý nosník. Vetknutí je v poloze, kde dochází k fraktuře krčku. Výsledná reakce z pánve směřuje do středu hlavice.

Dále je uvažováno lineární chování a homogenní izotropní materiál nosníku. Toto zjednodušení umožní analyzovat nosník na základě geometrických parametrů pacientů z případových studií.

Vstupní parametry nosníku:

- 1) Složky reakce v nejkritičtější poloze, resp. je využito minimální a maximální hodnoty reakce v kloubu z kosterně svalových modelů při maximálním stažení svalů.
- 2) Tloušťka kortikální kosti t
- 3) Průměr krčku D

- 4) Mechanická délka krčku L_M
- 5) CCD úhel α a konstantní torzní úhel $\psi=12^\circ$

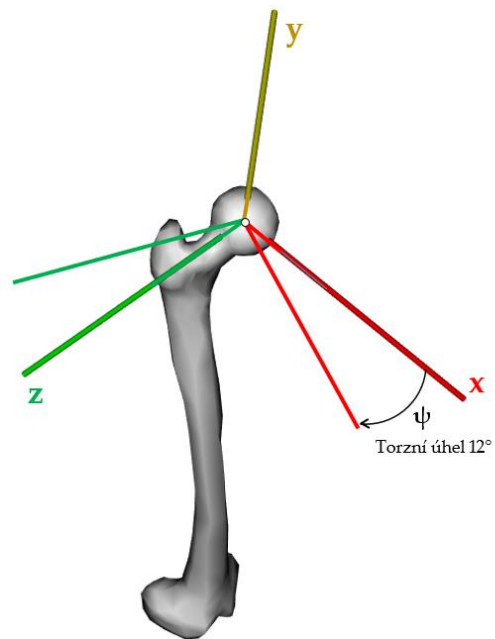
Tloušťka kortikální kosti byla stanovena ze 4 studií jako vážený průměr, viz Tab. 8.

Tabulka 8 - Tloušťky kortikální kosti v krčku femuru

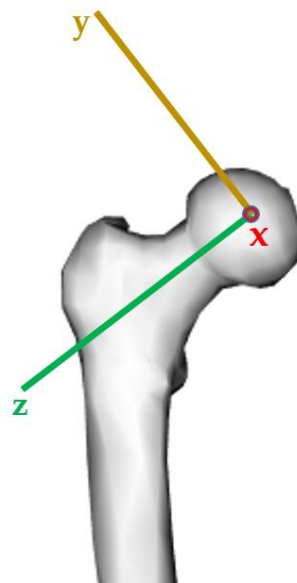
Studie	Průměrná tloušťka kortikální kosti [mm]	Počet mužů
Carpenter et al., 2011	2,43	48
Long et al., 2015	3,57	111
Du et al., 2018	3,16	59
Johannesdottir et al., 2011	2,58	111
Vážený průměr [mm]	3	

Transformace sil působících na krček

Pro jednodušší analýzu nosníku se reakce vyjádřené v lokálním souřadnicovém systému natočí o torzní úhel $\psi=12^\circ$ kolem osy y (Obr. 45) a následně o CCD úhel α vůči ose x (Obr. 46). Úhel ψ vychází z anatomie krčku a je pro všechny pacienty z případových studií konstantní, neboť jej není možné naměřit, CCD úhel α byl pro každého pacienta naměřen v části 4.6.



Obrázek 45 – Natočení souřadnicového systému o torzní úhel 12° vůči ose y .



Obrázek 46 - Natočení souřadnicového systému o CCD úhel vůči ose x .

Pro transformaci lokálního systému platí:

$$\vec{R}_{beam} = T_{\psi y} T_{\alpha z} \vec{R}_L \quad (16)$$

kde:

\vec{R}_{beam} je rozšířený vektor reakcí:

$$\vec{R}_{beam} = \begin{bmatrix} R_x \\ R_y \\ R_z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (17)$$

$T_{\psi y}$ – transformační matice kolem osy y, natočení o torzní úhel ψ :

$$T_{\psi y} = \begin{bmatrix} \cos(\psi) & 0 & \sin(\psi) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin(\psi) & 0 & \cos(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (18)$$

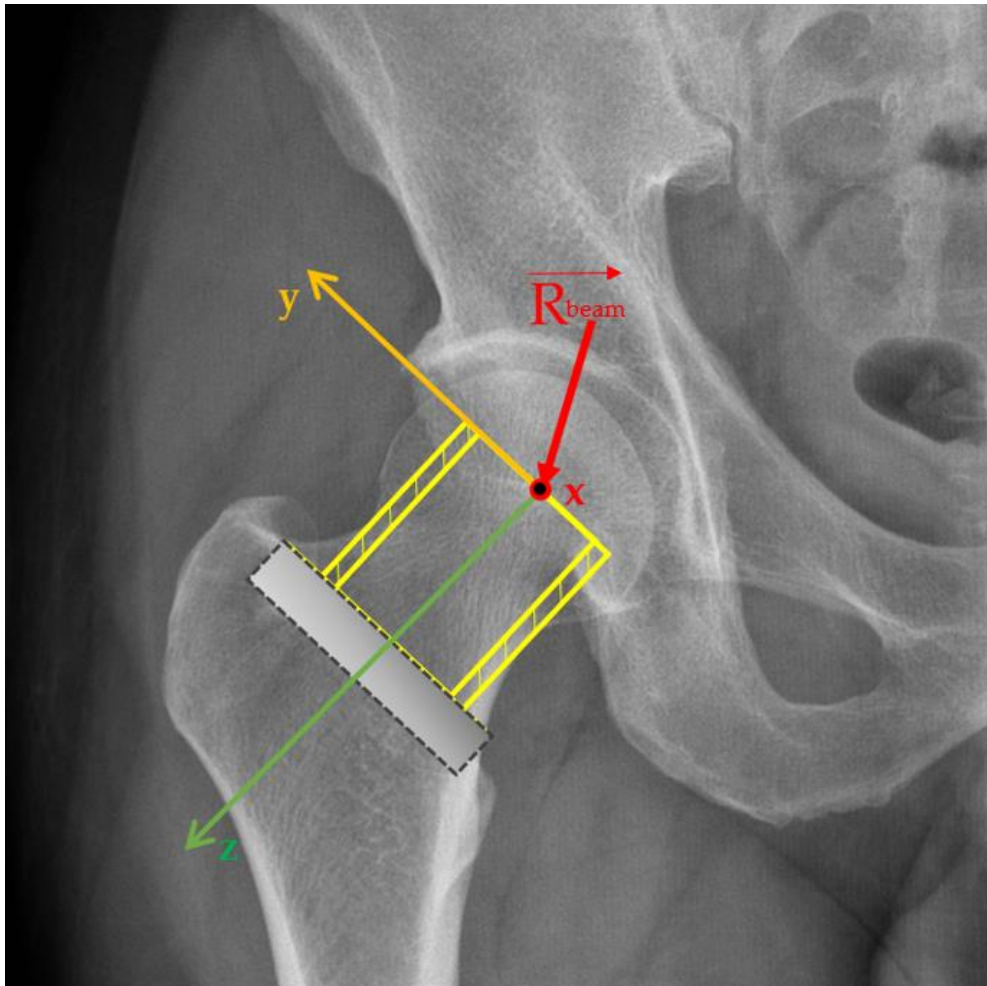
$T_{\alpha z}$ – transformační matice kolem osy x, natočení o CCD úhel α :

$$T_{\alpha z} = \begin{bmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (19)$$

\vec{R}_L - rozšířený vektor reakcí na nosník v lokálním souřadnicovém systému:

$$\vec{R}_L = \begin{bmatrix} R_{Lx} \\ R_{Ly} \\ R_{Lz} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (20)$$

Výsledná reakce působící na nosník je dána 3 složkami R_x , R_y , R_z viz Obr. 47.



Obrázek 47 - Krček femuru jako model nosníku s natočeným souřadnicovým systémem.

Napětí v krčku

Nosník je namáhán třemi složkami sil, jedná se o kombinované namáhání. Složky R_x a R_y zatěžují nosník na ohyb a smyk, R_z na tlak. Jedná se o krátký nosník ($L_M \approx D$) a posouvající síla v tomto případě není zanedbatelná, je tak nutné uvažovat vliv smykového napětí ve výpočtu. Krček je řešen pomocí teorie ohybů nosníků.

Maximální napětí je v místě vetknutí, kde jeho složky jsou:

Normálové napětí v ose z:

$$\sigma_z = \sigma_{z_1}^{R_x} + \sigma_{z_2}^{R_y} + \sigma_{z_3}^{R_z} \quad (21)$$

Napětí v ohybu od síly R_x :

$$\sigma_{z_1}^{R_x} = \frac{R_x \cdot L_M}{W_O} \quad (22)$$

Napětí v ohybu od síly R_y :

$$\sigma_{z_2}^{R_y} = \frac{R_y \cdot L_M}{W_O} \quad (23)$$

Normálové napětí – tlak od síly R_z :

$$\sigma_{z_3}^{R_z} = \frac{R_z}{A} \quad (24)$$

Smykové napětí od síly R_y :

$$\tau_{zy} = \frac{R_y Q}{I t} \quad (25)$$

Smykové napětí od síly R_x :

$$\tau_{zx} = \frac{R_x Q}{I t} \quad (26)$$

Statický moment plochy:

$$Q = \frac{1}{12} [D^3 - d^3] \quad (27)$$

Kvadratický moment setrvačnosti k ose z:

$$I = \frac{\pi}{64} [D^4 - d^4] \quad (28)$$

Tloušťka:

$$t = 2(D - d) \quad (29)$$

Modul průřezu v ohybu:

