

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA STROJNÍ

Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky



Bakalářská práce

**Diagnostika pohybového systému osoby
s náhradou kyčelního kloubu**

Vedoucí bakalářské práce:
Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.

Vypracoval:
Ondřej Melichar

Praha 2022

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení:	Melichar	Jméno: Ondřej	Osobní číslo: 491552
Fakulta/ústav:	Fakulta strojní		
Zadávající katedra/ústav:	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky		
Studijní program:	Teoretický základ strojního inženýrství		
Studijní obor:	bez oboru		

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

Název bakalářské práce anglicky:

Musculoskeletal system loading analysis of a person with total hip replacement.

Pokyny pro vypracování:

- 1) Vytvořit analýzu pohybu osoby a před a po aplikaci totální náhrady kyčelního kloubu.
- 2) Sestavit model svalově kosterního systému.
- 3) Spočítat zatížení v kloubech a svalové síly při chůzi v obou případech.
- 4) Sledovat specifické zákonitosti a změny v zatížení svalově kosterního systému z hlediska Biomechaniky.

Seznam doporučené literatury:

Vilímek M.: Musculotendon forces derived by different muscle models, ACTA OF BIOENGINEERING AND BIOMECHANICS, 2007, 9(2), 41-47
Alistair M Ewen, Su Stewart, Alan St Clair Gibson, Shankar N Kashyap, Nick Caplan: Post-operative gait analysis in total hip replacement patients-a review of current literature and meta-analysis, Gait Posture, 2012, 36(1), 1-6.
SL Delp, FC Anderson, AS Arnold, P Loan, A Habib, CT John.: OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement, IEEE transactions on biomedical engineering, 2007, 54 (11), 1940-1950

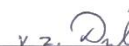


Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D. odbor biomechaniky FS

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

Datum zadání bakalářské práce: **19.04.2022** Termín odevzdání bakalářské práce: **14.08.2022**

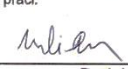
Platnost zadání bakalářské práce: _____

 Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D. podpis vedoucí(ho) práce	 doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc. podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry	 doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc. podpis děkana(ky)
---	---	--

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

28.4.2022
Datum převzetí zadání


Podpis studenta

Anotační list

Jméno autora:	Ondřej Melichar
Název bakalářské práce:	Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu
Anglický název:	Musculoskeletal system loading analysis of a person with total hip replacement
Akademický rok:	2021/2022
Fakulta:	Fakulta strojní
Studijní program:	Teoretický základ strojního inženýrství
Zadávací katedra/ústav:	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
Vedoucí bakalářské práce:	Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.
Bibliografické údaje:	Počet stran: 91 Počet obrázků: 65 Počet příloh: 1
Klíčová slova:	chůze, svalová síla, OpenSim, svaly dolní končetiny, Qualisys, totální náhrada kyčelního kloubu
Keywords:	gait, muscle force, OpenSim, lower extremity muscles, Qualisys, total hip replacement
Anotace:	Tato bakalářská práce se zabývá výpočtem sil ve svalech dolních končetin během chůze člověka ve stavu před implantací a po implantaci totální endoprotézy kyčelního kloubu a analýzou vypočtených dat.
Abstract:	This bachelor thesis deals with the calculation of forces in the muscles of the lower extremities during human gait before implantation and after implantation of total hip joint replacement and analysis of calculated data.

Prohlášení

Čestně prohlašuji, že jsem tuto práci vypracoval samostatně s použitím odborné literatury, vědeckých článků a informačních zdrojů, které cituji a uvádím v seznamu použité literatury.

V Praze dne 3.6. 2022

.....

podpis autora

Poděkování

Nejdříve bych chtěl poděkovat svému vedoucímu práce za jeho čas a ochotu pomoci. Poděkování patří i mým přátelům, spolužákům a všem lidem, se kterými jsem se ve školním prostředí mohl setkávat a kteří mne motivovali a podporovali v úsilí pokračovat. Jsem nesmírně vděčný za mou rodinu, která se mi vždy snažila ve studiu maximálně pomáhat. A nakonec děkuji své přítelkyni za její úsilí a shovívavost.

Obsah

Seznam použitých znaků, zkratk a latinských výrazů	10
Seznam obrázků	13
1. Úvod.....	16
<i>I. Teoretická východiska práce</i>	<i>17</i>
2. Tkáně.....	17
2.1. Epitely.....	17
2.2. Pojiva	17
2.3. Tkáň svalová	18
2.4. Tkáň nervová	19
2.4.1. Fyziologie svalové a nervové tkáně	19
3. Svalová soustava	20
3.1. Stavba kosterního svalu	20
3.1.1. Myofibrila.....	20
3.2. Molekulární mechanismus kontrakce svalu.....	21
3.3. Druhy kontrakce svalu.....	23
4. Mechanické vlastnosti svalu	24
4.1. Mechanický model svalu	24
4.2. Vztah mezi silou a délkou svalu	25
4.3. Vztah mezi silou a rychlostí kontrakce	27
4.4. Aktivace svalu.....	29
4.5. Celková síla ve svalech	30
4.6. Dynamika šlachy.....	31
5. Synoviální kloub	33
5.1. Kloubní pouzdro	33

5.2.	Kloubní dutina	33
5.3.	Speciální kloubní zařízení	34
5.3.1.	Chrupavčitý lem	34
5.3.2.	Disky a kloubní destičky	34
5.3.3.	Kloubní vazy	35
5.3.4.	Tíhové vložky.....	35
5.4.	Pohyby v kloubech	35
6.	Kyčelní kloub	37
6.1.	Kosti v oblasti kyčelního kloubu	37
6.2.	Vazy kyčelního kloubu.....	39
6.3.	Pohyby v kyčelním kloubu.....	40
6.4.	Svaly kyčelního kloubu	41
6.4.1.	Přední svaly kyčelního kloubu.....	41
6.4.2.	Zadní svaly kyčelního kloubu	42
6.4.3.	Svaly stehna	43
6.5.	Svaly bérce a nohy.....	46
7.	Totální endoprotéza kyčelního kloubu	48
7.1.	Vývoj moderní náhrady kyčelního kloubu	48
7.2.	Důvody implantace TEP.....	49
7.3.	Druhy implantátů	49
7.3.1.	Cementované kloubní náhrady.....	49
7.3.2.	Necementované kloubní náhrady	50
7.4.	Komponenty endoprotézy	50
7.4.1.	Acetabulární komponenta	50
7.4.2.	Femorální komponenta	51
8.	Biomechanika chůze	52

8.1.	Zatížení nohy při chůzi	52
8.2.	Činnost svalů během chůze.....	54
8.2.1.	Švihová fáze	54
8.2.2.	Stojná fáze.....	54
8.3.	Patologické jevy chůze	55
8.3.1.	Muskuloskeletální příčiny patologické chůze v kyčelním kloubu.....	56
8.3.2.	Antalgická chůze	56
8.3.3.	Trendelenburgova chůze	56
9.	Simulace pohybu a výpočet svalových sil v prostředí OpenSim.....	57
9.1.	Model svalu v prostředí OpenSim.....	57
9.2.	Muskuloskeletální model	58
10.	Cíle práce	59
10.1.	Predikce	59
<i>II. Praktická část.....</i>		62
10.	Získání vstupních dat pro simulaci pohybu.....	62
10.1.	Rozmístění markerů na těle	62
10.2.	Soubory formátu C3D	63
10.3.	Úprava naměřených dat	64
11.	Analýza pohybu a výpočet sil ve svalech	65
11.1.	Zpracování vstupních dat pro program OpenSim	65
11.2.	Scaling.....	67
11.3.	Inverzní kinematika (IK)	69
11.4.	Inverzní dynamika (ID).....	71
11.5.	Statická optimalizace (SO)	72
11.6.	Residual Reduction Algorithm (RRA)	74
12.	Výsledky výpočtů sil ve svalech	76

12.1.	Doba trvání fází cyklu chůze před a po operaci TEP.....	76
12.2.	Porovnání sil svalů kyčelního kloubu před a po operaci	78
12.3.	Porovnání sil svalů přední strany stehna před a po operaci	78
12.4.	Porovnání sil svalů vnitřní strany stehna před a po operaci	79
12.5.	Porovnání sil hamstringových svalů před a po operaci.....	80
12.6.	Porovnání sil předních a laterálních svalů bérce před a po operaci	80
12.7.	Porovnání sil svalů zadní strany bérce před a po operaci	81
13.	Diskuse k výsledkům	82
13.1.	Svaly kyčelního kloubu	82
13.2.	Svaly přední strany stehna	82
13.3.	Svaly vnitřní strany stehna	83
13.4.	Hamstringy.....	83
13.5.	Přední a laterální skupina svalů bérce.....	83
13.6.	Svaly zadní strany svalů bérce	83
14.	Závěr	84
	Reference.....	85
	Seznam příloh	91
	Přílohy	92

Seznam použitých znaků, zkratek a latinských výrazů

abdukce	odtažení
addukce	přitažení
cirkumdukce	kroužení
extenze	pohyb, který rozšiřuje úhel mezi kostmi dané končetiny v místně kloubu
flexe	ohnutí v místě kloubu, opačný pohyb k extenzi
pronace	pohyb směřující dovnitř (kotník směřuje dovnitř)
supinace	pohyb směřující vně (kotník směřuje vně)
anterior	přední
posterior	zadní
laterální	postranní, boční
plantaris	chodidlový, směr k plosce chodidla
dorsální	hřbetní (hřbet nohy), zadní
proximální	bližší k centru, k trupu
inferior	dolní
superior	horní
ventrální	přední
antalgický	držení zraněné končetiny v pozici, ve které je bolest minimální
cervikokapitální	týkající se krčku (cervix) a hlavice (caput) kosti stehenní
epifýza	koncová část dlouhých kostí
kondyl	rozšířený kloubní konec kosti
kónický	kuželovitý
rudimentální	zakrnělý, nevyvinutý
$f_L(L^M)$	vztah mezi délkou svalu a svalovou silou [N]
$f_L(\dot{L}^M)$	vztah mezi rychlostí kontrakce a svalovou silou [N]
$a(t)$	stupeň svalové aktivace [-]
F^{pe}	paralelní elastický element [N]
B^M	pasivní svalová viskozita [-]
L^{MT}	celková délka komplexu svalu [m]

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

L^M	délka svalu [m]
L^T	délka šlachy [m]
úhel α	úhel zpeření [°]
w	pozice délky svalu [m]
$K^T (F^T)$	tuhost šlachy [N/m]
M^M	hmotnost svalu [kg]
L_0^M	optimální svalová délka [m]
ρ	hustota [kg/m ³]
F_0^M	maximální izometrická síla svalu [N]
σ	specifické napětí svalu [N/cm ²]
l_1	rovnovážná délka svalu [m]
v^M	rychlost svalové kontrakce [m/s]
v_0^M	maximální rychlost zkracování [m/s]
$u(t)$	hladina svalové excitace [-]
F^M	síla ve svalu [N]
F^{act}	aktivní síla svalu [N]
f_L^{act}	vztah mezi aktivní silou a délkou svalu [N]
f_v	vztah mezi rychlostí kontrakce a silou [N]
f_L^{pa}	vztah mezi silami pasivních složek a délkou svalu [N]
F^T	síla, která na šlachu působí [N]
A^T	průřez šlachy [cm ²]
L_S^T	klidová délka šlachy [m]
ΔL^T	prodloužení šlachy [m]
ATP	adenosintrifosfát
ADP	adenosindifosfát
PSCA	fyzilogický průřez (physiological cross-section area)
TEP	totální endoprotéza (kyčelního kloubu)
UHMWPE	vysokomolekulární polyetylen (ultra-high molecular weight polyethylene)
MOtoNMS	MOtion data elaboration TOolbox for NeuroMusculoSkeletal applications

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

IK	inverzní kinematika
ID	inverzní dynamika
SO	statická optimalizace
RRA	residual reduction algorithm
F _x , F _y , F _z	síly ve směrech x, y, z [N]
M _x , M _y , M _z	momenty kolem os x, y, z [Nm]
glut_med	gluteus medius
glut_min	gluteus minimus
glut_max	gluteus maximus
tfl	tensor fasciae latae
peri	piriformis
sar	sartorius
rect_fem	rectus femoris
vas_med	vastus medialis
vas_int	vastus intermedius
vas_lat	vastus lateralis
add_long	adductor longus
add_brev	adductor brevis
add_mag	adductor magnus
pect	pectineus
grac	gracilis
semimem	semimembranosus
semiten	semitendinosus
bifemlh, bifemsh	biceps femoris caput longum, biceps femoris caput breve
tib_ant, tib_post	tibialis anterior, tibialis posterior
per_brev	peroneus brevis
per_long	peroneus longus
ext_dig, ext_hal	extensor digitorum, extensor hallucis
med_gas, lat_gas	medial gastrocnemius, lateral gastrocnemius
flex_dig, flex_hal	flexor digitorum, flexor hallucis

Seznam obrázků

Obrázek 1 Typy tkání [23]	17
Obrázek 2 Řez šlachou [16].....	17
Obrázek 3 Kostní tkáň [2].....	17
Obrázek 4 Typy svalové tkáně [17]	18
Obrázek 5 Nervová buňka.....	19
Obrázek 6 Struktura kosterního svalu [18]	20
Obrázek 7 Myofibrila, sarkomera [19].....	20
Obrázek 8 Molekulární mechanismus svalové kontrakce [20].....	22
Obrázek 9 Kontrakce a relaxace sarkomery [3]	21
Obrázek 10 Kontrakce svalu [22]	23
Obrázek 11 Hillův model šlachovo-svalového komplexu [4].....	24
Obrázek 12 Úhel zpeření [21]	25
Obrázek 13 Znárodnění průřezu PCSA. A – Sval úplně zpeřený, B – sval jedno zpeřený, C – sval jednodvojitě zpeřený [3].....	25
Obrázek 14 Teoretická závislost síly a délky sarkomery [3].....	26
Obrázek 15 Závislost svalové síly na délce svalu při plné aktivaci [4]	27
Obrázek 16 Pozice délky svalu [6].....	27
Obrázek 17 Závislost svalové síly a rychlosti kontrakce. A – plně aktivovaný sval, B–50% aktivace svalu [4]	29
Obrázek 18 Závislost rychlosti zkracování sarkomer, aktivní síly a délky svalu.....	29
Obrázek 19 Pracovní diagram šlachy [6].....	31
Obrázek 20 Podélný řez kloubem [24].....	33
Obrázek 21 Stavba kyčelního kloubu [25]	34
Obrázek 22 Meniskus [26]	34
Obrázek 23 Tíhový váček [27]	35
Obrázek 24 Tři hlavní osy a tři základní směry pohybů kulovitého kloubu.	36
Obrázek 25 Druhy kloubů: 1. Kulovitý 2. Elipsovité 3. Sedlovité 4.Válcovité 5. Čepové [28]	36
Obrázek 26 Kyčelní kloub [29]	37
Obrázek 27 a) Pánevní kost b) segmenty pánevní kosti a kloubní jamky [30]	38

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

Obrázek 28 Kost stehenní [38].....	38
Obrázek 29 Vazy kyčelního kloubu [29].....	39
Obrázek 30 Vazivový prstenec [31]	39
Obrázek 31 Flexe a extenze [34].....	40
Obrázek 32 Abdukce a addukce [33]	40
Obrázek 33 Rotace [32]	40
Obrázek 34 Cirkumdukce [35]	40
Obrázek 35 Přední svaly kyčelního kloubu [36].....	41
Obrázek 36 Příklad funkcí m. gluteus medius [37]	44
Obrázek 37 Příklad funkce m. adductor magnus [37]	44
Obrázek 38 Svaly stehna, pohled zepředu [37]	45
Obrázek 39 Svaly zadní strany stehna [37]	45
Obrázek 40 Pohyby nohy [8].....	46
Obrázek 41 Svaly bérce – zadní strana	47
Obrázek 42 Svaly bérce – přední strana	47
Obrázek 43 Cementování femorální komponenty [8]	50
Obrázek 44 Komponenty totální endoprotézy kyčelního kloubu [39]	51
Obrázek 45 Cyklus chůze [8]	52
Obrázek 46 Síly působící na chodidlo při chůzi [8]	53
Obrázek 47 Činnost svalů při chůzi [10].....	55
Obrázek 48 Trendelenburgův příznak [2]	56
Obrázek 49 Porovnání modelů Millard2012EquilibriumMuscle a Thelen2003Muscle s experimentálními daty [42].....	57
Obrázek 50 Model Gait2354_Simbody.....	58
Obrázek 51 Znázornění stupňů volnosti dolních končetin na muskuloskeletálním modelu [40].....	58
Obrázek 52 Rozmístění markerů na lidském těle [41].....	63
Obrázek 53 Zobrazení v Mokka editoru.....	64
Obrázek 54 Schéma práce v MOtoNMS [13]	65
Obrázek 55 Schéma tvorby souboru acquisition.xml [13].....	66
Obrázek 56 Experimentální a virtuální pozice markerů [43]	67
Obrázek 57 Vstupy a výstupy procesu škálování [44]	68

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

Obrázek 58 Výsledný model v OpenSim po použití nástroje scaling.....	68
Obrázek 59 Vstupy a výstupy IK [15]	69
Obrázek 60 Simulace IK.....	70
Obrázek 61 Schéma vstupů a výstupů pro ID [45].....	71
Obrázek 62 Pozemní reakční síly	72
Obrázek 63 Vstupy a výstupy SO	73
Obrázek 64 Simulace SO	73
Obrázek 65 Vstupy a výstupy RRA	74

1. Úvod

Pohledů na problematiku nejrůznějších jevů jsem měl skutečně mnoho, ale až když jsem v sobě na střední škole objevil zájem o studium matematiky a fyziky, začal jsem ve světě hledat zákonitosti a vzorce, které v něm skutečně jsou a které fungují, bohužel s chybou vytvořenou lidskou nedokonalostí dané problematice správně porozumět. Ačkoli dle mého názoru světu rozumíme stejně, jako malá rybka široširému oceánu, je neuvěřitelné, jakým tempem a s jakou vůlí se lidská rasa v tomto ohledu zdokonaluje. V průběhu života jsem se zajímal spíše o fungování pro „strojaře“ atypických systémů, než pro které by zřejmě měla být mysl technika určena, a místo aut, zbraní a letadel jsem přemýšlel například nad hudbou či právě lidským pohybem.

Umět mechanicky popsat lidský pohyb má v dnešní době skutečně veliký potenciál a metody pro to určené jsou tu zatím velmi krátce. K rozvoji těchto metod přispěly v posledních několika dekádách výpočetní technika, bez kterých se to jednoduše neobejde. Díky tomu dokážeme charakterizovat jak pohyb člověka v prostoru, tak neinvazivními metodami určit některé síly, které v těle působí. Určení těchto sil má velké uplatnění nejen ve zdravotnictví, kde pomocí znalosti působení sil ve svalech a kloubech dokážeme navrhnout kloubní náhrady či nejrůznější rehabilitační pomůcky, ale například také ve sportu, kde hrají při dosažení těch nejlepších výsledků ty nejmenší detaily. V případě, že je člověk schopen svými svaly sílu generovat, jsou použity sofistikované softwary, jako například Anybody nebo OpenSim.

V mé bakalářské práci se budu zabývat výpočtem sil ve svalech a reakčních momentů v kloubech dolních končetin při chůzi člověka, kterému byla voperována totální endoprotéza kyčelního kloubu. Budu porovnávat chůzi před a po operaci. Změny, ke kterým dojde, budu nejdříve predikovat na základě nastudovaných znalostí o pohybu lidí s problémy pohybového aparátu v oblasti kyčlí a poté porovnáám s vypočtenými hodnotami. K výpočtu a simulaci experimentu bude použit software OpenSim 4.3, který je speciálně vytvořený právě pro tyto účely.

1. Teoretická východiska práce

2. Tkáně

Tkáně jsou soubory buněk, které společně vykonávají svou charakteristickou funkci. Dělíme je na epitely, pojiva, tkáň svalovou a tkáň nervovou (viz obrázek 1).

2.1. Epitely

Epitely (výstelková tkáň) jsou soubory buněk, které jsou k sobě hustě přirazené a které pokrývají povrch, nebo vystylají dutinu. Podle funkce dělíme epitel na krycí, výstelkový, žláznový (buňky vyměšují látky), resorpční (buňky vstřebávají látky) a smyslové (buňky vnímají podráždění okolními vlivy).

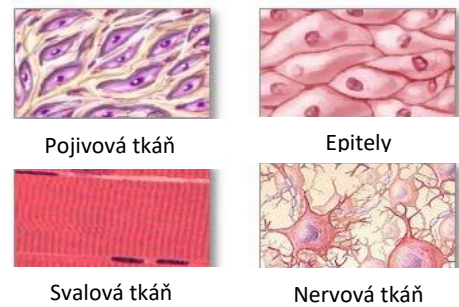
2.2. Pojiva

Pojiva jsou tkáně, které se kromě buněk skládají také z mezibuněčné hmoty, která ve větším množství určuje vlastnosti tkáně. Tato hmota vzniká činností pojivových buněk. Rozlišujeme 3 druhy pojiv, kterými jsou vazivo, tkáň chrupavková a tkáň kostní.

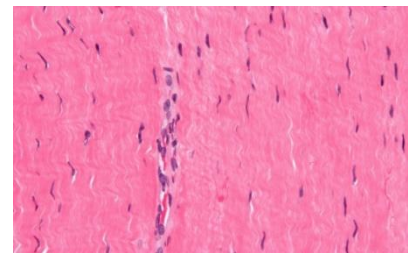
Vazivo dělíme na tukové, v jehož buňkách je nahromaděný tuk a dále tuhé, které obsahuje četné fibrily (kolagenní a elastické) zhuštěné do svazků. Je vláknité, tuhé a drží pohromadě kosti, tvoří kloubní pouzdra a šlachy (viz obrázek 2).

Kostní tkáň (viz obrázek 3) je tvrdé pojivo, které je prostoupeno fosforečnanem a uhličitanem vápenatým. Pružnou látkou v této tkáni tvoří ossein. Poměr vápenaté složky a osseinu určuje výslednou pevnost a pružnost kosti.

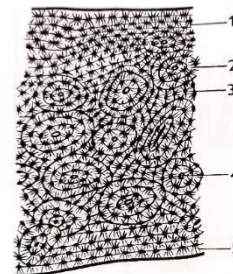
Typy tkání



Obrázek 1 Typy tkání [23]



Obrázek 2 Řez šlachou [16]



Tkáň kostní (v hutné kosti)
1 – zevní plášťové ploténky (lamely), 2 – soustředně uspořádané ploténky kostní hmoty kolem Haversova kanálku, 3 – vymezené ploténky, 4 – Haversův kanálek (kterým procházejí cévy), 5 – vnitřní plášťové ploténky (mezi ploténkami dutinky s kostními buňkami)

Obrázek 3 Kostní tkáň [2]

2.3. Tkáň svalová

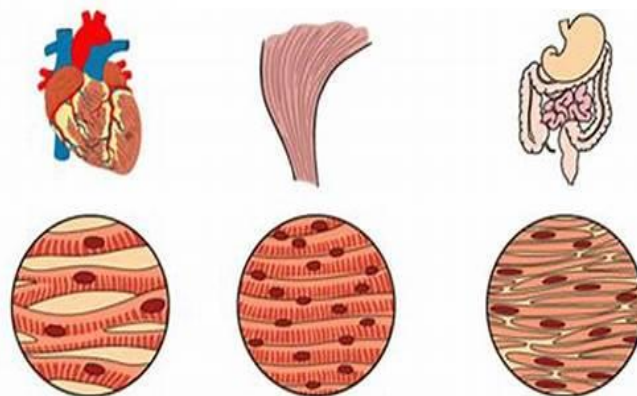
Svalovou tkáň tvoří protáhlé jednotky, které mají schopnost stahu po podráždění. Tato vlastnost je zásadní pro pohyb živočichů jako takový.

Rozlišujeme svalstvo hladké, tvořené leiomyocyty (jednojadernými buňkami), pro které je charakteristická nezávislost činnosti na naší vůli a inervace vegetativními nervy. Tento druh svalové tkáně tvoří převážnou část trávicí soustavy.

Dalším druhem je svalstvo příčně pruhované, jehož vlákna jsou mnohojaderná. Jeho název vychází z charakteristických příčných pruhů, které může při zvětšení na vlákně pozorovat. Ty jsou způsobeny rozdílnou světelnou lomivostí proteinů, ze kterých se vlákno skládá. Je pod kontrolou mozkové kůry a tvoří svaly kosterní, svaly jazyka a hrtanu.

Posledním druhem je myokard (srdeční tkáň svalová) svalstvo srdeční, které je sice příčně pruhované, ale je složeno z jednojaderných až dvoujaderných úseků spojených šikmými můstky. Smršťování svalů je rytmické a je nezávislé na vůli. Inervují ho vegetativní nervy. Všechny druhy svaloviny jsou znázorněny na obrázku 4. [1]

Srdeční tkáň svalová Svalstvo příčně pruhované Svalstvo hladké

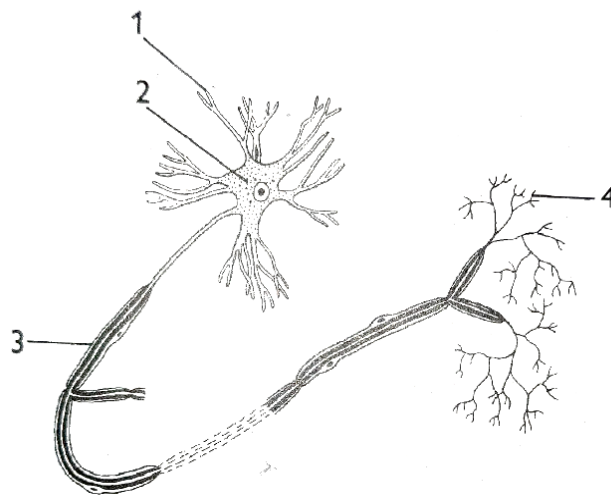


Obrázek 4 Typy svalové tkáně [17]

2.4. Tkáň nervová

Základní stavební jednotkou nervové tkáně je nervová buňka (neuron, viz obrázek 5), jejíž vlastnost je vodivost a dráždivost. V nervové soustavě se neurony spojují v složitý systém řetězců. Místo spojení dvou neuronů se nazývá synapse.

Všechny živé buňky vykazují klidový potenciál. Pouze vzrušivé buňky, kterými jsou nervové a svalové, vytváří akční potenciál.



Obrázek 5 Nervová buňka.

1 - dendrity, 2 - tělo neuronu, 3 - neurit, 4 - větvení neuritu [2]

2.4.1. Fyziologie svalové a nervové tkáně

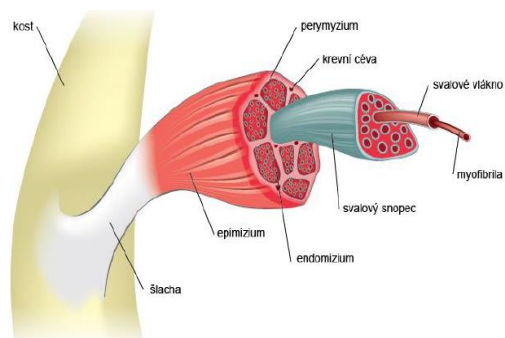
Transport iontů sodíku Na^+ a draslíku K^+ buněčnou membránou má elementární význam pro fungování svalové a nervové tkáně. To uskutečňuje tzv. sodíko-draslíková pumpa, která spotřebovává energii adenosintrifosfátu (ATP) a kyslíku a jejíž funkcí je udržet vysoký rozdíl koncentrací těchto iontů kolem buněčné membrány a vytvořit podmínky pro její difuzi. [2]

3. Svalová soustava

Do svalové soustavy se řadí už pouze jen svaly příčně pruhované, též nazývané svaly kosterní. Spolu s kosterní soustavou tvoří pohybové ústrojí člověka. Orgány této soustavy jsou svaly (musculi). [2]

3.1. Stavba kosterního svalu

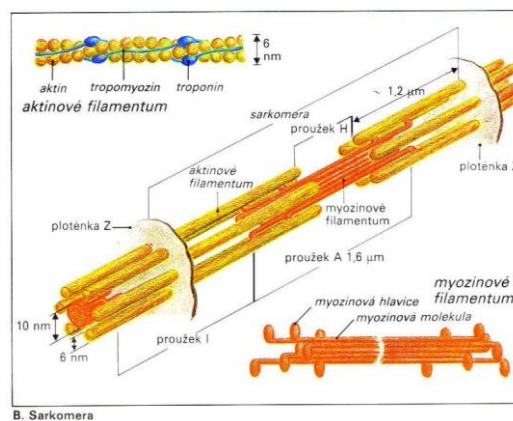
Kosterní sval je pokryt fascií a vazivem (epimysium), které obaluje povrch svalu. To se skládá z nepravidelně uspořádaných vláken (kolagenních, retikulárních a elastických), buněk pojivové tkáně a tukových buněk. Svalový snopec sdružuje (10-100) svalových vláken a je pokryt vazivovou vrstvou zvanou perimyzium. Svalové vlákno (buňka) je mnohjaderné a má válcovitý tvar o průměru (10-100) μm . Svalové vlákno je obaleno sarkolemou. Cytoplazma svalového vlákna obsahuje hustou změť podélně probíhajících myofibril myoglobin, hrudky glykogenu a lipidy. Celá struktura kosterního svalu je zřejmá z obrázku 6.



