

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta strojní

Ústav mechaniky, biomechaniky a
mechatroniky



Bakalářská práce

Simulace transpozice svalu

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Jílek** Jméno: **Tomáš** Osobní číslo: **473503**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávající katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**
Studijní program: **Strojírenství**
Studijní obor: **Konstruování podporované počítačem**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Simulace transpozice svalu

Název bakalářské práce anglicky:

Skeletal muscle transfer simulation

Pokyny pro vypracování:

studium výpočtu svalové síly optimalizačním způsobem
tvorba svalově kosterního modelu DK člověka (OpenSim)
tvorba svalově kosterního modelu DK člověka s transpozicí svalu
porovnání výsledků modelu bez a s transpozicí svalu

Seznam doporučené literatury:

ZAJAC F.E., Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 1989, 17, 359–411.
Vilimek M., Musculotendon forces derived by different muscle models. *Acta Bioeng Biomech*, 2007, 9(2): 41–47

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

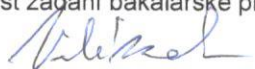
Ing. Miloslav Vilimek, Ph.D., odbor biomechaniky FS


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

Datum zadání bakalářské práce: **12.04.2021**

Termín odevzdání bakalářské práce: **13.08.2021**

Platnost zadání bakalářské práce:


Ing. Miloslav Vilimek, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce


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

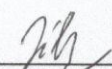

prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.
podpis děkana(ky)

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.

5.5.21

Datum převzetí zadání


Podpis studenta

Anotační list

Jméno autora:	Tomáš Jílek
Název bakalářské práce:	Simulace transpozice svalu
Anglický název:	Simulation of muscle-tendon transfer
Akademický rok:	2020/2021
Fakulta:	Fakulta strojní
Studijní program:	Strojírenství
Obor/specializace:	Konstruování podporované počítačem
Ústav/odbor:	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
Vedoucí bakalářské práce:	Ing. Miloslav Vilímek, Ph. D.
Bibliografické údaje	počet stran: 46 počet obrázků: 28 počet příloh: 1
Klíčová slova:	transpozice svalu, svalová síla, OpenSim, Qualisys, zadní sval holenní
Keywords:	muscle-tendon transfer, muscle force, OpenSim, Qualisys, posterior tibialis muscle

Anotace:

Bakalářská práce se zaměřuje na stanovení průběhů svalových sil pro normální a transponovaný stav *m. tibialis posterior*. Práce se zabývá zpracováním naměřených dat. Data byla využita v prostředí OpenSim, kde proběhla simulace pohybu. Pro zjištění svalových sil bylo využito metod inverzní kinematiky, inverzní dynamiky a statické optimalizace.

Abstract:

This thesis focuses on tracing the muscle forces for a normal and transferred tibialis posterior tendon. This work deals with measured data procedure. Data were used in OpenSim, where the simulation was executed. Inverse kinematics, inverse dynamics and static optimization methods were used muscle force determination.

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 Táboře, 12.8.2021

.....

podpis

Obsah

Seznam použitých znaků a zkratk.....	7
1 Úvod	9
2 Teoretická část	10
2.1 Kosterní sval.....	10
2.1.1 Struktura příčně pruhované svaloviny	10
2.1.2 Princip svalové kontrakce	11
2.1.3 Druhy svalové kontrakce	11
2.2 Síla kosterního svalu.....	11
2.2.1 Závislost síly svalu na délce svalu.....	11
2.2.2 Závislost síly svalu na rychlosti kontrakce svalu	13
2.2.3 Závislost síly svalu na typu svalu.....	14
2.3 Mechanický model kosterního svalu.....	16
2.3.1 Dynamické vlastnosti šlachy	16
2.3.2 Model kosterního svalu Hillova typu	17
2.3.3 Použití modelů kosterního svalu.....	18
2.3.4 Statická optimalizace.....	19
2.4 Transpozice svalu	19
2.4.1 Využití transpozice pro krytí	20
2.4.2 Transpozice na dolní končetině	21
2.4.3 Transpozice na horní končetině.....	21
2.4.4 Transpozice v oftalmologii.....	22
2.4.5 Transpozice v koloproktologii.....	23
2.5 Transpozice <i>musculus tibialis posterior</i>	23
2.5.1 Možnosti transpozice <i>tibialis posterior</i>	25
3 Cíle práce	26
4 Simulace transpozice (Praktická část)	27
4.1 Princip simulace	27
4.1.1 Měření vstupních dat do simulace.....	27
4.1.2 Úprava dat v QTM	28
4.1.3 C3d formát a Mokka.....	30
4.1.4 Úprava dat v Matlabu.....	30
4.2 Postup práce v OpenSimu	31

4.2.1	Škálování modelu podle skutečného subjektu	31
4.2.2	Inverzní kinematika	32
4.2.3	Inverzní dynamika	32
4.2.4	Statická optimalizace.....	33
4.3	Výsledky simulace	34
4.3.1	Výsledky pro pravou DK	35
4.3.2	Výsledky pro levou DK.....	36
4.4	Diskuze.....	40
5	Závěr	42
6	Seznam použité literatury.....	43
7	Příloha.....	47

Seznam použitých znaků a zkratek

l^M ... aktuální délka svalu

l_0^M ... optimální délkou svalových vláken

$a(t)$... úroveň aktivace svalu závislá na čase

F^M ... aktuální síla svalu

F_0^M ... maximální síla při aktivaci svalu

v_m ... rychlost kontrakce svalu

S ... pomalá červená vlákna

FF ... rychlá červená vlákna

FR ... rychlá bílá vlákna

PCSA ... fyziologický průřez svalu

n_v ... počet vláken

F_v ... síla od svalového vlákna

θ ... úhel zpeření svalu

ε^T ... relativní prodloužení šlachy

L^T ... délka šlachy

L_S^T ... délka šlachy při níž je plně natažená, ale není zatížena silou

K^T ... tuhost šlachy

σ^T ... napětí ve šlaše

F^T ... síla ve šlaše

L^M ... délka svaloviny

L^{MT} ... fyziologická délka svalu

B^M ... viskózní vlastnosti svaloviny

F^{Pe} ... pasivní elastické vlastnosti svalu

M^M ... hmotnost svaloviny

τ_c ... čas škálující parametr

f_L^{pa} ... faktor závislosti pasivní síly a délky svalu

f_L^{act} ... faktor závislosti aktivní síly a délky svalu

f_v ... faktor závislosti síly svalu a rychlosti kontrakce svalu

EMG ... elektromyografie
grf ... reakční síly od podložky
DK ... dolní končetina
 w_i ... váhový koeficient
 ω_j ... váhový koeficient
 q ... vektor zobecněných souřadnic
 x_i^{exp} ... experimentální pozice markeru
 $x_i(q)$... pozice markeru na modelu
 q_j^{exp} ... experimentální hodnota souřadnice j
 $\mathbf{M}(q)$... matice hmotnosti systému
 $\mathbf{C}(q, \dot{q})$... vektor dostředivých a Coriolisových sil
 $\mathbf{G}(q)$... vektor gravitačních sil
 q ... vektor polohy
 \dot{q} ... vektor rychlostí
 \ddot{q} ... vektor zrychlení
 τ ... vektor zobecněných sil
 n ... počet svalů modelu
 a_m ... aktivační úroveň svalu m
 F_m^0 ... největší izometrická síla svalu m
 $r_{m,j}$... velikost ramena silové dvojice k ose j -tého kloubu
 τ_j ... zobecněná síla působící k j -té ose
„název svalu“_l ... sval na levé dolní končetině
„název svalu“_r ... sval na levé dolní končetině

1 Úvod

V dnešním vyspělém světě informačních technologií je doménou mnoha výzkumných softwarů simulace, nebo snaha o co možná nejpřesnější přiblížení se obrazu reálného světa. Jedná se zejména o děje, jež jsou předmětem zkoumání mnoha oborů moderní vědy. Počítačové simulace přinášejí excelentní náhled do problematiky systémů, počínaje od strojírenských aplikací v mechanice, automatizaci nebo termodynamice, přes další obory jako ekonomie, biologie, logistika, meteorologie až po celosvětový hit počítačových prostorových her, nebo dokonce přímo simulátorů. Toto všechno by zcela zajisté nebylo možné bez tak extrémně rychlého vývoje a obrovského pokroku v odvětví informačních technologií, za které jsme vděčni v podstatě všemu potřebnému v moderním světě.