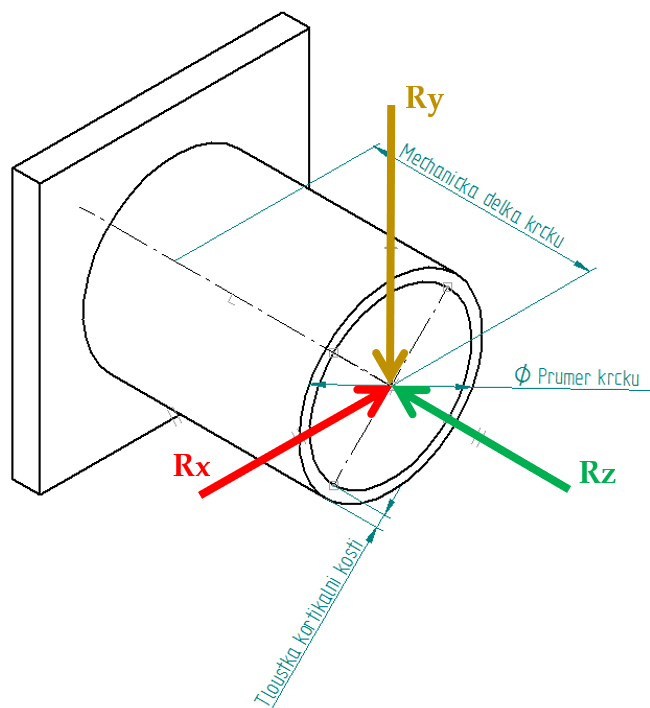
$$W_0 = \frac{\pi}{32} [D^3 - d^3] \quad (30)$$

Průřez plochy (mezikruží):

$$A = \frac{\pi}{4} [D^2 - d^2] \quad (31)$$

Pro redukované napětí je použita pevnostní teorie HMH dána vztahem:

$$\sigma_{RED} = \sqrt{\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + \sigma_z^2 - (\sigma_x \sigma_y + \sigma_y \sigma_z + \sigma_z \sigma_x) + 3(\tau_x^2 + \tau_y^2 + \tau_z^2)} \quad (32)$$

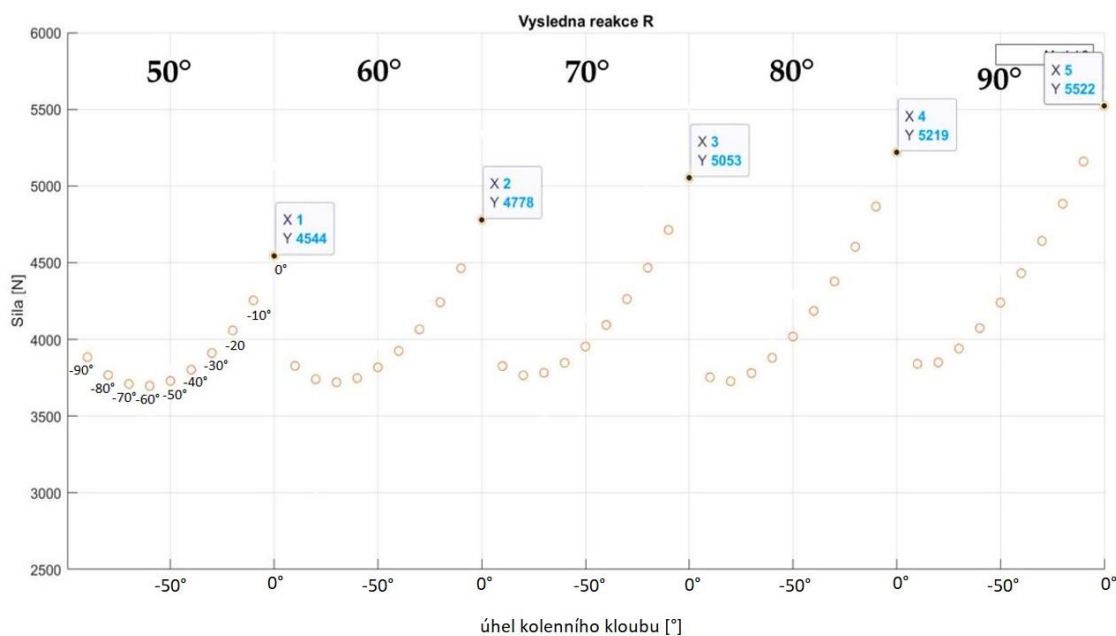


Obrázek 48 - Krček femuru modelovaný jako vetknutý nosník.

5 VÝSLEDKY

Reakce v kloubu při maximálním stažení svalů

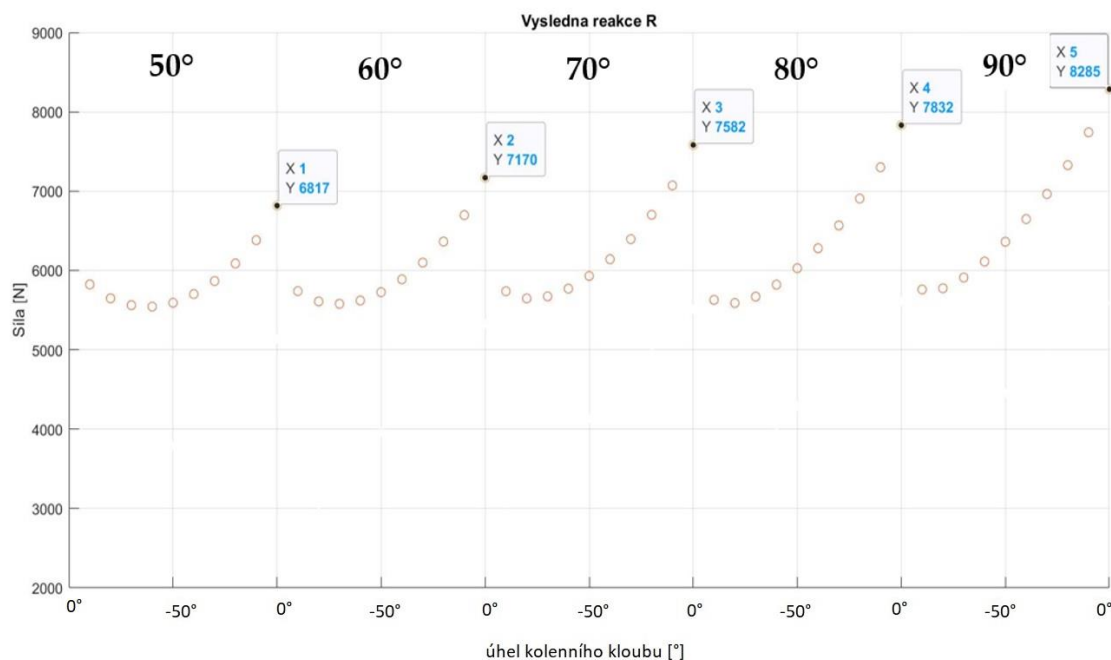
V první části výpočtů je stanovena reakce, která působí v kloubu při maximálním stažení svalů v předepsaném pohybu. Hlavním výstupem je stanovení intervalu, který je dán minimální a maximální hodnotou reakce, jež se vztahuje k danému svalově kosternímu modelu. Srovnat všechny modely v jednom grafu by bylo nepřehledné, proto jsou grafy odděleny. Uvedeny jsou výsledky dvou kosterně svalových modelů, které vykazují nejnižší, resp. nejvyšší dosažitelné reakce na kloub při stažení svalů na úroveň maximální izometrické síly v závislosti na předepsaném pohybu. Nejnižších hodnot dosahuje *Model 3* naopak nejvyššího silového účinku na kloub pak *Model 2*



Obrázek 49 - Graf reakce v kloubu pro Model 3. V horní části grafu jsou hodnoty úhlu v kyčelním kloubu, úhel v kyčelním kloubu je popsán v 1/5 grafu (úhel 0° v kolenním kloubu znamená proprnutá kolena). Velikost síly roste se zvyšujícím se úhlem kyčelního kloubu

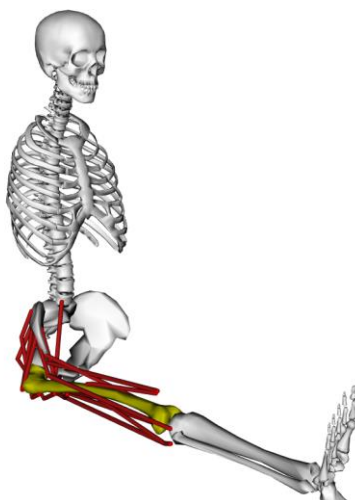
Ostatní modely vykazují stejné průběhy chování a jejich velikost se nachází v intervalu mezi *Modelem 2* a *3*. Na Obr. 49 je graf *Modelu 3*, kde je na první pohled zřejmé, že velikost síly roste se zvyšujícím se úhlem kyčelního kloubu a záporně

klesajícím úhlem v kloubu kolenním. Obdobné chování vykazuje i *Model 2*, jenž dosahuje nejvyšších hodnot při stažení svalstva, viz Obr. 50. Na obou grafech jsou vyznačeny maxima každé mezifáze pohybu.



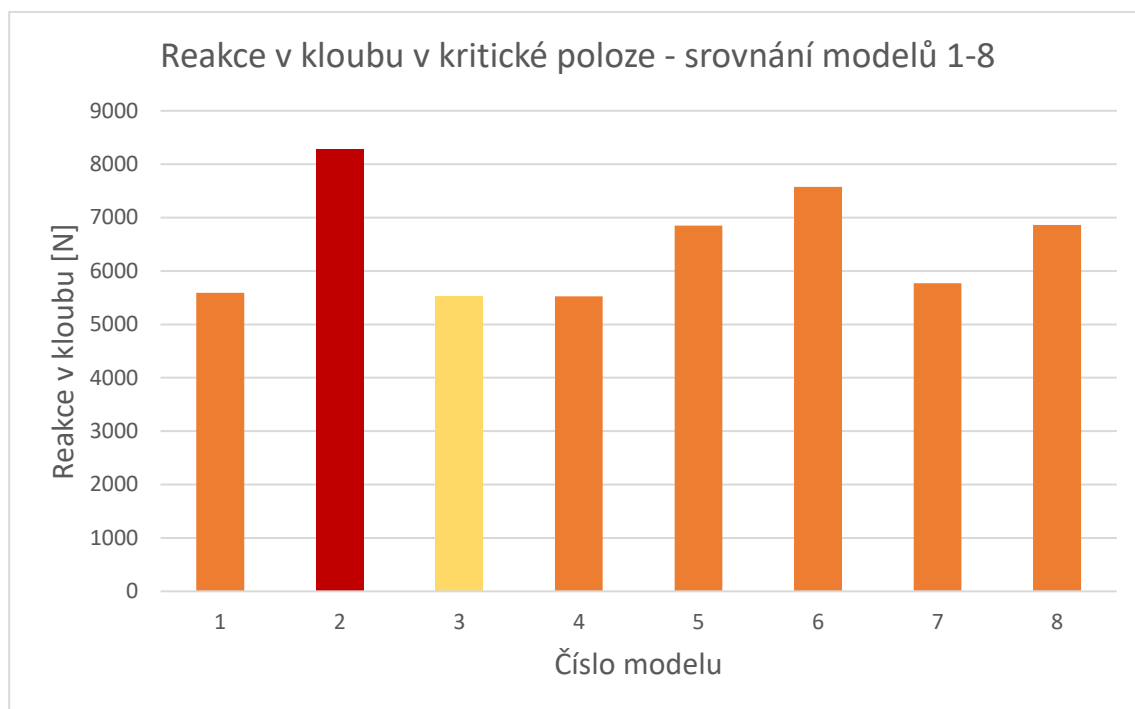
Obrázek 50 - Graf reakce v kloubu pro Model 2. V horní části grafu jsou hodnoty úhlu v kyčelním kloubu. Velikost síly roste se zvyšujícím se úhlem kyčelního kloubu a zároveň se záporně klesajícím úhlem v koleni.