Obrázek 6 Struktura kosterního svalu [18]

3.1.1. Myofibrila

Myofibrily (viz obrázek 7) jsou tvořeny kontraktilními vlákny. Jedná se o tenké aktinové a tlusté myozinové filameny. Myozinová a aktinová filamenta dělíme na sériově řazené sarkomery, které jsou odděleny tzv. Z-destičkami. Okolo aktinového vlákna se obtáčí šroubovitý dvouramenný filament tropomyozin. Světlý proužek I je tvořen aktinovým filamentem a tmavý proužek A myozinovým.



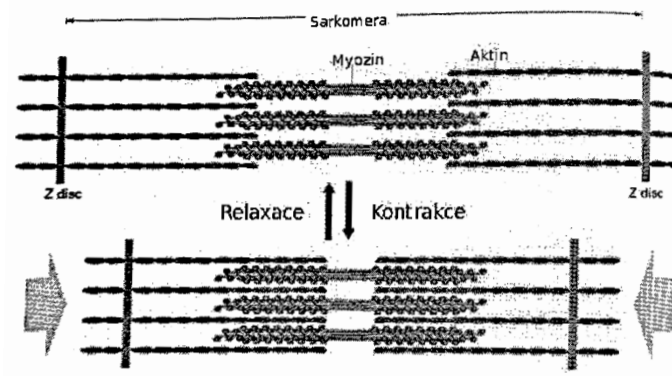
B. Sarkomera

Obrázek 7 Myofibrila, sarkomera [19]

3.2. Molekulární mechanismus kontrakce svalu

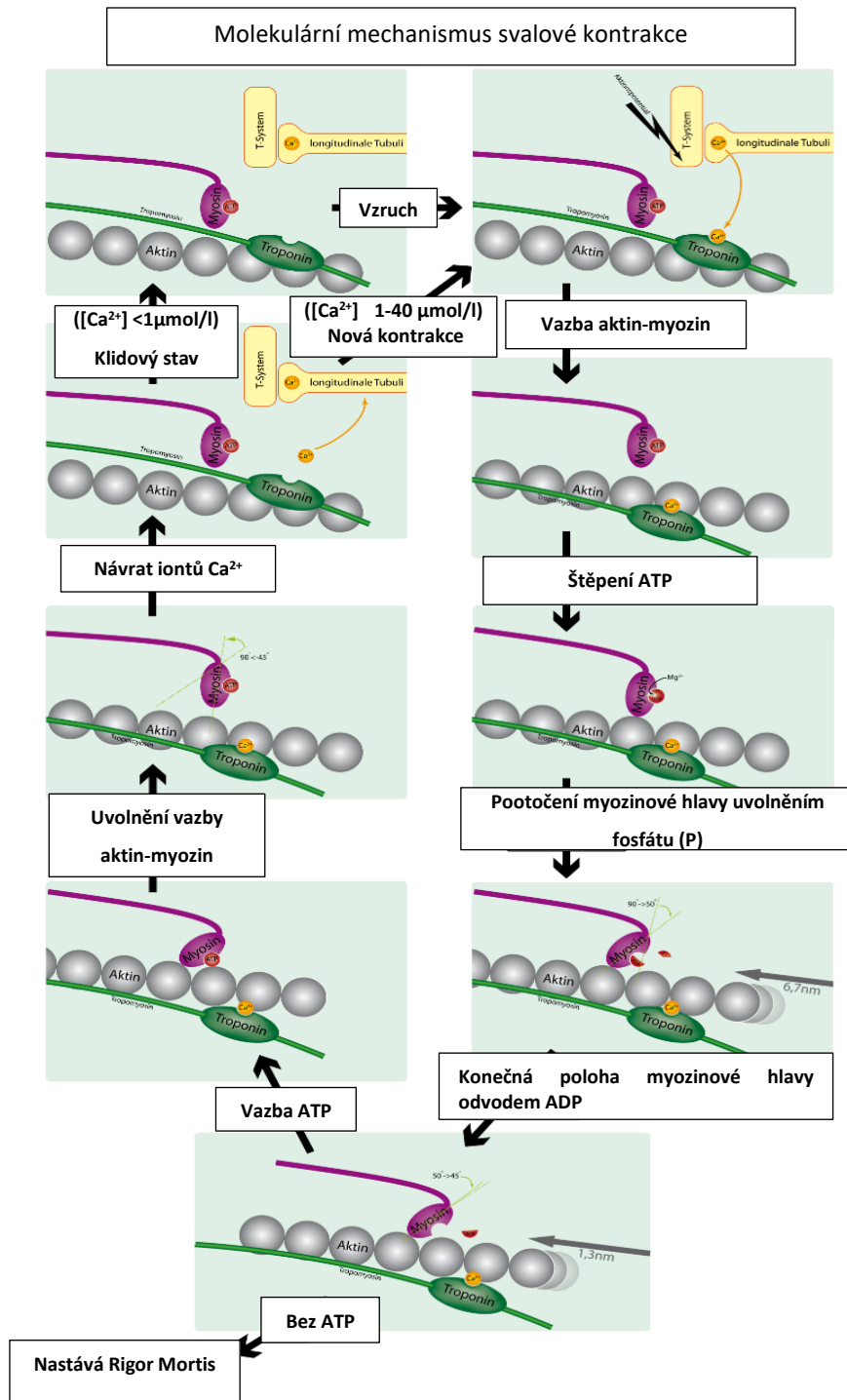
Na obrázku 8 je znázorněno uspořádání myofilamentů během relaxace a kontrakce a na obrázku 9 celý průběh molekulárního mechanismu svalové kontrakce.

Hlava myozinu váže ATP, který uskladňuje energii v chemické podobě. Akční potenciál působí jako signál pro vyplavení Ca^{2+} . Ionty Ca^{2+} se váží na troponin, což vyvolá změnu tvaru těchto molekul a odsunutí tropomyozinu ke straně. Tím se odkryje vazebné místo pro interakci myozinu a aktinu, které předtím troponin bránil. ATP se za nutné přítomnosti iontů Mg^{2+} hydrolyzuje na adenosindifosfát (ADP) a anorganický fosfát (P). Hydrolýzou ATP je získána mechanická energie a hlava myozinu se pootočí o asi 45° . Rozštěpením vazby aktin – myozin se znovu vytvoří vazby Myozin-ATP a dojde k návratu Ca^{2+} iontů. [3]



Obrázek 8 Kontrakce a relaxace sarkomery [3]

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu



Obrázek 9 Molekulární mechanismus svalové kontrakce [20]

3.3. Druhy kontrakce svalu

Rozlišujeme kontrakci izometrickou, při níž sval vykonává statickou činnost a nemění svou délku a kontrakci izotonickou (stejně napětí svalu), při níž se mění délka svalu. Izotonická kontrakce je dvojího druhu, a to koncentrická, kdy se sval zkracuje a kontraktilní síla je větší než zatížení svalu a ekcentrická (brzdící), kdy je zatížení větší než kontraktilní síla a sval se prodlužuje. Ukázka jednotlivých kontrakcí je znázorněna na obrázku 10. [3]

Izometrická kontrakce

=> sval se nezkracuje, vzrůstá v něm napětí

Izotonická kontrakce

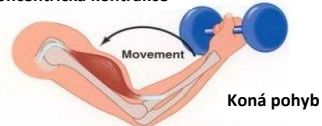
=> sval se zkracuje (resp. prodlužuje) a nastává pohyb

Izometrická kontrakce

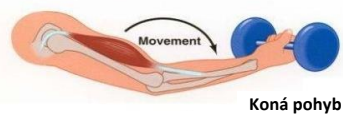
=> sval se nezkracuje, vzrůstá v něm napětí



Koncentrická kontrakce



Ekcentrická kontrakce



Obrázek 10 Kontrakce svalu [22]

4. Mechanické vlastnosti svalů

4.1. Mechanický model svalů

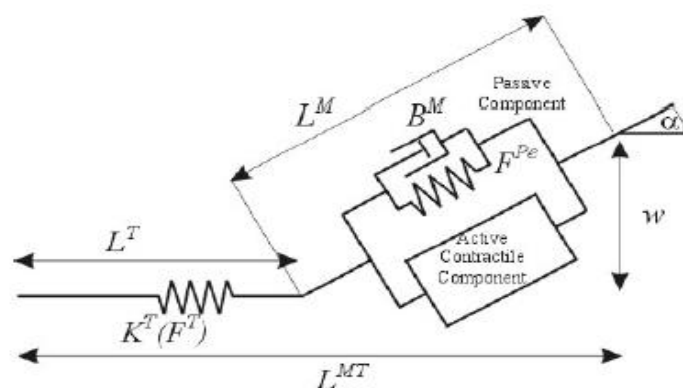
Pokud chceme matematicky popsat svalově kosterní systém, musíme svalovému komplexu přiřadit odpovídající mechanický model, který bude dostatečně charakterizovat jednotlivé složky svalů. Těchto modelů existuje hned několik. Pro svou potřebu jsem zvolil tzv. model Hillova typu, který obsahuje idealizované mechanické objekty.

Od ostatních modelů zanedbává takzvaný sériový elastický element, protože energie uložená v příčných svalových můstcích je malá oproti celkové energii ve vnitřní a vnější části šlachy. Pro tento příklad lze použít model na obrázku 11. V modelu se předpokládá složení svalů ze dvou komponent, kterými jsou aktivní generátor síly a paralelní pasivní člen.

Model pro *aktivní kontraktilní člen* pracuje s předpokladem, že síla aktivního svalů vychází ze tří vztahů, a to vztahem mezi délkou a svalovou silou $f_L(L^M)$, rychlostí kontrakce (změny délky) a svalovou silou $f_L(\dot{L}^M)$ a na stupni svalové aktivace $a(t)$.

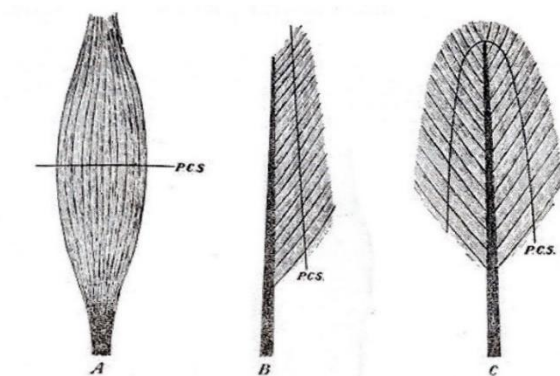
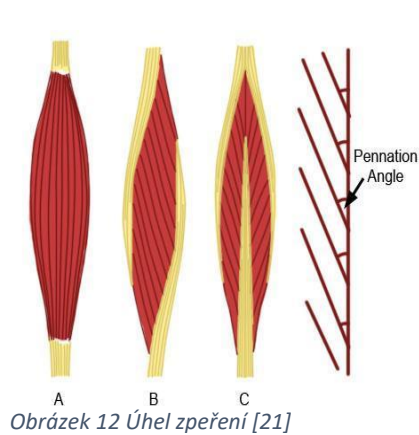
Pasivní člen se skládá z paralelního elastického elementu F^{pe} a složky s funkcí tlumiče, kterou je pasivní svalová viskozita B^M .

Kóta L^{MT} značí celkovou délku komplexu svalů a šlachy, L^M je délka svalů, L^T je délka šlachy, úhel α reprezentuje úhel zpeření svalů a w představuje pozici délky svalů. $K^T(F^T)$ je tuhost šlachy a M^M hmotnost svalů. [4]



Obrázek 11 Hillův model šlachovo-svalového komplexu [4]

Úhel zpeření α (na obrázku 12 popsáný jako „Pennation Angle“) určuje orientaci svalových vláken vzhledem k ose stahu svalu.



Obrázek 13 Znárodnění průřezu PCSA. A – Sval úplně zpeřený, B – sval jednozpeřený, C – sval jednodvojitě zpeřený [3]

Nezpeřené svaly mají své snopce orientovány ve směru tahu svalu, zatímco zpeřené svaly s tímto směrem (osou tahu) svírají úhel zpeření.

Důležitou hodnotou při výpočtu kontraktlní síly svalu je plocha průřezu všech svalových vláken, taktéž nazývaný fyziologický průřez PCSA (physiological cross-section area). Průřez je znázorněn na obrázku 13. U zpeřených svalů je plocha fyziologického průřezu dána vztahem

$$PSCA = \frac{M^M \cdot \cos(\alpha)}{\rho \cdot L_0^M} [cm^2] \quad (4.1.1)$$

kde L_0^M je optimální svalová délka, ρ je hustota svalu ($1,056 g \cdot cm^{-3}$), M^M je hmotnost svalu a α je úhel zpeření svalu. Optimální délce svalu L_0^M odpovídá maximální izometrické síla F_0^M , kterou určíme ze vztahu

$$F_0^M = \sigma \cdot PSCA \quad (4.1.2)$$

kde σ je specifické napětí svalu ($31,8 Ncm^{-2}$). [3] [4]

4.2. Vztah mezi silou a délkou svalu

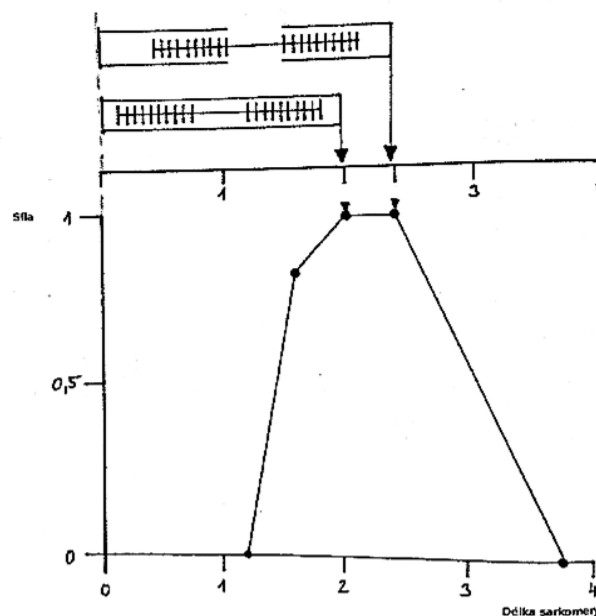
Pokud budeme protahovat izolovaný a relaxovaný kosterní sval, vyvoláme protažení paralelních elastických složek a vzniká tzv. pasivní tah. V tomto případě

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

nedochází k aktivní kontrakci. Vztah mezi silou a protažením je založen na představě, že po sobě nejprve prokluzují myofilamenta aktinu a myozinu.

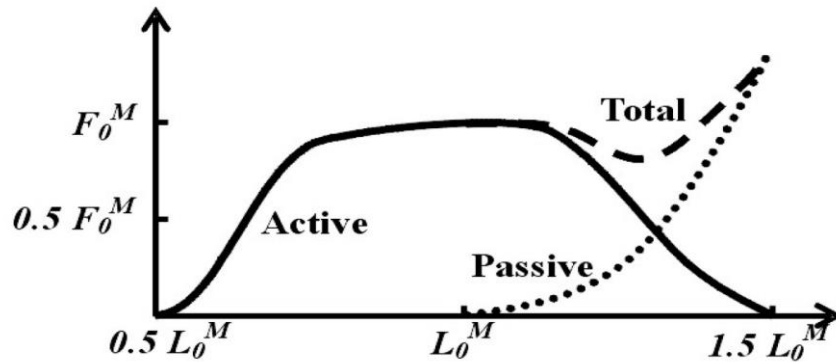
Ve chvíli, kdy sval dosáhne tzv. rovnovážné délky svalu l_1 , zapojí se také paralelní složky. Sval můžeme protahovat až do délky $1,5l_1$. Závislost pasivního tahu a délky je závislá na poddajnosti paralelní složky.

Dojde-li k izometrické kontrakci, je aktivní síla určena počtem můstků mezi aktinem a myozinem a je závislá na počáteční délce svalového vlákna. Při optimální svalové délce sval dosáhne maximálního aktivního izometrického napětí, při kterém se vytvoří největší možný počet můstků. K tomu dojde, pokud je sarkomera zkrácena na délku $2,2 \mu\text{m}$. Pro zjednodušení bude optimální a rovnovážná délka představovat tu stejnou délku L_0^M . Tento stav trvá až do kontaktu tenkých aktinových myofilament. Po dalším zkracování kontraktilní síla klesá. Při dalším zkracování se zastaví silná myofilamenta myozinu o Z-destičku a aktivní síla prudce klesá. Tento stav také zabraňuje prokluzu aktinu a myozinu a udává sarkomeře maximální možné zkrácení, které se podle různých zdrojů [3] a [4] udává (50-60 %) optimální délky svalu. Teoretická závislost síly a délky sarkomery je znázorněna na obrázku 14. [3]



Obrázek 14 Teoretická závislost síly a délky sarkomery [3]

Celková síla svalu je poté součet aktivní a pasivní síly (viz obrázek 15).



Obrázek 15 Závislost svalové síly na délce svalu při plné aktivaci [4]

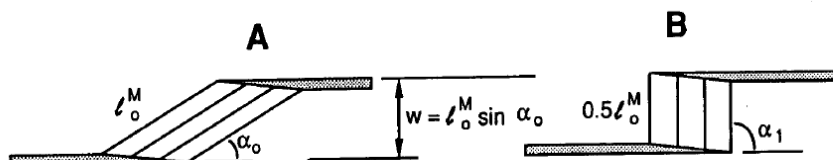
Pasivní síla a délka představují po překročení optimální délky exponenciální závislost danou rovnicí

$$F^{pe} = F_0^M \cdot f_L^{pe} = F_0^M \cdot \left(\frac{L^M}{L_0^M}\right)^3 \cdot e^{8 \cdot \left(\frac{L^M}{L_0^M}\right) - 12,9} \quad (4.2.1)$$

Vztah pro aktivní sílu a délku svalu je dán rovnicí

$$F^{act} = F_0^M \cdot f_L^{act} = F_0^M \cdot \left(1 - \left(\frac{\frac{L^M}{L_0^M} - 1}{0,5}\right)^2\right) \quad (4.2.2)$$

Výpočet pozice délky svalu z obrázku 16 je dán rovnicí (3.2.3)



Obrázek 16 Pozice délky svalu [6]

$$w = L_0^M \cdot \sin(\alpha_0) = L^M \cdot \sin(\alpha) \quad (4.2.3)$$

[4]

4.3. Vztah mezi silou a rychlostí kontrakce

Se vzrůstajícím izotonickým zatížením svalu klesá rychlost jeho zkracování a naopak, což se vylučuje s vlastnostmi viskoelastických pasivních materiálů. V roce 1938 navrhl A. V. Hill empirickou závislost pro analýzu mechanických vlastností svalu, která vychází z energetické bilance kosterního svalu podle rovnice

$$E = A + S + W \quad (4.3.1)$$

kde E představuje rychlost celkové uvolňované energie ($J s^{-1}$), A je udržovací teplo svalu za jednotku času ($J s^{-1}$), $W = Fv$ je mechanický výkon svalu ($J s^{-1}$), kde F představuje okamžitou izometrickou sílu a v rychlost zkracování svalu. $S = av$ je kontrakční teplo svalu přímo úměrné kontraktlní síle, kde a je konstanta o rozměru síly [N]. Různé modifikace tohoto vztahu se používají dodnes. [3]

Jedna z modifikací Hillova vztahu je rovnice

$$F^M = F_0^M \cdot f_v = F_0^M \cdot \frac{v_0^M - v^M}{v_0^M + cv^M} \quad (4.3.2)$$

kde v^M je rychlost svalové kontrakce, v_0^M je maximální rychlost zkracování a $c = 4$ je konstanta.

U savců pro maximální rychlost zkracování pomalých vláken platí přibližně vztah

$$v_0^M = 6L_0^M \quad (4.3.3)$$

a pro zkracování rychlých vláken

$$v_0^M = 16L_0^M. \quad (4.3.4)$$

[3]

Pro ekcentrický stav, kdy svaly překlenují klouby a jsou protahovány setrvačnými silami končetiny či antagonistou nelze k mechanickému popisu situace Hillův hyperbolický vztah použít. Pro tento případ existuje modifikace Hillova vztahu podle Mashima ve tvaru

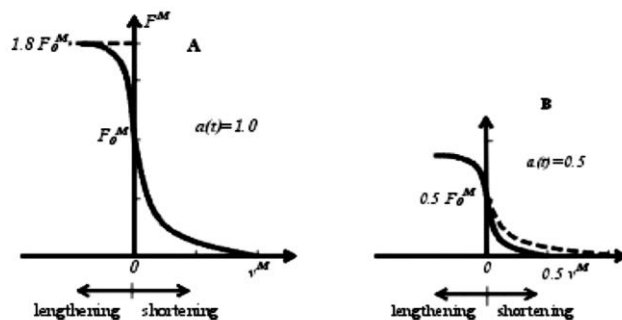
$$F^M = F_0^M \cdot f_v = F_0^M \cdot \frac{2v_0^M - b' + v^M \frac{a'}{F_0^M}}{v_0^M - b'} \quad (4.3.5)$$

kde hodnoty konstant jsou $\frac{a'}{F_0^M} = -0,284$, $b' = 11,51 mm \cdot s^{-1}$. [3] [4]

Vztah mezi silou a rychlostí kontrakce, když je sval plně aktivován, je znázorněn na obrázku 17.A. Na pravé části křivky lze pozorovat zkracování svalu ($v^M \geq 0$), zatímco

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

v levé části se sval prodlužuje ($v^M < 0$). V grafu lze také pozorovat, že při nulové rychlosti zkracování nastává izometrická kontrakce a velikost síly je F_0^M .

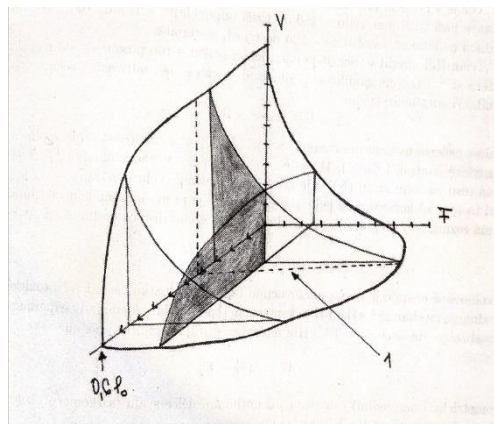


Obrázek 17 Závislost svalové síly a rychlosti kontrakce. A – plně aktivovaný sval, B–50% aktivace svalu [4]

4.4. Aktivace svalu

Jak je z obrázku 17 patrné, stupeň aktivace svalu je jedním z důležitých parametrů při řešení svalových sil a je závislé na množství impulsů, které mozek vysílá do svalové tkáně. Od přibližně 40 impulsů za sekundu nastává tzv. vlnitý tetanus. Pokud je frekvence vyšší než 60 impulsů za sekundu, sval nerelaxuje a nastává tzv. hladký tetanus. [3]

Celkové zobrazení relací mezi aktivní silou svalu, rychlostí zkracování sarkomer a délkou svalu představuje plocha na obrázku 18.



Obrázek 18 Závislost rychlosti zkracování sarkomer, aktivní síly a délky svalu

1- optimální překrytí silných a tenkých myofilament [3]

Stejným způsobem lze vytvořit i plochu skládající se ze závislostí „síla svalu-délka svalu“ a „síla svalu-rychlost kontrakce svalu“. Výsledná plocha je podrobena škálování stupněm aktivace svalu. Pro nárůst aktivní síly tedy platí vztah 3.4.1., který zahrnuje vliv rychlosti kontrakce i délky svalu.

$$F^{act} = F_0^M f_v(\tilde{v}^M) f_L^{act}(\tilde{L}^M) a(t) \quad (4.4.1)$$

Svalová aktivace $a(t)$ je závislá na hladině svalové excitace $u(t)$. Dynamiku svalové aktivace popisuje ODR prvního řádu

$$\dot{a} = \frac{u^2 - ua}{\tau_{rise}} + \frac{u - a}{\tau_{fall}} \quad (4.4.2)$$

kde $u(t)$ je hladina excitace v čase t , $\tau_{rise} = 10ms$ a $\tau_{fall} = 40ms$ jsou konstanty vzrůstu a úpadku svalové aktivace.

4.5. Celková síla ve svalech

Pro výpočet celkové síly ve svalech vycházíme z modelu svalového komplexu (viz obrázek 14). Pokud zanedbáme viskózní člen (rychlosti kontrakce pasivních členů jsou malé) a silové působení šlachy, je z paralelního uspořádání patrné, že výslednou silou ve svalu bude součet

$$F^M = F^{pe} + F^{act}. \quad (4.5.1)$$

Z modelu na obrázku 14 a vztahu 3.2.3. lze odvodit vztah pro úhel zpeření

$$\alpha = \arctg\left(\frac{L_0^M \sin(\alpha_0)}{L^{MT} - L_S^T}\right), \quad (4.5.2)$$

kde L_S^T je volná délka šlachy. [5]

Po dosazení jednotlivých složek F^{pe} (rovnice 3.2.1.) a F^{act} (rovnice 3.4.1.) do rovnice (3.5.1.) a z rovnice rovnováhy pro model svalu Hillova typu z obrázku 14 získáváme vztah pro výslednou sílu ve svalu

$$F^M = F_0^M (f_L^{act} f_v a(t) + f_L^{pa}) \cos(\alpha), \quad (4.5.3)$$

kde f_L^{act} je vztah mezi aktivní silou a délkou svalu, f_v je vztah mezi rychlostí kontrakce a silou, $a(t)$ je stupeň aktivace, α je úhel zpeření a f_L^{pa} je vztah mezi silami pasivních složek a délkou svalu. [4]

Po dosažení vztahu pro úhel zpeření α dostáváme konečný výraz

$$F^M = F_0^M (f_L^{act} f_v a(t) + f_L^{pe}) \cos \left(\arctg \left(\frac{L_0^M \sin(\alpha_0)}{L^{MT} - L_S^T} \right) \right). \quad (4.5.4)$$

4.6. Dynamika šlachy

Ve většině modelů, které jsou pro studium mechaniky šlach používané, jsou její vlastnosti elastické nebo viskoelastické. V našem modelu představuje šlacha sériový elastický člen. Její relativní prodloužení je definováno jejím prodloužením ΔL^T při namáhání ku její klidové délce L_S^T a popisuje ho tedy vztah

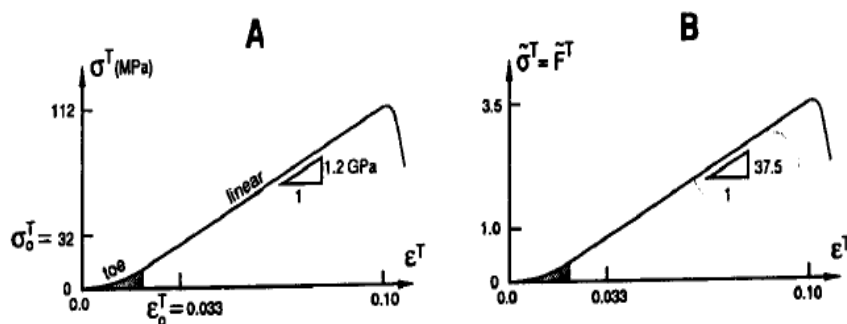
$$\varepsilon^T = \frac{\Delta L^T}{L_S^T}. \quad (4.6.1)$$

Napětí šlachy popisuje vztah

$$\sigma^T = \frac{F^T}{A^T}, \quad (4.6.2)$$

kde F^T je síla, která na šlachu působí a A^T je průřez šlachy.