Simulování celé řady procesů má nezpochybnitelné výhody zejména z hlediska šetření času a prostředků, protože tato technologie částečně nahrazuje výrobu prototypů a lze jí vytvářet na moderních výpočtových zařízeních. Jako každá skutečnost má ale i své nedostatky, je nutno pohlížet na výsledky simulací velmi kriticky a znát řešenou problematiku, aby bylo možné odstranit případné nedostatky s kterými se mohou simulace potýkat. Největším úskalím bývá idealizace přírodních jevů, protože příroda nezná ideální jev, proces, potažmo stav.

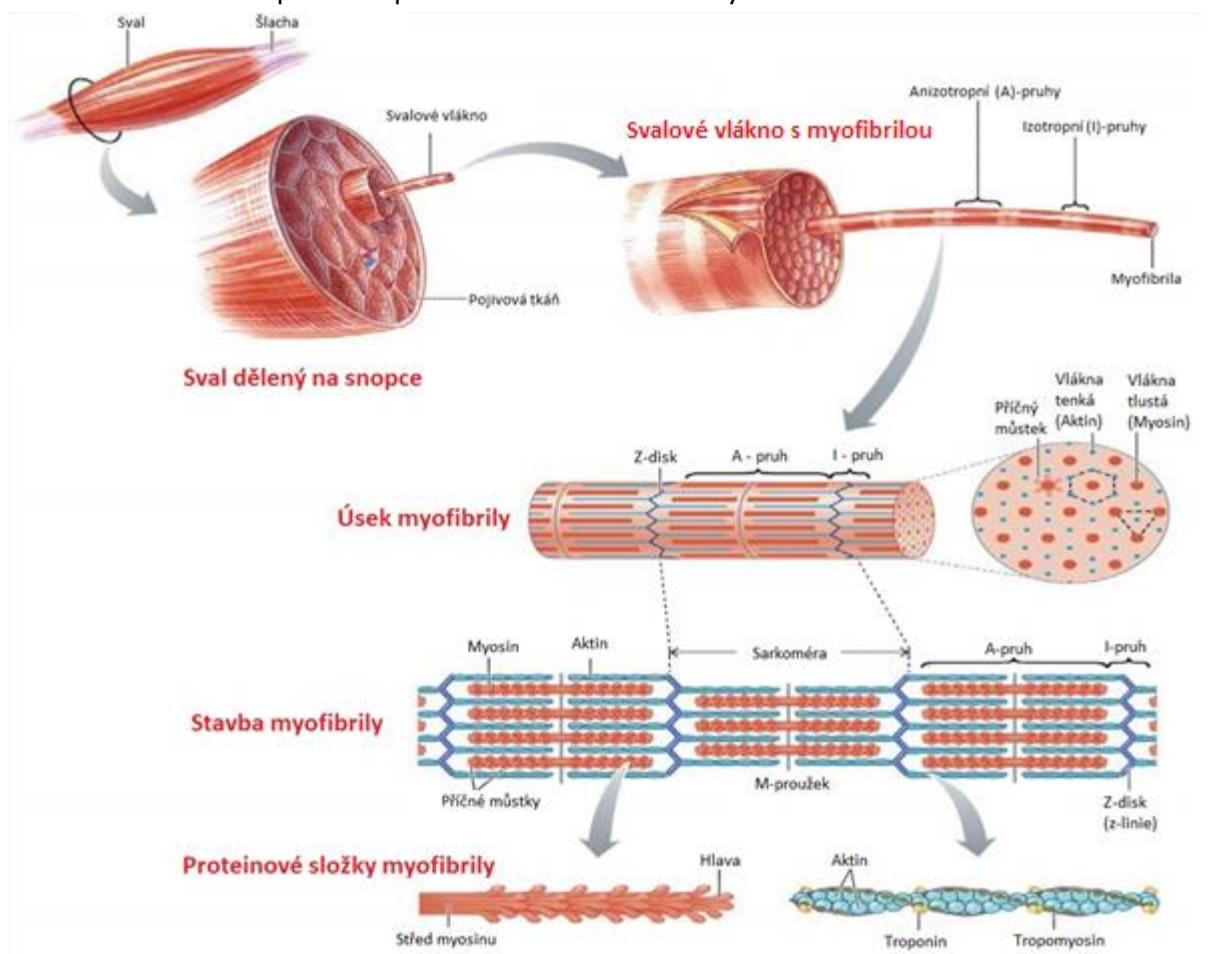
Možnost simulace a výpočtu svalových sil je určitě důležitá součást studia biomechaniky, která slouží zejména v lékařských odvětvích. Ale tato znalost se přenáší s pomocí fyzioterapie nejen do sportu, ale i do všedního života.

2 Teoretická část

2.1 Kosterní sval

Sval, jako každá jiná část těla se skládá z buněk, ty se nazývají svalová vlákna, která tvoří tkáň s mimořádnými dynamickými vlastnostmi. Díky tomu, že jsou schopny se zkrátit, jsou základem pro náš pohyb. Kromě pohybu, nám také síla produkovaná svaly slouží ke správnému držení těla. Svaly se dělí na hladké a příčně pruhované. Hladké nejsme schopni ovládat naší vůlí, naopak právě kosterní svalstvo neboli příčně pruhované, ano.

2.1.1 Struktura příčně pruhované svaloviny



Obrázek 1.: Struktura kosterního svalu [1]

Sval se na kost připojuje pomocí šlach. Každý sval je potažen vrstvou pojivové tkáně známé jako epimyzium. Uvnitř svalu se nachází svalové snopčky a ty jsou pokryty perimyzium, obdobně jako u celého svalu se také jedná o pojivovou tkáň. Snopčky jsou rozděleny na svalová vlákna, jenž obsahují myofibrily. Běžné rozměry jednoho svalového vlákna jsou přibližně 0,1 mm v průměru a délce 10 mm. Myofibrily se dále dělí axiálně takzvanými z-disky, neboli z-liniemi, na úseky známé jako

sarkoméry. Sarkoméra je úplný základ kontrakce svalu. Díky interakcím mezi příčnými můstky myozinu a aktinu se sarkoméra dokáže kontrahovat. [1]

2.1.2 Princip svalové kontrakce

Na svaly se připínají nervy v místě zvaném motorická ploténka. [2] Skupina svalových vláken se stejnou funkcí je inervována právě tímto způsobem. Tato oblast je pokládána za nejmenší funkční jednotku možnou generovat sílu. [3] Příkaz pro kontrahování dostává sval z nervového impulsu, k jehož iniciaci slouží sarkoplasmatické retikulum a transversální tubulární síť. Sarkoplasmatické retikulum i transversální tubulární síť obklopují myofibrily. V tomto prostředí probíhá regulace množství přítomných iontů (hlavně Ca^{2+}), které slouží pro změnu elektrického potenciálu a tím aktivují kontrakci svalu. [2]

2.1.3 Druhy svalové kontrakce

Svalovou kontrakci rozdělujeme na dva druhy, izotonickou a izometrickou. Izotonická kontrakce se vyznačuje konstantní silou svalu. Díky tomu se sval rychleji zkracuje, pokud je odpor vůči kontrakci menší. Pokud se sval nezkracuje ani neprodukuje, přestože vyvíjí maximální sílu, poté mluvíme o kontrakci izometrické. [2]

Izotonická kontrakce, dnes také nazývána dynamická se dále rozděluje podle směru pohybu na koncentrickou a excentrickou kontrakci. U koncentrické kontrakce dochází ke zkracování svalu, v pohledu na prováděný pohyb je toto příčinou jeho zrychlování (akcelerace) a naopak během excentrické kontrakce nastává zpomalení pohybu (decelerace).