Jako nejkritičtější se ukazuje poslední část pohybu, kdy úhel kyčelního kloubu je 90° a úhel kloubu kolenního 0°, polohu znázorňuje Obr. 51.



Obrázek 51 - Kritická poloha pro nohu, kdy vzniká největší namáhání na kloubu.

Na Obr. 52 je srovnání všech modelů s reakcí v kloubu při kritické poloze.



Obrázek 52 - Poslední část pohybu, vyhodnocena jako nejkritičtější. Modely jsou pro přehlednost barevně označeny - nejnižší Model 3, nejvyšší Model 2.

Výsledná reakční síla v hlavici femuru se při stažení svalů na úroveň maximální izometrické síly pohybuje v intervalu 5 522 - 8 285 N.

Geometrie krčku – mezní síla

Druhou částí výsledků je stanovení mezní síly krčku (failure load) pro každého pacienta z případových studií na základě geometrie krčku, konkrétně dle CCD úhlu α a anatomické délce krčku L_A . Výsledky měření geometrie vybraných pacientů jsou v Tab. 9.

Tabulka 9 – Průměrné hodnoty geometrie krčků se směrodatnou odchylkou pacientů z případových studií.

Případová studie	1	4	7	9	
Anatomická délka krčku [mm]	96,86 ± 1,64	93,33 ± 0,57	111,7 ± 2,15	95,29 ± 1,06	pravá
	97,08 ± 2,04	91,11 ± 1,22	101,25 ± 1,92	97,42 ± 1,47	levá
Mechanická délka krčku [mm]	26,72 ± 2,97	29,88 ± 0,74	37,59 ± 1,46	29,22 ± 2,61	pravá
	26,64 ± 3,34	29,30 ± 1,12	24,45 ± 3,03	29,50 ± 1,64	levá
CCD úhel [°]	132,16 ± 3,49	129,29 ± 0,96	130,83 ± 4,69	138,39 ± 3,36	pravá
	127,90 ± 1,10	131,59 ± 1,75	144,65 ± 2,41	135,71 ± 1,66	levá
Průměr krčku [mm]	34,19 ± 0,92	30,29 ± 0,34	37,69 ± 1,26	34,06 ± 0,59	pravá
	33,44 ± 1,21	29,68 ± 0,71	34,72 ± 0,44	30,06 ± 1,36	levá

Z hodnot ICC [74] lze říci, že měření parametrů je reprodukovatelné mezi jednotlivými pozorovateli, viz Tab. 10.

Tabulka 10 - Hodnoty ICC z měření

	Interclass correlation coefficient		Intraclass correlation coefficient	
	ICC	p	ICC	p
Anatomická délka krčku [mm]	0,9703	<0,001	0,9879	<0,001
Mechanická délka krčku [mm]	0,9060	<0,001	0,8891	<0,001
CCD úhel [°]	0,9405	<0,001	0,9618	<0,001
Průměr krčku [mm]	0,9171	<0,001	0,9657	<0,001

Byly vypočteny koeficienty b1...b4 pro dvouparametrickou rovnici (15) pomocí lineární regrese, viz Tab. 11. Po vyhodnocení vyšel koeficient determinace $R^2 = 0,7335$ na úrovni významnosti $p < 0,005$.

Tabulka 11 - Koeficienty pro dvouparametrickou rovnici z lineární regrese

Koeficienty b	
b1	239810
b2	-2380,4
b3	-1962
b4	20,1305

Na základě naměřené geometrie je stanovena mezní síla krčku z rovnice (15). U všech pacientů se jednalo o bilaterální zlomeniny, pro každého pacienta jsou tak určeny 2 hodnoty, a to pro pravý a levý krček, viz Tab. 12.

Tabulka 12 – Mezní síla krčku v závislosti na geometrii.

Případová studie	Anatomická délka krčku L_A [mm]	CCD úhel α [°]	Mezní síla [N]	Noha
1	96,86 ± 1,64	132,16 ± 3,49	7 637,4	pravá
	97,08 ± 2,04	127,90 ± 1,10	7 732,0	levá
4	93,33 ± 0,57	129,44 ± 0,96	6 875,2	pravá
	91,25 ± 1,22	131,59 ± 1,75	6 137,7	levá
7	111,7 ± 2,15	130,83 ± 4,69	11 412	pravá
	101,25 ± 1,92	144,65 ± 2,41	9 818,7	levá
9	95,26 ± 1,06	138,39 ± 3,36	6 912,9	pravá
	97,42 ± 1,47	135,71 ± 1,66	7 791,1	levá

Pozn: u všech pacientů je počítáno se střední hodnotou BMD $0,614 \pm 0,076 \text{ g/cm}^2$ [75]

Geometrie – napětí v krčku

Třetí část výsledků se týká modelu krčku jako vetknutého nosníku. Podle pevnostního kritéria HMH bylo spočteno redukované napětí, to je následně porovnáno s mezí pevností kortikální kosti v tlaku [76]. Redukovaná napětí jsou

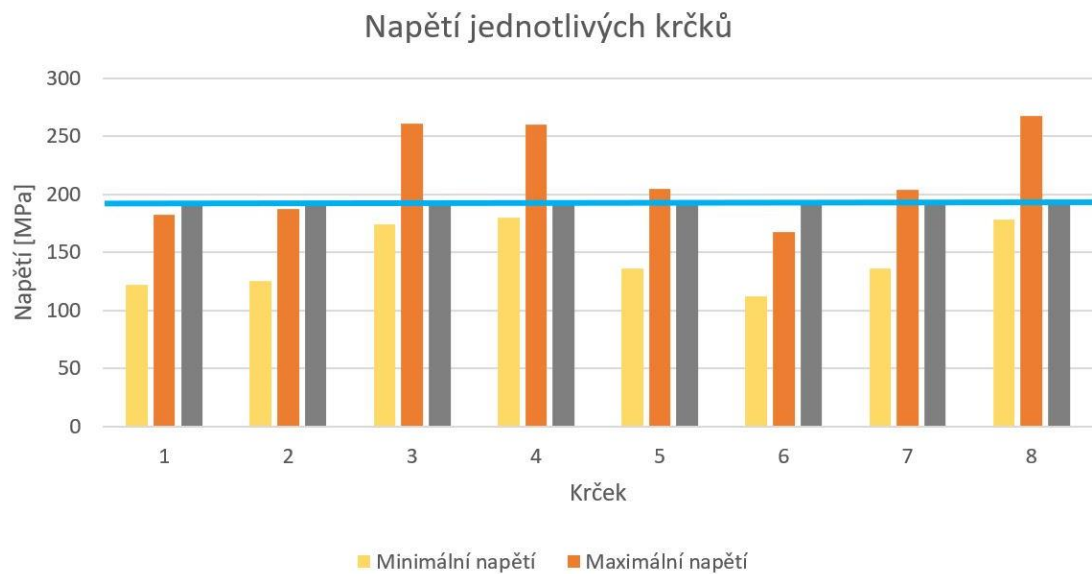
pro každý krček dvě – první, ve kterém je počítáno s minimální reakcí na kloub danou kosterně svalovým *Modelem 3* a druhé s maximální reakcí na kloub dané *Modelem 2*.

Tabulka 13 - Výsledné napětí v krčku při maximálním a minimálním hodnotě stažení svalstva

Případová studie / č. krčku	Mechanická délka krčku L_M [mm]	CCD úhel α [°]	Průměr krčku D [mm]	Redukované napětí [MPa]	
				Minimum	Maximum
1	1	26,72 ± 2,97	132,16 ± 3,49	34,19 ± 0,92	121,81 182,80
	2	26,64 ± 3,34	127,90 ± 1,10	33,44 ± 1,21	124,97 187,55
4	3	29,88 ± 0,74	129,44 ± 0,96	30,29 ± 0,34	174,06 261,22
	4	29,30 ± 1,12	131,59 ± 1,75	29,68 ± 0,71	179,90 259,97
7	5	37,59 ± 1,46	130,83 ± 4,69	37,69 ± 1,26	136,48 204,82
	6	24,45 ± 3,03	144,65 ± 2,41	34,72 ± 0,44	111,78 167,74
9	7	29,22 ± 2,61	138,39 ± 3,36	34,06 ± 0,59	135,79 203,78
	8	29,50 ± 1,64	135,71 ± 1,66	30,06 ± 1,36	178,20 267,42

Z výsledků redukovaných napětí vyplývá, že čím delší bude mechanická délka krčku, tím vyšší bude napětí. Dále, že se zvyšujícím se CCD úhlem se napětí snižuje, protože se tím zvyšuje tlaková složka napětí a snižuje se ohybová – klesá moment. Průměr krčku ovlivňuje napětí nepřímo – čím silnější průměr krčku, tím menší napětí.