Z materiálových zkoušek šlachy vyplívá, že závislost napětí na prodloužení je přibližně do 3% deformace nelineární (oblast „sbíhavosti“). Dále už vykazuje modul pružnosti lineární průběh až do asi 10% deformace (při napětí okolo 100 MPa), kdy dojde ke ztrátě její integrity (přetržení). Model pružnosti šlachy je přibližně $E^T = 1,2 \text{ GPa}$. Všechny tyto skutečnosti jsou znázorněny na obrázku 19.



Obrázek 19 Pracovní diagram šlachy [6]

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

Po zahrnutí aktivních a pasivních členů svalu a dynamických vlastností šlachy popisuje model šlachy ODR (obyčejná diferenciální rovnice) prvního řádu

$$\dot{F}^T = K^T(F^T) \left(\dot{L}^{MT} - \frac{\dot{L}^M}{\cos(\alpha)} \right) \quad (4.6.3)$$

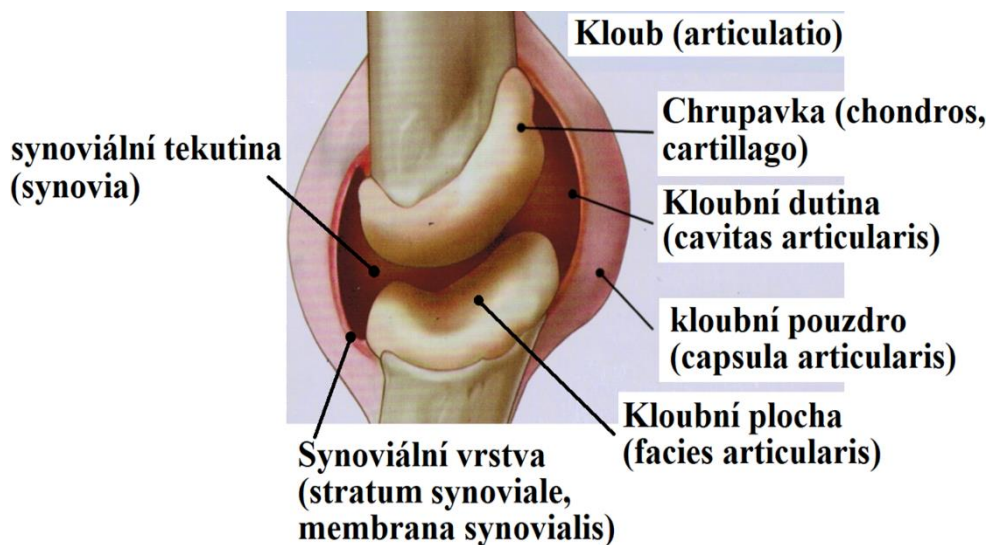
kde $K^T(F^T)$ je tuhost šlachy, pro kterou platí vztah 3.6.4.

$$K^T(F^T) = 30 \frac{F_0^M}{L_S^T} \quad (4.6.4)$$

[4] [6]

5. Synoviální kloub

Pohyblivé spojení dvou a více kostí, které se uvnitř vazivového pouzdra dotýkají plochami povlečenými chrupavkou nazýváme synoviální kloub (*articulatio synovialis*). Spojení styčných kloubních ploch (*fascies articulares*) se skládá z kloubní jamky a kloubní hlavice. Jednotlivé části kloubu jsou popsány na obrázku 20.



Obrázek 20 Podélný řez kloubem [24]

5.1. Kloubní pouzdro

Po obvodu styčných ploch spojuje kosti vazivové kloubní pouzdro (*capsula articularis*). Vně kloubního pouzdra se nachází vazivová membrána, která směrem dovnitř kloubu přechází v synoviální membránu, která je tvořena synoviálními buňkami. Ty produkují dovnitř kloubu kloubní maz (*synovii*). Kloubní maz je pro kloub významná látka, protože v něm snižuje tření a hraje roli ve výživě chrupavek.

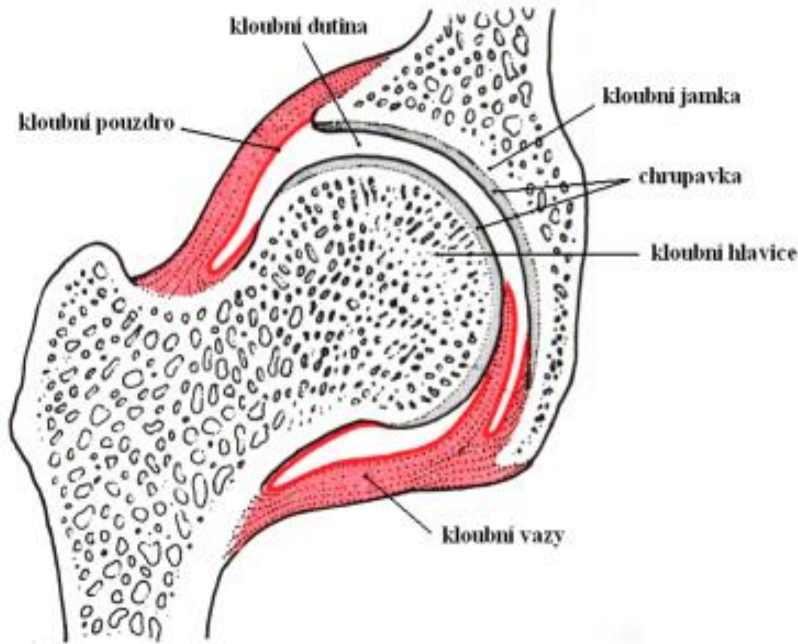
5.2. Kloubní dutina

Kloubní dutina je štěrbina mezi kontaktními plochami, pouzdrem či jinými kloubními útvary. Její velikost a kvalita synoviální tekutiny jsou důležitým parametrem mazání kloubních povrchů.

5.3. Speciální kloubní zařízení

5.3.1. Chrupavčitý lem

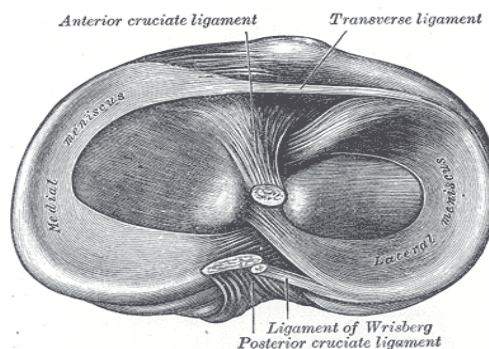
Chrupavčitý lem (labrum articulare) je tvořen vazivovou chrupavkou. Je typickou součástí ramenního a kyčelního kloubu, kde rozšiřuje plochu kloubní jamky. Popis kyčelního kloubu, který chrupavčitý lem obsahuje, je znázorněn na obrázku 21.



Obrázek 21 Stavba kyčelního kloubu [25]

5.3.2. Disky a kloubní destičky

Disky a kloubní destičky jsou ploténky vazivové chrupavky, které jsou vloženy mezi kloubní plochy. Účel chrupavčitých útvarů je vyrovnání nestejněho zakřivení kloubních ploch, umožnění složitějších pohybů kloubu. Jedná se o pružnou vložku kloubních spojení. Příklad kloubní destičky (meniskus) je na obrázku 22.



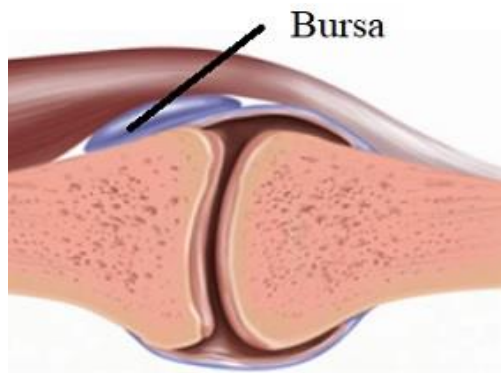
Obrázek 22 Meniskus [26]

5.3.3. Kloubní vazy

Kloubní vazy zesilují kloubní pouzdro a mají vliv na pohyb v kloubu. Jejich funkcí je zesílení kloubního pouzdra, zajištění pohybu v kloubu a zabránění nežádoucím pohybům v kloubu. Příklad kloubních vazů (ligament) můžeme pozorovat na obrázku 22.

5.3.4. Tíhové váčky

Tíhové váčky (bursy) jsou dutiny různé velikosti vyskytující se v okolí kloubů (viz obrázek 23). Obsahují tekutinu podobnou kloubní synovii a utvářejí se v místech tření šlach a vazů po kloubním pouzdru. Zánět tíhového váčku se nazývá bursitida.



Obrázek 23 Tíhový váček [27]

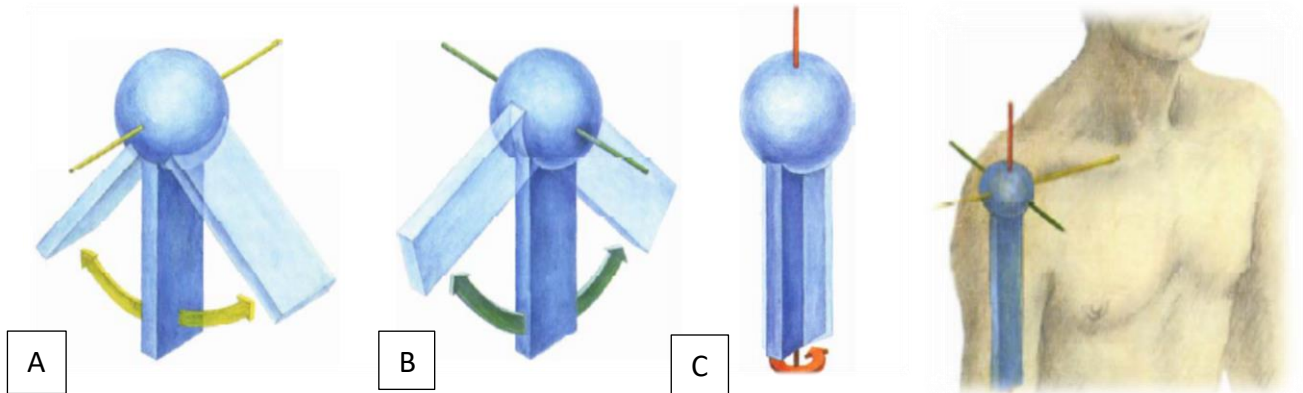
5.4. Pohyby v kloubech

Pohyby v kloubech jsou ovlivňovány geometrickým tvarem styčných ploch a umístěním kloubních vazů a svalových úponů.

Klouby rozeznáváme podle os, ve kterých se pohybují na jednoosé, dvojosé a víceosé. Střední poloze kloubu odpovídá nejvíce uvolněné pouzdro kloubu a základní poloha kloubu odpovídá základní anatomické poloze, tedy stojí, kdy horní končetiny visí podél těla s dlaněmi směřujícími vpřed. Ze základní polohy jsou možné pohyby flexe (opak extenze), abdukce (opak addukce) a rotace. Flexe a extenze (ohnutí a natažení) jsou rotace kolem vodorovné osy ve frontální rovině. Abdukce s addukcí (odtažení a přitažení) jsou rotace kolem předozadní vodorovné osy. Rotace je otáčení kolem osy otáčející se kosti. Rozeznáváme vnitřní a vnější rotaci. Všechny tyto pohyby jsou popsány na obrázku 24. Mimo to se rozlišuje pohyb cirkumdukce. Jedná se o složitý pohyb, ve kterém se slučují postupně pohyby flexe s addukcí a extenze s abdukci. Těleso vykonává krouživý pohyb, ale nekoná rotaci [7]

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

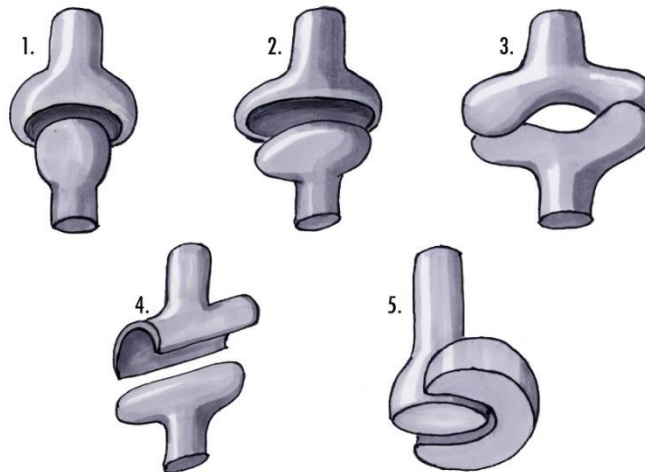
Podle počtu složek rozeznáváme kloub jednoduchý, který tvoří místo styku dvou kostí. Dále pak kloub složený, kde se buď stýkají více než dvě kosti, nebo je mezi dvě kosti vsunut disk, či meniskus.



Obrázek 24 Tři hlavní osy a tři základní směry pohybů kulovitého kloubu.

A – flexe a extenze; B – abdukce a addukce; C – rotace [37]

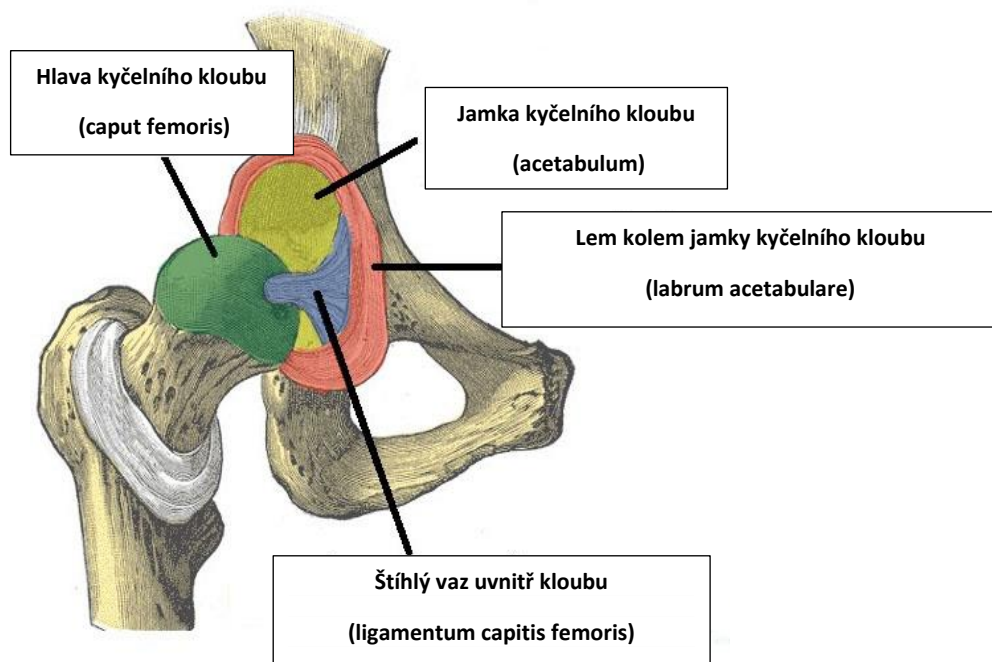
Podle tvaru rozlišujeme kloub kulovitý, elipsovitý, sedlový, válcový a čepový. Jednotlivé typy kloubů jsou znázorněny na obrázku 25. [7]



Obrázek 25 Druhy kloubů: 1. Kulovitý 2. Elipsovitý 3. Sedlovitý 4. Válcovitý 5. Čepový [28]

6. Kyčelní kloub

Kyčelní kloub (articulatio coxae) je kloub kulovitý omezený (enarthrosis). Jedná se o spojení kosti stehenní a pánve. Kloubní spojení je to jednoduché, protože ho tvoří pouze dvě kosti. Kloub má hlubokou jamku a kraje této jamky zamezují širším pohybům kosti nesoucí hlavici.

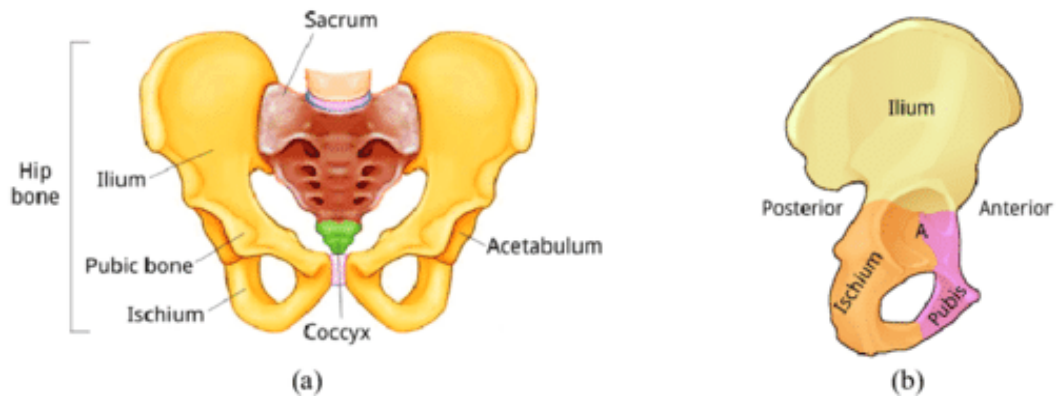


Obrázek 26 Kyčelní kloub [29]

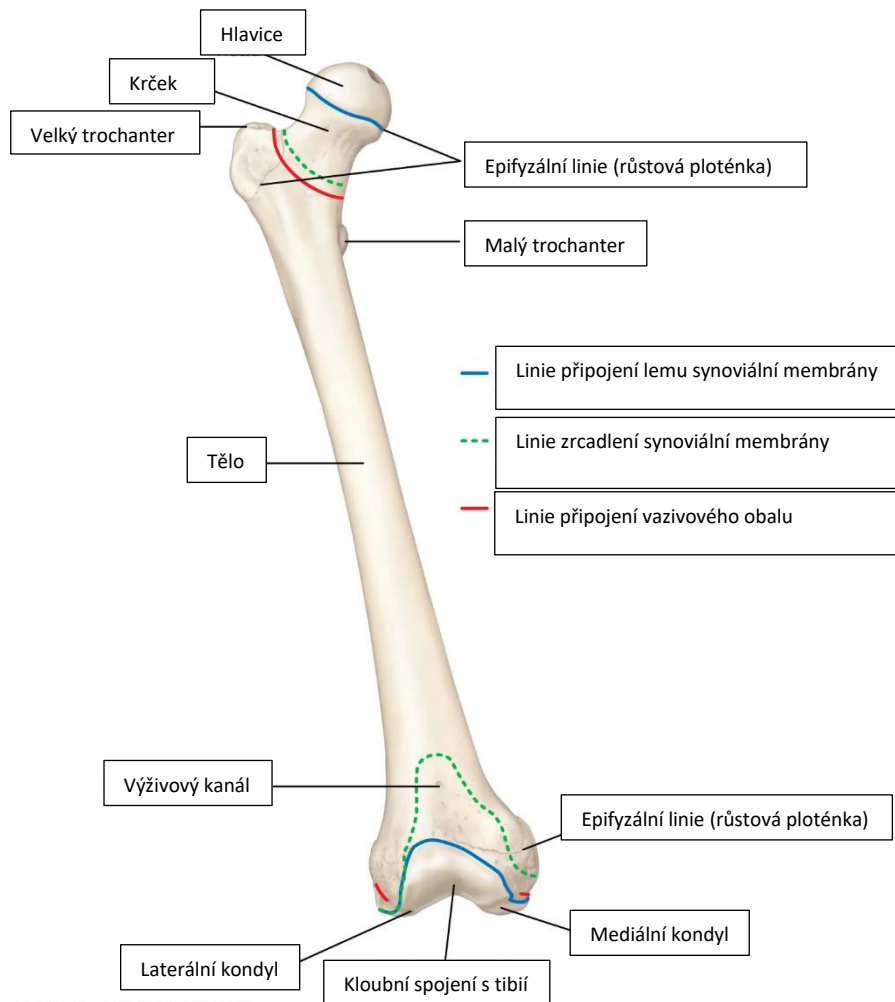
6.1. Kosti v oblasti kyčelního kloubu

Jak už bylo zmíněno dříve, kyčelní kloub se skládá z kosti pánevní a kosti stehenní. Kost stehenní (os femoris) se v oblasti kyčelního kloubu skládá z velkého a malého chocholíku (trochanter major a minor), které slouží jako úpony pro svaly. Dále také krčku, který přenáší pohyb z kloubu do stehenní kosti a hlavice (viz obrázek 28). Jamka kyčelního kloubu (acetabulum) je místo styku kosti stydké (os pubis), sedací (os ischii) a kyčelní (os ilium). Hlavici tohoto kloubu tvoří hlava kyčelního kloubu (caput femoris) a jamku kost pánevní (os coxae). Schéma kyčelního kloubu je popsáno na obrázku 26 a pánevní kosti na obrázku 27.

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu



Obrázek 27 a) pánevní kost b) segmenty pánevní kosti a kloubní jamky [30]



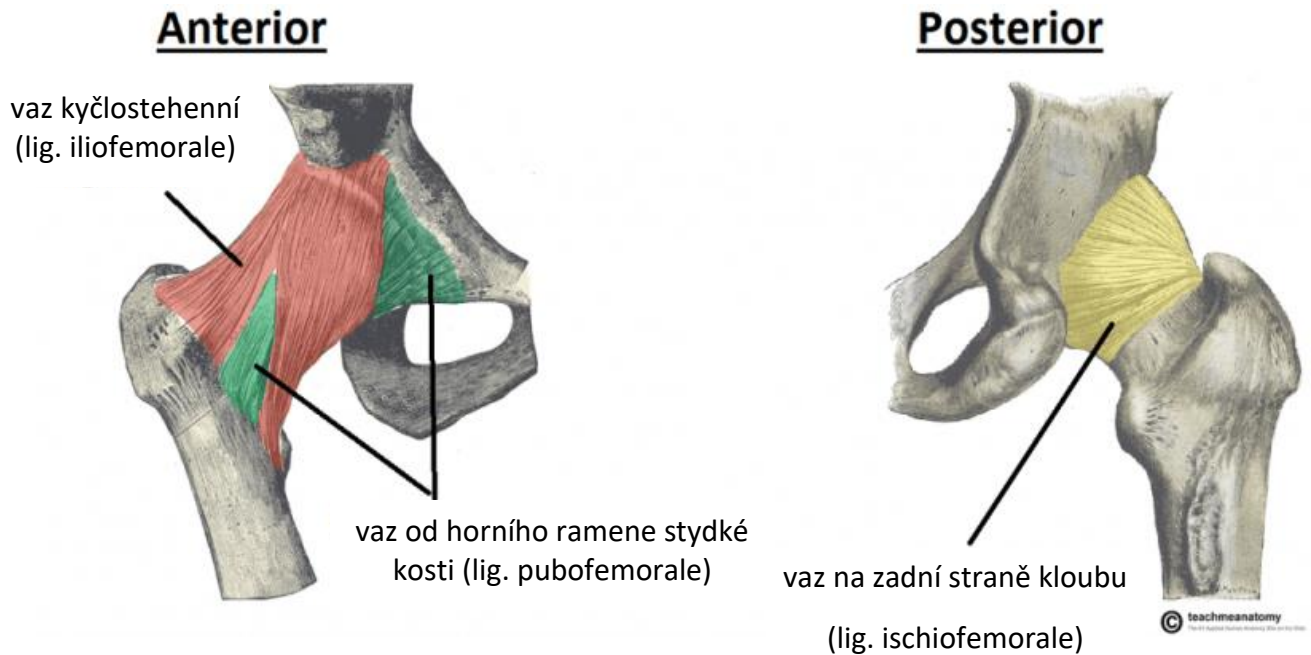
© Encyclopædia Britannica, Inc.

Obrázek 28 Kost stehenní [38]

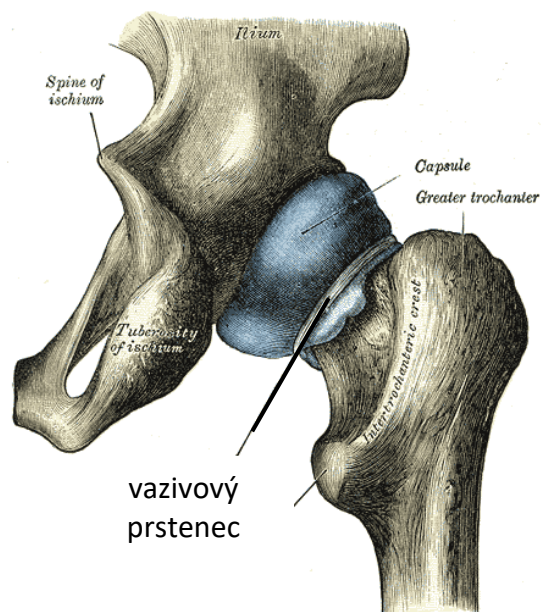
Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

6.2. Vazy kyčelního kloubu

V oblasti kyčlí se upínají vazy, které zesilují kloubní pouzdro. Jedná se o vaz kyčlostehenní (lig. iliofemorale), vaz od horního ramene stydké kosti (lig. pubofemorale), vaz na zadní straně kloubu (lig. ischiofemorale), které můžeme vidět na obrázku 29. Vazivový prstenec (zona orbicularis) je zobrazen na obrázku 30 a štíhlý vaz uvnitř kloubu (lig. capitis femoris) na obrázku 26.



Obrázek 29 Vazy kyčelního kloubu [29]

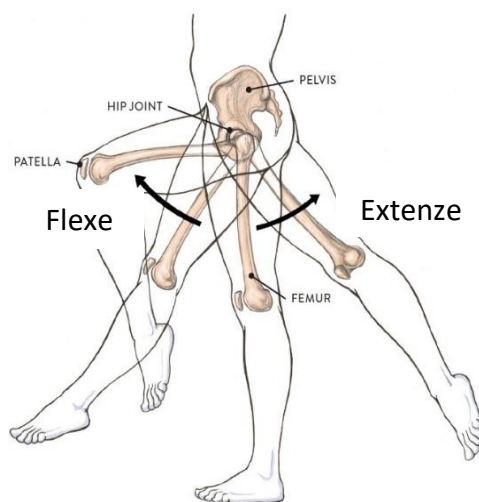


Obrázek 30 Vazivový prstenec [31]

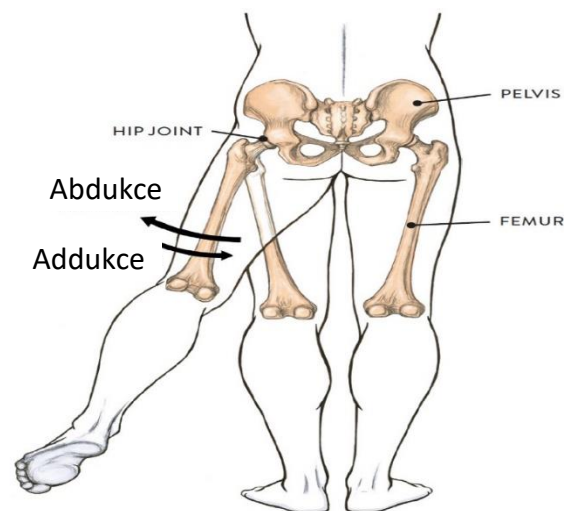
6.3. Pohyby v kyčelním kloubu

Kyčelnímu kloubu je umožněno vytvářet otáčivé pohyby hlavice v jamce, které jsou krčkem stehenní kosti (femuru) převáděny na úhlovité pohyby stehenní kosti. Krček přitom svírá s tělem stehenní kosti úhel 135° . Pohyby v kyčelním kloubu popisujeme ze základního postavení, jímž je stoj vzpřímený.

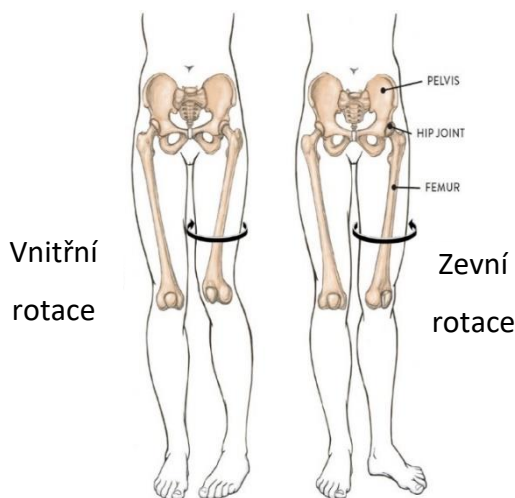
Flexe v kyčelním kloubu probíhá přibližně v rozmezí do 120° a může se zvětšit za současné abdukce. Extenze je jen velmi malá, není větší než 13° a zakončuje ji předeplnutí lig. iliofemorale. Flexe s extenzí jsou zobrazeny na obrázku 31. Abdukce je možná do 40° a za současné flexe se může zvětšit. Addukce je ze základního postavení proveditelná do asi 10° . Abdukce s addukcí jsou na obrázku 32. Zevní rotace probíhá do 10° a vnitřní rotace do 35° (viz obrázek 33). Kloub je také schopen cirkumdukce (viz obrázek 34).