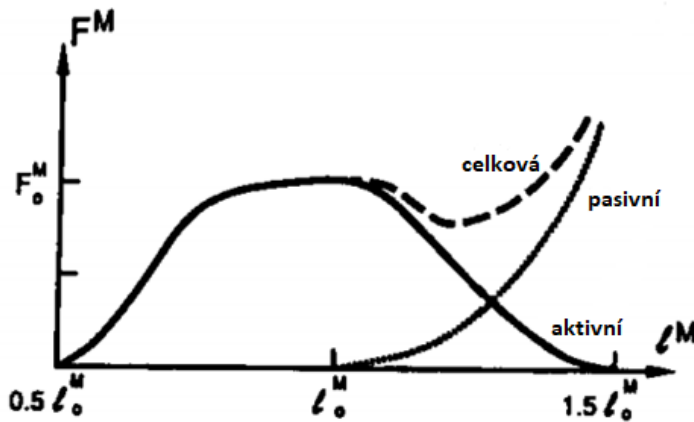
2.2 Síla kosterního svalu

Stanovit sílu svalu jakoukoliv metodou není jednoduchý úkol, protože existuje velký počet faktorů ovlivňujících sílu svalu. Proto studujeme závislosti síly svalu na různých veličinách, které mají vliv na sílu generovanou svalem a pokoušíme se určit tyto síly výpočetními metodami. Pokud chceme k odhadu síly svalu využít laboratorní měření síly vykonané člověkem, vždy změříme sílu kombinace různých svalů. Pohyby jsou totiž komplexní souhry několika svalů najednou, jenž tvoří tzv. svalové skupiny.

2.2.1 Závislost síly svalu na délce svalu

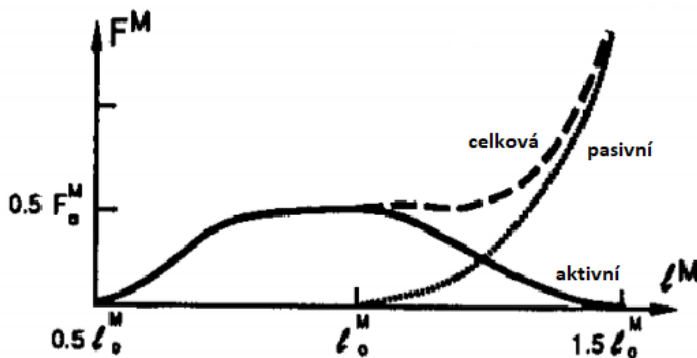
Aktivní svalová síla je generována svalem v délkách $0,5 \cdot l_0^M \leq l^M \leq 1,5 \cdot l_0^M$, kde l_0^M je délka svalových vláken při maximální síle svalu. Jinak se také l_0^M nazývá optimální délkou svalových vláken. Pasivní sílu ve svaly vytváří elasticita myofibril. Tato síla vzniká při délce $l^M \geq l_0^M$. Při porovnávání závislosti délky na síle u úplně a neúplně aktivovaného svalu se nechají předpokládat přímo úměrné rozdíly. Například při

poloviční aktivaci svalu $a(t) = 0,5$ se očekává, že velikost maximální síly od aktivovaného svalu $F^M = 0,5 \cdot F_0^M$. Pasivní síla svalu nezávisí na úrovni aktivace svalu. [3]



Obrázek 2.: Závislost izomerické síly svalu na jeho délce při plné úrovni aktivace ($a(t) = 1$) [3]

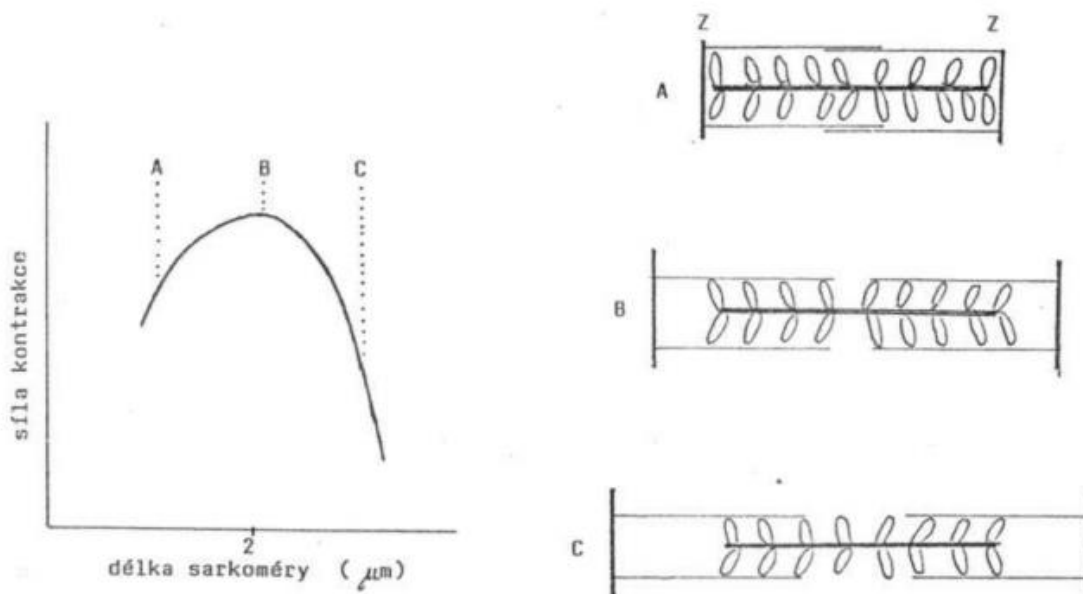
Z definice je zřejmé, že maximální síla při aktivaci svalu (F_0^m) vzniká při optimální délce svalových vláken (l_0^m). Čárkovaná linie značí celkovou sílu svalu, na které se podílí aktivní síla od plně aktivovaného svalu a pasivní síla svalu.



Obrázek 3.: Závislost izomerické síly svalu na jeho délce při neúplné úrovni aktivace ($a(t) = 0,5$) [3]

Při porovnání závislostí na obrázcích 2 a 3 je zřetelně vidět, že ačkoliv se se změnou úrovně aktivace svalu změní aktivní síla svalu, ta pasivní zůstává stejná.