Redukované napětí v jednotlivých krčcích je porovnáno s mezí pevnosti ze studie *Zhang et al., 2019* [76], ve které je napětí vyjádřeno pouze pro kortikální kost stejně jako pro model krčku v této studii, viz graf na Obr. 56.



Obrázek 53 - Graf redukovaného napětí v jednotlivých krčcích pacientů z případových studií v porovnání s mezí pevnosti krčku dle [76] (šedý sloupec a modře vyznačena hranice). Maximální a minimální napětí je dáno zvoleným kosterně svalovým modelem viz Obr. 52.

Z Obr. 53 je vidět, že při aplikaci dolní meze intervalu (reakce 5 522 N) by žádný z krčků nepřekročil mez pevnosti, na rozdíl od horní meze intervalu (reakce 8 285 N) se hodnoty redukovaného napětí ve 3 případech (krčky 1, 2, 6) blíží hranici a ve zbylých 5 případech přesahují mez pevnosti.

6 DISKUZE

Výsledky jsou rozděleny do tří částí. Prvním krokem bylo určit reakci pomocí kosterně svalových modelů, která působí v hlavici femorálního krčku na základě předepsaného pohybu. Bylo zvoleno 50 možných poloh, které by nejvhodněji modelovaly možné polohy sedu. K analýze a výpočtu reakce bylo zvoleno 8 kosterně svalových modelů v programu OpenSim, tak aby byla pokryta jejich variabilita. Nejkritičtější polohou se ukázala poslední fáze pohybu, kdy jsou nohy natažené před tělem a propnuté v kolenou – kolenní úhel je 0° a úhel kyčelního kloubu 90° . Byl stanoven interval, kdy v kritické poloze při kontrakci svalů maximální izometrickou silou vychází výsledné reakce v rozmezí 5 522 - 8 285 N.

Druhou částí výsledků bylo změření geometrie krčků. Na základě této geometrie byla stanovena mezní síla pro každý krček pacienta pomocí dvouparametrické rovnice z lineární regrese. Rovnice zahrnuje závislost mezní síly na anatomické délce krčku a CCD úhlu.

Třetí část výsledků zahrnuje analytický výpočet napětí v krčku modelovaného jako vetknutí nosník. Chování tohoto nosníku vycházelo z lineárního chování izotropního homogenního materiálu, kterým byla pouze kortikální složka kosti.

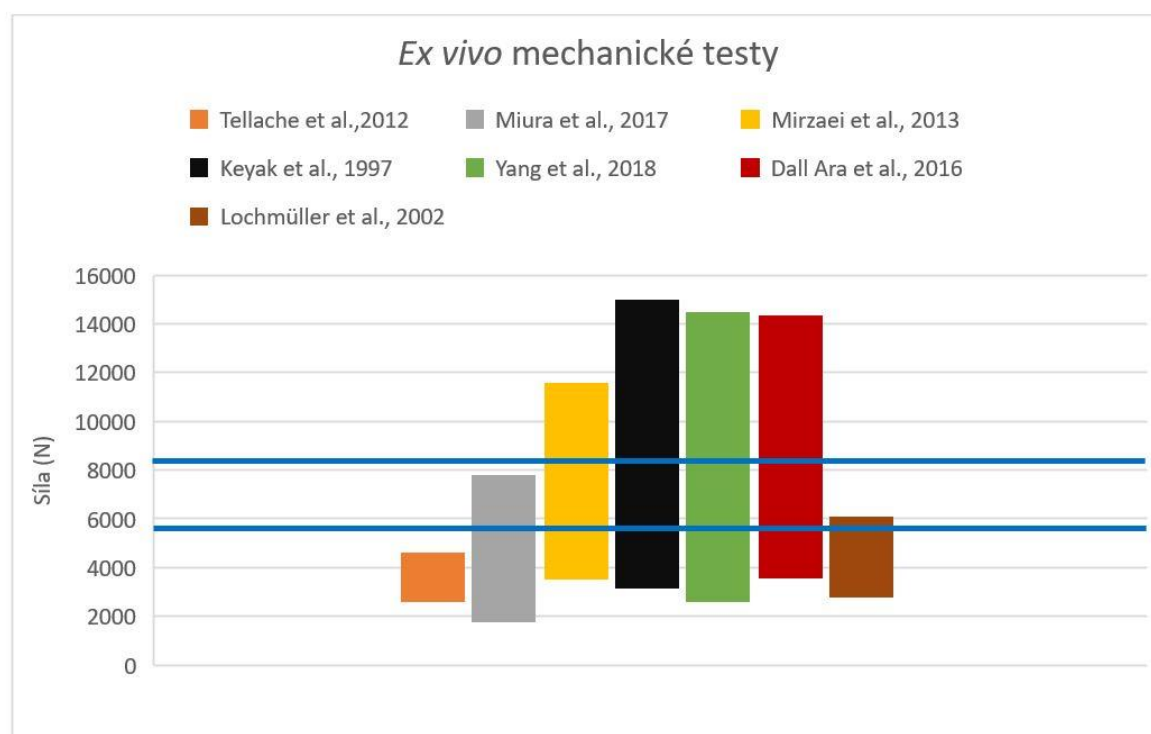
Interval výsledných reakcí v kloubu je srovnán s *ex vivo* mechanickými testy proximálních femurů z několika studií, viz níže Tab. 14.

Tabulka 14 -*Ex vivo* mechanické testy proximálních femurů.

Studie	Interval sil [N]		Počet testovaných femurů
	Minimum	Maximum	
Tellache et al., 2012	2 560	4 660	3
Miura et al. 2017	1 737	7 836	19
Mirzaei et al., 2013	3 466	11 611	10
Keyak et al., 1997	3 104	15 014	18
Yang et al., 2018	2 563	14 497	18
Dall Ara et al., 2016	3 519	14 389	35
Lochmüller et al., 2002	2 740	6 100	105

Pozn.: Výsledný interval zatížení ze svalově kosterních modelů je 5 522 – 8285 N.

Pro názornější interpretaci k porovnání výsledků je graf na Obr. 54, modré čáry značí interval výsledné reakce z kosterně svalových modelů.



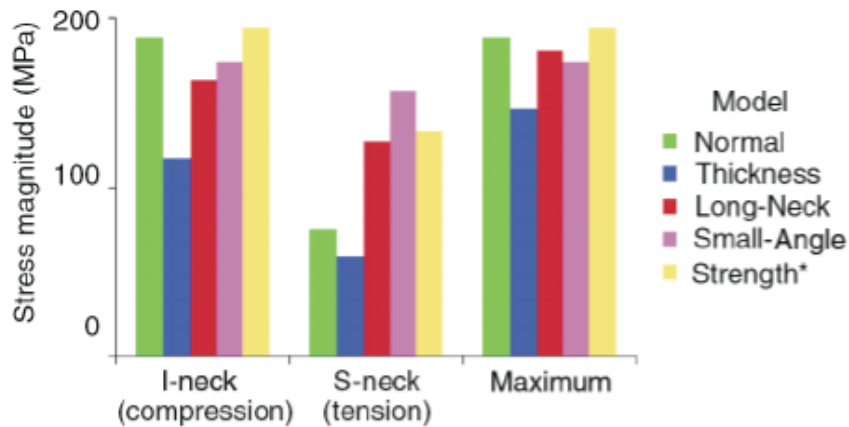
Obrázek 54 - *Ex vivo* mechanické testy proximálních femurů. Modré čáry značí výsledný interval reakce v kloubu při kontrakci svalů ze svalově kosterních modelů.

Z grafu na Obr. 54 lze konstatovat, že pokud dojde ke stažení svalstva při epileptickém záchvatu na úroveň maximální izometrické síly, potom je možné, aby došlo k fraktuře femorálního krčku bez vnějšího traumatu. Z mechanických testů je vidět, že dolní hranice mezních sil (failure load) působící na kloub se pohybují v mezích už od 1 737 - 3 519 N. *Model 3*, u kterého je dosaženo nejnižší výsledné reakce ze všech 8 modelů, je minimálně o 2 002 N vyšší než hodnoty, u kterých už dochází k fraktuře. Avšak při pohledu na maximální hodnoty je rozsah mezních sil (failure load) v rozmezí 4 660 – 15 014 N a nelze tak s jistotou říci, že ke zlomenině dojde vždy.

Druhá část výsledků sloužila k určení mezní síly krčku na základě dvouparametrické rovnice. Mezní síla krčků jednotlivých pacientů v závislosti na jejich geometrii se pohybuje v intervalu sil, který byl stanoven na základě kosterně svalových modelů při stažení svalů na úroveň maximální izometrické síly. Pouze pacient z případové studie 7 má mezní sílu vyšší a to 11 412 a 9 818,7 N. Toto může být artefakt měření, neboť RTG snímky toho pacienta nebyly vhodně pořízeny.

Při aplikování horní a dolní meze intervalu výsledné reakce v kloubu na model vetknutého nosníku se výsledná redukovaná napětí pohybují kolem meze pevnosti kosti. *Currey, 2001 [77]* ve své knize uvádí hodnotu meze pevnosti femuru 209 MPa, ve studii z roku 2019 od *Zhang et al., 2019 [76]* jsou uvedeny hodnoty meze pevnosti femuru pouze pro kortikální kost a to 194 MPa. I model vetknutého nosníku v této práci byl zvolen jako aproximace s uvažováním kortikální kosti.

Výsledky z této studie jsou v souladu s výsledky ze studie od *Belaid et al., 2019 [78]* ve které byl analyzován vliv geometrie krčku a jeho zatížení při běhu pomocí FEM modelu. Uvažované namáhání krčku bylo dynamické s aplikovaným zatížením 2 500 N. Zároveň byla také použita mez pevnosti 200 MPa a materiál jako lineární a izotropní – podobně jako model v této studii. Mezi geometrické parametry patřila tloušťka kortikální kosti, délka krčku a CCD úhel.



Obrázek 55 – Napětí v krčku v závislosti na jeho geometrii, aplikované zatížení 2 500 N [78]

Ze studie vyplývá, že napětí v krčku roste s jeho mechanickou délkou a snižujícím se CCD úhlem. Změna tloušťky kortikální kosti není tak signifikantním parametrem na hodnoty napětí. Toto odpovídá i výsledkům v této studii.