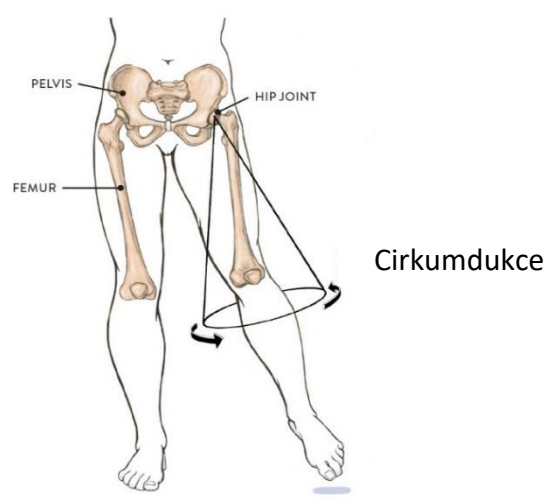
Obrázek 31 Flexe a extenze [34]



Obrázek 32 Abdukce a addukce [33]



Obrázek 33 Rotace [32]



Obrázek 34 Cirkumdukce [35]

6.4. Svaly kyčelního kloubu

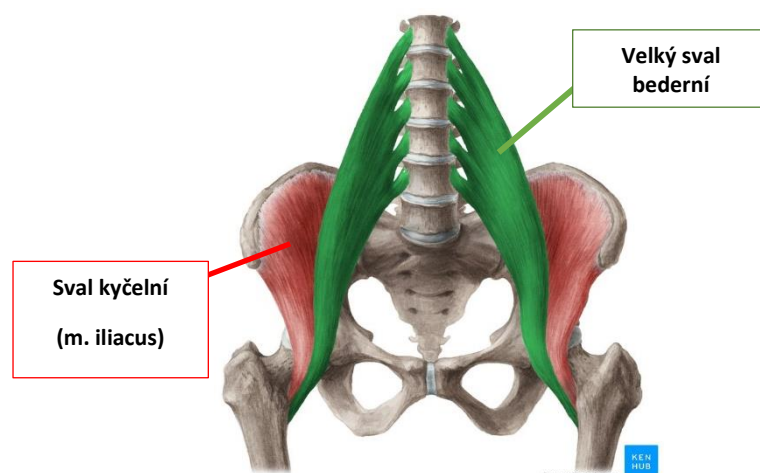
Akční síly a pohyb kyčelního kloubu zprostředkovávají svaly kyčelního kloubu. Tyto svaly dělíme na přední a zadní. Dále lze popsat svaly stehna, z nichž některé mají v pohybech kyčelního kloubu pouze pomocnou a jejich hlavní funkcí jsou pohyby v kolenním kloubu.

6.4.1. Přední svaly kyčelního kloubu

Přední skupinu kyčelních svalů (viz obrázek 35) tvoří pouze sval bedrokyčelní (*musculus iliopsoas*). Ten se skládá z velkého svalu bederního (*m. psoas major*) a svalu kyčelního (*m. iliacus*). U velkého svalu bederního může být vytvořen také malý sval bederní (*m. psoas minor*). Přední svaly kyčelního kloubu jsou z funkčního hlediska flexory.

Velký sval bederní začíná na těle a příčných výběžcích 1. - 4. bederního obratle (v některých zdrojích se uvádí začátek na posledním hrudním obratli Th12 a pěti bederních obratlích L1-L5) a upíná se na malý trochanter stehenní kosti (*trochanter minor*). Jeho hlavní funkcí je flexe kyčelního kloubu. Dále napomáhá addukci s vnitřní i vnější rotací. Je antagonistou hýžďových svalů a je důležitý činitel lokomoce (vykročení).

Sval kyčelní začíná na jámě kyčelní (*fossa iliaca*) a upíná se stejně jako velký sval bederní na malý trochanter. Jeho funkce je taktéž flexe kyčelního kloubu, pomocná addukce a vnější rotace.



Obrázek 35 Přední svaly kyčelního kloubu [36]

6.4.2. Zadní svaly kyčelního kloubu

Zadní skupinu tvoří svaly hýžděvé. Jedná se o povrchový velký sval hýžděvý (*m. gluteus maximus*), hlubší střední sval hýžděvý (*m. gluteus medius*) a nejhlubší malý sval hýžděvý (*m. gluteus minimus*). Mezi zadní skupinu kyčelních svalů dále patří napínač povázky stehenní (*m. tensor fasciae latae*). V hluboké vrstvě jsou pelvitrochantické svaly, které jdou od pánve k femuru, kde se upínají v oblasti velkého chocholíku (*trochanter major*) a jeho okolí a jsou kryty svalem *m. gluteus maximus*. Patří mezi ně hruškovitý sval (*m. piriformis*), sval dvojitý (*m. gemellus superior a inferior*), trojúhelníkový sval vnitřní (*m. obturatorius internus*) a sval čtyřhranný stehenní (*m. quadratus femoris*). Svaly hýžděvé jsou z funkčního hlediska abduktory, extenzory a rotátory (vnitřní i zevní rotace). Pelvitrochantické svaly jsou převážně zevní rotátory. Všechny tyto svaly jsou popsány na obrázku 38 a 39.

Velký sval hýžděvý začíná na lopatce kyčelní, kosti křížové, kosti kostrční a vazy lig. sacrotuberale (silný vaz mezi těmito kostmi) a upíná se na zadním okraji velkého trochanteru (část snopců na tractus iliotibialis). Zadní snopce svalu tohoto svalu mají funkci extenzorů a zevních rotátorů v kyčelním kloubu. Přední snopce jsou abduktory a střední snopce adduktory. Jedná se o hlavní extenzor kyčelního kloubu a je nezbytný pro udržení vzpřímené postavy. Ve stoji nese převážnou část trupu. Také pomáhá fixovat extenzi kolena.

Střední sval hýžděvý začíná na zevní části lopatky kyčelní kosti a upíná se na velký trochanter (přední, horní a zadní okraj). Jeho přední snopce jsou vnitřní rotátory, střední snopce abduktory a zadní snopce zevní rotátory. Je důležitým svalem pro udržení rovnováhy (flexe a extenze kyčle). Funkce tohoto svalu jsou znázorněny na obrázku 38.

Malý hýžděvý sval začíná na zevní ploše lopatky kyčelní a upíná se na velký trochanter (horní a přední okraj). Jeho funkce je obdobná jako střední sval hýžděvý (převažuje vnitřní rotace).

Napínač stehenní povázky je nejventrálnější (nejvíce vepředu) z gluteálních svalů. Začíná na zevní ploše kyčelní kosti a upíná se do pruhu stehenní fascie. Jeho funkcí je pomocná flexe a abdukce kyčelního kloubu. Dále ovlivňuje extenzi a závěrnou rotaci kolena.

Sval hruškovitý začíná na přední ploše křížové kosti a upíná se na hrotu velkého trochanteru. Jeho funkcí je abdukce flektovaného kyčelního kloubu, extenze a zevní rotace.

Horní dvojitý sval začíná na trnu sedací kosti a upíná se na jamce vnitřní plochy velkého trochanteru. Jeho funkcí je zevní rotace kyčelního kloubu.

Dolní dvojitý sval začíná na horním okraji sedací kosti a upíná se na stehenní kosti. Jeho funkcí je zevní rotace, abdukce a addukce kyčelního kloubu.

Vnitřní trojúhelníkový sval začíná na vnitřní ploše membrány uzavírající velký otvor obkroužený kostí sedací a stydkou a upíná se na jamce vnitřní plochy velkého trochanteru. Jeho funkcí je zevní rotace addukce a abdukce v kyčelním kloubu.

Zevní trojúhelníkový sval začíná na stejném místě jako vnitřní trojúhelníkový sval a upíná se také na stejné místo. Funkcí je převážně zevní rotace a mírná addukce.

Čtyřhranný sval stehenní začíná na hrbolu sedací kosti a upíná se na vysoké hraně mezi krčkem a tělem femuru. Funkcí je vnější rotace.

6.4.3. Svaly stehna

Mezi svaly stehna patří sval krejčovský (*m. sartorius*), dvoukloubový sval stehenní (*m. rectus femoris*), sval hřebenový (*m. pectineus*). Poté jsou zde přitahovače dlouhý přitahovač (*m. adductor longus*), krátký přitahovač (*m. adductor brevis*), velký přitahovač (*m. adductor magnus*) a malý přitahovač (*m. adductor minimus*). Funkce a upnutí těchto svalů je znázorněno na obrázku 36 a 37. Dále se zde nachází štíhlý sval stehenní (*m. gracilis*), dvojhlavý sval stehenní, dlouhá hlava (*m. biceps femoris, caput longum*), sval pološlašitý (*m. semitendinosus*), sval poloblanitý (*m. semimembranosus*). Všechny tyto svaly jsou vyobrazeny na obrázku 38 a 39. Krátká hlava dvojhlavého svalu stehenního (*musculus biceps femoris, caput breve*) začíná na stehenní kosti a nemá tedy vliv na pohyb kyčelního kloubu, ale pouze na flexi kolenního kloubu. Stejně tak *m. vastus medialis, intermedialis a lateralis*. Tyto tři hlavy jsou společně s *m. rectus femoris* svaly

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

m. quadriceps femoris. Začínají však na femuru a upínají se na patelu (čěšku). Z pately jde ještě níže za tibií ligamentum patellae.



Obrázek 37 Příklad funkcí m. gluteus medius [37]



Obrázek 37 Příklad funkce m. adductor magnus [37]

Sval krejčovský začíná na horním trnu kyčelním a upíná se na mediálním kondylu kosti holenní. Jeho funkcí je pomocná flexe, abdukce a zevní rotace kyčelního kloubu.

Dvoukloubový přímý sval stehenní je součástí čtyřhlavého svalu stehenního (m. quadriceps femoris). Začíná na předním dolním trnu kyčelním a upíná se na proximální část tibiie. Jeho funkcí je pomocná flexe kyčelního kloubu. Jedná se o extenzor kolenního kloubu a je významným činitelem vzpřímeného stoje a lokomočních funkcí.

Sval hřebenový začíná na ostrém kostěném hřebenu stydké kosti a upíná se na kostěné hraně jdoucí od malého trochanteru. Jeho funkcí je flexe, addukce a zevní rotace v kyčelním kloubu.

Dlouhý přitahovač začíná vedle spony sydké a upíná se na mediální hraně drsné dvojité čáry podél zadní strany stehenní kosti. Jeho funkcí je addukce a flexe kyčelního kloubu.

Krátký přitahovač začíná v přední části dolního ramene stydké kosti a upíná se na mediální hraně drsné dvojité čáry podél zadní strany femuru (labium med. lineae asperae). Jeho funkcí je addukce, flexe, extenze a zevní rotace kyčelního kloubu.

Velký přitahovač začíná na hrbolu sedací kosti (první část) a ramenu stydké kosti (druhá část) a upíná se také na labium med. lineae asperae a mediální epicondylus stehenní kosti. Jeho funkcí je addukce v kyčelním kloubu. Zadní část upnutá na epikondyl koná pomocnou extenzi a střední část zevní rotaci.

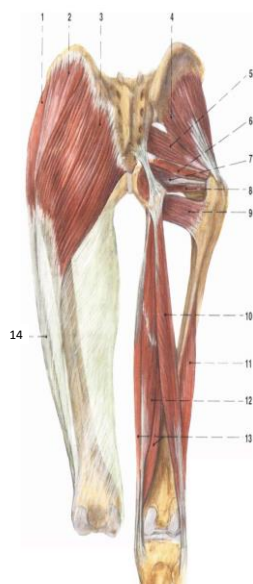
Malý přitahovač je uložen před velkým přitahovačem s funkcí obdobnou jako velký přitahovač.

Štíhlý sval stehenní je povrchovým svalem stehna, který sestupuje jako úzký pás. Začíná na dolním rameni stydké kosti a upíná se na mediálním kondylu tibie. Jeho funkcí je pomocná addukce, flexe a extenze v kyčelním kloubu. V kolením kloubu je to flexor a vnitřní rotátor.

Dvojhlavý sval stehenní (dlouhá hlava) začíná na hrbolu sedací kosti a upíná se na hlavici fibuli. Jeho funkcí je pomocná extenze, addukce a zevní rotace v kyčelním kloubu. Dále flexi a vnitřní rotaci kolena.

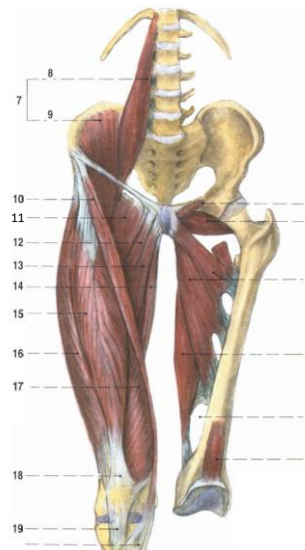
Sval pološlašitý má šlašitou vložku uprostřed délky svalového břicha. Začíná na hrbolu sedací kosti a upíná se na mediálním kondylu tibie. Jeho funkcí je extenze, vnitřní rotace a addukce v kyčelním kloubu. V kolením kloubu je to flexor a vnitřní rotátor.

Sval poloblanitý má skoro do poloviny délký plochou šlachou a rozbíhá se ve tři úponové pruhy. Začíná na sedacím hrbolu a upíná se na dopředu po vnitřním kondylu tibie (mediální pruh), zadní pruh tibie (střední pruh) a na zadní stranu pouzdra kolenního kloubu (laterální pruh). [7]



- | | |
|----------------------------|---|
| 1. m. tensor fasciae latae | 7. m. obturatorius internus |
| 2. m. gluteus medius | 8. m. gemellus inferior |
| 3. m. gluteus maximus | 9. m. quadratus femoris |
| 4. m. gluteus minimus | 10. m. biceps femoris, caput longum |
| 5. m. piriformis | 11. m. biceps femoris, caput breve |
| 6. m. gemellus superior | 12. m. semitendinosus |
| | 13. m. semimembranosus |
| | 14. tractus iliotibialis (šlašitý pruh, na který se upíná m. gluteus maximus a m. tensor fasciae latae) |

Obrázek 38 Svaly zadní strany stehna [37]



- | | |
|-----------------------------|----------------------------------|
| 1. m. pectineus | 11. m. pectineus |
| 2. m. obturatorius externus | 12. m. adductor brevis |
| 3. m. adductor magnus | 13. m. adductor longus |
| 4. m. adductor magnus | 14. m. gracilis |
| 5. hiatus adductorius | 15. m. rectus femoris |
| 6. m. articularis genus | 16. m. vastus lateralis |
| 7. m. iliopsoas | 17. m. vastus medialis |
| 8. m. psoas major | 18. úpon m. quadriceps na patelu |
| 9. m. iliacus | 19. ligamentum patellae |
| 10. m. sartorius | |

Obrázek 39 Svaly stehna, pohled zepředu [37]

6.5. Svaly bérce a nohy

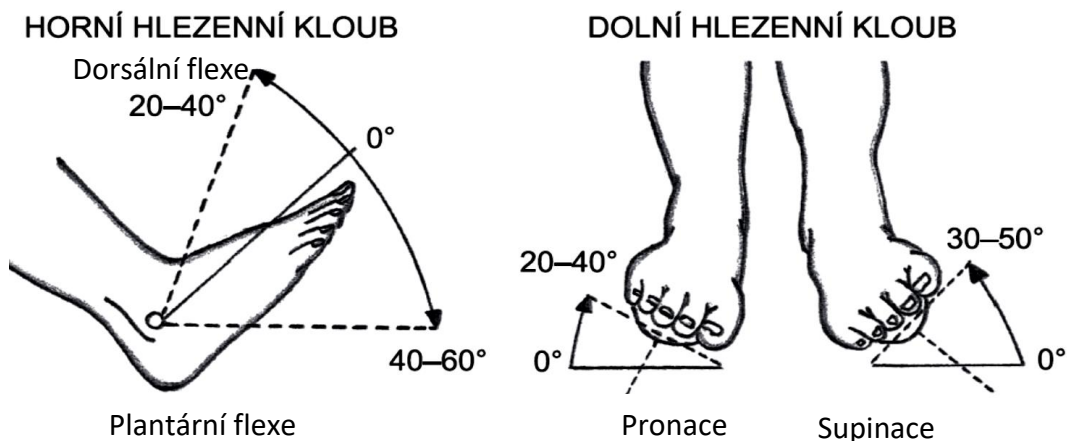
Svaly bérce se dělí na ventrální, laterální a dorsální. Všechny svaly bérce jsou popsány na obrázku 41 a 42. Pohyby nohy jsou popsány na obrázku 40.

Ventrální svaly bérce se nachází na přední laterální straně bérce a fungují jako dorsální flexory a supinátoři nohy a extenzory prstů nohy. Ve spodní části bérce přecházejí tyto svaly ve šlachy jdoucí k úponům. Patří mezi ně přední sval holenní (m. tibialis anterior), dlouhý natahovač prstů (m. extensor digitorum longus) a dlouhý natahovač palce (m. extensor hallucis longus).

Laterální svaly bérce jsou pronátory nohy a napomáhají plantární flexi nohy. Jedná se o dlouhý a krátký sval lýtkový (m. fibularis longus a brevis).

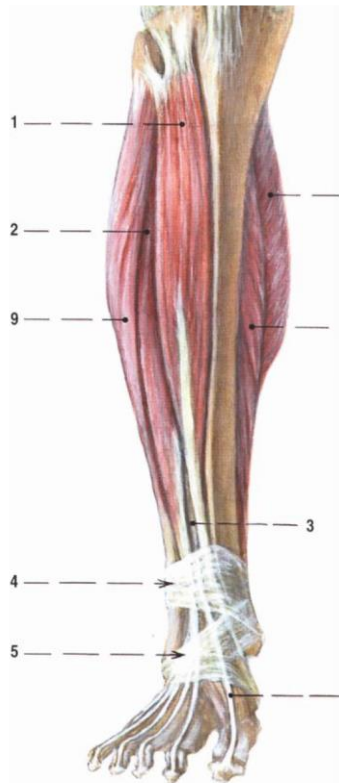
Dorsální skupina svalů bérce provádí plantární flexi nohy, flexi prstů a rotaci nohy. Dělí se na povrchovou a hlubokou vrstvu. Povrchová vrstva obsahuje trojhlavý sval lýtkový (m. triceps surae) a rudimentální sval (m. plantaris). Trojhlavý sval lýtkový má dále dvě povrchové hlavy nazývané m. gastrocnemius a hlubokou složku zvanou m. soleus. Celý komplex těchto svalů se upíná na Achillovu patu (tuber calcanei), nejsilnější šlachu v těle.

Svaly nohy se nachází na hřbetu nohy i v plantě. Jedná se o extenzory palce a prstů.



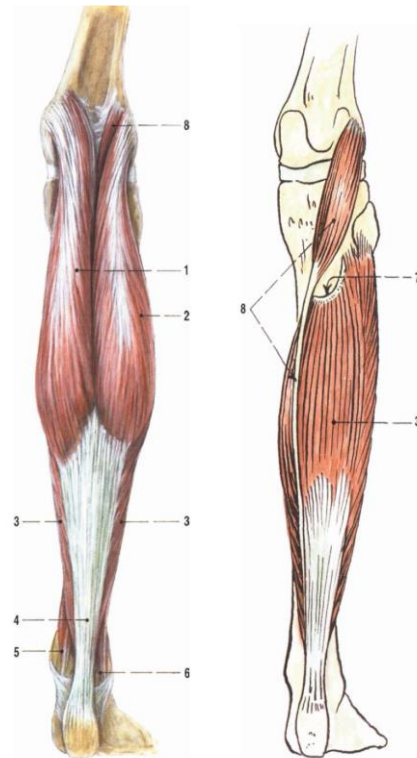
Obrázek 40 Pohyby nohy [8]

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu



1. m. tibialis anterior
2. m. extensor digitorum
3. m. extensor hallucis longus
4. retinaculum musculorum extensorum superius
5. retinaculum musculorum extensorum inferius
6. m. articularis genus
7. m. gastrocnemius, caput mediale
8. m. soleus
9. m. fibularis (peroneus) longus

Obrázek 42 Svaly bérce – přední strana [37]



1. m. gastrocnemius, caput mediale
2. m. gastrocnemius, caput laterale
3. m. soleus
4. tendo calcaneus (Achillis)
5. šlachy hlubokých svalů zadní strany bérce
6. šlachy mm. Fibularis za vnějším kotníkem
7. areus tendineus solei
8. m. plantaris

Obrázek 41 Svaly bérce – zadní strana [37]

7. Totální endoprotéza kyčelního kloubu

Totální endoprotéza kyčelního kloubu je umělou náhradou kyčelního kloubu, která supluje jak funkci hlavice femuru, tak kloubní jamku kyčelní kosti. Se zvyšující se délkou života nabývají umělé náhrady kloubů stále většího významu. Operace totální endoprotézy kyčelního kloubu (zkráceně TEP) je v současné době jednou z nejelementárnějších ortopedických operací. Podle některých zdrojů potřebuje TEP 306 mužů na 100 000 ve věku 65–74 let a 421 žen na 100 000 ve věku 75–84 let. V České republice je ročně implantováno přes 10 000 těchto kloubních náhrad a se stále rostoucím věkem populace se bude tento počet neustále zvyšovat. [8]

7.1. Vývoj moderní náhrady kyčelního kloubu

Jednu z prvních moderních typů endoprotézy nazývanou „molded arthroplasty“ (povrchová náhrada) vyvinul bostonský chirurg M. N. Smith – Peterson v roce 1925. Jednalo se o dutou hemisféru ze skla. Ta byla modelována do tvaru hlavice femuru a posléze na ní chirurgicky nasazena. Tím byl vytvořen umělý a dokonale hladký povrch této hlavice. Sklo i metafyzární kost však málokdy odolávaly zátěži a docházelo k selhání náhrady.

V roce 1936 nastal další výrazný posun v oblasti aplikovaných materiálů, konkrétně slitiny kobaltu a chrómu (Co-Cr). Jedná se o korozivzdorný a zároveň dostatečně pevný materiál. V artroplastice (operace k obnovení funkce kloubu) se jednalo o důležitý milník a tomuto konceptu se začalo říkat „cup arthroplasty“.

Další pokusy o vytvoření dokonalých hladkých povrchů byly například od bratří Judetů v Paříži, kteří se pokusili vyvinout náhradu z akrylátu, tedy syntetického materiálu. Bohužel nesplňoval dostatečné mechanické vlastnosti, avšak idea vedla k použití akrylového cementu na kostní fixaci endoprotézy.

Všechny tyto pokusy o zhotovení endoprotézy čelily výrazným problémům při fixaci ke kosti, nebo při aplikaci na tvarově deformované hlavice femuru. Dále také problém postižení kloubní jamky zůstával bez řešení.

V 70. letech došlo k další velké inovaci v podobě tzv. resurfacingu (umělá obnova povrchu). V této době už byla prováděna také náhrada acetabula. Pořád však nebylo optimálně vyřešeno kotvení ke kosti a problémem zůstával také vhodně zvolený materiál. Celé náhrady byly zhotoveny z kovů (metal-on-metal, M-o-M) a vlivem přesné

výroby mělo docházet k minimálnímu otěru. Ani tato metoda se však neukázala v některých ohledech jako uspokojivá. To vedlo k dalšímu milníku, a to vývoji náhrady celé hlavice proximálního femuru zakončené dříkem. Ten byl ukotven v dřevěné dutině femuru. Toto řešení rozšířilo oblast důvodů k operaci kyčelního kloubu i na zlomeninu v krčku kyčelní kosti. Základem TEP je jamka, která je zhotovena z vysokomolekulárního polyetylenu (UHMWPE). Ta je pevně ukotvená do vyfrézovaného acetabula. Dále je zde femorální dřík, který je vyroben z ušlechtilé slitiny, nebo korozivzdorné oceli. V minulosti se jako nadějný materiál ukázal teflon díky jeho vlastnostem minimálního tření. Docházelo však k rychlému opotřebení. Došlo tedy k použití dalšího materiálu, kterým byl polyetylen. Tento krok provedl sir John Charnley v roce 1961 a zahájil tím moderní éru řešení kloubních náhrad. [8]

7.2. Důvody implantace TEP

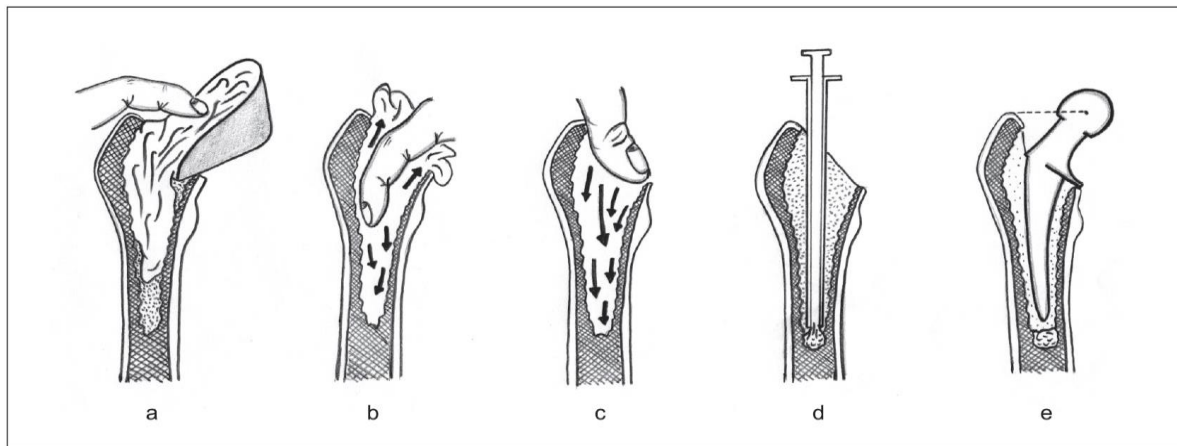
Pokud konzervativní neinvazivní léčba problémů s kyčelním kloubem selhává, je u pacientů indikována endoprotéza kyčelního kloubu. Mezi velmi časté příčiny operace patří artróza v oblasti kloubu, zlomenina krčku femuru, různé formy tvarových deformací femorální hlavice a acetabula, nádorové postižení, nebo poruchy prokrvení proximální epifyzy femuru (Perthesova choroba). [9]

7.3. Druhy implantátů

Endoprotézy dělíme buď podle rozsahu náhrady kyčelního kloubu na cervikokapitální (CCEP, CKP), při které je nahrazována pouze proximální část femuru, nebo TEP, kdy dochází i k výměně kloubní jamky. Můžeme je rozlišovat také podle způsobu fixace do kosti na cementované, necementované nebo hybridní modely, které předchozí dva typy kombinují. [8]

7.3.1. Cementované kloubní náhrady

Tyto endoprotézy jsou do kosti fixovány pomocí cementu. Ten je tvořen polymetylmakrylátem. Má hladký povrch a velkou výhodou je možnost plného zatížení po operaci. Komplikace však nastává v případě výměny, která je značně namáhavá. Cementování je znázorněno na obrázku 43.



a, b, c – cementování 1. generace, d, e – cementování 2. generace

Obrázek 43 Cementování femorální komponenty [8]

7.3.2. Necementované kloubní náhrady

U necementovaných kloubních náhrad je implantát přímo mechanicky vsunut do kosti stehenní bez použití kostního cementu. Endoprotéza svým hrubým povrchem simuluje osifikaci v okolí implantátu a z důvodu nutné osteointegrace není možné kloub zatížit ihned po operaci. Necementované kloubní náhrady jsou většinou implantované mladším a aktivnějším pacientům z důvodu vyšší kostní kvality, kterou disponují. [9]

7.4. Komponenty endoprotézy

TEP je vždy složena z dvou částí, acetabulární komponenty, která supluje funkci jamky a femorální komponenty, která nahrazuje krček a hlavici stehenní kosti. Komponenty endoprotézy a příklad implantace je na obrázku 44.