Síla jedné sarkoméry je úměrná počtu příčných můstků, jež jsou v kontaktu s vláknem tenkými. Proto závisí i celková síla svalu na počáteční délce sarkoméry. [2]

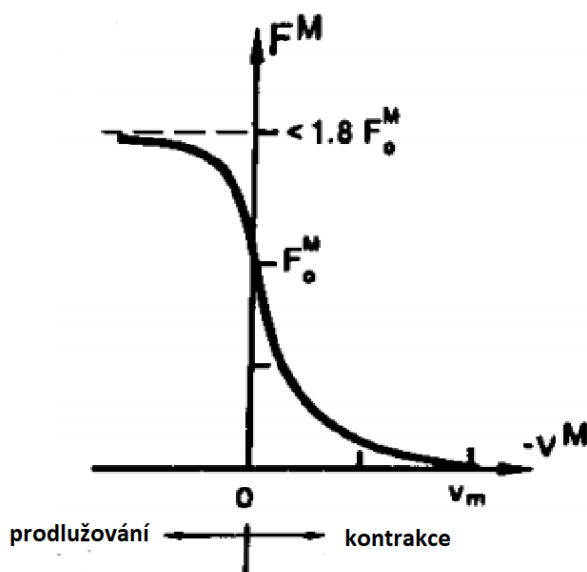


Obrázek 4.: Závislost síly kontrakce na délce sarkoméry a nákres jednotlivých poloh sarkoméry [2]

Na tomto grafu je možné si povšimnout, že maximum produkované síly od jedné sarkoméry je při maximální délce, kdy se ale ještě dotýkají příčné můstky a vlákna tenká. Jakmile se toto spojení začne odlučovat, poté začíná síla kontrakce klesat. Tento princip objasňuje tvar křivky závislosti aktivní síly svalu na délce z obrázků 2 a 3.

2.2.2 Závislost síly svalu na rychlosti kontrakce svalu

Tyto závislosti byly naměřeny a empiricky zjištěny. Z této závislosti lze zjistit maximální rychlost kontrakce (v_m). Při této rychlosti sval neprodukuje žádnou sílu neboli ve svalu není žádné napětí. Maximální výkon se vyskytuje při zkracování svalu kolem rychlosti kontrakce $0,3 \cdot v_m$. Aby se energie pohybu mohla disipovat ve svalových vláknech je zapotřebí, aby byl sval pod napětím a prodlužoval se. Tato rychlost prodlužování je omezená z důvodu potencionálního zranění svalových vláken, z toho důvodu je důležitá i část nalevo od osy F_m (přímky $v_m = 0$ z obrázku 5) pro simulace pohybu. Během excentrické izotonické kontrakce se sval prodlužuje tím rychleji, čím větší je na něj vyvinuto zatížení. Maximální zatížení je omezeno na $1,1$ až $1,8 \cdot F_0^M$ a to právě z důvodu možnosti zranění svalových vláken. [3]



Obrázek 5.: Závislost síly na rychlosti při optimální délce svalových vláken a maximální aktivaci [3]

Na obrázku 5 lze vidět, že maximální síla při prodlužování nepřesahuje $1,8 \cdot F_0^M$ tato hranice je maximální a může být i 1,1násobkem F_0^M . Dále je vidět, jak bylo popsáno výše, že síla svalu při maximální rychlosti kontrakce se rovná nule.

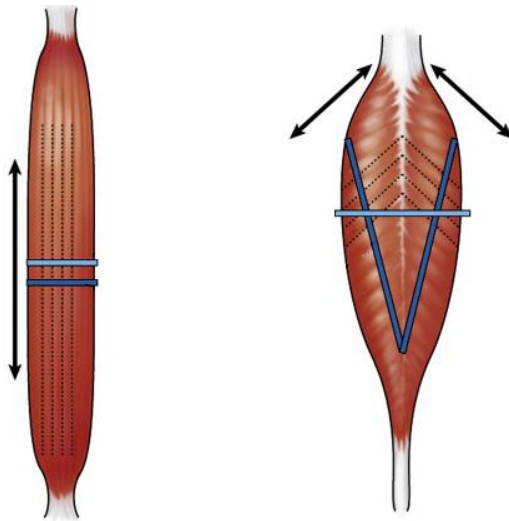
2.2.3 Závislost síly svalu na typu svalu

Síla svalu a její průběh v čase je mimoto odlišný i pro různé druhy svalových vláken. Tyto typy svalů se liší podle počtu svalových vláken připadajících na jednu motorickou ploténku a jejich funkční vlastnosti. Rozeznáváme tři typy svalových vláken „slow“ (S, pomalá červená vlákna), „fast fatigable“ (FF, rychlá červená vlákna) a „fast fatigue resistant“ (FR, rychlá bílá vlákna) hlavními rozdíly mezi těmito typy jsou rychlost únavy svalových vláken, jejich síla a rychlost kontrakce, navíc jsou i různě prokrveny. [4]

Pomalá červená vlákna jsou poměrně tenká (cca $50 \mu\text{m}$ v průměru) mají méně myofibril než ostatní, ale více mitochondrií. Nacházejí se ve svalech, které plní funkce statické, či polohové. Rychlá červená vlákna mají největší objem, méně hustou síť kapilár, nízký obsah myoglobinu a nízký obsah oxidativních enzymů. U tohoto druhu svalových vláken dochází k rychlému stahu, zároveň provedeného s velikou silou. Tato vlákna jsou nejjednodušeji unavitelná. Posledním typem jsou již zmíněná rychlá bílá vlákna, ty měří v průměru 80 až $100 \mu\text{m}$. Obsahují větší množství myofibril, ale méně mitochondrií. Jsou základní stavební jednotku svalů, které potřebují zajišťovat rychlý pohyb velikou silou a jsou výrazně odolnější proti únavě v porovnání s rychlými červenými vlákny. [5]

Z obrázku 1 si lze povšimnout, že se svalové vlákno skládá z velkého množství sériově zapojených sarkomér. Toto zapojení umožňuje velké změny délky celého svalu,

což má vliv na rozsah pohybu svalu a tím pádem i na možnou sílu vyprodukovanou svalem. Větší podíl na celkové síle svalu má paralelní spojení svalových vláken, které zapříčiňuje nárůst celkové svalové síly. Proto se v biomechanice pracuje s veličinou známou jako fyziologický průřez svalu (PCSA – physiological cross-sectional area). Z této hodnoty lze vycházet při pokusu o analytické stanovení síly svalu. Zároveň je zapotřebí vzít v úvahu strukturu svalu, přesněji směr kontrahování jednotlivých svalových vláken. Typickým příkladem kosterního svalu bývá sval vřetenovitý, dalším typem je sval zpeřený (viz obrázek 6). [5]



Obrázek 6.: Nákres svalu s paralelně rozloženými vlákny a svalu zpeřeného [6]

Šípky podél těl svalů ukazují směr kontrakce svalových vláken v jednotlivých sekcích, ten je vždy paralelní s osou svalových vláken. Světle a tmavě modré úsečky ukazují o jaký průřez by se jednalo, pokud bychom udělali řez těmito místy. Tmavě modrá znázorňuje již zmíněný fyziologický průřez svalu a světle modrá tzv. anatomický průřez svalu. [6]

Z rozdílné geometrie svalů vyplývá očividná závislost rozdílných celkových sil na úpony od síly produkujících svalových vláken. U zpeřeného svalu bude tato síla záviset na kosinu úhlu zpeření svalu.

$$F = n_v \cdot F_v \cdot \cos \alpha$$

n_v ...počet vláken; F_v ... síla od svalového vlákna; α ... úhel zpeření svalu

Obecně lze konstatovat, že pokud je sval zpeřený má větší sílu, ale naopak menší délkovou dilataci. Například pokud je $\alpha = 45^\circ$ a předpokládáme stejný objem svalů, poté lze odvodit, že zpeřený sval bude mít o 42% větší sílu. Na druhou stranu bude mít 28% pokles v kontrakci svojí původní délky oproti svalů s paralelně rozloženými vlákny. [5]

2.3 Mechanický model kosterního svalu

Z úhlu pohledu mechanika je sval konvertorem chemické energie na energii mechanickou. Svaly jsou schopny generovat sílu a díky připojení svalu mezi dvěma kostmi spojenými klouby, mohou produkovat moment.