Dalším výsledkem srovnatelným s touto studií je *Yang et al., 1996* [79], kde zkoumali vztah zatížení od jednotlivých svalů na typ zlomeniny. Ve studii bylo mechanicky testováno 7 páru femurů (věk 59-90) simulující dva způsoby zatížení. Prvním byla simulace kontrakce musculus ilopsoas, který způsobil zlomeninu krčku při hodnotách $5,2 \pm 0,8$ násobku BW, druhým svalem byl gluteus medius při $4,1 \pm 0,6$ násobku BW. Průměrné mezní zatížení všech testovaných činilo $3\ 040 \pm 720$ N. I zde se ukazuje, že ke zlomenině může dojít kontrakcí svalu, a to při hodnotách 3 040 N, což jsou hodnoty ještě menší než výsledky dané kosterně svalovými modely.

Zajímavým faktem je i věk analyzovaných pacientů, který nepřekročil 30 let. Pokud by se jednalo o starší pacienty, mohla by být v potaz brána osteoporóza/osteomalacie kostí, která se projevuje sníženou pevností kosti. Pouze pacient z případové studie 7 užíval antiepileptikum fenytoin, u kterého je prokázán negativní vliv na BMD. S hodnotou T-skóre -1,9 se tak pacient řadí do kategorie s osteomalácií. U pacienta z případové studie 9 (věk 16 let) byl prokázán deficit vitamínu D, následně diagnostikován hyperparathyroidismus, kdy se nadměrně

vyplavuje vápník z kostí a vede tak k postupné osteoporóze (hodnota BMD nebyla uvedena). Pravděpodobnost fraktury u těchto dvou pacientů se tak zvyšuje.

Svalově kosterní modely, které jsou použity v této práci mohou ovlivnit výsledky, neboť jsou pouze univerzální – vytvořené na základě určité skupiny kadáverů. Vlastnosti takového modelu tak nemusejí odpovídat přímo individuálnímu pacientovi. Každý z pacientů má jinou muskulaturu a obecně jiné charakteristiky (fyzický stav, BMD, pohlaví, věk apod.). K přesnějšímu řešení by se data konkrétního pacienta získala pomocí CT či NMRI. Tyto data nejsou poskytnuta. Nicméně výsledky reakcí z 8 kosterně svalových modelů jsou srovnatelné s mezními silami z literatury.

Bylo uvažováno jen statické zatížení kloubu maximálními izometrickými silami. Při uvažování setrvačných sil při cyklickém zatížení by se celkové namáhání kloubu zvýšilo. Dále není uvažováno, že by pacient mohl například proti něčemu tlačit nohama, čímž by vznikla externí síla proti a svaly by se dostaly do excentrické kontrakce, která by mohla také zvýšit celkové zatížení kloubu.

Byl proveden výpočet navíc, který není součástí cílů práce. Pro oba kosterně svalové modely MIN/ MAX byla spočtena ještě poloha, pokud by pacient ležel. Při poloze v leže (úhel kyčelního i kolenního kloubu je 0°) je výsledný rozsah sil 4 356 – 6 536 N. I v této poloze je vidět, že dojde k překročení kritického namáhání viz Obr. 54. Zároveň lze konstatovat, že poloha v sedě je z biomechanického hlediska nebezpečnější než poloha v leže.

Jelikož není možné u pacientů z případových studií zjistit hodnotu BMD, která se považuje za jeden z hlavních faktorů zlomeniny, uvažuje se v této práci se střední hodnotou. Z výsledků je i tak možné vidět, že velikost sil a napětí v krčku jsou v hodnotách mezních sil (failure load), resp. mezi pevnosti natolik vysoké, že mohou způsobit frakturu krčku i u zdravého pacienta.

Výsledek by mohl být ovlivněn v případě nosníku, kde se uvažuje pouze kortikální složka kosti, avšak tuhost trabekulární kosti je výrazně nižší. Kortikální složka kosti zodpovídá především za její tuhost, trabekulární složka kosti pak za její pružnost při nárazech. [77] Toto by výrazně nemělo ovlivnit výsledné napětí.

Výsledky této práce jsou závislé na mnoha parametrech a není možné všechny přesně zohlednit, proto se muselo vytvořit několik zjednodušení a aproximací. V potaz je nutné brát i další faktory jako jsou užívání drog/léků, rodinná anamnéza, fyzická zdatnost, výživa, nedostatečné vystavení se slunečním paprskům, hormonální nerovnováha či jiné nemoci. Přesné řešení takto komplexního problému by bylo nad rámec diplomové práce, ale i přesto jsou výsledky s využitím biomechanického pohledu zřetelné a je možné, aby silná kontrakce svalů způsobila zlomeninu femorálního krčku.

Pro další řešení by bylo vhodné použít 3D model MKP (FEM) na základě snímků z CT. To samozřejmě vyžaduje další znalosti geometrie a mechanických vlastností jednotlivých pacientů. Tato studie je koncipována jako retrospektivní s využitím dat v literatuře, a tak tyto hodnoty nebyly k dispozici.

7 ZÁVĚR

Zlomeniny femorálního krčku způsobené kontrakcí svalů při epileptickém záchvatu jsou považovány za rizikové. V mnoha případech je zanedbána včasná diagnóza, která může následně vést k avaskulární nekróze nebo jiným degenerativní onemocněním kloubů. Předložená analýza sil a napětí vznikajících při epileptickém záchvatu jednoznačně prokazuje, že samotná kontrakce svalů může způsobit frakturu krčku stehenní kosti.

Závěry předložené studie poskytují podporu klinikům v rozhodování. Fraktura krčku by měla být považována za jednu z možných komplikací epileptického záchvatu i v případě bez vnějšího traumatu (pádu pacienta, autonehoda, ...). Pacienti po epileptickém záchvatu, stěžující si na bolesti v oblasti kyčelního kloubu, a zvláště ti užívající antiepileptika snižující pevnost kosti, by měli být vždy po prodělání záchvatu klinicky vyšetřeni.

Nejkritičtější polohou u sedícího pacienta, při které reakce v kloubu dosahuje maxima, je při propnutých nohách v kolenou – plná extenze v kolenním kloubu. Z biomechanického hlediska je vhodné, pokud k záchvatu dojde, pomoci postiženému zamezit plné extenzi v kolenou, při které vzniká největší namáhání kloubu a tím možná následná fraktura krčku.

8 BIBLIOGRAFIE

- [1] KAZLEY, Jillian Kazley a Kaushik Bagchi BAGCHI. Femoral Neck Fractures. *StatPearls.: Treasure Island (FL): StatPearls*. 2020. 30726032. Dostupné také z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30726032/>
- [2] VACULÍK, Jan, Pavel DUNGL, Tomáš MALKUS, Marek MAJERNÍČEK, Aleš PODŠKUBKA, Karel PAVELKA a Jan ŠTĚPÁN. Péče o pacienty se zlomeninou horního konce stehenní kosti: doporučené postupy České revmatologické společnosti a Společnosti pro metabolická onemocnění skeletu. *Osteologický bulletin*. 2009, **14**(4), 161-169. ISSN 1211-3778.
- [3] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2011-2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [4] *KENHUB* [online].]. Wurzner Straře 154a, Leipzig: Kenhub, 2012 [cit. 2020-07-22]. Dostupné z: <https://www.kenhub.com>
- [5] Základy anatomie pohybového ústrojí | Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity. *Informační systém Masarykovy university* [online]. 2012: Masarykova univerzita Fakulta sportovních studií, 2009 [cit. 2020-03-28]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomie_I/pages/kostra_dolni_koncetiny.html
- [6] MOORE, Keith L., Anne M. R, AGUR a Arthur F. DALLEY. *Clinically Oriented Anatomy*. 7th Edition. Baltimore: LWW, 2013. ISBN 978-1451119459.
- [7] *Metabolismus a remodelace kostní tkáně: Funkce buněk a lidského těla - Multimediální skripta* [online]. Univerzita Karlova [cit. 2020-07-22]. Dostupné z: <http://fbt.cz>
- [8] COWIN, Stephen C. *Bone mechanics handbook*. 2nd ed. Boca Raton, FL: CRC Press, 2001. ISBN 08-493-9117-2.

- [9] *Věda nás baví* [online]. Praha: Omniveda Group s.r.o., 2011 [cit. 2020-07-22]. Dostupné z: https://www.vedanasbavi.cz/orisek-67-zs-vnb-iv-11-kost?ID_mesta=1&IDp=5
- [10] WILLEMS, N. M. B. K., G. E. J. LANGENBACH, V. EVERTS a A. ZENTNER. The microstructural and biomechanical development of the condylar bone: a review. *The European Journal of Orthodontics*. 2014, **36**(4), 479-485. DOI: 10.1093/ejo/cjt093. ISSN 0141-5387. Dostupné také z: <https://academic.oup.com/ejo/article-lookup/doi/10.1093/ejo/cjt093>
- [11] MORGAN, Elise F., Ginu U. UNNIKRISNAN a Amira I. HUSSEIN. Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States. *Annual Review of Biomedical Engineering*. 2018, **20**(1), 119-143. DOI: 10.1146/annurev-bioeng-062117-121139. ISSN 1523-9829. Dostupné také z: <https://www.annualreviews.org/doi/10.1146/annurev-bioeng-062117-121139>
- [12] ZHANG, Ying, Yu-xin ZHENG, Jun-ming ZHU, Jian-min ZHANG a Zhe ZHENG. Effects of antiepileptic drugs on bone mineral density and bone metabolism in children: A meta-analysis. *Journal of Zhejiang University-SCIENCE B* [online]. 2015, **16**(7), 611-621 [cit. 2020-03-28]. DOI: 10.1631/jzus.B1500021. ISSN 1673-1581. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1631/jzus.B1500021>
- [13] REILLY, Donald T. a Albert H. BURSTEIN. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics*. 1975, **8**(6), 393-405. DOI: 10.1016/0021-9290(75)90075-5. ISSN 00219290. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929075900755>
- [14] ASHMAN, Richard B. a JAE YOUNG RHO. Elastic modulus of trabecular bone material. *Journal of Biomechanics*. 1988, **21**(3), 177-181. DOI: 10.1016/0021-9290(88)90167-4. ISSN 00219290. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929088901674>
- [15] MENTE, P. L. a J. L. LEWIS. Experimental method for the measurement of the elastic modulus of trabecular bone tissue. *Journal of Orthopaedic Research*. 1989, **7**(3), 456-461. DOI: 10.1002/jor.1100070320. ISSN 0736-0266. Dostupné také z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jor.1100070320>