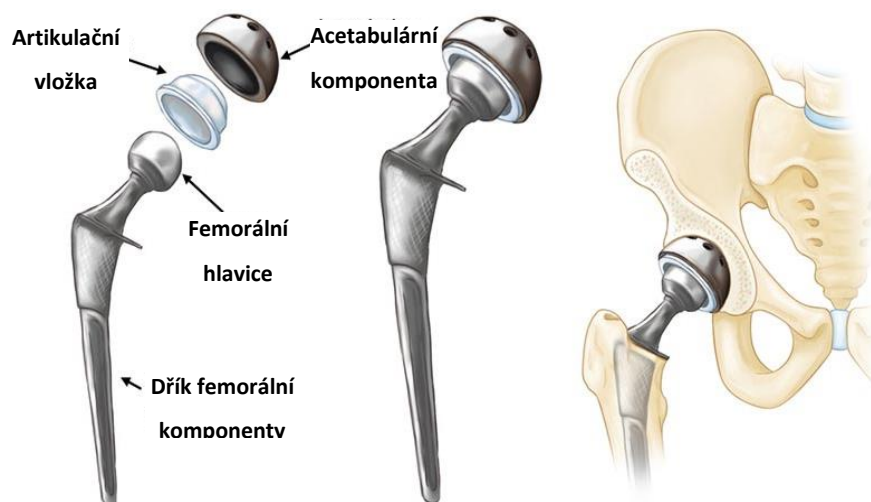
7.4.1. Acetabulární komponenta

Skládá se z kovového pláště jamky a artikulační vložky. Tato vložka je v kontaktu s hlavicí a vyrábí se z různých materiálů. Nejčastěji to je vysokomolekulární polyetylen (UHMWPE – ultra-high molecular weight polyethylene), ale mohou být i keramické či kovové. Acetabulární komponenty necementovaných jamek dělíme podle způsobu fixace na press-fitové jamky, které se zatloukají do předem vyfrézované spongiózní kosti a využívají pružnosti kosti a na exact-fitové jamky, kdy je komponenta stejné velikosti jako opracované acetabulum a k fixaci se používají přídatné šrouby. Závitořezné jamky, jejichž plášť je z titanu a má funkci samořezného šroubu kónického tvaru. Existují ještě rozpěrné jamky a další druhy.

7.4.2. Femorální komponenta

Femorální komponenta se skládá z femorální hlavice a dřívku. U cementovaných náhrad jsou dřívky převážně leštěny, zatímco u necementovaných náhrad mají dřívky specifickou drsnost kvůli osteointegraci (povrchové úpravy typu plazmatického nástřiku oxidů titanu). Základním materiálem bývá antikorozi ocel, CoCrMo slitiny a titanové slitiny TiAlV. Femorální komponenty můžeme dělit podle jejich délky. Delší jsou dřívky revizní, a kratší dřívky metafyzární.

Speciální důraz je také kladen na hlavičky femorálních komponent. Ty musí být co do tvaru dokonale sférické a co do povrchu co nejhladší (z důvodu nízkého otěru). Materiál hlaviček je buď kov (antikorozi ocel, CoCrMo, povrchový povlak zirkonia), nebo keramika (korund, zirkoniová keramika). Titan je pro konstrukci hlaviček z důvodu vysokého otěru nevhodný.



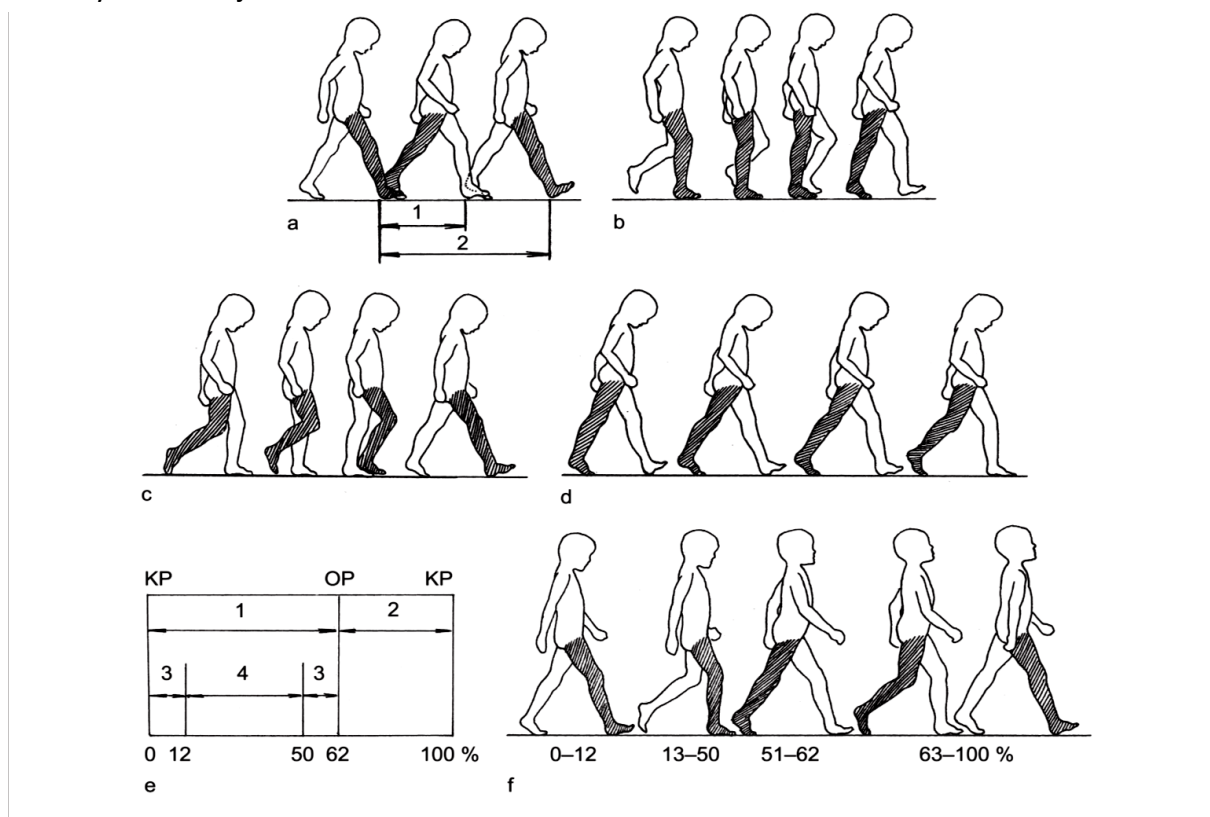
Obrázek 44 Komponenty totální endoprotézy kyčelního kloubu [39]

8. Biomechanika chůze

Lidská chůze je způsob lokomoce člověka, který umožňuje přesun z místa na místo. Lidská vzpřímená bipední chůze je specifická svou optimální rychlostí při minimálním energetickém výdeji. Tento způsob pohybu má z evolučního hlediska velký význam, protože člověk, oproti ostatním lidoopům, byl v minulosti schopen překonávat velké vzdálenosti při minimální spotřebě energie.

8.1. Zatížení nohy při chůzi

Pohyb směrem vpřed se skládá z neustále se opakujícího pohybového vzorce zvaného krok. Jeden cyklus chůze se skládá z dvojkroku a trvá v intervalu opakovaného kontaktu stejné nohy s podložkou. Pro jednu nohu je krok rozdělen do statické (stojné) fáze, kdy je noha v kontaktu s podložkou a přenáší hmotnost těla a dynamickou (švihovou), kdy noha není v kontaktu s podložkou a hmotnost přenáší kontralaterální končetina. Statická fáze trvá přibližně 62 % a švihová fáze 38 % cyklu. Během stojné fáze probíhá také tzv. fáze dvojí opory, kdy jsou obě končetiny ve styku s podložkou. Popis cyklu chůze je znázorněn na obrázku 45.

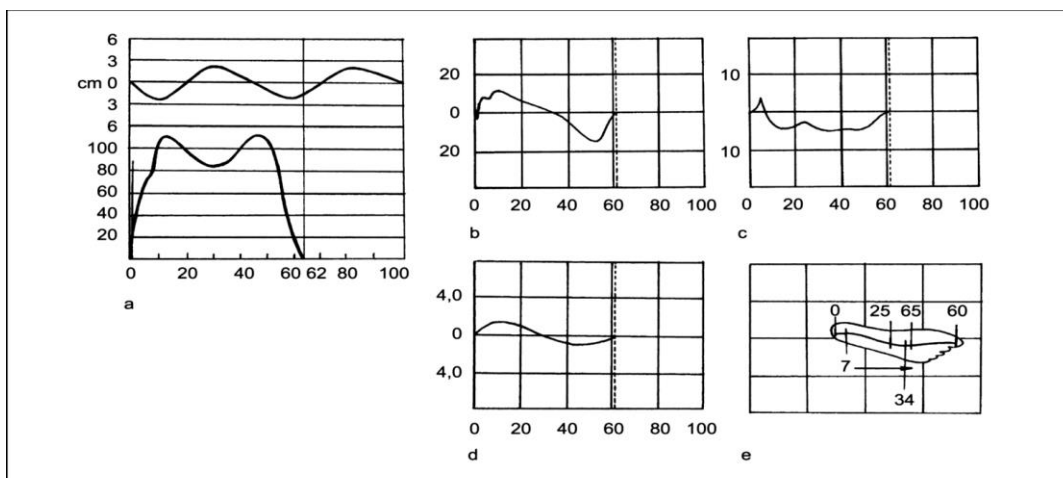


Cyklus chůze: a – délka kroku (1) a délka dvojkroku (2), b – přenos zatížení jednou nohou během kroku, c – švihová fáze kroku, d – přenos zatížení oběma chodidly, e – grafické znázornění dvojkroku (1 – stojná fáze, 2 – švihová fáze, 3 – současné zatížení obou chodidel, 4 – zatížení jednoho chodidla, KP – kontakt paty, OP – odtržení paty),

Obrázek 45 Cyklus chůze [8]

Při chůzi opisuje těžiště člověka ve vertikální a horizontální rovině sinusoidu, jejíž amplituda výchylky je určena mechanismem chůze (při zrychlení se výchylka zvětší a naopak). Při kontaktu nohy s podložkou rozkládáme výslednici sil, které na nohu působí do třech směrů. Jedná se o vertikální složku sil (směr vzhůru, kolmo na podložku) a smykové složky sil. Rozlišujeme také torzní síly. Smykové síly jsou mediolaterální stříh a předozadní stříh. Počáteční smyková síla, která na nohu působí je dána výslednicí vertikálních a horizontálních sil a je způsobena počátečním zpomalením lidského těla nohou během prvního kontaktu paty s podložkou. Při tomto kontaktu vzniká mediální stříh, který způsobuje levá addukce a síla směřuje ke druhé dolní končetině. Když je noha pevně na zemi, okamžitě nastává progresivní abdukce způsobující laterální smyk (směr síly od těla). Torzní síly jsou výsledkem rotace dolní končetiny během chůze. První hrot vertikální složky síly nastává při kontaktu paty s podložkou. Ta roste až do přibližně 110-115 % lidské hmotnosti. Během statické fáze se síla sníží asi na 80 % hmotnosti a poté při odrazu od podložky se zvedá až na 115-120 % tělesné hmotnosti. Tyto hodnoty může zásadně ovlivnit obuv.

První vrchol vertikální síly je dán elevací těžiště člověka, které dosahuje na sinusoidě nejnižší hodnoty v momentě kontaktu s podložkou. Při poklesu vertikální síly na 80 % dosáhne těžiště člověka nejvyšší hodnoty a dosáhne nejvyššího momentu setrvačnosti po prvotním zrychlení. Při přenášení hmotnosti na druhou končetinu nastává druhý vrchol křivky a pokles sinusoidy těžiště člověka. Grafický popis sil ve všech složkách je znázorněn na obrázku 46. [8]



a – amplituda vertikálního pohybu těžiště a vertikální zatížení nohy, osa x – časový průběh dvojkroku v procentech, osa y – vertikální zatížení v procentech tělesné hmotnosti. Smykové a torzní síly během chůze: b – předozadní stříh, c – mediolaterální stříh, osa x – časový průběh dvojkroku v procentech, osa y – procento tělesné hmotnosti, d – torzní síly během chůze, osa y – síla v kpm, e – časový posun maximálního zatížení během odvíjení nohy
 Obrázek 46 Síly působící na chodidlo při chůzi [8]

8.2. Činnost svalů během chůze

Pro vyšetření činnosti svalů chůze se používají tři základní metody, a to snímání kamerami, elektromyografie a pedobarografie.

8.2.1. Švihová fáze

V průběhu této fáze se člověk snaží udržet vodorovnou polohu pánve. Ta má tendenci poklesnout na straně nohy vykonávající dynamický pohyb, protože tato noha nemá během švihové fáze oporu. Tento pokles je nutno vyrovnat aktivací abduktorů, jako je střední sval hýžděový (m. gluteus medius) oporné nohy a aktivitou svalů na straně švihové nohy, kterými jsou svaly bedrokyčelní (m. iliopsoas).

V kyčelním kloubu dochází k flexi a mírné zevní rotaci. Při flexi v kyčli se aktivují bedrokyčelní svaly. Dále se aktivují také svaly m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. pectineus, m. biceps femoris (caput breve) a m. sartorius. Flexory kolene se aktivují i při extenzi kolene z důvodu zpevnění končetiny. Ve druhé polovině švihu se aktivuje skupina adduktorů kyčle i skupina gluteálních svalů.

V koleni dochází nejdříve k flexi, aktivita flexorů je však malá. Výraznější je aktivita extenzorů m. quadriceps femoris a m. sartorius.

V kotníku dochází k dorzální flexi, při které se aktivují dorsální flexory. Během švihové fáze se jejich aktivita snižuje. Plantární flexory jsou relaxovány.

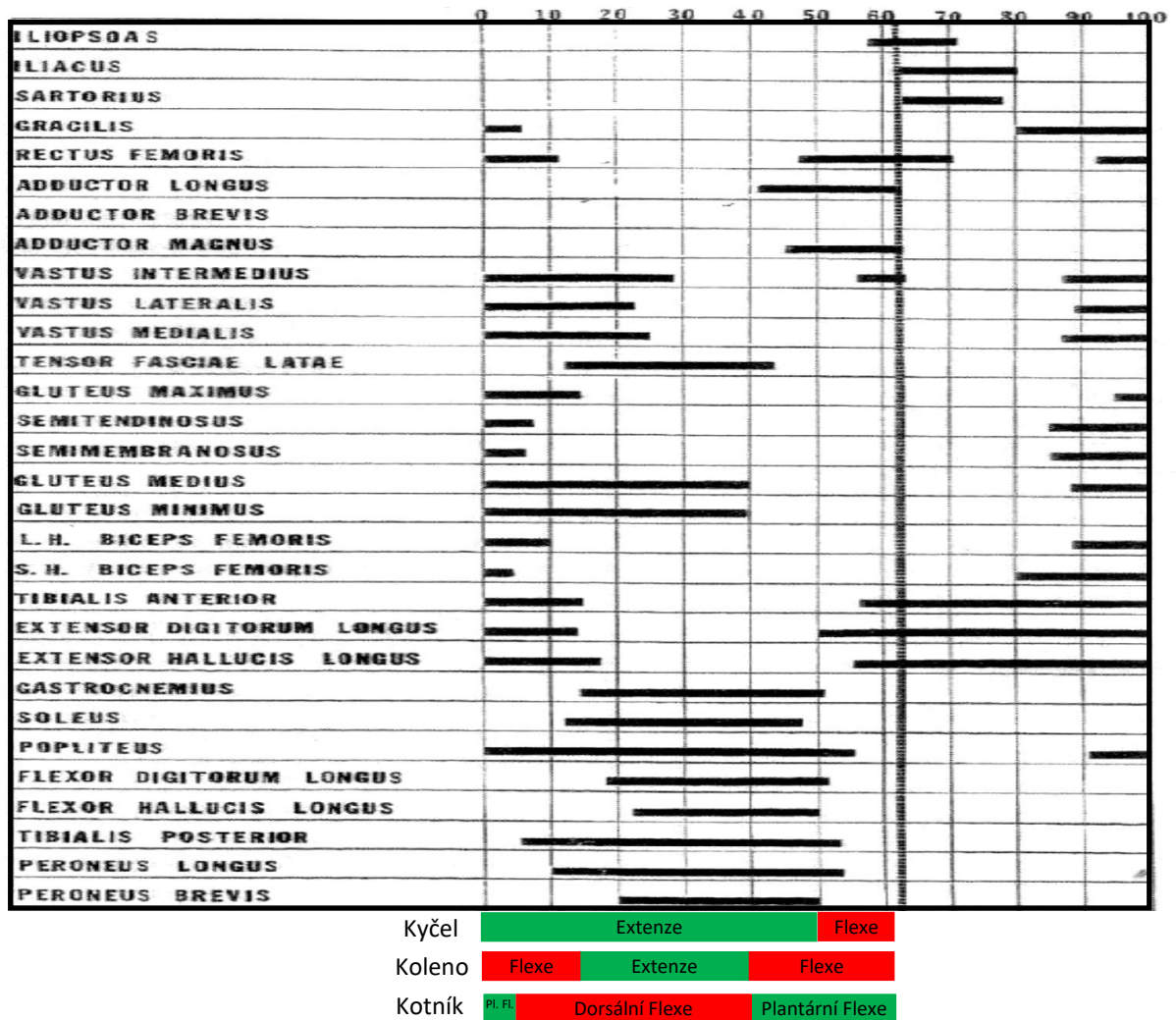
8.2.2. Stojná fáze

V kyčli dochází k extenzi po značnou dobu této fáze. Snižuje se zevní rotace a dochází k vnitřní rotaci. V okamžiku kontaktu s podložkou se aktivují gluteální svaly a flexory kolene. Ve střední části fáze tato aktivace mizí. Ke konci se aktivují adduktory stehna.

V koleni dochází k mírné flexi od dotyku paty a podložky až po dotyk celého chodidla. Poté dochází k extenzi. Když se začne noha odlepovat od podložky, dochází znovu k mírné flexi. Na počátku je aktivní quadriceps femoris a po dotyku paty a podložky a poté postupně relaxuje. V první polovině je aktivní m. vastus intermedius. Ve vertikální poloze nohy dochází k uzamknutí kolene a funkce extenzorů je zbytečná. Na konci se znovu aktivují flexory kolene.

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

V kotníku a na noze dochází k plantární flexi, která je zdrojem propulze. Poté následuje mírná dorzální flexe. Na počátku je aktivní m. tibialis anterior, který zabraňuje padání špičky. Postupně jeho aktivita mizí. Podobně funguje také m. hallucis longus a m. extensor digitorum. Pro stabilizaci stoje se aktivuje m. soleus. Triceps surae je aktivní po celou dobu odvíjení paty až po odvíjení špičky, kdy nejdříve pracuje excentricky a poté posunuje tělo vzhůru a vpřed. [10]



Obrázek 47 Činnost svalů při chůzi [10]

8.3. Patologické jevy chůze

Patologické pohybové vzorce, které při chůzi vznikají, jsou buď neuromuskulární, nebo muskuloskeletální. Tyto odchylky jsou důsledkem strukturálních abnormalit kostí, kloubů, nebo měkkých tkání. Omezení kloubních mechanismů dolních končetin je obvykle kompenzováno zvýšenou aktivitou ostatních nepostižených kloubních struktur. Tato kompenzace může napomáhat redukci bolestných stavů, zvyšuje se však energetický výdej při chůzi.

8.3.1. Muskuloskeletální příčiny patologické chůze v kyčelním kloubu

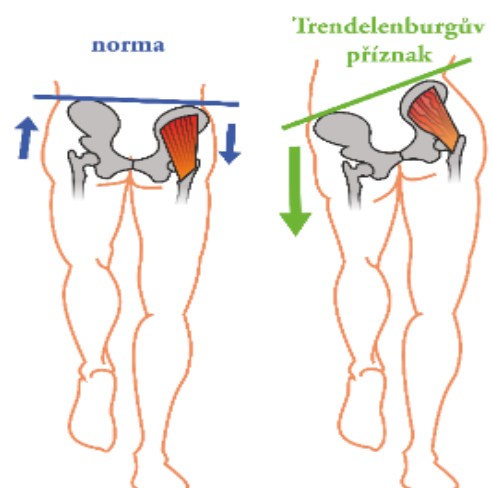
Nejčastější abnormalitou kyčelního kloubu je osteoartróza, která vede k patologickým jevům chůze. První změna, ke které při chůzi dojde, je zmenšení rozsahu pohybu kyčlí a omezení vnitřní rotace. To vede ke kompenzaci pohybu v bederní páteři a v nepostižené kyčli. U takto omezených kyčelních kloubů dojde ke snížení flexe ve fázi švihů a nižší extenzi ve stojné fázi. V důsledku toho dochází ke kompenzaci jinými klouby a pohybům, jako je například tzv. „hip hiking“ (pozvednutí jedné strany pánve), kdy dochází ke kompenzaci z důvodu neschopnosti flexe v koleni a může připomínat cirkumdukční chůzi. Rozvíjí slabost m. gluteus maximus. Vlivem osteoartrózy, vznikají jevy jako antalgická chůze, nebo Trendelenburgova chůze.

8.3.2. Antalgická chůze

Nejvíce pozorovaným patologickým vzorcem chůze u jedinců s bolestivou kyčlí je antalgická chůze. Je pro ni charakteristická snaha o nezatěžování postižené kyčle redukcí doby stojné fáze na této končetině. Kromě toho se trup naklání na stranu postiženého kloubu, čímž přenáší těžiště těla přes kloub a snižuje namáhání kloubu.

8.3.3. Trendelenburgova chůze

Trendelenburgova chůze vzniká v důsledku slabých abduktorů kyčle (m. gluteus medius a minimus), které nejsou dostatečně silné na to, aby udržely pánev ve vodorovné poloze a ta propadá na druhou stranu od afektované kyčle. Příčinou této chůze může být také poškozený nervus gluteus superior, který inervuje gluteální svaly. Oslabené svalstvo nebo potíže s nervy může způsobovat osteoartrózu (koxartróza), která se projevuje bolestmi v kyčlích a pacient má tendenci ulevovat postižené oblasti. Dále například mozková obrna, nebo vývojová porucha kyčlí. Trendelenburgův příznak je zjišťován stejnojmenným testem pojmenovaným podle německého chirurga Friedricha Trendelenburga, který tento test zavedl. Jedná se o stoj na postižené končetině, kdy je pozorován již zmíněný pokles pánve. [11]



Obrázek 48 Trendelenburgův příznak [2]

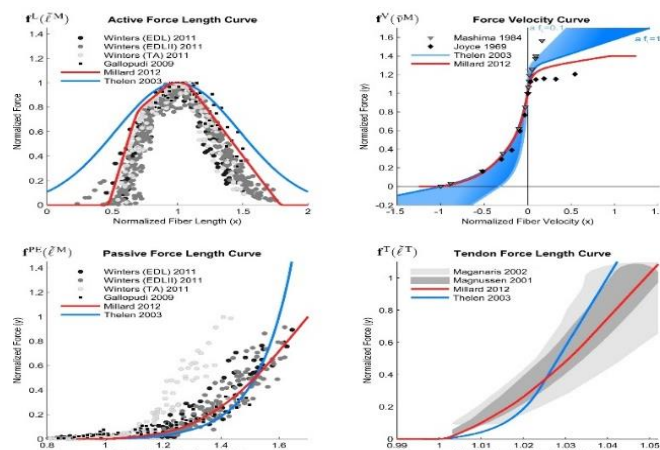
9. Simulace pohybu a výpočet svalových sil v prostředí OpenSim

OpenSim je volně dostupný software určený pro biomechanické modelování, simulaci a analýzu pohybu. Nabízí širokou škálu možností, od analýzy dynamiky chůze, běhu, patologických jevů při chůzi a zatěžování kloubů při různých pohybech, po simulaci chirurgických operací nebo pohybu nejen člověka, ale i zvířete. Byl vytvořen na Stanfordské univerzitě společností Simbios v roce 2007. Obsahuje grafické uživatelské rozhraní, díky kterému je schopný vizualizace dané problematiky. Využívá analýzu inverzní dynamiky a simulaci dopředné dynamiky pohybu.

9.1. Model svalu v prostředí OpenSim

Svalem řízené simulace pohybů lidského pohybového aparátu jsou závislé na výpočetních modelech šlacho-svalové dynamiky. Existují dvě skupiny modelů, které se využívají. Jedná se o model svalových můstků a Hillův model svalu, který je popsán v kapitole 3 a který je pro popis komplexních biomechanických pohybů nejhodnější a který je také do programu OpenSim implementován.

OpenSim využívá mírně pozměněný model Hillova typu, který nese název Thelen2003Muscle. Do rovnice vstupují parametry úroveň aktivace $a(t)$ v čase t (reálné číslo od 0 do 1) a délka svalu $L^M(t)$ v čase t . Výstupními hodnotami jsou síla šlacho-svalového komplexu $F^{MT}(t)$ v čase t a první derivace aktivace a svalové délky (rychlost kontrakce) v čase $(t + \Delta t)$. Dále využívá model s názvem Millard2012EquilibriumMuscle, ve které došlo k modifikaci formulací některých rovnic tak, aby nedocházelo k nereálným stavům u krátkých svalů. Na obrázku 49 můžeme pozorovat grafické porovnání jednotlivých modelů s experimentálními daty.



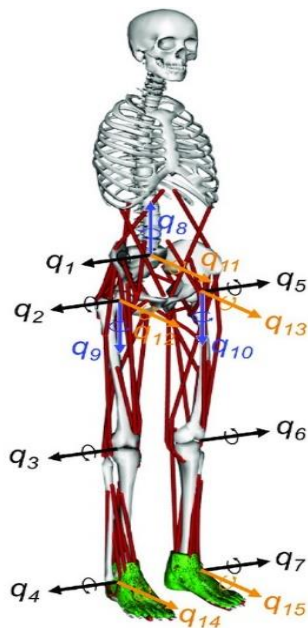
Obrázek 49 Porovnání modelů Millard2012EquilibriumMuscle a Thelen2003Muscle s experimentálními daty [42]

9.2. Muskuloskeletální model

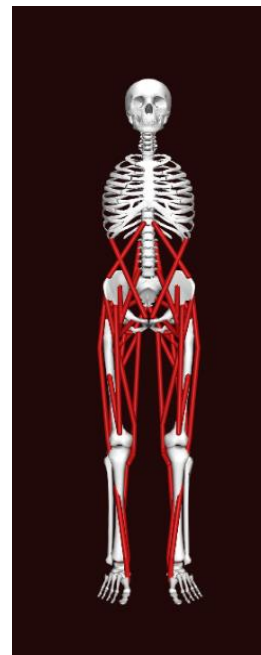
Program OpenSim nabízí velké množství muskuloskeletálních modelů pro analýzu nejrůznějších pohybů a biomechanických systémů. Pro mé účely budu vybírat z modelů, které lze aplikovat na analýzu chůze.

V těchto modelech se nacházejí segmenty, které obsahují souřadnicové systémy. Ty jsou většinou umístěné v kloubech. V těchto souřadnicových systémech se udávají například začátky a úpony svalů na kostech. Je zde také specifikována schopnost rotace kolem jednotlivých os, což představuje pohyby v kloubech, jako flexe, abdukce apod. Znázornění stupňů volnosti na muskuloskeletálním modelu představuje obrázek 51.

Akční členy modelu mají tedy přesně definované místo začátku a úponu a směr, ve kterém působí. Spojení začátku a úponu je reprezentováno úsečkou. Model pro analýzu chůze s názvem Gait2354_Simbody je zobrazen na obrázku 50.



Obrázek 51 Znázornění stupňů volnosti dolních končetin na muskuloskeletálním modelu [40]



Obrázek 51 Model Gait2354_Simbody

10. Cíle práce

Cílem této práce je analýza chůze před a po implantaci totální endoprotézy kyčelního kloubu. Výsledkem této analýzy jsou vypočtené síly ve svalech dolních končetin v závislosti na čase. Síly jednotlivých svalů před a po transplantaci budu mezi sebou porovnávat a závěry diskutovat podle předem vyřčených predikcí, které stanovím podle nastudovaných informací týkajících se problematiky chůze a patologických jevů chůze. Ty jsou popsány v kapitole 7.

10.1. Predikce

Nejčastější indikace pro TEP kyčelního kloubu jsem popsal v kapitole 6 a důsledky těchto jevů popsal v kapitole 7.3, kde se zabývám patologickými jevy při chůzi. Předpokládám, že vlivem transplantace a následné rekonvalescence jsou některé z příčin abnormalit chůze odstraněny a tyto abnormality zredukovány. Chůze po operaci se tedy bude blížit té normální.