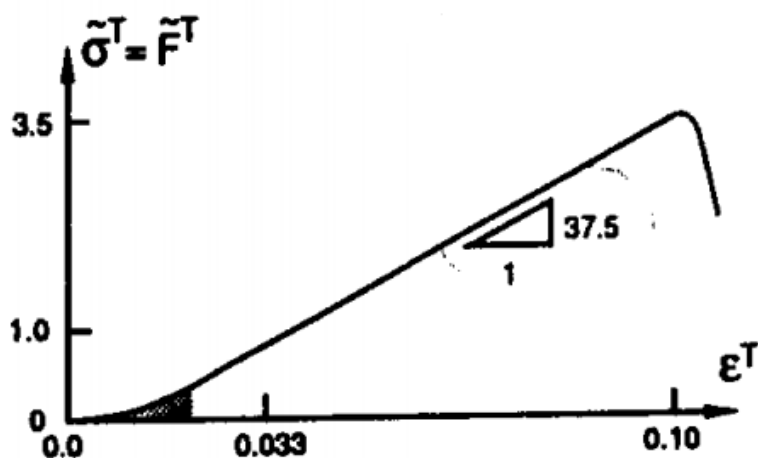
Samozřejmě existuje modelů svalu více. Dále jsou různé modely svalu vytvořené na jiných předpokladech pro jiné cíle, většinou se jedná o kombinace mechanických a matematických modelů. Navrhnout realitě odpovídající model svalu je komplexní záležitost, i z důvodu velkého počtu proměnných vstupujících do řešení problému. Mimoto, jak je uvedeno v části 2.1.4, existuje vícero druhů svalových vláken.

Obecně u těchto matematických modelů je problém s odhadovanou účinností svalu, která se pohybuje v rozmezí hodnot 0,2 až 0,4. U savčích svalů se účinnost blíží spíše 0,2, ale v modelech se obecně počítá s účinnostmi 0,5-0,8. [7]

2.3.1 Dynamické vlastnosti šlarchy

Šlarcha jakožto důležitá součást mechanického modelu má specifické vlastnosti a jak lze vidět na obrázku 8, je to součást modelu Hillova typu, proto je potřeba definovat i její dynamické vlastnosti. V tomto mechanickém systému funguje jako pružina, která má svou tuhost a délku a je i podobně definována.

Relativní prodloužení šlarchy (ε^T) je definováno jako $\varepsilon^T = \frac{L^T - L_S^T}{L_S^T}$, kde L_S^T je délka šlarchy při níž je plně natažená, ale není zatížena silou. Modul elasticity šlarchy se nemění při takovém napětí (cca 16 MPa), kdy je šlarcha natažena o 2 % své délky, což lze zanedbat, a proto se definuje tuhost šlarchy lineárním vztahem. Ke ztrátě stability dochází, když se šlarcha natáhne zhruba o 10 %, což odpovídá napětí asi 100 MPa. [3]



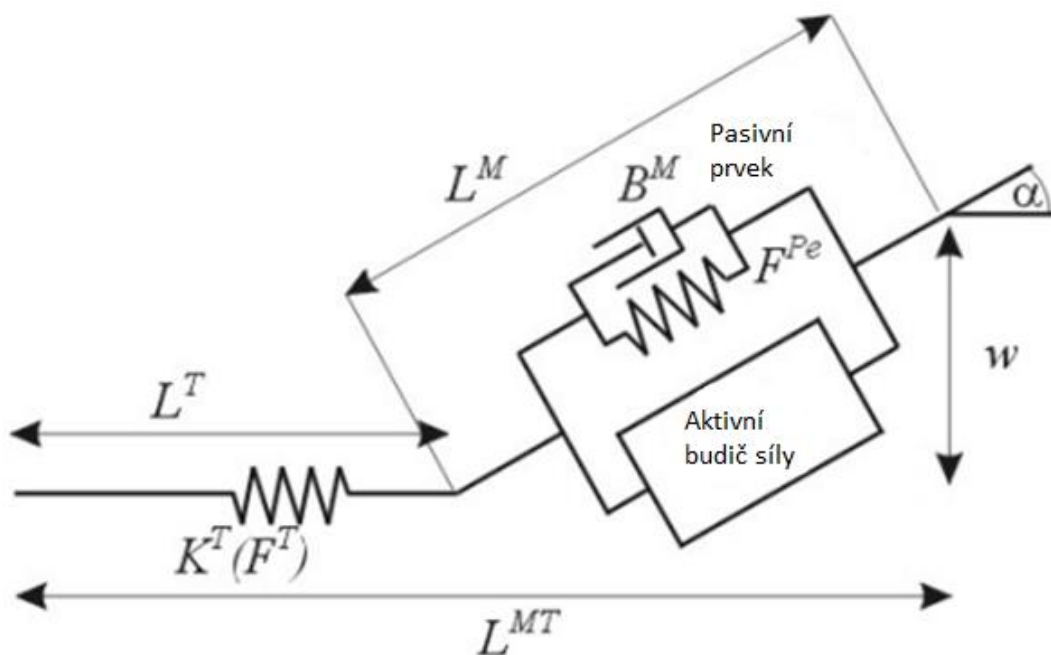
Obrázek 7.: Bezrozměrná závislost napětí šlarchy na relativním prodloužení šlarchy [3]

$$K^T = \frac{dF^T}{dL^T} = \text{směrnice přímky z obrázku 8} = 0,0375$$

Což odpovídá modulu pružnosti 1,2 GPa.

2.3.2 Model kosterního svalu Hillova typu

Na obrázku 8 lze vidět schématické znázornění modelu tzv. Hillova typu, tento model popisuje šlachu a sval jako mechanickou soustavu. Jedná se o idealizovanou soustavu mechanických prvků, kde byla oproti jiným modelům zanedbána akumulovaná energie přímo v příčných můstcích. Lze předpokládat, že tato energie je výrazně menší než akumulovaná energie ve šlaše. Soustava se skládá z modelu svalu, jenž představují aktivní budič síly a paralelně zapojený pasivní prvek. Budič síly je navržen tak, aby byl závislý na třech veličinách, a to na faktoru závislosti svalové délky a síly, faktoru závislosti svalové síly a rychlosti kontrakce a faktoru stupně aktivace svalu. Pasivní prvek zahrnuje vlastnosti elastické a pasivní rychlosti svalu. [8]



Obrázek 8.: Model svalově-šlachového komplexu Hillova typu [8]

L^M ... délka svaloviny; L^T ... délka šlachy; L^{MT} ... fyziologická délka svalu;

B^M ... viskózní vlastnosti svaloviny; F^{Pe} ... pasivní elastické vlastnosti svalu;

α ... úhel zpeření; M^M ... hmotnost svaloviny; K^T ... tuhost šlachy

K určení statických a mechanických vlastností určitého svalu, je dostatečné definovat jen dva vstupní parametry, a to F_0^M maximální aktivní izometrickou sílu svalu a L_0^M optimální délku svalového vlákna. Protože $\alpha = 0$ a $\tau_c = 0,1$ s, což odpovídá maximální rychlosti kontrakce rychlých svalových vláken, která je při 37°C rovna $10L_0^M s^{-1}$. Ale pro velmi zpeřené svaly je potřeba zahrnout i parametr α , úhel zpeření

svalu, a pro svaly s velmi odlišnými normalizovanými maximálními rychlostmi kontrakcí ještě τ_c , čas škálující parametr, ten je definován jako $\tau_c = \frac{L_0^M}{v_m}$. [3]

Díky závislostem svalové síly na rychlosti kontrakce a na délce svalu lze tyto křivky popsat matematicky. Ze závislosti síly na délce je vidět, že pasivní složka síly má exponenciální průběh, když je sval natažen za optimální délku svalu, viz rovnice (1). Na rozdíl od aktivní složky síly, které je popsána parabolickou funkcí rovnice (2). [8]

$$F_0^M f_L^{pa} = F_0^M \left(\frac{L^M}{L_0^M} \right) e^{8 \left(\frac{L^M}{L_0^M} \right)^{-12,9}} \quad (1)$$

$$F_0^M f_L^{act} = F_0^M \left(1 - \left(\frac{\frac{L^M}{L_0^M} - 1}{\frac{1}{2}} \right)^2 \right) \quad (2)$$