- [16] ZYSSET, P K, X E GUO, C E HOFFLER, K E MOORE a S A GOLDSTEIN. Mechanical properties of human trabecular bone lamellae quantified by nanoindentation. *Technol Health Care*. 1998, 6(5-6), 429-32.
- [17] ZYSSET, Philippe K, X EDWARD GUO, C EDWARD HOFFLER, Kristin E MOORE a Steven A GOLDSTEIN. Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *Journal of Biomechanics*. 1999, 32(10), 1005-1012. DOI: 10.1016/S0021-9290(99)00111-6. ISSN 00219290. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929099001116>
- [18] BAYRAKTAR, Harun H., Elise F. MORGAN, Glen L. NIEBUR, Grayson E. MORRIS, Eric K. WONG a Tony M. KEAVENY. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *Journal of Biomechanics*. 2004, 37(1), 27-35. DOI: 10.1016/S0021-9290(03)00257-4. ISSN 00219290. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929003002574>
- [19] *Liga Proti Osteoporóze* [online]. 2000 [cit. 2020-07-22]. Dostupné z: <http://www.osteo-liga.cz>
- [20] *PharmaNEWS: Odborný časopis* [online]. Praha: Pharma News, s.r.o., 2015 [cit. 2020-07-22]. Dostupné z: <http://www.pharmanews.cz>
- [21] *Fakultní nemocnice Královské Vinohrady* [online]. Praha, 2018 [cit. 2020-03-28]. Dostupné z: https://www.fnkv.cz/lab/lp_uld/HVEZDADAJK.htm
- [22] Jak se diagnostikuje: Osteodenzimetrie. *Liga proti Osteoporóze* [online]. Praha [cit. 2020-03-28]. Dostupné z: <http://www.osteo-liga.cz/index.php/osteoporozajak-se-diagnostikuje>
- [23] RIVADENEIRA, Fernando, M Carola ZILLIKENS, Chris EDH DE LAET, Albert HOFMAN, André G UITTERLINDEN, Thomas J BECK a Huibert AP POLS. Femoral Neck BMD Is a Strong Predictor of Hip Fracture Susceptibility in Elderly Men and Women Because It Detects Cortical Bone Instability: The Rotterdam Study. *Journal of Bone and Mineral Research* [online]. 2007, 22(11), 1781-1790 [cit. 2020-03-28]. DOI: 10.1359/jbmr.070712. ISSN 08840431. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1359/jbmr.070712>
- [24] MACHÁLEK, MUDr. Libor. Soustavná anatomie | Fotografický interaktivní atlas člověka: Svalové tabulky. *Fotografický interaktivní atlas člověka* [online].

- Lékařská fakulta Univerzity Palackého v Olomouci: L. Luňáček a J. Konečný, 2007 [cit. 2020-03-28]. Dostupné z: <http://www.atlasloveka.upol.cz/cs/cs00/cs000601.html#o1-1-1>
- [25] JANČÍK, Jiří a Martin NOVOTNÁ. Kosterní svaly. *Fyziologie tělesné zátěže - vybrané kapitoly* [online]. Brno: Fakulta sportovních studií MU, 2006 [cit. 2020-03-29]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/elportal/estud/fsps/js07/fyziio/texty/ch01s01.html?>
- [26] KŘEN, Jiří, Libor LOBOVSKÝ, Alena JONÁŠOVÁ, Václav KLEISNER a Jana NOCAROVÁ. Biomechanika - studijní materiály: Struktura kosterního svalu. *Fakulta aplikovaných věd Západočeské univerzity v Plzni* [online]. Plzeň [cit. 2020-03-29]. Dostupné z: <https://www.kme.zcu.cz/kmet/bio/svstavba.php>
- [27] HALL, Susan J. *Basic biomechanics*. 5th ed. Boston, Mass.: McGraw-Hill, 2007. ISBN 00-730-4481-4.
- [28] ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0367-6.
- [29] VOTRUBA, Vojtěch. *STANOVENÍ SVALOVÝCH SIL HORNÍ KONČETINY*. Praha, 2016. Bakalářská práce. ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ. Vedoucí práce Miloslav Vilímek.
- [30] Types of Muscle Contractions: Isotonic and Isometric. *Medicine: LibreTexts* [online]. the California State University Affordable Learning Solutions Program: MindTouch [cit. 2020-07-22]. Dostupné z: [https://med.libretexts.org/Bookshelves/Anatomy_and_Physiology/Book%3A_Anatomy_and_Physiology_\(Boundless\)/9%3A_Muscular_System/9.3%3A_Control_of_Muscle_Tension/9.3E%3A_Types_of_Muscle_Contractions%3A_Isotonic_and_Isometric](https://med.libretexts.org/Bookshelves/Anatomy_and_Physiology/Book%3A_Anatomy_and_Physiology_(Boundless)/9%3A_Muscular_System/9.3%3A_Control_of_Muscle_Tension/9.3E%3A_Types_of_Muscle_Contractions%3A_Isotonic_and_Isometric)
- [31] CROWNINSHIELD, Roy D. a Richard A. BRAND. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*. 1981, 14(11), 793-801. DOI: 10.1016/0021-9290(81)90035-X. ISSN 00219290. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/002192908190035X>
- [32] SETH, Ajay, Jennifer L. HICKS, Thomas K. UCHIDA et al. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLOS Computational Biology* [online]. 2018, [cit.

2020-07-23]. DOI: 10.1371/journal.pcbi.1006223. ISSN 1553-7358. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pcbi.1006223>

- [33] DELP, Scott L., Frank C. ANDERSON, Allison S. ARNOLD, Peter LOAN, Ayman HABIB, Chand T. JOHN, Eran GUENDELMAN a Darryl G. THELEN. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2007, **54**(11), 1940-1950. DOI: 10.1109/TBME.2007.901024. ISSN 0018-9294. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4352056/>
- [34] *Anybody: Technology* [online]. Denmark: The AnyBody Modeling System™, 2000 [cit. 2020-07-23]. Dostupné z: <https://www.anybodytech.com>
- [35] *Biomechanics of bodies: BoB* [online]. United Kingdom: BoB-Biomechanics [cit. 2020-07-23]. Dostupné z: <https://www.bob-biomechanics.com>
- [36] XSENS [online]. 2000 [cit. 2020-07-23]. Dostupné z: https://www.xsens.com/?_ga=2.3336816.1567682549.1595505640-300860205.1595505640
- [37] SETH, Ajay, Michael SHERMAN, Jeffrey A. REINBOLT a Scott L. DELP. OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. *Procedia IUTAM*. 2011, **2**, 212-232. DOI: 10.1016/j.piutam.2011.04.021. ISSN 22109838. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2210983811000228>
- [38] VAN ARKEL, Richard J., Luca MODENESE, Andrew T.M. PHILLIPS a Jonathan R.T. JEFFERS. Hip abduction can prevent posterior edge loading of hip replacements. *Journal of Orthopaedic Research*. 2013, **31**(8), 1172-1179. DOI: 10.1002/jor.22364. ISSN 07360266. Dostupné také z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jor.22364>
- [39] Biomechanics of Bodies (BoB). *MathWorks* [online]. 1994-2020 [cit. 2020-07-23]. Dostupné z: https://www.mathworks.com/products/connections/product_detail/biomechanics-of-bodies.html
- [40] BIOMECHANICS OF BODIES. *Abili* [online]. 2012 [cit. 2020-07-23]. Dostupné z: <https://abili.eu/en/product/bob/>

- [41] Modeling and Simulation of Exoskeletons using AnyBody Modeling System™. *WearRA: Wearable robotics association* [online]. Leesburg, VA 20176 · USA: Wearable Robotics Association, 2018 [cit. 2020-07-23]. Dostupné z: <http://www.wearablerobotics.com/modeling-and-simulation-of-exoskeletons-using-anybody-modeling-systemtm/>
- [42] DAVIES, Mark A. a Karl. J JOHNSON, ed., Richard William WHITEHOUSE. *Imaging of the Hip & Bony Pelvis: Techniques and Applications*. Germany: Springer, 2006. ISBN 978-3-540-30000-7.
- [43] HOZA, MUDr. Petr, MUDr. Tomáš HÁLA a MUDr. Jaroslav PILNÝ, PH.D. Zlomeniny proximálního femuru a jejich řešení. *Medicína pro praxi*. Olomouc: Solen, 2008, **16**(3), 510393-397. ISSN 1803-5310.
- [44] GULY, Henry R., Jason KENDALL, ed. Fractured Neck of Femur. *RCEMLEARNING* [online]. England & Wales: Royal College of Emergency Medicine and Creative commons, 2018 [cit. 2020-03-28]. Dostupné z: <https://www.rcemlearning.co.uk/reference/fractured-neck-of-femur/#1569411438082-5f6502c5-526f>
- [45] BATEMAN, Laura, Srinivas VUPPALA, Patricia PORADA, William CARTER, Charitraheen BAIJNATH, Kabeer BURMAN, Ryan LEE a Jodie HARGUS. Medical Management in the Acute Hip Fracture Patient:: A Comprehensive Review for the Internist. *The Ochsner journal*. 2012. 2012, **12**(2), 101-110. PMID: 22778674. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3387835/>
- [46] SKLÁDAL, Martin. *Klinická a srovnávací studie implantátů PC.C.P. a DHS při ošetření trochanterických zlomenin*. Brno, 2013. Disertační práce. Lékařská fakulta Masarykovy university, I. ortopedická klinika FN u sv. Anny v Brně. Vedoucí práce Doc. MUDr. Pavel Janíček CSc.
- [47] MARUSIČ, Petr. Nové klasifikace epileptických záchvatů a epilepsií ILAE 2017. *Neurologie pro praxi*. Solen, 2018, **191**, 32-46.
- [48] MATTSON, Richard H. a Barry E. GIDAL. *Fractures, epilepsy, and antiepileptic drugs* [online]. 2004, **5**, 36-40 [cit. 2020-03-28]. DOI: 10.1016/j.yebeh.2003.11.030. ISSN 15255050. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1525505003003883>