Z informací popsaných v kapitolách 6 a 7 budu předpokládat následující závěry popsané v tabulkách 1 a 2. Důležitou informací pro stanovení predikcí je, že strana operované kyčle probanda je levá. Budu tedy vycházet primárně z této informace a vztahovat k tomu veškeré předpoklady pro patologické jevy vniklé při chůzi. V tabulkách 1 a 2 je vždy uvedený sval zařazený do dané nadskupiny (sval kyčelního kloubu apod.) a je u něj uvedena jeho primární funkce. Dále v tabulce uvádím mé předpoklady pro síly daného svalu během určité fáze chůze před operací a po ní. Každou uvedenou predikci jsem také zdůvodnil v posledním sloupci obou tabulek. Tyto predikce poté v závěru porovnám a pokusím se vysvětlit, proč k daným jevům dochází.

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

Tabulka 1 Síly ve svalecth pravé dolní končetiny

Pravá strana					
	Sval	Hlavní funkce	Síla ve svalu před operací	Síla ve svalu po operaci	Zdůvodnění
Svaly kyčelního kloubu	m. iliacus	Flexe a vnitřní rotace	Větší síly během švihové fáze	Síly ve švihové fázi stabilizovány	Kompensace flexorů na levé (operované) straně kyčlí
	m. psoas				
	m. gluteus maximus	Extenze a abdukce	Mírně vyšší ve stoj. fázi	Mírné snížení ve stoj. fázi	Pravá noha je dominantnější, nese váhu těla
	m. gluteus medius	Abdukce	Na začátku stejné fáze mírně vyšší	Sníží se	Kompensace za levou stranu kyčle
	m. gluteus minimus				
	m. tensor fasciae latae	Abdukce, flexe, vnitřní rot.	Podobné síly před i po operaci		Pomocné funkce
m. piriformis	Abdukce, vnější rot.	Podobné síly před i po operaci		Pomocná funkce	
Svaly přední strany stehna	m. sartorius	Flexe, abdukce kyčle	Podobné síly před i po operaci		Pomocná funkce
	m. vastus medialis	Extenze	Podobná až vyšší	Sníží se	Kompensace za operovanou stranu
	m. vastus intermedius				
	m. vastus lateralis				
	m. rectus femoris	Extenze (flexe v kyčli)	Podobná až vyšší	Sníží se	Kompensace za operovanou stranu
Svaly vnitřní strany stehna	m. adductor magnus	Addukce	Delší doba trvání svalové aktivity	Stabilizace funkce	Snaha o stabilnější stoj na pravé noze
	m. adductor longus				
	m. adductor brevis				
	m. pectineus	Flexe, addukce			
	m. gracilis	Flexe, addukce			
Hamstringy	m. semimembranosus	Addukce, extenze kyčle Flexe kolene	Mírně vyšší na začátku stejné fáze a konci švihové	Sníží se	Kompensace za operovanou stranu
	m. semitendinosus				
	m. biceps femoris, c. long.	Flexe kolene	Větší síly ve svalu na konci švihové fáze	Snížení na konci švih. fáze	Kompensace za operovanou stranu
	m. biceps femoris, c.br.				
Přední a laterální skupina svalů bérce	m. peroneus (fibularis) brevis	Pronace, plantární flexe	Vyšší až stejná	Snížení	Pomocná funkce během stabilizace stoje a propulze
	m. peroneus (fibularis) longus				
	m. extenzor digitorum longus	Pronace, dorsální flexe	Vyšší během švihové fáze	Snížení	Kompensace operované končetiny
	m. extenzor hallucis longus	Supinace, dorsální flexe	Vyšší během švihové fáze	Snížení	Kompensace operované končetiny
	m. tibialis anterior				
Zadní skupina svalů bérce	m. med., lat. gastrocnemius	Flexe kolene, plantární flexe	Vyšší během stejné fáze	Snížení	Kompensace operované končetiny
	m. soleus	Plantární flexe	Vyšší během stejné fáze	Snížení	Kompensace operované končetiny
	m. tibialis posterior	Plantární flexe, supinace	Vyšší až podobná	Snížení	Pomocné funkce
	m. flexor digitorum				
	m. flexor hallucis				

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

Tabulka 2 Síly ve svaích levé dolní končetiny

Levá strana						
	Sval	Hlavní funkce	Síla ve svalu před operací	Síla ve svalu po operaci	Zdůvodnění	
Svaly kyčelního kloubu	m. iliacus	Flexe a vnitřní rotace	Nižší během švihové fáze	Zvýšení sil	Vlivem koxartrózy dochází ke snížení flexe ve fázi švihu a vnitřní rotace	
	m. psoas					
	m. gluteus maximus	Extenze a abdukce	Nižší během stojné fáze	Zvýšení sil	Vlivem koxartrózy dochází ke snížení extenze a abdukce (stojná fáze)	
	m. gluteus medius	Abdukce	Velmi snížené síly během stojné fáze, aktivita během švihové fáze	Zvýšení sil	Jeden ze základních Trendelenburgových znaků je neschopnost udržet pánev v rovině vlivem slabých abduktorů. Aktivita během švihové fáze způsobena vnější rotací, která je pro bolavou kyčel pohodlnější	
	m. gluteus minimus					
	m. tensor fasciae latae	Abdukce, flexe, vnitřní rot.	Snížené síly	Zvýšení sil	Pomocný abduktor, oslabený vlivem koxartrózy	
m. piriformis	Abdukce, vnější rot.	Vlivem koxartrózy snížená abdukce a rotace				
Svaly přední strany stehna	m. sartorius	Flexe, abdukce kyčle, flexe kolene	Podobné síly před i po operaci		Pomocná funkce	
	m. vastus medialis	Extenze	Snížená	Zvýšení sil	Vlivem nemoci snížená pohyblivost (extenze) v koleni	
	m. vastus intermedius					
	m. vastus lateralis					
m. rectus femoris	Extenze v koleni, flexe v kyčli	Snížená aktivita během švihové fáze	Zvýšení sil	Během švihové fáze dochází k flexi v kyčli, která je vlivem nemoci omezená		
Svaly vnitřní strany stehna	m. adductor magnus	Addukce	Kratší doba trvání svalové aktivity během stojné fáze	Zvýšení sil	Snaha o kratší dobu stání na levé noze, nižší aktivita flexorů během švihové fáze	
	m. adductor longus					
	m. adductor brevis					
	m. pectineus	Flexe, addukce	Snížená aktivita během švihové fáze	Zvýšení sil	Snížená aktivita během švihové fáze	
m. gracilis	Flexe, addukce	Snížená aktivita během švihové fáze				
Hamstringy	m. semimembranosus	Addukce, extenze kyčle	Flexe kolene	Nižší síly	Zvýšení sil	Snížená aktivita vlivem menší schopnosti extenze kyčle
	m. semitendinosus					
	m. biceps femoris, c. long.	Flexe kolene	Nižší síly	Zvýšení sil	Snížená aktivita během švihové fáze vlivem menší pohyblivosti kolene	
m. biceps femoris, c.br.						
Přední a laterální skupina svalů bérce	m. peroneus (fibularis) brevis	Pronace, plantární flexe	Nižší až stejná na konci stojné fáze	Zvýšení sil	Vlivem bolesti v kyčli nižší propulze, kterou plantární flexe způsobuje	
	m. peroneus (fibularis) longus					
	m. extenzor digitorum longus	Pronace, dorsální flexe	Nižší dorsální flexe během švihové fáze	Zvýšení sil	Snaha o mírnější nakročení na patu, během švihové fáze lehká dorsální flexe	
	m. extenzor hallucis longus	Supinace, dorsální flexe	Nižší během švihové fáze	Zvýšení sil	Během švihové fáze nastává v noze vnější rotace, která je pro kyčel pohodlnější, noha dopadá v pronovaném stavu	
m. tibialis anterior						
Zadní skupina svalů bérce	m. med., lat. gastrocnemius	Flexe kolene, plantární flexe	Nižší během stojné fáze	Zvýšení sil	Snížená propulze operované končetiny, omezená flexe v koleni	
	m. soleus	Plantární flexe	Nižší během stojné fáze	Zvýšení sil	Snížená propulze operované končetiny	
	m. tibialis posterior	Plantární flexe, supinace	Nižší až stejná aktivita	Vyšší až stejné síly	Mírná snaha o plantární flexi během švihové fáze z důvodu redukce nárazu na patu	
	m. flexor digitorum					
	m. flexor hallucis					

10. Získání vstupních dat pro simulaci pohybu

Abychom mohli analyzovat kinematiku a dynamiku lidského pohybu, potřebujeme detailní informace o poloze jeho jednotlivých segmentů v prostoru a silový účinek jeho interakce se zemí. To lze provést pomocí různých systémů, které tyto informace dokážou získat.

Pro získání těchto vstupních dat jsem využil možnost navštívit laboratoř UK FTVS, která obsahuje speciální sofistikované zařízení, určené pro tyto účely. Jedná se o 6 kamer značky Qualisys, které jsou v místnosti rozmístěny tak, aby dokázaly snímat měřený subjekt ze všech stran a data získaná z experimentu, byly co nejkvalitnější. Informace z kamer jdou do zařízení obsahující software Qualisys Track Manager. Jedná se o Motion Capture systém (MoCap), který snímá místnost pomocí neviditelného infračerveného záření osvětlující markery připevněné na těle subjektu. Ze zdrojových informací převádí pomocí zabudovaných algoritmů 2D informace na 3D. Dále jsem využil speciální desky značky Kistler, které jsou pomocí piezosenzorů schopné měřit reakční účinky sil chodidla vůči zemi, tzv. ground reaction forces, GRF. V kombinaci s 3D vizualizací prostoru nám tedy umožňuje dané zařízení určit přesnou polohu jednotlivých segmentů v prostoru a směr a velikost sil, které na chodidlo působí. Speciálním rozmístěním markerů na těle jsme schopni určit i natočení těchto markerů.

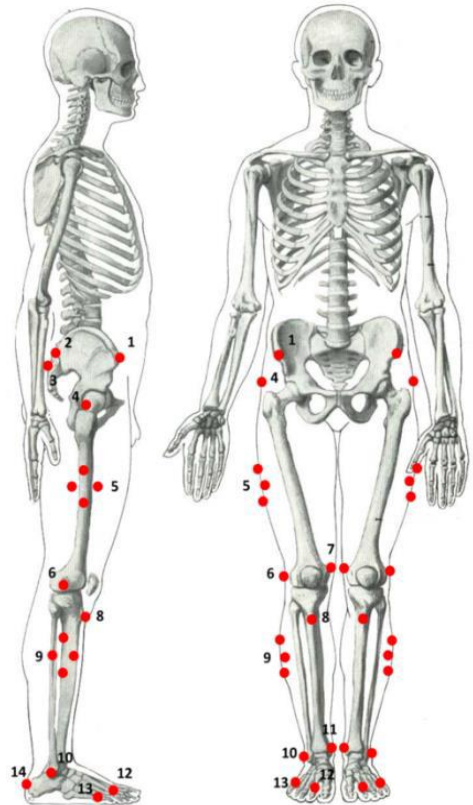
10.1. Rozmístění markerů na těle

Abychom dokázali určit polohu a stav pro studii důležitých segmentů lidského těla, je na něj umístěna sada markerů (malé reflexní polystyrenové kuličky), které dokáže kamera efektivně zaznamenat. Markery jsou na těle rozmístěny podle jeho anatomických struktur. Většinou se jedná o výběžky kostí, které lze lehce poznat po hmatu. Díky tomu je poloha přesně definována. Na těchto výběžcích se také často upínají šlachy svalů. Počet markerů je volen vhodným způsobem tak, aby dokázal jasně definovat stav jednotlivých segmentů. Například natočení končetiny v prostoru určíme pouze, pokud jsou na daném segmentu umístěny alespoň 3 markery, které v prostoru vytvoří rovinu natočení. Pokud určíme polohu jednoho markeru, pořadí neznáme jeho rotaci kolem jednotlivých souřadnicových os. Snímány byly pouze dolní končetiny

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

subjektu, jejichž analýza nám pro naše potřeby postačuje. Rozmístění markerů na těle je znázorněno na obrázku 52. Během měření jsem nejprve změřil statickou polohu subjektu, kterou dále využiji pro tzv. Scaling v programu OpenSim. Následně mohlo proběhnout měření chůze, kdy se subjekt procházel po deskách Kistler v prostoru, který snímaly kamery.

1. spina iliaca anterior superior
2. spina iliaca posterior superior
3. os sacrum
4. caput femoris (nad trochanter major)
5. střední část na laterální straně stehna,
6. epicondylus lateralis femoris
7. epicondylus medialis femoris
8. tuberositas tibiae
9. distální část na laterální straně bérce (zhruba 1/3),
10. maleolus lateralis
11. maleolus medialis
12. articulatio metatarsophalangea II. phalanx proximalis pedis
13. articulatio metatarsophalangea V. phalanx proximalis pedis
14. tuber calcanei



Obrázek 52 Rozmístění markerů na lidském těle [41]

10.2. Soubory formátu C3D

Jedná se o formát souboru, který se už od poloviny 80. let minulého století používá v laboratořích biomechaniky k analýze pohybu. Je podporován výrobcí 3D Motion Capture systémů, tedy systémů zachycující pohyb v trojrozměrném prostoru.

C3D soubory obsahují všechny informace potřebné pro zobrazení a analýzu trojrozměrných pohybových dat s dalšími analogovými daty ze silových desek, elektromyografie, akcelerometrů a dalších senzorů. Tyto data lze také podle potřeby upravit, nesmí se však narušit daná struktura souboru.

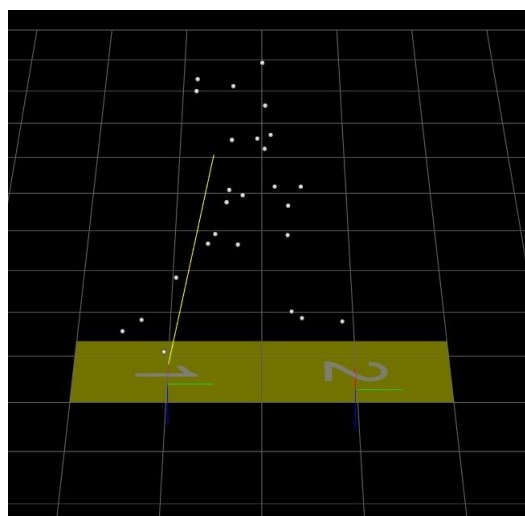
Soubor se skládá ze 3 základních částí:

- **Header section** neboli záhlaví. Jedná se o prvních 512 bajtů souboru a obsahuje základní informace o měření (frekvence měření, počty markerů, ...).
- **Parameters** neboli parametry. Jedná se o informace dokumentující data uložená v souboru C3D, díky kterým je daný software schopný soubor přečíst.
- **Data**. Na této úrovni je soubor C3D jednoduchý binární soubor, který může ukládat 3D údaje o poloze markerů spolu s informacemi z analogových senzorů ve struktuře definované v záhlaví souboru C3D a popsané parametry. [12]

10.3. Úprava naměřených dat

Naměřená data si lze zobrazit přímo v programu Qualisys Track Manager, ve kterém si můžeme detailně celý experiment prohlédnout a vytřídit nepovedené měření, vyfiltrovat chybné markery, zkrátit délku záznamu apod. Poté soubor vyexportuji do C3D souboru.

Vyexportovaný C3D soubor si dále otevřu v Mokka editoru, který je pro zpracování C3D souborů určený. V tomto programu lze zobrazit změřená data v prostoru. Můžeme tedy pozorovat polohu a trajektorie jednotlivých markerů v čase. Máme také možnost zobrazení silových účinků desky na chodidlo během chůze. Program využiji k úpravám názvů jednotlivých markerů a kontrolu souřadnicových systémů desek, které musí být kompatibilní s těmi v OpenSim-u. Na obrázku 53 je zobrazení změřeného pohybu v Mokka editoru, na kterém můžeme pozorovat polohu desek, směr silových výslednic a polohu markerů.



Obrázek 53 Zobrazení v Mokka editoru

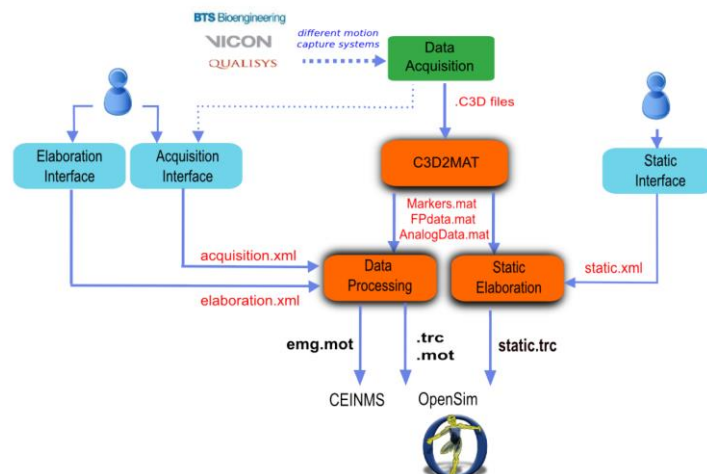
11. Analýza pohybu a výpočet sil ve svalech

11.1. Zpracování vstupních dat pro program OpenSim

Úpravou dat v programu Mokka ještě příprava vstupního souboru pro software OpenSim nekončí. Vstupní soubory pro program OpenSim totiž nejsou ve formátu C3D a mají odlišnou strukturu, než jakou výstupní soubor z Mokka editoru obsahuje.

K těmto účelům využijí Matlab. Pro ten byl vytvořen dvojicí Alice Mantoan a Monica Reggiani specializovaný toolbox s názvem MOTO (MOTION data elaboration TOOLbox for NeuroMusculoSkeletal applications). Jedná se o volně dostupný software, který poskytuje kompletní sadu nástrojů pro zpracování pohybových dat a jejich následné použití v další neuromuskuloskeletálních softwarech. MOTO zpracovává data ve třech hlavních krocích. Celé schéma pro získání potřebných souborů pro program OpenSim je na obrázku 54.

- **C3D2MAT** načítá data ze vstupních souborů C3D a ukládá je do organizovaných struktur MATLABU (ve formátu .mat). Pro jeho správné fungování je vyžadován buď C3Dserver, nebo Biomechanical Toolkit.
- **Data Processing** (zpracování dat) pracuje na dynamických zkouškách zpracovávajících trajektorie markerů, silové reakce se zemí a EMG signály. Ze vstupních dat vytváří soubory pro OpenSim (ve formátu .trc a .mot). Vstupními soubory jsou pohybová data z předešlého kroku C3D2MAT (ve formátu .mat).
- **Static Elaboration** (statické zpracování) zpracovává statické zkoušky, vypočítává centra kloubních struktur a ukládá trajektorie markerů do odpovídajícího .trc souboru.



Obrázek 54 Schéma práce v MOTO [13]

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

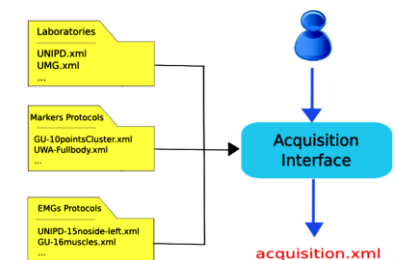
Pro tyto tři kroky Matlab vytváří tři konfigurační XML soubory se vstupními parametry. Jedná se o:

- **acquisition.xml** (akvizice, získání) shromažďuje všechny informace o počtu silových desek, orientaci souřadnicového systému, marker setu a nastavení EMG. Tento soubor musí být ve stejné složce jako soubor C3D. Soubor je vytvořen přes Acquisition Interface (akviziční rozhraní) a schéma vytvoření souboru je na obrázku 55. Informace o laboratoři musí obsahovat:

- *Orientaci globálního souřadnicového systému*, která je definovaná tak, že směr pohybu je ve směru osy x (1. osy), osa y (2. osa) je osou vertikální a osa z (3. osa) je kolmá na tyto 2 osy.
- *Typ silové desky*, který je nutné uvést z toho důvodu, že MOtoNMS zpracovává data ze čtyř různých typů desek a každý typ pracuje s rozdílnou strukturou dat.

Typ 1: [Fx Fy Fz Px Py Mz], typ 2 a 4: [Fx Fy Fz Mx My Mz] a typ 3: [Fx12 Fx34 Fy14 Fy23 Fz1 Fz2 Fz3 Fz4]. F je naměřená síla M je naměřený moment a P je centrum tlakového působení. Tyto hodnoty jsou rozloženy do daného souřadnicového systému. Typ 3 má 9 výstupních hodnot, které jsou kombinacemi sil Fx, Fy a Fz měřených v rozích desky. S tímto typem pracuje námi použitá deska Kistler.

- *Rotaci mezi silovou deskou a souřadnicovým systémem*, a to z důvodu, že C3D soubor má svůj vlastní souřadnicový systém určený podle silové desky, který musíme transformovat podle globálního souřadnicového systému.



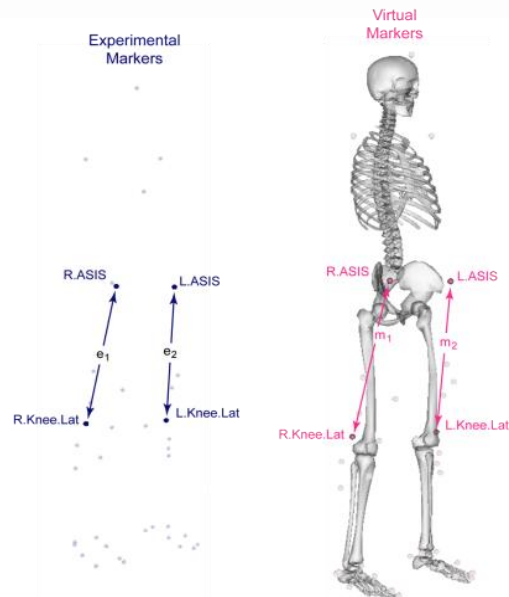
Obrázek 55 Schéma tvorby souboru

- **elaboration.xml** (zpracování) jsou všechny parametry, které definují zpracovaná data, jako například identifikátory experimentu, které mají být zpracovány, mezní frekvence pro filtraci vstupních dat, seznam markerů, které mají být zapsané v trc. souborech a další. Spuštění 2. kroku „Data Processing“ je definováno parametry uloženými v tomto souboru.
- **static.xml** definuje parametry pro 3. krok „Static Elaboration“ [13]

11.2. Scaling

Nyní máme k dispozici všechny potřebné vstupní soubory, které jsou k vytvoření simulace požadovány. Dalším krokem je tzv. scaling. Jak už bylo v kapitole 8.2 zmíněno, OpenSim nabízí velké množství modelů pro vytvoření nejrůznějších simulací. To, co funkce scaling provádí je, že tento virtuální model velikostně převede na model experimentálně změřený.

Virtuální model má markery umístěné na stejných anatomických místech jako subjekt měřený při experimentu. Scaling se provádí na základě kombinace měřených vzdáleností mezi umístěními značek podle polohy x-y-z a ručně zadaných faktorů měřítka. Rozměry každého segmentu v modelu jsou změněny tak, aby vzdálenosti mezi virtuálními značkami odpovídaly vzdálenostem mezi experimentálními značkami. Princip procesu scaling je znázorněn na obrázku 56.

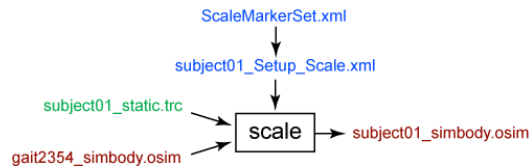


Obrázek 56 Experimentální a virtuální pozice markerů [43]

Vzdálenosti mezi experimentálními markery (e_i) vzhledem ke vzdálenostem mezi odpovídajícími virtuálními značkami (m_i) se používají k výpočtu faktorů měřítka.

Jako model pro simulaci chůze jsem z knihovny OpenSim vybral Gait2354_Simbody. Jako vstupní soubory pro funkci škálování použiji ty, které jsem vytvořil v Matlabu. Schéma vstupů a výstupů je znázorněno na obrázku 57.

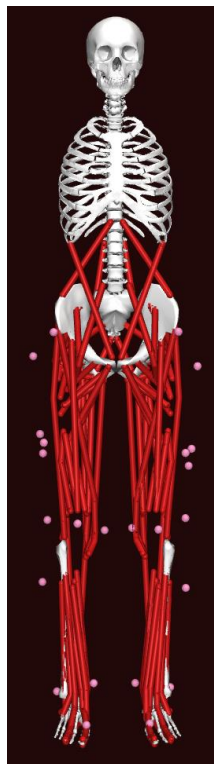
Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu



Obrázek 57 Vstupy a výstupy procesu

Soubor *subject01_static.trc* obsahuje několik sekund dat měřeného subjektu ve statické poloze. Soubor *gait2354_simbody.osim* je již zmíněný muskuloskeletální model, který je velikostně změněn tak, aby se antropometricky shodoval s měřeným subjektem. Hodnoty maximálních izometrických sil, se kterými tento model pracuje, jsou uvedeny v příloze [1]. Soubor *subject01_static.mot* obsahuje experimentální zobecněné hodnoty souřadnic (úhly kloubů). Soubory, které nástroj pro škálování nastavují, jsou *subject01_Setup_Scale.xml* a *ScaleMarkerSet.xml*. Výstupem je poté soubor *subject01_simbody.osim*. [14]

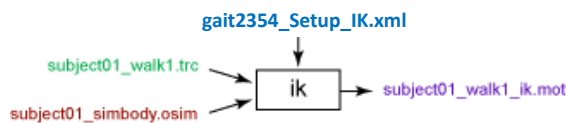
Použil jsem tedy nástroj scaling, díky kterému jsem získal výsledný modifikovaný model vytvořený podle experimentálních dat. Ten je zobrazený na obrázku 58.



Obrázek 58 Výsledný model v OpenSim po použití nástroje scaling

11.3. Inverzní kinematika (IK)

Nástroj IK prochází experimentální data a umísťuje vytvořený model do polohy, která nejvíce odpovídá souřadnicím experimentálních markerů pro daný časový krok. V této poloze markerů se minimalizuje součet jejich kvadratických odchylek. Získání přesných výsledků z nástroje IK je nezbytné pro použití pozdějších nástrojů, jako je statická optimalizace (SO), algoritmus zbytkové redukce (Residual Reduction Algorithm, RRA) a výpočetní svalová kontrola (Computed Muscle Control, CMC). Tato synchronizace experimentálních markerů s těmi v modelu se průběhu pohybu vykonává skrze úhly dané v jednotlivých kloubech. Schéma vstupních a výstupních souborů je znázorněno na obrázku 59, kde *subject01_walk1.trc* obsahuje experimentální data, *subject01_simbody.osim* je model vygenerovaný funkcí scaling, *gait2354_Setup_IK.xml* je soubor obsahující informace o nastavení IK. Výstupem je *subject01_walk1_ik.mot*, který obsahuje informace o úhlech kloubů a translace v jednotlivých časových krocích.



Obrázek 59 Vstupy a výstupy IK [15]

Chyba markeru je vzdálenost mezi experimentálním markerem a odpovídajícím markerem na modelu, umístěným pomocí zobecněných souřadnic vypočítaných řešičem IK. Každý marker má přiřazenou váhu, která určuje, jak silně má být chyba minimalizována.

Chyba souřadnic je rozdíl mezi experimentální hodnotou souřadnic a hodnotou souřadnic vypočtenou pomocí IK. Experimentální hodnoty souřadnic jsou úhly v kloubech, které jsou buď získány přímo z MoCap systémů, nebo vypočteny speciálním algoritmem. Můžeme také například použít zobecněné hodnoty trajektorií, pokud nechceme, aby byly hodnoty řešeny pomocí IK a předem si ji nastavíme. Říkáme jim předeepsané souřadnice, ostatní jsou nepředeepsané souřadnice. U předeepsaných souřadnic nastavíme přesnou hodnotu, která se během experimentu nemění. Pokud je tedy pro nás nějaký pohyb nepodstatný, nastavíme v určitém kloubu hodnotu 0° a ten poté nebude vykonávat žádný pohyb.