Pro vyjádření závislosti síly svalu na rychlosti svalové kontrakce byla využita Hillova rovnice:

$$F_0^M f_v = F_0^M \frac{v_0^M - v^M}{v_0^M - cv^M} \quad (3)$$

Obě aktivní svalové vlastnosti (rovnice (2) a (3)) musí být upraveny úrovní aktivace svalu $a(t)$.

$$F^M = F_0^M (f_L^{act} f_v a(t) + f_L^{pa}) \cos(\alpha) \quad (4)$$

2.3.3 Použití modelů kosterního svalu

Důležitý a nevyhnutelný průlom v odvětví biomechaniky by mohl spočívat v odhadu sil ve svalech v reálném čase. [9] Tato metoda by pomohla fyzioterapeutům zachytit postoje a pohyby, které mají větší pravděpodobnost pro vznik svalových zranění. Důležitost by byla v možnosti mít zpětnou vazbu na pohyb okamžitě, právě již během rehabilitace. [10]

Aby bylo možné odhadovat síly ve svalech, je zapotřebí získávat tato data z kinematiky a elektromyografie (EMG). Obecně se pro tyto výpočty simulací využívá přímé, nebo inverzní kinematiky, nebo dynamiky. Zahrnovat do těchto výpočtů modely kosterního svalstva velmi zvyšuje požadavky na výpočty, z důvodu velkého objemu numerických dat. [11] Proto se používají spíše pro pozdější výzkum a řešení problému simulací, které nemají časové restrikce.

Základní metodou pro získávání odhadů velikostí svalových sil je statická optimalizace. [12]

2.3.4 Statická optimalizace

Prerekvizitou pro provádění statické optimalizace je znalost úhlů v kloubech, reakčních sil a silových momentů v kloubech. Pro získání těchto dat je nutné nejprve využít nástroje jako inverzní kinematika pro výpočet úhlů v kloubech, z naměřených dat (tj. pozic markerů) v závislosti na čase a navázat inverzní dynamikou pro výpočet momentů a reakcí v kloubech.[13]

Nelineární matematická funkce je využita jako optimalizační parametr, jelikož pro lineární funkce není možno získat ani zdaleka, tak kvalitní odhad výsledných sil i pokud jsou přidány okrajové podmínky. Hlavní důvod nevyužití lineární funkce je nekorelace sil synergistických svalů v závislosti na jejich PCSA. Pro nelineární okrajové podmínky platí, že lepší výsledky optimalizace získáme, pokud použijeme odhad cílové optimalizační funkce, založený na nějakém fyziologickém parametru svalu. [14]

Příklad takovéto funkce je $\sum_{i=1}^N \left(\frac{F_i^M}{PCSA_i} \right)^3$, což popisuje vytrvalost svalu. Podobně se dají používat funkce založené na jiných fyziologických vlastnostech svalů, jako jsou kontraktibilita svalu, jeho délka, geometrie (resp. rameno síly, tvořící moment), úroveň aktivace svalu, nebo kritérium vycházející z aktivace synergistů $\sum_{i=1}^N \sqrt{1 - \left(\frac{F_i^M}{F_{0,i}^M} \right)^2}$. [14]

Optimalizační kritérium použité v této práci je popisováno v praktické části práce, v kapitole 4.2.4.

2.4 Transpozice svalu

Transpozice je velmi triviálně řečeno přemístění svalu (šlachy) v těle člověka tak, aby transponovaný sval svými kontrakcemi prováděl jiný pohyb těla než ten pohyb, který konal před transpozicí.

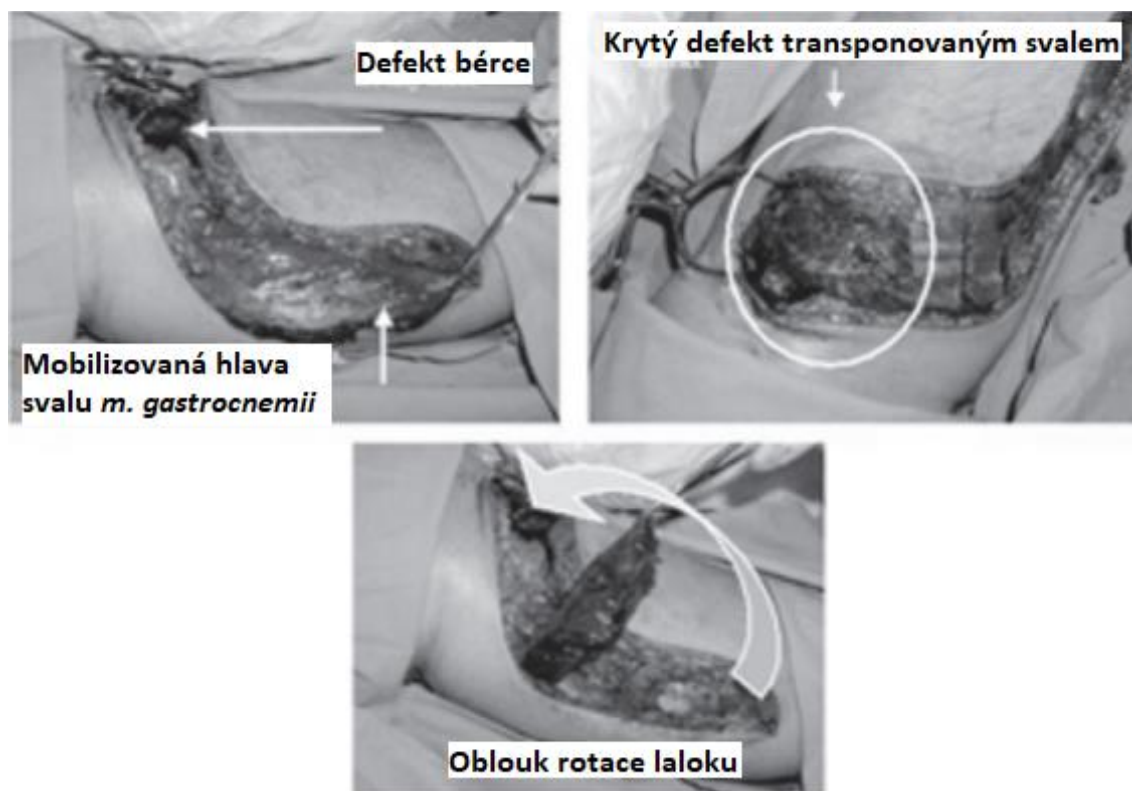
Mezi jedny ze základních důvodů pro transpozici patří záměna jednoho pohybu, který pomáhá při uchopení, sevření, nebo uvolnění stisku, nebo odstranění deformující síly, která vytvoří další funkční dysbalance a vylepšení rovnováhy pro co nejlepší funkční využití zbylých šlach ostatních svalů. Od výsledku této operace by měl být očekáván omezený, ale rovnovážný a funkční výkon postižené oblasti. Toto je provedeno za využití, tělu vlastních, zdrojů pro kýženou aplikaci. [15]

Transpozice svalu je náročná hlavně kvůli dlouhé pooperační rehabilitaci, přesto se tento postup používá při problémech s funkčností svalů na různých částech lidského těla.