- [49] PACK, Alison M. The Association between Antiepileptic Drugs and Bone Disease. *Epilepsy Currents* [online]. 2019, 3(3), 91-95 [cit. 2020-03-28]. DOI: 10.1046/j.1535-7597.2003.03306.x. ISSN 1535-7597. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1046/j.1535-7597.2003.03306.x>
- [50] BUŠEK, Petr. Epilepsie. *Medicína pro praxi*. Olomouc: Solen, 2013, 16(103, 111-114. ISSN 1803-5310.
- [51] BUŠEK, Petr a Michal BAJAČEK. *Epilepsie: Základní informace o epilepsii*. Praha: Společnost-e, 2016.
- [52] LIDGREN, L. a A. WALLÖE. Incidence of Fracture in Epileptics. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 2009, 48(4), 356-361. DOI: 10.3109/17453677708992008. ISSN 0001-6470. Dostupné také z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/17453677708992008>
- [53] NAHUM, Alan M., John MELVIN a N. YOGANANDAN. *Accidental injury: Biomechanics and Prevention*. New York: Springer-Verlag, 2015. ISBN 35-409-7881-X.
- [54] MONMA, Hiroaki a Takehiko SUGITA. Is the mechanism of traumatic posterior dislocation of the hip a brake pedal injury rather than a dashboard injury?. *Injury* [online]. 2001, 32(3), 221-222 [cit. 2020-03-28]. DOI: 10.1016/S0020-1383(00)00183-2. ISSN 00201383. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0020138300001832>
- [55] SHAH, Harshad M, Amit GROVER, Daksh GADI a K SUDARSHAN. Bilateral Neck Femur Fracture Following a Generalized Seizure- A Rare Case Report. *The Archives of Bone and Joint Surgery* [online]. Iran: Mashhad University of Medical Sciences, Iranian Society of Knee Surgery, Arthroscopy and Sports Tramatology, Iranian Orthopaedic Association, 2014, 2(4), 255-257 [cit. 2020-03-28]. DOI: 10.22038/ABJS.2014.3721. ISSN 2345-461X. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4328083/>
- [56] DEMIRCAN, Ahmet, Fikret BILDIK, Gulbin AYGENCEL a M ÖZSARAC. Femoral neck fracture following an epileptic seizure. *Turkish Journal of Medical Sciences* [online]. ResearchGate, (394, 647-649 [cit. 2020-03-28]. DOI: 10.3906/sag-0708-15. ISSN 1300-0144. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/286834273_Femoral_neck_fracture_following_an_epileptic_seizure

- [57] GEHLEN, J. M. L. G. a A. G. M. HOOFWIJK. Femoral neck fracture after electrical shock injury. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* [online]. 2010, **36**(5), 491-493 [cit. 2020-03-28]. DOI: 10.1007/s00068-010-0015-z. ISSN 1863-9933. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00068-010-0015-z>
- [58] Simultaneous bilateral femoral neck fractures after electrical shock injury: a case report. *Chinese Journal of Traumatology*. 2013, **16**(2), 126-128. DOI: 10.3760/cma.j. ISSN .1008-1275.2013.02.013.
- [59] RIBACOBÁ-MONTERO, R. a J. SALAS-PUIG. Simultaneous bilateral fractures of the hip following a grand mal seizure. An unusual complication. *Seizure* [online]. 1997, **6**(5), 403-404 [cit. 2020-06-06]. DOI: 10.1016/S1059-1311(97)80040-4. ISSN 10591311. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1059131197800404>
- [60] GRIMALDI, M., H. VOUAILLAT, J. TONETTI a P. MERLOZ. Simultaneous bilateral femoral neck fractures secondary to epileptic seizures: Treatment by bilateral total hip arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* [online]. 2009, **95**(7), 555-557 [cit. 2020-06-06]. DOI: 10.1016/j.otsr.2009.04.018. ISSN 18770568. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877056809001315>
- [61] CAGIRMAZ, T., C. YAPICI, M.M. ORAK a O. GULER. Bilateral femoral neck fractures after an epileptic attack: A case report. *International Journal of Surgery Case Reports*. 2015, **6**, 107-110. DOI: 10.1016/j.ijscr.2014.12.003. ISSN 22102612. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2210261214004337>
- [62] NAKKEN, Karl O. *A unique case of nontraumatic femoral neck fracture following epilepsy partialis continua*. 2015, **4**, 33-34. DOI: 10.1016/j.ebcr.2015.05.003. ISSN 22133232. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2213323215000171>
- [63] CHANDANKERE, Vidyasagar, Praharsha Mulpur, Venkateshwar Reddy Maryada, Sudhakar R. Pendyala a Guravareddy V. Annapareddy. Simultaneous bilateral neck of femur fractures in an adolescent secondary to hypocalcaemic seizure. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*. 2019, **28**(5), 491-494. DOI: 10.1097/BPB.0000000000000560. ISSN 1060-152X. Dostupné také z: <http://journals.lww.com/10.1097/BPB.0000000000000560>

- [64] MAIMIN, Dane Gary a Livan MENESES-TURINO. Seizures Causing Simultaneous Bilateral Neck of Femur Fractures. *Case Reports in Orthopedics*. 2019, **2019**, 1-3. DOI: 10.1155/2019/4570578. ISSN 2090-6749. Dostupné také z: <https://www.hindawi.com/journals/crior/2019/4570578/>
- [65] MARSH, Jonathan P., Jeff R.S. LEITER a Peter MACDONALD. Bilateral femoral neck fractures resulting from a grand mal seizure in an elderly man with Down syndrome. *Orthopedic Reviews*. 2010, **2**(1). DOI: 10.4081/or.2010.e10. ISSN 2035-8164. Dostupné také z: <http://www.pagepress.org/journals/index.php/or/article/view/or.2010.e10>
- [66] ARNOLD, Edith M., Samuel R. WARD, Richard L. LIEBER a Scott L. DELP. A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement. *Annals of Biomedical Engineering*. 2010, **38**(2), 269-279. DOI: 10.1007/s10439-009-9852-5. ISSN 0090-6964. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-009-9852-5>
- [67] HAMNER, Samuel R., Ajay SETH, Scott L. DELP a Scott L. DELP. Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*. 2010, **43**(14), 2709-2716. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.06.025. ISSN 00219290. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929010003611>
- [68] ROELKER, Sarah A., Elena J. CARUTHERS, Rachel K. BAKER, Nicholas C. PELZ, Ajit M. W. CHAUDHARI a Robert A. SISTON. Interpreting Musculoskeletal Models and Dynamic Simulations: Causes and Effects of Differences Between Models. *Annals of Biomedical Engineering*. 2017, **45**(11), 2635-2647. DOI: 10.1007/s10439-017-1894-5. ISSN 0090-6964. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-017-1894-5>
- [69] ANDERSON, Frank C. a Marcus G. PANDY. Dynamic Optimization of Human Walking. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2001, **123**(5), 381-390. DOI: 10.1115/1.1392310. ISSN 0148-0731. Dostupné také z: <https://asmedigitalcollection.asme.org/biomechanical/article/123/5/381/447434/Dynamic-Optimization-of-Human-Walking>
- [70] THELEN, Darryl G. a Frank C. ANDERSON. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of Biomechanics*. 2006, **39**(6), 1107-1115. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.02.010. ISSN 00219290. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929005000990>

- [71] DELP, Scott L., Frank C. ANDERSON, Allison S. ARNOLD, Peter LOAN, Ayman HABIB, Chand T. JOHN, Eran GUENDELMAN a Darryl G. THELEN. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2007, **54**(11), 1940-1950. DOI: 10.1109/TBME.2007.901024. ISSN 0018-9294. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4352056/>
- [72] DELP, Scott L., Frank C. ANDERSON, Allison S. ARNOLD, Peter LOAN, Ayman HABIB, Chand T. JOHN, Eran GUENDELMAN a Darryl G. THELEN. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2007, **54**(11), 1940-1950. DOI: 10.1109/TBME.2007.901024. ISSN 0018-9294. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4352056/>
- [73] SCHINDELIN, Johannes, Ignacio ARGANDA-CARRERAS, Erwin FRISE et al. Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. *Nature Methods*. 2012, **9**(7), 676-682. DOI: 10.1038/nmeth.2019. ISSN 1548-7091. Dostupné také z: <http://www.nature.com/articles/nmeth.2019>
- [74] KOO, Terry K. a Mae Y. LI. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*. 2016, **15**(2), 155-163. DOI: 10.1016/j.jcm.2016.02.012. ISSN 15563707. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1556370716000158>
- [75] YANG, Xiao-jiang, Hong-xun SANG, Bo BAI, Xiang-yu MA, Chao XU, Wei LEI a Yang ZHANG. Ex Vivo Evaluation of Hip Fracture Risk by Proximal Femur Geometry and Bone Mineral Density in Elderly Chinese Women. *Medical Science Monitor*. 2018, **24**, 7438-7443. DOI: 10.12659/MSM.910876. ISSN 1643-3750. Dostupné také z: <https://www.medscimonit.com/abstract/index/idArt/910876>
- [76] ZHANG, Lai-Chang a Liang-Yu CHEN. A Review on Biomedical Titanium Alloys: Recent Progress and Prospect. *Advanced Engineering Materials*. 2019, **21**(4). DOI: 10.1002/adem.201801215. ISSN 1438-1656. Dostupné také z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adem.201801215>
- [77] CURREY, John D. Observations of Damage in Bone. *Bone Mechanics Handbook*. CRC Press, 2001, , 473-490. DOI: 10.1201/b14263-23. ISBN 9780429125447. Dostupné také z:

<https://www.taylorfrancis.com/books/9781420036589/chapters/10.1201/b14263-23>

- [78] BELAID, D., A. GERMANEAU, P. BOUGET, R. DELMON, A. BOUCHOUCHA, P. RIGOARD a T. VENDEUVRE. Stress distribution analysis on the femoral neck under different angle directions of loading by a finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2019, **22**(1), 513-515. DOI: 10.1080/10255842.2020.1715001. ISSN 1025-5842. Dostupné také z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10255842.2020.1715001>
- [79] YANG, K. H., K.-L. SHEN, C. K. DEMETROPOULOS, A. I. KING, P. KOLODZIEJ, R. S. LEVINE a R. H. FITZGERALD. The Relationship Between Loading Conditions and Fracture Patterns of the Proximal Femur. *Journal of Biomechanical Engineering*. 1996, **118**(4), 575-578. DOI: 10.1115/1.2796045. ISSN 0148-0731. Dostupné také z: <https://asmedigitalcollection.asme.org/biomechanical/article/118/4/575/400142/The-Relationship-Between-Loading-Conditions-and>

9 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1 - Anatomie kosti pánevní – os coxae [4]	15
Obrázek 2 - Anatomie stehenní kosti - os femoris [5]	16
Obrázek 3 - Geometrie proximálního femuru. A – kolodíafysární úhel (CCD) u kojenců, B – kolodíafysární úhel v dospělosti, C – kolodíafysární úhel u starších, D – torzní úhel. [6].....	17
Obrázek 4 - Anatomie česky - patella, kosti lýtkové – fibula a kosti holenní – tibia. [4]	18
Obrázek 5 – Stehenní kost se zobrazením základních částí. [9]	19
Obrázek 6 - Vnitřní struktura proximálního femuru, která je tvořena spongiózní/ trámčitou kostí a kortikální/ hutnou kostí na povrchu. [10]	20
Obrázek 7 - Tahová a kompresní zkouška kortikální/ trabekulární kosti; a – zátěžový diagram kortikální kosti, b – zátěžový diagram trabekulární kosti.	21
Obrázek 8 - Anatomie pánve a dolních končetin [4]	25
Obrázek 9- Struktura svalového vlákna; A – myofibrila, B – sarkomera, C – uspořádání aktinu a myozinu (kontraktilní bílkoviny). [26]	27
Obrázek 10 - Hillův model svalu složený z tlumičů a pružin [27]	28
Obrázek 11- Závislost svalové síly na optimální svalové délce [27]	28
Obrázek 12- Závislost mezi svalovou silou a rychlostí kontrakce svalu, A – při 100 % aktivace svalu, B - při 50 % aktivace svalu. [28]	29
Obrázek 13 - Prostředí programu OpenSim [31]	31
Obrázek 14 – Aproximace svalu. Vlevo zobrazení skutečného svalu m. gluteus maximus [4], uprostřed jednoduchý model tvořen jen jedním lineárním segmentem, vpravo je model svalu tvořen třemi lineárními segmenty, tak aby došlo k lepší aproximaci chování reálného svalu.....	32
Obrázek 15 - Rozdíl mezi anatomickým úponem a efektivním úponem svalu. Vlevo znázorňuje žlutá tečka místo anatomického úponu svalu, zelená tečka pak	

efektivní úpon svalu. Vpravo je vidět signifikantní rozdíl v tom, jakým směrem sval zabírá. [37]	32
Obrázek 16 - Analýza kosterně svalového modelu v programu BoB [39].....	33
Obrázek 17 - Kosterně svalový model v programu AnyBody [40].....	34
Obrázek 18 - Rozdělení oblastí zlomenin proximálního femuru [43].....	35
Obrázek 19 - Klasifikace zlomenin dle Pauwelse; a) Pawels I, b) Pawels II, c) Pawels III [41]	37
Obrázek 20- Klasifikace zlomenin dle Gardena [44]	38
Obrázek 21 – Evansova klasifikace trochanterických zlomenin [45].....	40
Obrázek 22- Klasifikace epileptických záchvatů, Česká liga proti epilepsii [46].	42
Obrázek 23 - Bilaterální zlomenina z případové studie [54].....	45
Obrázek 24 – Zlomenina levého krčku pacienta z případové studie [55].....	46
Obrázek 25 - Fraktura krčku femuru levé nohy po zásahu elektrickým proudem [56]	47
Obrázek 26 - Bilaterální zlomenina krčků při zásahu elektrickým proudem. Fixování pomocí kanylovaných šroubů. [57]	48
Obrázek 27 - Bilaterální zlomenina pacienta z případové studie, na levé noze intrapelvická protrakce femorální hlavice a zlomenina kyčelní jamky s centrální dislokací kyčle do dutiny břišní, na pravé noze fraktura krčku. [58].....	49
Obrázek 28 - Bilaterální zlomenina pacienta z případové studie [59].....	50
Obrázek 29 - Operace pacienta z případové studie pomocí necementovaných protéz. [59].....	50
Obrázek 30 - Bilaterální zlomenina fixována pomocí kanylovaných šroubů [60]	51
Obrázek 31 - Zlomenina krčku pacienta z případové studie závislého na drogách [61].....	52
Obrázek 32 - Bilaterální zlomenina fixována kanylovanými šroub u mladého pacienta ve věku 16 let. [62]	53
Obrázek 33 - Bilaterální zlomenina s totální artroplastikou kyčelních kloubů. [63]	54

Obrázek 34 - Bilaterální zlomenina řešena pomocí necementované monopolární artroplastiky [64]	54
Obrázek 35 - Svalově kosterní model v programu OpenSim.	57
Obrázek 36- Definice úhlů v kyčelním a kolenním kloubu v programu OpenSim.	59
Obrázek 37- Příklad chronologicky jdoucích pohybů. Vlevo nahoře je začátek mezipohybu, kdy úhel kyčelního kloubu je 60° a úhel v kolenu jde postupně od 90° do 0° s krokem 10°	60
Obrázek 38- Plugin MuscleForceDirection v programu OpenSim, A – kosterně svalový model dolní končetiny, B – směry sil od kontrahujících svalů. [37].....	61
Obrázek 39- Jednotkové vektory svalu. Šipky naznačují směr síly kontrahujícího svalu, horní jednotkový vektor V_1 vyjadřuje složky začátku svalu, dolní jednotkový vektor V_2 vyjadřuje úpon svalu.	62
Obrázek 40 - Uvolnění femuru. Hlavici femuru je možné modelovat jako sférický kloub, a proto zde vzniknou pouze 3 reakce od pánevní kosti. Obrázek je pouze ilustrativní.	63
Obrázek 41- Pozice globálního a lokálního souřadnicového systému. Lokální souřadnicový systém je v hlavici femuru, kde také působí výsledná reakce od pánve.	65
Obrázek 42 - Schéma použitelných případových studií k měření při zohlednění kritérií. Index n značí počet případových studií.	69
Obrázek 43 - Geometrické parametry krčku femuru. Tyto parametry byly měřeny v programu ImageJ.....	70
Obrázek 44 - Femorální krček lze modelovat jako vetknutý nosník. Vetknutí je v poloze, kde dochází k fraktuře krčku. Výsledná reakce z pánve směřuje do středu hlavice.	72
Obrázek 45 – Natočení souřadnicového systému o torzní úhel 12° vůči ose y. ...	74
Obrázek 46 - Natočení souřadnicového systému o CCD úhel vůči ose x.	74

Obrázek 47 - Krček femuru jako model nosníku s natočeným souřadnicovým systémem.	76
Obrázek 48 - Krček femuru modelovaný jako nosník. Ve výpočtu jsou zahrnuty geometrické parametry konkrétního pacienta z případové studie.....	78
Obrázek 49 - Graf reakce v kloubu pro Model 3. V horní části grafu jsou hodnoty úhlu v kyčelním kloubu, úhel v kyčelním kloubu je popsán v 1/5 grafu (úhel 0° v kolenním kloubu znamená propnutá kolena). Velikost síly roste se zvyšujícím se úhlem kyčelního kloubu a zároveň se záporně klesajícím úhlem v koleni.	79
Obrázek 50 - Graf reakce v kloubu pro Model 2. V horní části grafu jsou hodnoty úhlu v kyčelním kloubu. Velikost síly roste se zvyšujícím se úhlem kyčelního kloubu a zároveň se záporně klesajícím úhlem v koleni.	80
Obrázek 51 - Kritická poloha pro nohu, kdy vzniká největší namáhání na kloubu.	80
Obrázek 52 - Poslední část pohybu, vyhodnocena jako nejkritičtější. Modely jsou pro přehlednost barevně označeny - nejnižší Model 3, nejvyšší Model 2.	81
Obrázek 53 - Graf redukovaného napětí v jednotlivých krčcích pacientů z případových studií v porovnání s ultimátním napětím krčku [75]	85
Obrázek 54 - Ex vivo mechanické testy proximálních femurů. Modré čáry značí výsledný interval reakce v kloubu při kontrakci svalů ze svalově kosterních modelů.	87
Obrázek 55 – Napětí v krčku v závislosti na jeho geometrii, aplikované zatížení 2 500 N [77]	89

10 SEZNAMU POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1 - Mechanické vlastnosti femuru	22
Tabulka 2 - Moduly pružnosti trabekulární/ kortikální kosti	22
Tabulka 3- Svaly dolní končetiny I. část [23]	25
Tabulka 4- Svaly dolní končetiny II. část. [23]	25
Tabulka 5- Svaly dolní končetiny III. část. [23]	26
Tabulka 6- Použité modely kyčelního kloubu v programu OpenSim.....	58
Tabulka 7 - Souhrn případových studií, u kterých došlo ke zlomenině proximálního femuru v důsledku velké kontrakce svalstva.	68
Tabulka 8 - Tloušťky kortikální kosti v krčku femuru	73
Tabulka 9 – Průměrné hodnoty geometrie krčků se směrodatnou odchylkou pacientů z případových studií.	82
Tabulka 10 - Hodnoty ICC z měření	82
Tabulka 11 - Koeficienty pro dvouparametrickou rovnici z lineární regrese.....	83
Tabulka 12 – Mezní síla krčku v závislosti na geometrii.	83
Tabulka 13 - Výsledné napětí v krčku při maximálním a minimálním hodnotě stažení svalstva	84
Tabulka 14 -Ex vivo mechanické testy proximálních femurů.	87