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

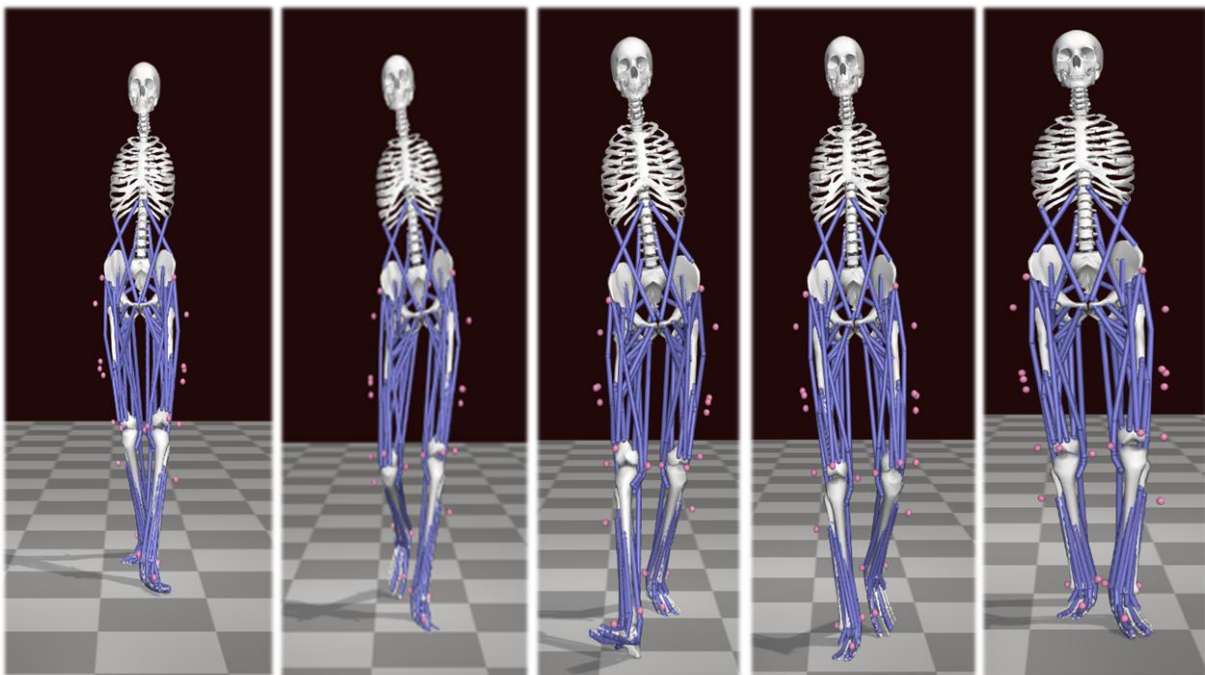
IK pro řešení těchto chyb využívá metodu vážených nejmenších čtverců, kterou popisuje funkce 11.3.1, kdy každá souřadnice, která do vztahu vstupuje, musí mít váhu, která určuje, jak silně by měla být minimalizována chyba této souřadnice.

$$\min_q \left[\sum_{i \in \text{markery}} w_i \|x_i^{exp} - x_i(q)\|^2 + \sum_{j \in \text{nepředepsaná souřadnice}} \omega_j (q_j^{exp} - q_j)^2 \right] \quad (11.3.1)$$

$q_i = q_j^{exp}$ pro všechny předepsané souřadnice j

V této funkci je q vektor generovaných souřadnic, x_i^{exp} je experimentální pozice markeru i , $x_i(q)$ je pozice odpovídajícího markeru na modelu, q_j^{exp} je experimentální hodnota pro souřadnici j . Váhy markerů jsou w_i a váhy souřadnic jsou ω_j . Pro tuto metodu platí konvergenční kritérium 0,0001 a limitou je 1000 iterací. [15]

Použil jsem tedy nástroj inverzní kinematiky, kde jsem jako vstupní soubory použil model vygenerovaný nástrojem scaling a soubory připravené v Matlabu. Ukázka simulace IK je na obrázku 60.

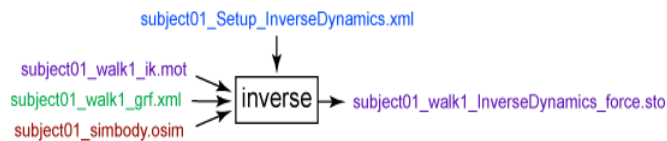


Obrázek 60 Simulace IK

11.4. Inverzní dynamika (ID)

Nástroj ID určuje síly a momenty jimi způsobené v kloubních spojeních zodpovědných za určitý pohyb. Používá ke své analýze data získaná z IK (statiku a pohyb modelu). Ke své funkci využívá pohybovou rovnici 11.4.1, která vyjadřuje závislost mezi silou a zrychlením vztažených k dané hmotnosti a řeší tyto rovnice pro výpočet sil a momentů, které v soustavě působí.

$$F = ma \quad (11.4.1)$$



Obrázek 61 Schéma vstupů a výstupů pro ID [45]

Na obrázku 61 je popsáno schéma vstupů a výstupů inverzní dynamiky, kde *subject01_walk1_ik.mot* je soubor vytvořený funkcí IK a obsahuje informace o pohybu modelu v čase. Soubor *subject01_walk1_grf.xml* obsahuje externí data, jako jsou reakční síly se zemí, momenty a místa tlakových center. Soubor *subject01_Setup_InverseDynamics.xml* je soubor obsahující potřebné informace o nastavení ID a *subject01_walk1_InverseDynamics_force.sto* je výstupní soubor, který obsahuje informace o výsledných reakčních silách a momentech produkujících zrychlení segmentů v čase. To je odhadnuté pomocí dvojité diferenciaci z měřeného experimentálního pohybu a vnějších působících sil.

Klasická pohybová rovnice pro ID je psána ve tvaru rovnice 11.4.2.

$$\underbrace{M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q)}_{\text{známe hodnoty}} = \underbrace{\tau}_{\text{neznámé hodnoty}} \quad (11.4.2)$$

$q, \dot{q}, \ddot{q} \in R^N$ jsou vektory zobecněné polohy, rychlosti a

$M(q) \in R^{N \times N}$ je matice hmotnosti systému

$C(q, \dot{q}) \in R^N$ je vektor Coriolisových a odstředivých sil

$G(q) \in R^N$ je vektor gravitačních sil

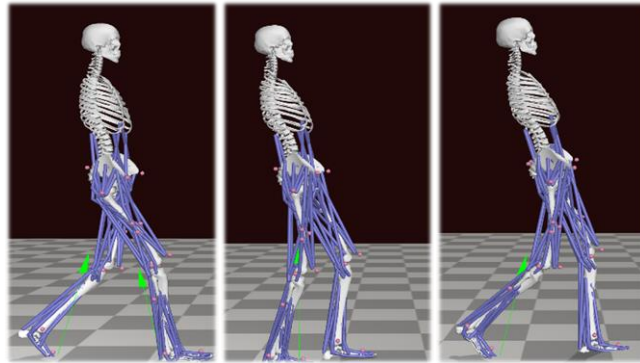
$\tau \in R^N$ je vektor zobecněných sil

N je číslo počtu stupňů volnosti

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

Pohyb modelu je tedy zcela definován zobecněnými polohami, rychlostmi a zrychleními segmentů. Proto jsou na levé straně pohybové rovnice všechny známé hodnoty. Zbýlý člen na pravé straně rovnice představuje zobecněné neznámé síly. ID tedy používá známé hodnoty pohybu modelu k určení neznámých zobecněných sil.

Zobrazení simulace a vizualizace pozemních reakčních (zelená šipka) sil je zobrazeno na obrázku 62.



Obrázek 62 Pozemní reakční síly

11.5. Statická optimalizace (SO)

Nástroj statické optimalizace rozšiřuje funkce ID. SO řeší svalové aktivace a svalové síly v jednotlivých časových krocích. Ty jsou funkcemi polohy, rychlosti, zrychlení a vnějších sil zkoumaného pohybu, jak už bylo řečeno v kapitole o ID. SO používá známý pohyb modelu k řešení pohybových rovnic pro neznámé zobecněné síly za následujících podmínek aktivace svalů a jejich sil.

Podmínka ideálního silového generátoru:

$$\sum_{m=1}^n (a_m F_m^0) r_{m,j} = \tau_j \quad (11.5.1)$$

nebo omezení vlastností svalu, jako je síla-délka-rychlost

$$\sum_{m=1}^n [a_m f(F_m^0, l_m, v_m)] r_{m,j} = \tau_j \quad (11.5.2)$$

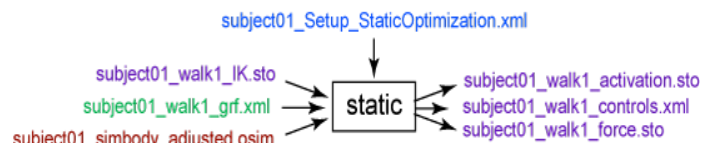
při minimalizaci objektivní funkce:

$$J = \sum_{m=1}^n (a_m)^p \quad (11.5.3)$$

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

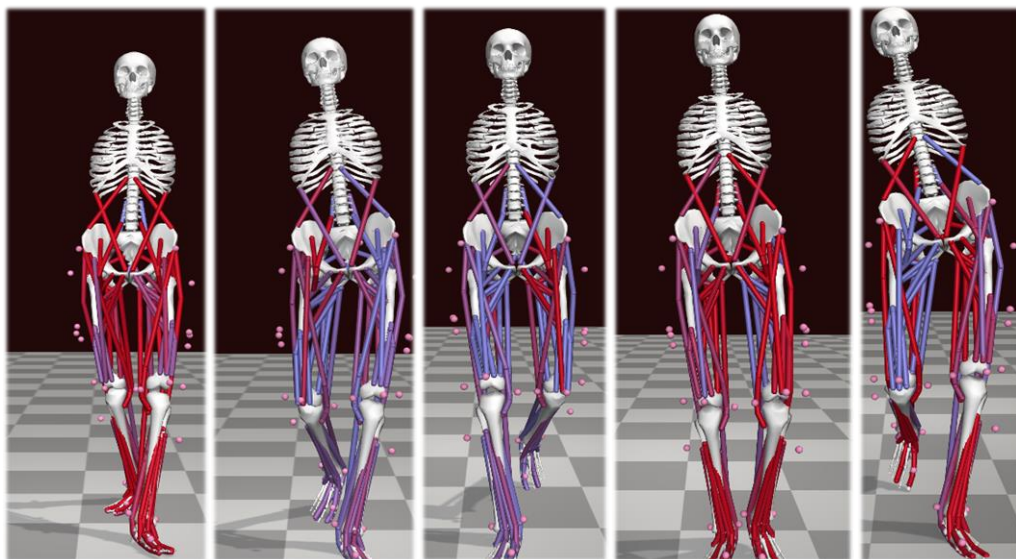
kde n je počet svalů v modelu, a_m je stupeň aktivace svalu m v daný časový krok. F_m^0 je maximální izometrická síla svalu m , l_m je jeho délka, v_m je rychlost jeho kontrakce, $f(F_m^0, l_m, v_m)$ je funkce plochy závislosti síla-délka-rychlost a $r_{m,j}$ je rameno momentu kolem osy j -tého kloubu. τ_j je zobecněná síla působící okolo j -tého kloubu a p je uživatelem definovaná konstanta. Funkce pro SO $f(F_m^0, l_m, v_m)$ vypočítá aktivní sílu vláken podél šlachy za předpokladu neroztažitelné šlachy a nezahrnuje příspěvek paralelního elastického prvku svalů.

Schéma vstupních a výstupních souborů je na obrázku 63.



Obrázek 63 Vstupy a výstupy SO

Mezi vstupními soubory je už zmiňovaný výstupní soubor z IK *subject01_walk1_ik.mot*, dále už v ID použitý soubor *subject01_walk1_grf.xml* a model vygenerovaný scalingem *subject01_simbody.osim*. Výstupem SO jsou soubory *subject01_walk1_StaticOptimization_controls.xml* a *subject01_walk1_StaticOptimization_activation.sto*, které obsahují časovou historii svalových aktivací a *subject01_walk1_StaticOptimization_force.sto*, který obsahuje časovou historii svalových sil. Na obrázku 64 je poté výsledná simulace SO subjektu před operací kyčelního kloubu.

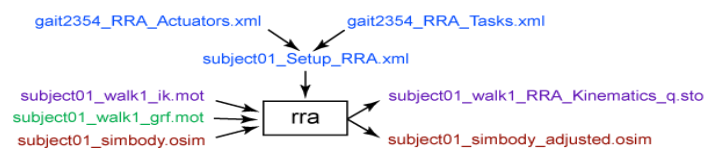


Obrázek 64 Simulace SO

11.6. Residual Reduction Algorithm (RRA)

Účelem RRA, neboli algoritmu zbytkové redukce, je minimalizovat účinky chyb modelování a zpracování dat markerů, které vedou ke kompenzačním silám a vytvářejí nefyzické stavy nazývané rezidua (zbytky). RRA mění těžiště modelu specifického pro daný subjekt a umožňuje, aby se kinematika modelu z inverzní kinematiky změnila a aby byla více shodná s daty reakcí pozemních sil. Jedná se o formu simulace dopředné dynamiky.

Na obrázku 65 je schéma vstupů a výstupů pro RRA.



Obrázek 65 Vstupy a výstupy RRA

Mezi vstupy jsou už zmíněné .mot soubory a model vygenerovaný scalingem. Dále je zde soubor *subject01_Setup_RRA.xml*, který nastavuje funkci RRA. Soubor *gait2354_RRA_Tasks.xml* určuje, které souřadnice se mají sledovat a odpovídající váhu sledování (tato váha je relativní a určuje, jak moc bude úhel kloubu sledovat zadaný úhel z IK). Tento soubor slouží k dodatečnému určení všech omezení na akčních členech RRA. Soubor *gait2354_RRA_Actuators.xml* obsahuje ideální kloubní akční členy, které nahrazují svaly. Sada akčních členů specifikuje zbytkové a rezervní akční členy, které mají být použity a jejich parametry, jako je maximální/minimální síla nebo umístění (v závislosti na typu akčního členu). Výstupy jsou *subject01_adjusted.osim*, model s modifikovanými fyzikálními vlastnostmi a *subject01_RRA_states.sto*, který obsahuje upravenou kinematiku (tj. úhly v kloubech) a odpovídající modelové stavy simulovaného pohybu (tj. úhly v kloubech a jejich rychlosti).

RRA je primárně určena pro chůzi, nebo běh, kdy se model posouvá vůči zemi za účasti reakčních sil země. Tento nástroj tedy použijí pro svou úlohu, kde jsem použil model *gait2354_simbody.osim*. Ten se skládá z deseti tuhých segmentů, kterými jsou kosti, kde 17 z 23 zobecněných souřadnic (stupňů volnosti) modelu představuje úhly v kloubech, které spojují tyto tuhé segmenty dohromady.

Těchto 17 stupňů volnosti je poháněno točivým momentem. Zbýlých 6 stupňů volnosti jsou translace pánve modelu vůči zemi ve směrech souřadnicových os (x-y-z) a rotace pánve kolem těchto os. Díky těmto 6 stupňům volnosti simulujeme dopředný pohyb modelu vůči zemi. Stupně volnosti jsou poháněny vlastním zdrojem sil a točivého momentu a nazýváme je zbytkové pohony. 3 zbytkové pohony, které ovládají translační stupně volnosti označujeme jako F_x, F_y, F_z . Stejně to je i s rotací a momenty. Ty označujeme jako M_x, M_y, M_z .

Kvůli různým nepříznivým jevům, jako je šum, nebo špatně zachycená data v MoCap systému vzniká dynamická nekonzistence. To má za následek, že pozemní reakční síly a zrychlení odhadnuté z naměřené kinematiky markerů nesplňují pro daný subjekt Newtonův druhý pohybový zákon daný rovnicí 11.4.1. Pro vysvětlení této nekonzistence musíme do rovnice přidat 6 reziduí. To popisuje rovnice 11.6.1.

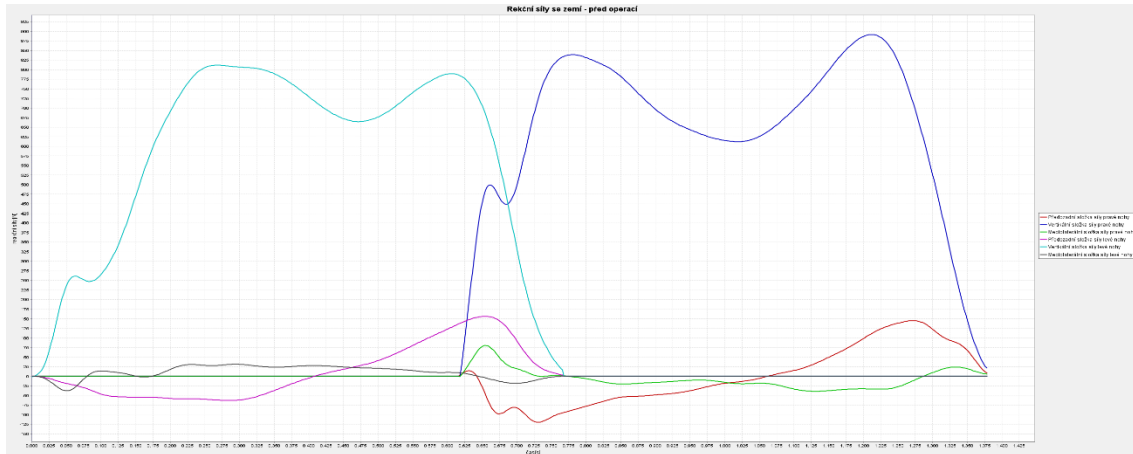
$$F + F_{residual} = ma \quad (11.6.1)$$

12. Výsledky výpočtů sil ve svalech

V této kapitole okomentuji hodnoty spočtených svalových sil v závislosti na čase, které jsem vynesl do grafů. Grafy v podkapitolách jsou rozděleny, tak jako predikce v kapitole 9.1, do podskupin svalů dolní končetiny.

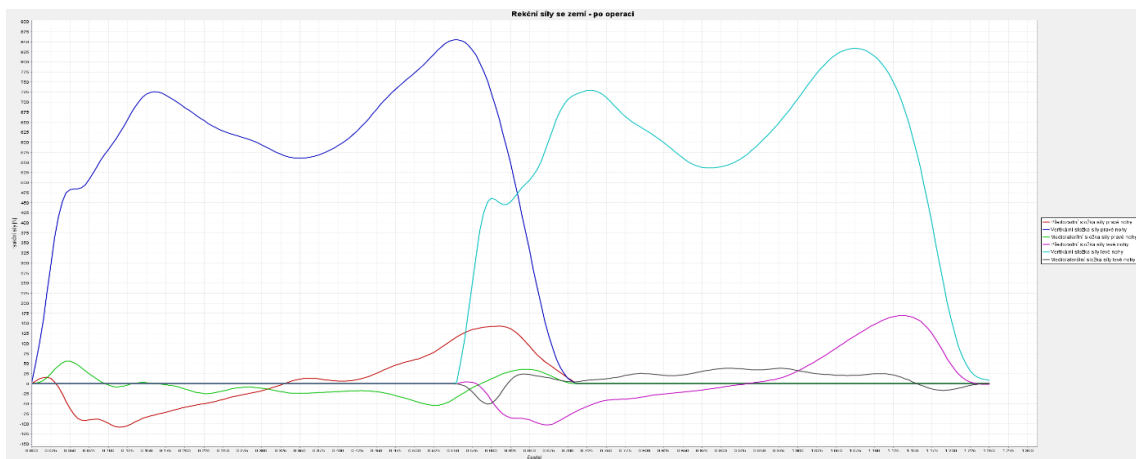
12.1. Doba trvání fází cyklu chůze před a po operaci TEP

Jednotlivé fáze cyklu chůze určíme z grafů reakčních sil se zemí.



Graf 1 Reakční síly se zemí – před operací

Ze získaných dat, vykreslených v grafu 1, určím časy jednotlivých fází, podle kterých se budu následně orientovat v následujících grafech. Stojná fáze levé nohy začíná kontaktem paty s podložkou a končí ve chvíli, kdy je tento kontakt přerušeno, zbytek cyklu je noha ve fázi švihové. Tyto časy budou zapsány do tabulky číslo 3. Dále je důležité si povšimnout, že mediolaterální síly jsou u jednotlivých nohou vůči sobě zrcadlově otočeny. To je z důvodu, že kladná osa Z je pro levou nohu směr laterální a pro pravou mediální.



Graf 2 Reakční síly se zemí po operaci

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

Ze získaných dat, vykreslených v grafu 2, odečtu jednotlivé fáze cyklu chůze a zapíši je do tabulky 4. Dále porovnáám základní poznatky z těchto grafů 1 a 2. Jednou z podstatných informací je, že zatímco v prvním experimentu vykročil proband levou nohou, v tom druhém po operaci TEP vykročil pravou. Hodnoty daných končetin jsou tedy fázově posunuty.

Dále můžeme ze získaných dat odečíst některé elementární poznatky. Například, že před operací je vertikální složka síly levé nohy mírně slabší oproti pravé noze. Po operaci se tento jev relativně stabilizuje. Dále můžeme pozorovat hladší průběh předozadní složky síly před operací, který je způsobený snahou o tlumený dopad paty na podložku. U pravé nohy tomu už tak není. Po operaci je znovu vidět, jak se tento jev u obou nohou vyrovná.

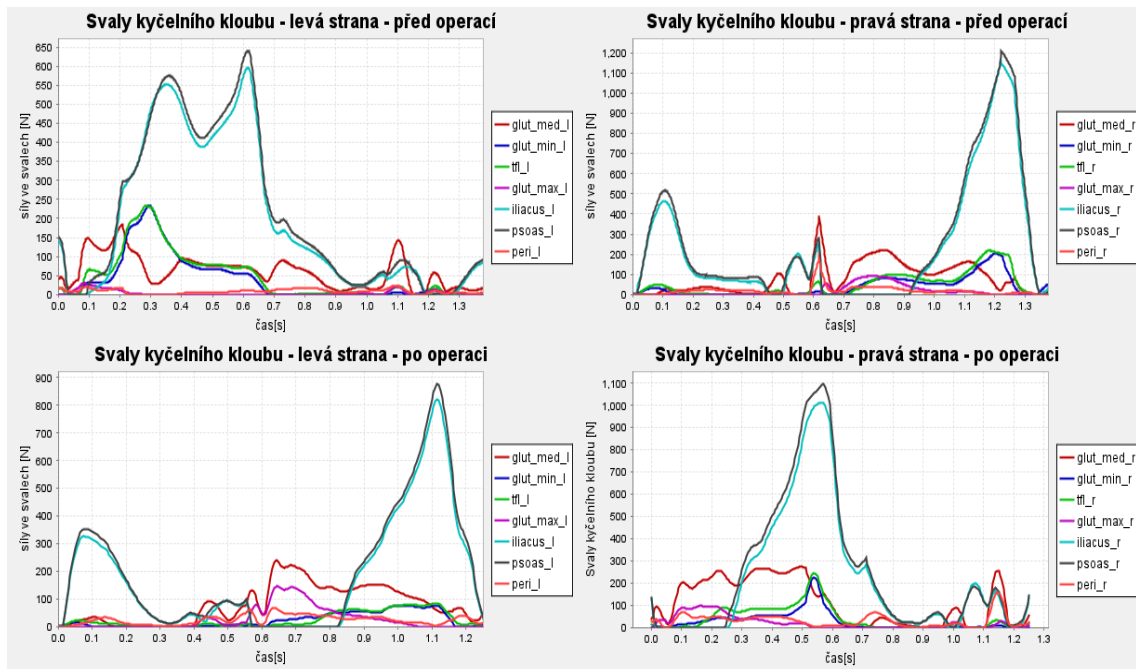
Tabulka 3 Doby trvání jednotlivých fází cyklu chůze před operací TEP

Před operací	Celý cyklus		Stojná fáze		Švihová fáze		Současné zatížení obou chodidel	
Levá noha	1,24s	100 %	0,77s	62 %	0,47s	38 %	(0,618-0,768)s	12 %
Pravá noha			0,62s	50 %	-			

Tabulka 4 Doby trvání jednotlivých fází cyklu chůze po operaci TEP

Po operaci	Celý cyklus		Stojná fáze		Švihová fáze		Současné zatížení obou chodidel	
Pravá noha	1,09s	100 %	0,71s	65 %	0,38s	35 %	(0,55-0,71)s	14,7 %
Levá noha			0,7s	64 %	-			

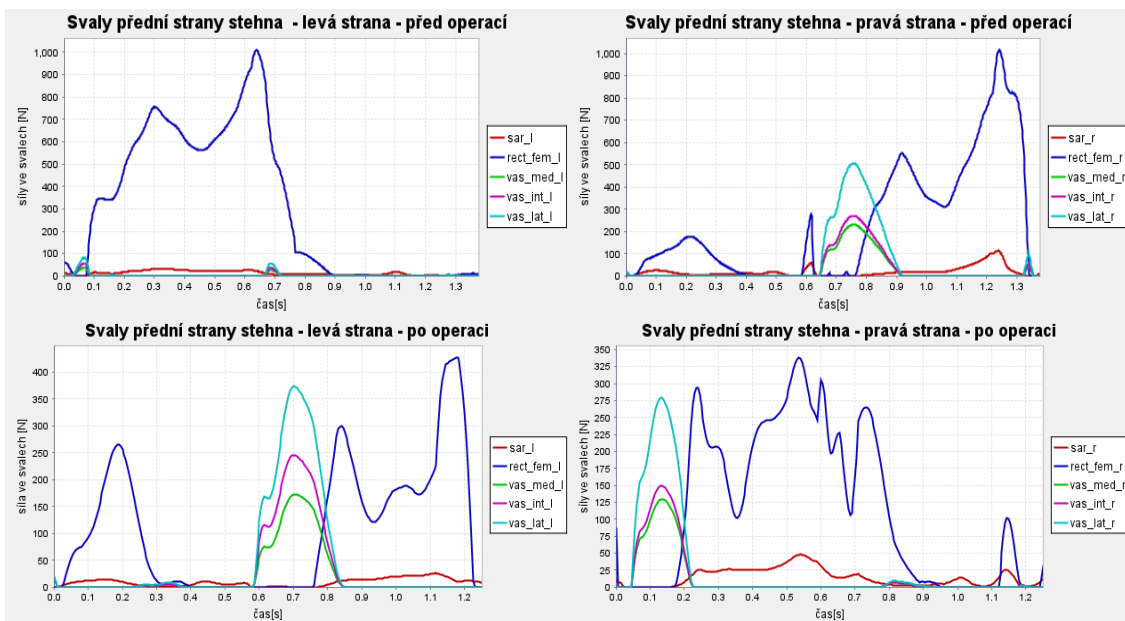
12.2. Porovnání sil svalů kyčelního kloubu před a po operaci



Graf 3 Porovnání sil svalů kyčelního kloubu před a po operaci

V grafech pro levou dolní končetinu lze po operaci pozorovat jasný nárůst síly ve svalech m. iliacus a m. psoas ve stejné fázi a mírný nárůst ve švihové fázi. Pro pravou končetinu naopak mírné snížení sil během stejné i švihové fáze. Dále výrazný nárůst síly levých gluteálních svalů, abduktorů, m. gluteus maximus a medius. Na pravé straně pozorujeme nárůst síly svalu m. gluteus medius.