2.4.1 Využití transpozice pro krytí

Efektem této transpozice je větší přísun krve k defektní části, většinou bérce, která je ohrožena zánětem. Z dosavadních zkušeností a výsledků se tato léčba zánětu jeví jako účinná, proto lze tuto metodu transpozice využít i pro radikální léčbu chronické osteomyelitidy. [16]

Během operačního zákroku se nahrazuje funkce defektního svalu svaem jiným, který po transpozici nabývá funkce nové. Tím dochází k odstranění příčiny problému nebo defektu u pacienta. Při zákroku je podmínkou zachování předurčeného cévního svazku, který zajistí zásobení svalu krví. Díky tomu se umožňuje pouze transpozice v oblouku rotace svalu (možno mluvit i o laloku) do místa určeného pro odstranění defektu. Používá se odpojení svalu v místě, kde začíná, nebo i v místě úponu svalu, a to umožňuje zachovat návaznost svalu pouze na cévní stopce. Tím se maximálně rozšíří plocha, po které lze pokrýt poškození, což umožňuje dosáhnout i na vzdálenější místa. Aplikace transpozice svalu je limitována umístěním defektu, jak bylo zmíněno výše, ale i jeho rozsahem. Transponovaná část svalu určena pro krytí nesmí být menší, než je velikost defektu. Defektem se rozumí například zlomenina bérce. Pomocí transpozice svalu, který je velmi dobře vaskularizován lze docílit zvýšení prokrvení v oblasti zájmu. [16]



Obrázek 9.: Transpozice svalu *m. gastrocnemius medialis* pro potřebu krytí defektu [16]

Na fotce v levém horním rohu lze vidět mobilizovanou hlavu svalu *m. gastrocnemius medialis* a defekt bérce, který transpozicí svalu chceme překrýt. Na fotce vpravo lze vidět, jak sval vypadá po transpozici a na poslední fotce (dole) je vykreslen tzv. oblouk rotace laloku.

2.4.2 Transpozice na dolní končetině

Kromě transponování svalu *m. tibialis posterior* pro nahrazení ztráty funkce *m. tibialis anterior*, se využívá této operační metody i u jiných svalů dolní končetiny. Jak již bylo zmíněno v kapitole výše, pro transpozice za účelem krytí se dá využít v podstatě jakýkoliv sval, který splňuje aktuální požadavky pro úspěšný výsledek transpozice.

Příkladem hojně využívaných svalů pro krytí jsou obě hlavy *m. gastrocnemii*, tedy *m. gastrocnemius medialis* a *m. gastrocnemius lateralis*. [16]

Transpozicí šlachy *m. extensor hallucis longus* je řešením pro jednu z nejčastějších statických deformit, valgozitu palce. Tato deformita, jinak známá jako *hallux valgus* a právě transponováním *m. extensor hallucis longus* ji lze napravit, pokud se jedná o neurogenní valgozitu. Vyskytuje se u dětí pod 10 let věku, kdy je úzce spjata se vznikem příčně ploché nohy. [17]

Charcot-Marie-Toothova choroba, je dědičným onemocněním, které zasahuje periferní nervový systém. Nejčastější deformitou je *pes equinovarus excavatus*, vyznačující se mediálním a plantárním vychýlením krčku a hlavice hlezenní kosti. Toto patologické postavení nohy lze zlepšit, mimo jiné, transpozicí svalu *m. tibialis anterior* do oblasti báze pátého, nebo i čtvrtého metatarsu. Při výrazném vyklenutí nohy zapříčiněným zvětšenou silou ve svalu *m. tibialis posterior* je vhodné provést také transpozici šlachy tohoto svalu na *os cuneiforme*, nebo *os cuboideum*. V tomto případě má transpozice za následek vylepšení dorsální flexe a snížení síly svalů, které způsobují supinaci chodidla. [18] [19]

2.4.3 Transpozice na horní končetině

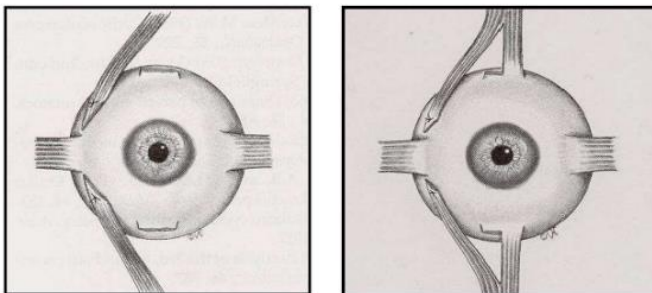
Jeden z problémů s horní končetinou, který se řeší transpozicí svalů je poranění pletence horní končetiny při porodu. Poranění vzniká extenzivním přetažením, především pokud porodní váha plodu překračuje 4000 g, popřípadě z důvodu úzkých porodních cest. Rozsah poškození se různí, od menších poškození obalů nervů až po vytržení nervového kořene z míchy. Pokud je poraněn ramenní kloub a paže, jedná se o tzv. horní typ, který je nejběžnější u tohoto typu poranění. Dalšími klasifikacemi jsou smíšený a dolní typ poranění. U dolního typu dochází k poškození ruky a jedná se o nejméně časté poškození. Léčba horního typu tohoto poranění spočívá v uvolnění vnitřně rotační kontraktury ramena a transponování svalů, a tím zlepšení zevní rotace a umožnění paži konat abdukci. [20]

Suprakondylická zlomenina humeru, jednodušeji řečeno zlomenina kosti pažní v oblasti lokte, je bohužel nejzávažnější a také nejčastější zlomeninou v lokti. Tato zlomenina může mít za následek Volkmannovu ischemickou kontrakturu, která se projevuje kontrakcí svalů v předloktí způsobující kontrakturu prstů a zápěstí. Léčba tohoto patologického jevu bývá komplikovaná, jedinou možností je uvolňování šlach a provedení několika svalových transpozic svalů na předloktí. Navrátit plnou funkci ruce již nelze. [20]

Další využití transpozice svalu na horní končetině nalezneme při operačním zákroku, kde se navrácí pacientu schopnost jemného úchytu v prstech. Důvodem ztráty schopnosti úchopu je paréza *n. radialis*. Tento nerv totiž vede k laterálním a dorsálním extensorům předloktí, které způsobují zmíněný pohyb. Při operaci jsou funkčně nahrazeny postižené svaly, svaly aktivními. Mezi transponované svaly při této metodě patří svaly *m. flexor carpi ulnaris*, který se transponuje na šlachovou část *m. extensor digitorum II-V*. Dalším aktivním svalem určeným k transpozici je *m. pronator teres*, ten je svou distální šlachou připojen na *m. extensor carpi radialis brevis*. Jiným svalem pro zlepšení úchopu po jeho transponování je *m. palmaris longus*, případně alternativa *m. flexor digitorum superficialis IV. phalangu*. Tento způsob transpozice několika svalů v předloktí se jeví jako úspěšná metoda pro navrácení dlani a prstům ruky schopnost sevření a úchopu. [21]

2.4.4 Transpozice v oftalmologii

V očním lékařství se používá transpozice svalu pro léčbu strabismu neboli šilhání. Navrácení rovnováhy oku probíhá pomocí transpozice vertikálních přímých svalů. Tento zákrok pomáhá, alespoň částečně, obnovit schopnost abdukce oka. Při postižení hlavového nervu inervujícího *m. rectus lateralis* je transpozice nutná. [22]



Obrázek 10.: Zobrazení možností transpozice vertikálních přímých svalů [22]

Na obrázku 10 lze zpozorovat jaké jsou alternativy při využití transpozice vertikálních přímých svalů pro částečné navrácení normálního pohybu oka, především vylepšení abdukce.