12.3. Porovnání sil svalů přední strany stehna před a po operaci

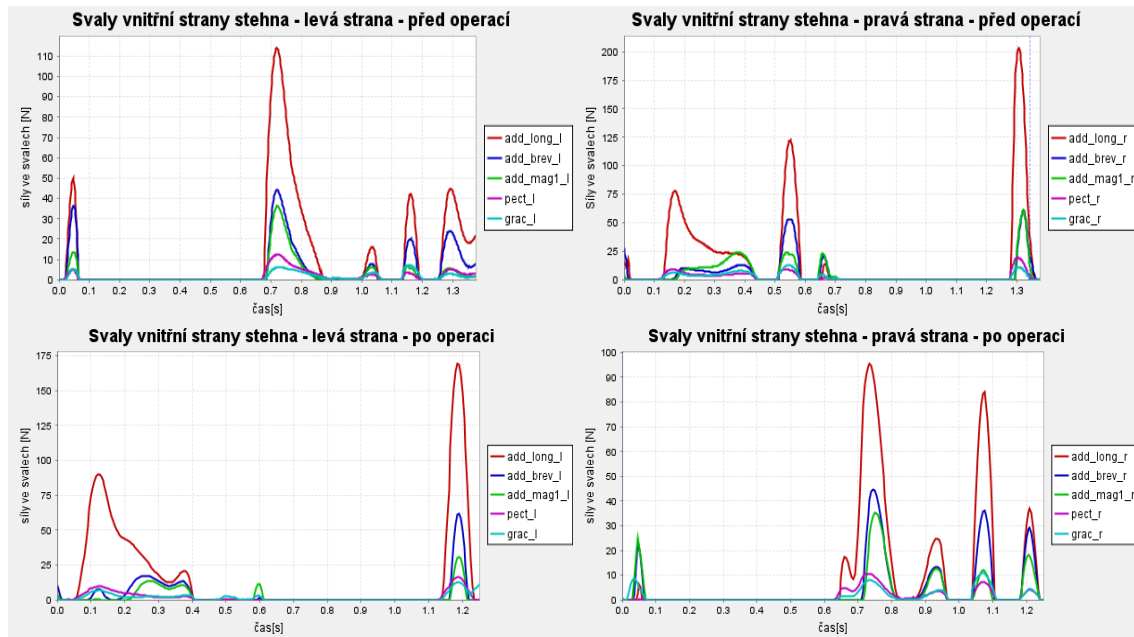


Graf 4 Porovnání sil svalů přední strany stehna před a po operaci

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

U extenzorů kolenního kloubu levé nohy m. vastus medialis, lateralis a intermedialis lze po operaci pozorovat výrazný nárůst síly na konci stojné fáze, která je před operací minimální. Naopak pozorujeme pokles sil svalu m. rectus femoris. U pravé dolní končetiny pozorujeme pokles sil u všech zmíněných svalů. Síly ve svalu m. sartorius jsou u pravé dolní končetiny obecně vyšší.

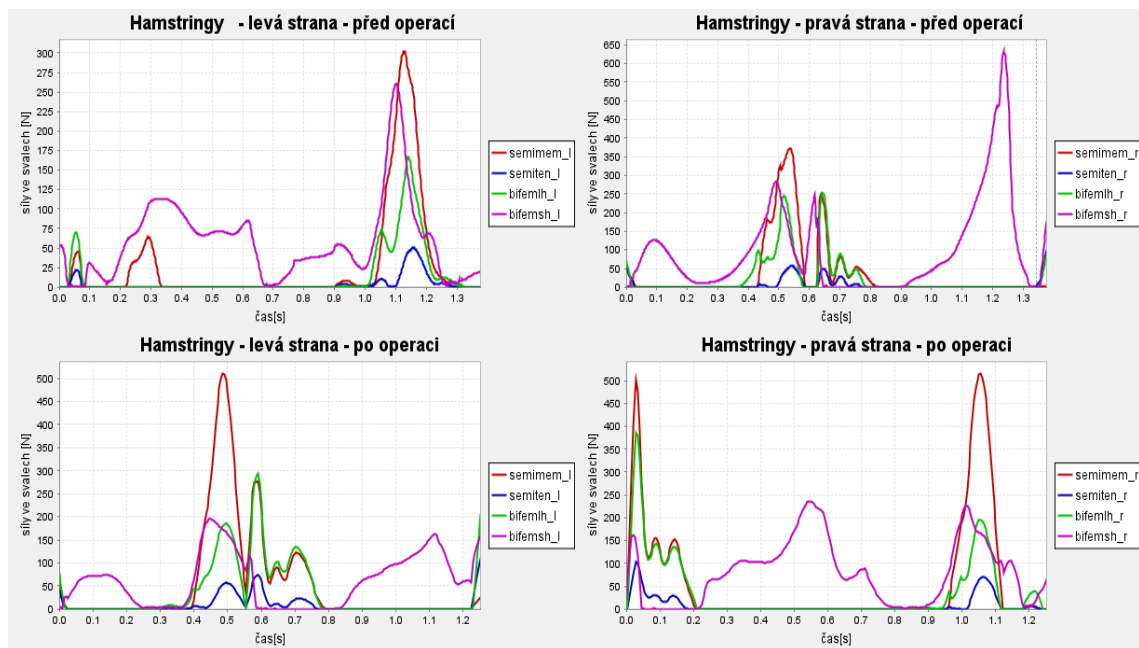
12.4. Porovnání sil svalů vnitřní strany stehna před a po operaci



Graf 5 Porovnání sil svalů vnitřní strany stehna před a po operaci

Všechny tyto svaly jsou adduktory, a proto je jejich funkce časově přibližně stejná a liší se ve velikostech vynaložených sil. Při porovnání sil před a po operaci lze v levé končetině po operaci pozorovat mírně vyšší síly, zatímco v pravé se síly sníží.

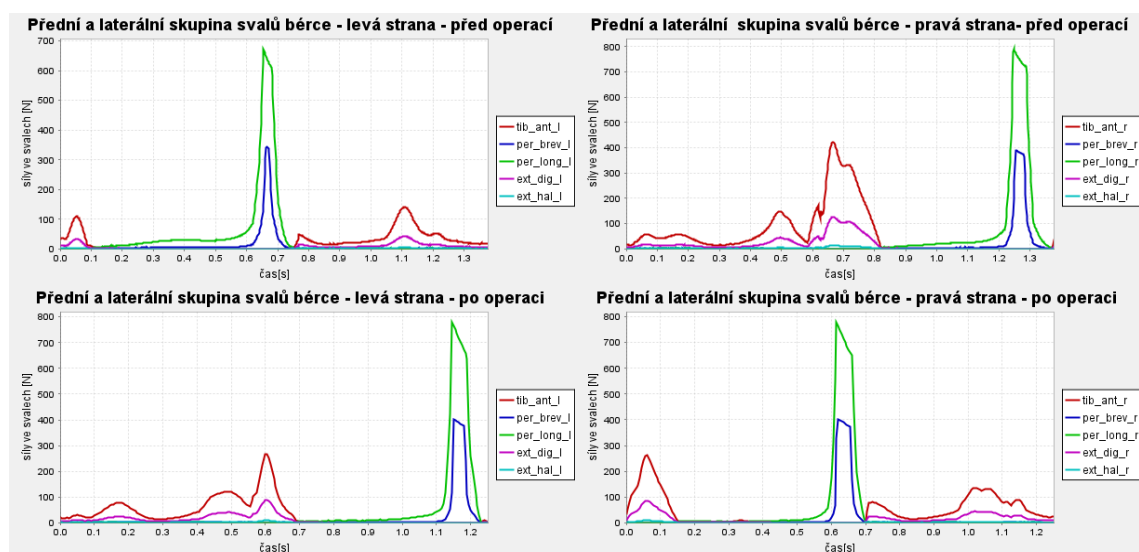
12.5. Porovnání sil hamstringových svalů před a po operaci



Graf 6 Porovnání sil hamstringových svalů před a po operaci

Hamstringy jsou, až na m. biceps femoris, caput brevis, adduktory a extenzory kyčle, proto je jejich funkce během stojné fáze přibližně synchronní. Zbýlý jmenovaný sval je flexor kolene, a proto můžeme pozorovat jeho činnost i během švihové fáze. V levé noze můžeme během stojné fáze pozorovat až dvojnásobné síly těchto svalů po operaci oproti silám před operací. Zmíněný flexor kolene poté vykazuje mírně vyšší hodnoty síly během švihové fáze. V pravé noze pozorujeme pokles sil tohoto svalu. Síly v ostatních svalech pravé končetiny jsou po operaci mírně vyšší.

12.6. Porovnání sil předních a laterálních svalů bérce před a po operaci

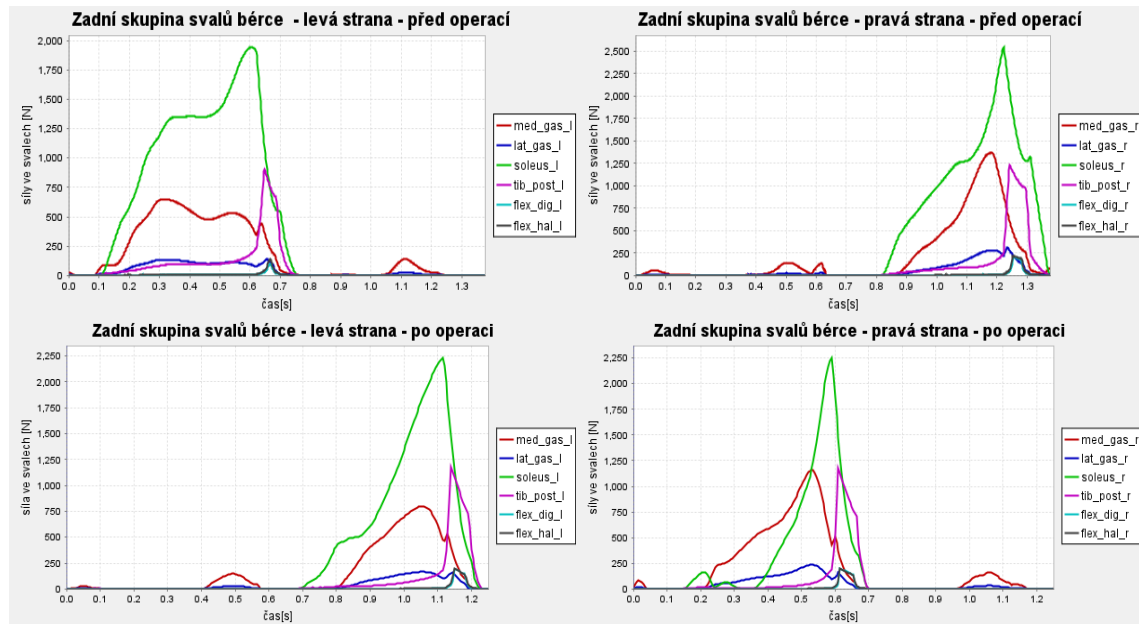


Graf 7 Porovnání sil předních a laterálních svalů bérce před a po operaci

Diagnostika pohybového systému osoby s náhradou kyčelního kloubu

Funkce svalů peroneus longus a brevis je přibližně synchronní. Po operaci je síla ve svalu levé končetiny m. per. longus mírně vyšší zatímco m. per. brevis nižší. Stejně tak se zvýší síly i ve svalech levé končetiny m. tibialis anterior a m. extenzor digitorum. V pravé končetině jsou síly před operací obecně vyšší než v levé. Po operaci se v pravé končetině sníží síly ve svalech m. extenzor digitorum a m. tibialis anterior.

12.7. Porovnání sil svalů zadní strany bérce před a po operaci



Graf 8 Porovnání sil svalů zadní strany bérce před a po operaci

V levé dolní končetině se po operaci zvýší síly svalů m. tibialis posterior, m. soleus a m. medialis gastrocnemius na konci stejné fáze. V pravé končetině zůstávají síly přibližně stejné, až na m. med. gastrocnemius, který vykazuje na konci stejné fáze vyšší hodnoty.

13. Diskuse k výsledkům

Cílem této bakalářské práce je porovnání sil ve svalech dolních končetin před a po implantaci totální endoprotézy kyčelního kloubu. V této kapitole budu klasifikovat jednotlivé predikce stanovené v kapitole 9 v porovnání s výsledky, které byly spočteny pomocí programu OpenSim 4.3. V jednotlivých podkapitolách již zhodnotím předpoklady pro pravou i levou stranu. Podkapitoly budu znovu třídit podle daných svalových skupin dolních končetin.

13.1. Svaly kyčelního kloubu

Pro pravou stranu svalů kyčelního kloubu jsem podle tabulky 1 pro stav před operací predikoval vyšší síly bedrokyčelního svalů ve švihové fázi, které se po operaci stabilizují, tzn. sníží. Můj předpoklad byl správný. Tuto predikci jsem odůvodnil kompenzací flexorů levé strany. Dále jsem predikoval mírně vyšší síly gluteálních svalů pravé strany v průběhu stojné fáze. Tyto síly se naopak mírně snížily. Nepřisuzuji tomu však velkou váhu, protože je tento rozdíl zanedbatelný a může být způsobený nedokonalostí měření a dalšími faktory. Pro levou stranu jsem predikoval velký nárůst sil gluteálních svalů. Tato predikce se vyplnila a například u svalu m. gluteus maximus lze sledovat nárůst až o 100 N. Tento sval jevil před operací prakticky minimální aktivitu.

13.2. Svaly přední strany stehna

Pro sval m. sartorius jsem na pravé noze predikoval přibližně podobné síly před i po operaci. Tento předpoklad byl chybný. Před operací jsou síly v tomto svalu až dvojnásobné (i přesto však relativně malé). To si vysvětluji kompenzací nestabilní levé končetiny a snahou o stabilnější stojnou fázi. I přesto, že se jedná o abduktor, tak vykonává pouze pomocné funkce v abdukci kyčle a rozdíly sil pro levou nohu by měly být zanedbatelné. Tato predikce se splnila. Pro svaly kvadricepsu předpokládám pro pravou stranu vyšší síly, které se sníží. Vysvětluji to také kompenzací svalů levé končetiny. Předpoklad se naplnil, a to i pro levou končetinu, kde jsem naopak predikoval zvýšení sil. Důvodem byla snížená pohyblivost kolenního kloubu.

13.3. Svaly vnitřní strany stehna

Pro pravou končetinu jsem pro tyto svaly odhadoval delší dobu trvání svalové aktivity z důvodu snahy o stabilnější stoj. Tato predikce je z grafů patrná společně se snížením sil adduktorů pravé končetiny. Na levé straně dochází ke zvýšení sil z důvodu lepší pohyblivosti kyčelního kloubu, což se také shoduje s mým předpokladem.

13.4. Hamstringy

Pro svaly hamstringů jsem usuzoval pro pravou končetinu síly před operací vyšší a po operaci jejich snížení. Důvodem je kompenzace za levou končetinu. Můj úsudek byl správný pro sval m. biceps femoris, caput brevis. Jinak se síly ostatních svalů po operaci obecně zvýší a v levé noze jsou až dvojnásobné. To jsem předpokládal z důvodu zvýšení schopnosti extenze kyčle.

13.5. Přední a laterální skupina svalů bérce

Pro pravou nohu jsem predikoval pro stav před operací vyšší síly těchto svalů z důvodu kompenzace levé nohy a snahu o stabilnější stoj. To bylo splněno pro svaly m. extensor digitorum a m. tibialis anterior. Pro levou končetinu jsem predikoval nižší síly před operací z důvodu omezené možnosti o propulze a snahy o mírnější nakročení na patu. Tyto predikce odpovídají hodnotám v grafu.

13.6. Svaly zadní strany svalů bérce

Pro pravou končetinu jsem předpokládal větší síly svalů před operací z důvodu kompenzace propulze levé končetiny. Pro levou končetinu jsem naopak předpokládal síly nižší z důvodu nižší schopnosti propulze. Odhad byl pro levou končetinu správný. Pravá končetina vykazuje podobné hodnoty před i po operaci. Pravděpodobně není kompenzace propulze tak významná.

Všechny výpočty v předešlé kapitole a mnou stanovené predikce jsou v souladu s literaturou.

14. Závěr

Pomocí Motion Capture systému se mi povedlo zaznamenat pohyb člověka před a po implantaci totální endoprotézy kyčelního kloubu. Následně jsem tato data zpracoval v programu Mokka a Matlab. Výstupní soubory vytvořené v tomto programu jsem použil pro práci v programu OpenSim. Vykonal jsem dané kroky potřebné k vytvoření simulace pohybu v tomto programu a následnému výpočtu momentů v kloubech a sil ve svalech. Stanovil jsem predikce pro síly v jednotlivých svalech dolních končetin během chůze probanda. Tyto predikce jsem porovnal s vypočtenými hodnotami. Mé odhady pro vypočtené hodnoty byly správné a shodovali se s literaturou. Dokázal jsem tedy relativně přesně analyzovat jednotlivé patologické jevy chůze, způsobené koxartrózou, na úrovni sil ve svalech, které daný pohyb způsobují. Dále jsem mohl pozorovat pozitivní vývoj pohybu člověka po implantaci endoprotézy. Hodnoty svalových sil, které jsem tímto způsobem výpočtu získal, mohou být významným pomocníkem při vývoji kloubních náhrad, či jiných implantátů a jasným ukazatelem kladného vlivu implantací na pohyb člověka.

Jak už jsem však jednou zmínil, škála využití těchto metod výpočtů může mít široké spektrum uplatnění jako je sport, fyzioterapie, nebo například ortopedie. Pro všechna tato odvětví mohou být získaná data hodnotnou vstupní informací při řešení problematik, kterými se zabývají. Věřím, že rozvoj a zdokonalování těchto výpočetních programů má zdárnou budoucnost, a že posune lidské vědění zase o něco kupředu.

Reference

- [1] JELÍNEK, Jan a Vladimír ZICHÁČEK. *Biologie pro gymnázia: (teoretická a praktická část)*. 11. vyd. Olomouc: Nakladatelství Olomouc, 2014. ISBN 978-80-7182-338-4.
- [2] MACHOVÁ, Jitka. *Biologie člověka pro učitele*. Druhé vydání. Praha: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, 2016. ISBN 978-80-246-3357-2.
- [3] KONVIČKOVÁ, Svatava, Jaroslav VALENTA a Tomáš MAREŠ. *Biomechanika svalstva člověka*. 1. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 978-80-01-03911-3.
- [4] VILÍMEK, Miloslav. Musculotendon forces derived by different muscle models. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2007, 9(2), 7. ISSN 1509-409X.
- [5] ČADOVÁ, Michala. *Analýza namáhání svalově kosterního systému dolní končetiny při šlapání na kole*. Praha, 2007. Bakalářská práce. ČVUT v Praze. Vedoucí práce Ing. Miloslav Vilímek Ph.D.
- [6] ZAJAC, F.E. *Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control: Critical Reviews in Biomedical Engineering* [online]. Palo Alto, California, 1989 [cit. 2022-03-19]. Dostupné z: <http://e.guigon.free.fr/rsc/article/Zajac89.pdf>. Stanford University.
- [7] VALENTA, Jaroslav, Svatava KONVIČKOVÁ a David VALERIAN. *Biomechanika kloubů člověka*. 1. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1999. ISBN 80-010-1943-8.
- [8] DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.
- [9] Totální endoprotéza kyčelního kloubu. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001 [cit. 2022-03-26]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Tot%C3%A1ln%C3%AD_endoprot%C3%A9za_ky%C4%8Deln%C3%ADho_kloubu

- [10] VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-725-4837-9.
- [11] MALANGA, Gerard a Joel A. DELISA. *SECTION ONE: Clinical Observation* [online]. 10 [cit. 2022-03-29]. Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/Clinical-Observation-Malanga-Delisa/37a22726bb0189632897fdbb9e81d1f22bb2ab60>
- [12] CRAMP, E. a kol. *The 3D Biomechanics Data Standard : C3D online help* [online]. [cit. 2022-03-30]. Dostupné z: <https://www.c3d.org/HTML/default.htm>
- [13] MANTOAN, Alice, Claudio PIZZOLATO, Massimo SARTORI, Zimi SAWACHA, Claudio COBELLI a Monica REGGIANI. MOtoNMS: A MATLAB toolbox to process motion data for neuromusculoskeletal modeling and simulation. In: *Source Code for Biology and Medicine* [online]. 2015, [cit. 2022-04-03]. ISSN 1751-0473. Dostupné z: doi:10.1186/s13029-015-0044-4
- [14] Scaling. *OpenSim: Documentation* [online]. [cit. 2022-04-04]. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Scaling>
- [15] Inverse Kinematics (IK) Tool Overview. *Getting Started with Inverse Kinematics* [online]. [cit. 2022-04-04]. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Getting+Started+with+Inverse+Kinematics>
- [16] MCMILLAN, B. a C. STARR. *Human biology*. 9th edition. Belmont (CA): Brooks/Cole Cengage Learning, 2012. ISBN 978-0-8400-6166-9.
- [17] Types of Muscle. In: *TeachPE.com* [online]. 2022 [cit. 2022-03-16]. Dostupné z: <https://www.teachpe.com/anatomy-physiology/types-of-muscle>
- [18] BERNACIKOVÁ, Martina, Jan NOVOTNÝ a Damjan SIRIŠKI. *PRAKTICKÁ CVIČENÍ Z FYZIOLOGIE ČLOVĚKA: pro studenty bakalářských oborů Tělesné výchovy* [online]. BRNO, 2014 [cit. 2022-03-17]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/fsps/podzim2014/bk2055/skripta_Prakticka_cviceni_z_fyziologie_verze_pdf.pdf. Skripta. Fakulta sportovních studií, Masarykova Univerzita.

- [19] LEX, Ermin. POHYBOVÝ SYSTÉM (svaly, kosti, vazy) a obecná neurofyziologie. In: *SlideServe* [online]. © 2022 SlideServe, 2014 [cit. 2022-03-17]. Dostupné z: <https://www.slideserve.com/ermin/pohybov-syst-m-svaly-kosti-vazy-a-obecn-neurofyziologie>
- [20] Muskel-molekular. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001 [cit. 2022-03-17]. Dostupné z: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Muskel-molekular.png>
- [21] Úhel zpeření. In: *EXSC 362-Kinesiology & Biomechanics of Sport & Exercise* [online]. Brigham Young University [cit. 2022-03-18].
- [22] What's The Difference Between Isometric and Isotonic Muscle Contractions?. In: *Parallel coaching* [online]. Copyright © 2021 Parallel Coaching LTD, 2021 [cit. 2022-03-18]. Dostupné z: <https://parallelcoaching.co.uk/whats-the-difference-between-isometric-and-isotonic-muscle-contractions>
- [23] DUGDALE, David C. Tissue types. In: *Medlineplus* [online]. University of Washington School of Medicine: A.D.A.M. Editorial team, 2019 [cit. 2022-03-16]. Dostupné z: <https://medlineplus.gov/ency/imagepages/8682.htm#:~:text=There%20are%204%20basic%20types%20of%20tissue%3A%20connective,linings%20of%20the%20various%20passages%20inside%20the%20body%29>.
- [24] FRYDRÝŠEK, Karel. *Biomechanika 1: Biomechanics 1. 1*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita, Fakulta strojní, 2019. ISBN 978-80-248-4263-9.
- [25] *Rodinná encyklopedie zdraví*. 1993. Praha: Gemini, 1993. ISBN 80-716-1057-7.
- [26] GREY, Henry. Head of right tibia seen from above, showing menisci and attachments of ligaments. In: *Bartleby* [online]. BARTLEBY, 2022 [cit. 2022-03-22]. Dostupné z: <https://www.bartleby.com/107/illus349.html>
- [27] Bursitida (burzitida) – zánět kloubní burzy – příznaky, příčiny a léčba. In: *Rehabilitace.info: Magazín o zdraví* [online]. Rehabilitace.info © 2022, 2018 [cit. 2022-03-22]. Dostupné z: <https://www.rehabilitace.info/zdravotni/bursitida-burzitida-zanet-kloubni-burzy-priznaky-priciny-a-lecba/>

- [28] Joints. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001 [cit. 2022-03-22]. Dostupné z: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Gelenke_Zeichnung01.jpg?msclkid=697b9f5ea9f511eca82a5c7905052859
- [29] Fig 1 – The articulating surfaces of the hip joint – pelvic acetabulum and head of the femur. In: *TeachMe Anatomy* [online]. England & Wales: © TeachMe Series, 2022 [cit. 2022-03-22]. Dostupné z: <https://teachmeanatomy.info/lower-limb/joints/hip-joint/>
- [30] YAACOUB, Charles a Roy Abi ZEID DAOU. Fractional Order Sobel Edge Detector. *2019 Ninth International Conference on Image Processing Theory, Tools and Applications (IPTA)*. IEEE, 2019, 1-5. ISBN 978-1-7281-3975-3. Dostupné z: doi:10.1109/IPTA.2019.8936101
- [31] GREY, Henry. Anatomy of the Human Body. In: *Bartleby.com* [online]. © 2022 BARTLEBY, 2022 [cit. 2022-03-23]. Dostupné z: <https://www.bartleby.com/107/illus343.html>
- [32] Anterior view of the pelvis and upper and lower legs Medial and lateral rotation of left leg with a stationary pelvis. In: *Schoolbag.info* [online]. [cit. 2022-03-23]. Dostupné z: <https://schoolbag.info/biology/anatomy/2.html>
- [33] Posterior view of the pelvis and upper and lower legs. In: *Schoolbag.info* [online]. [cit. 2022-03-23]. Dostupné z: <https://schoolbag.info/biology/anatomy/2.html>
- [34] Lateral view of pelvis and left upper and lower leg. In: *Schoolbag.info* [online]. [cit. 2022-03-23]. Dostupné z: <https://schoolbag.info/biology/anatomy/2.html>
- [35] Anterior view of the pelvis and upper and lower legs. In: *Schoolbag.info* [online]. [cit. 2022-03-23]. Dostupné z: <https://schoolbag.info/biology/anatomy/2.html>
- [36] Psoas major muscle. In: *Kenhub* [online]. Copyright © 2022 Kenhub, 2022 [cit. 2022-03-24]. Dostupné z: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/psoas-major-muscle>

- [37] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001-2004. ISBN 80-716-9970-5.
- [38] Human femur. In: *Encyclopædia Britannica* [online]. Encyclopædia Britannica [cit. 2022-03-26]. Dostupné z: <https://www.britannica.com/science/femur#/media/1/204137/101308>
- [39] (Left) The individual components of a total hip replacement. (Center) The components merged into an implant. (Right) The implant as it fits into the hip. In: *PadmajaHospital* [online]. [cit. 2022-03-27]. Dostupné z: <https://padmajahospital.in/hip-replacment-surgery/>
- [40] KAMINISHI, Kohei, Ping JIANG, Ryosuke CHIBA, Kaoru TAKAKUSAKI, Jun OTA a Kei MASANI. Postural control of a musculoskeletal model against multidirectional support surface translations. *PLOS ONE* [online]. 2019, **14**(3), 20 [cit. 2022-03-29]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0212613
- [41] VILÍMEK, Miloslav. *Markerset*.
- [42] Characteristic Musculotendon Curves. In: *OpenSim Documentation* [online]. [cit. 2022-03-31]. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Characteristic+Musculotendon+Curves>
- [43] Experimental and Virtual Markers. In: *OpenSim Documentation* [online]. [cit. 2022-04-03]. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/How+Scaling+Works>
- [44] Inputs and Outputs of the Scale Tool. In: *OpenSim: Documentation* [online]. [cit. 2022-04-04]. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Getting+Started+with+Scaling>
- [45] Inputs and Outputs of the Inverse Dynamics Tool. In: *OpenSim: Documentation* [online]. [cit. 2022-04-04]. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Getting+Started+with+Inverse+Dynamics>

[46] Muscle Isometric Forces. In: *OpenSim Documentation: Gait 2392 and 2354 Models* [online]. Copyright ©2010 [cit. 2022-06-05]. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Gait+2392+and+2354+Models>

Seznam příloh

- [1] Maximální izometrické síly

Přílohy

[1]

joint / type		muscle	Gait2392 max isometric force (N)
HIP	flex, abd, inrot	glut_med_1	819
	abd	glut_med_2	573
	ext, abd, exrot	glut_med_3	653
	flex, abd, inrot	glut_min_1	270
	abd	glut_min_2	285
	ext, abd, exrot	glut_min_3	323
	ext, abd	glut_max_1	573
	ext	glut_max_2	819
	ext	glut_max_3	552
	flex, ext(?), add	add_long	627
	flex, add	add_brev	429
	flex, add	pect	266
	exrot	quad_fem	381
	exrot	gem	164
	abd, exrot	piriformis	444
	ext, add	add_mag_1	381
	ext, add	add_mag_2	343
	ext, add	add_mag_3	488
flex, inrot	iliacus	1073	
flex, inrot	psoas	1113	
HIP/KNEE	h_flex, k_ext	rect_fem	1169
	h_flex, h_add, k_flex	gracilis	162
	h_flex, h_abd, k_flex	sartorius	156
	h_flex, h_abd, h_inrot	tfl	233
	h_ext, h_add, k_flex	semimem	1288
	h_ext, h_add, k_flex	semiten	410
	h_ext, h_add, k_flex	bi_fem_lh	896
KNEE	ext	vast_med	1294
	ext	vast_int	1365
	ext	vast_lat	1871
	flex	bi_fem_sh	804
KNEE/ANKLE	k_flex, a_pf	med_gas	1558
	k_flex, a_pf	lat_gas	683
ANKLE	pf, ev	per_brev	435
	pf, ev	per_long	943
	pf	soleus	3549
	pf, inv	tib_post	1588
	pf, inv	fl_dig_long	310
	pf, inv	fl_hal_long	322
	df, inv	tib_ant	905
	df, ev	ext_dig_long	512
	df, inv	ext_hal_long	162
	df, ev	per_tert	180

[46]