Dále se, mimo jiné operativní zákroky, používá transpozice pro léčbu stejného onemocnění, ale ostatních příčin vzniku. Svalové poměry působící na oko je nutno upravit pro návrat rovnováhy a tím „srovnání“ očí. Podle toho, jaký sval se musí upravovat se liší princip operace. Pro šikmý sval *m. obliquus superior* se zmenší síly působící na oko buďto právě transpozicí šlachy směrem blíže k tělu svalu, nebo operací upravující délkou šlachy. Podobně se síla od tohoto svalu dá zvětšit zkrácením šlachy, která spojuje *m. obliquus superior* a oční bulvu. [23]

Druhý z šikmých svalů, *m. obliquus inferior* lze oslabit jeho transponováním na vnější část oka, relativně od místa, kde se šlacha svalu spojovala s oční bulvou před transpozicí. U tohoto svalu jde jen velmi obtížně zkracovat jeho celkovou délku. Z

úrovně složitosti a rizika poškození žluté skvrny, se nepoužívá zkracování šlachy pro zvýšení svalové síly působící od svalu *m. obliquus inferior*. [23]

2.4.5 Transpozice v koloproktologii

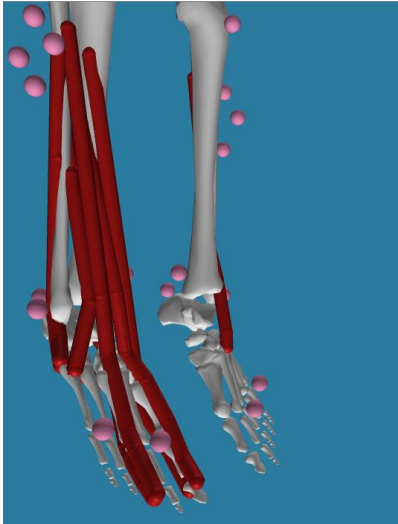
Anální kontinence je schopnost jedince vnímat obsah konečníku, zadržovat jej a zajistit jeho evakuaci na vhodném místě a čase. Náhrada vnějšího svěrače probíhá pomocí kosterních svalů, což je problematické z důvodu jejich rychlejšího vyčerpání. Z toho důvodu nelze docílit ideální kontinence. Jiná alternativa ale není možná. Dříve byla pro tuto aplikaci spíše využívána transpozice svalu *m. gracilis*. Dnes, již po zkušenostech s metodou transpozice svalu *m. gluteus maximus*, lze konstatovat, že je výhodnější z funkčního hlediska. Jedním z důvodů je, že tento sval je občasně, ale reflexivně využíván k zadržování stolice v „naléhavých“ chvílích. Metoda transpozice spočívá v jeho částečném uvolnění od kosti křížové a úplném uvolnění od kostrče. Odpreparovaná část je nadále rozdělena a z obou stran podkožním tunelem protažena kolem řitního otvoru. [24]

Příčin inkontinence existuje mnoho, například kongenitální (vrozená) nebo traumatická, u které je příčinou mechanické poranění svěrače, či poranění svalů pánevního dna. Posledním uvedeným příkladem jsou idiopatické důvody inkontinence. Ty jsou nejrozšířenější spolu s inkontinencí traumatickou. Idiopatické příčiny jsou spojeny s poškozením inervace svalů pánevního dna a přímo svěrače. Postihují hlavně ženy, které prošly problematickým porodem. [24]

2.5 Transpozice *musculus tibialis posterior*

Prvními průkopníky, kteří prováděli transpozici šlachy *tibialis posterior* na vrchní stranu chodidla, přičemž šlacha byla již vedena skrz interoseální membránu, byli Codivilla v roce 1899 a Putti v roce 1914. [25] Zprvu se tato metoda transpozice aplikovala pouze u vrozených neurologických a ortopedických patologických jevů, později se začala využívat i při léčbě poutavých stavů. [26] Tato technika se nakonec široce rozšířila a stala se nej přijatelnější metodou pro nápravu ekvinózního postavení nohy. [27]

Na obrázku 11 je zobrazena plantární flexe modelu a názorně lze vidět, že aktivací transponovaného svalu *tibialis posterior* bude vznikat moment, který by měl navracet noze schopnost dorsální flexe. Zmíněný sval je transponován a jako jediný zobrazen na levé dolní končetině. Na pravé dolní končetině jsou ponechány k zobrazení všechny modely svalů bérce.



Obrázek 11.: Zobrazení plantární flexe (ekvinózního postavení nohy) přímo na modelu s transponovanou šlachou na levé dolní končetině

Aby se v praxi přistoupilo k transpozici *tibialis posterior* musí pacient splňovat celou řadu požadavků, především musí být již neúspěšně léčen konzervativními způsoby léčby. Tyto způsoby se často liší, ale prvotním krokem bývá předepsání ortézy na kotník, jenž zabraňuje plantární flexi chodidla a tím nedovoluje chodidlu, aby se dostalo do již zmíněného ekvinózního postavení. Spolu s touto podmínkou musí být splněna i pohyblivost kotníku, včetně normálního rozsahu pohybu, v kloubu se nesmí nacházet artritida a šlacha *tibialis posterior* musí být dostatečně silná. Pokud se do jednoho roku od začátku konzervativní léčby nezačnou objevovat neurologická zlepšení a jsou splněny výše uvedené požadavky, přistupuje se k transpozici. [28][29]

Nejčastější příčinou vzniku částečného ochrnutí dolní končetiny je paréza *nervus peroneus*. [30] A to bývá právě velmi častý důvod pro provedení transpozice šlachy *tibialis posterior*.

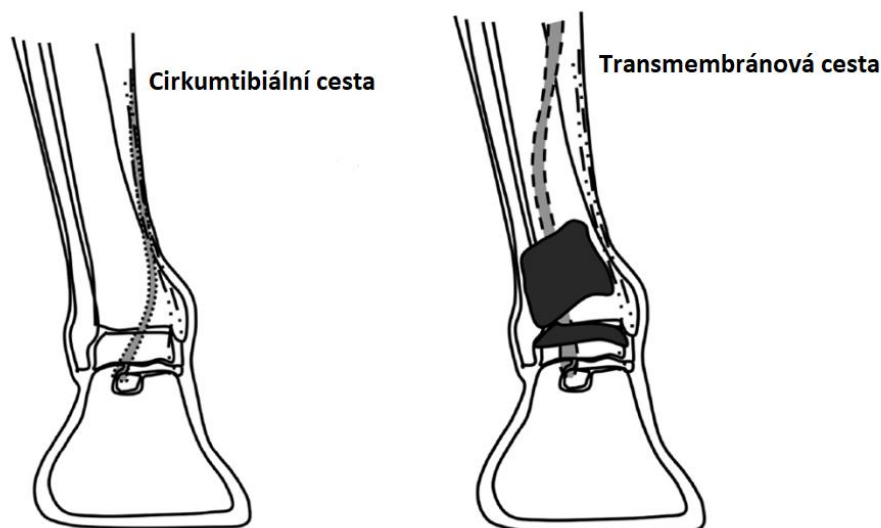
Po transpozici do oblasti nártu chodidla zastává sval *m. tibialis posterior* funkci dorsálního flexoru hlezenního kloubu, tím částečně, resp. spolu s ostatními dorsálními flexory nahrazuje funkci svalu *m. tibialis anterior*. Je kladen důraz, aby šlacha *m. tibialis posterior* po provedení transpozice vedla přímo, bez stáčení. Po operaci a uvedení svalu do napětí, je nutné sval zafixovat, aby byla následně možná aktivní dorzální flexe bez omezení plantární flexe. Poté je noha zafixována na dobu šesti týdnů v postavení v pravém úhlu od hlezenního kloubu. Poslední částí celkové léčby je rehabilitace. Po skončení rehabilitace dochází k navrácení dorsální flexe chodidla, zkvalitnění chůze díky lepší silové rovnováze v hlezenním kloubu a zabránění vzniku deformit nohy. Potenciálními deformitami mohou být zkrácení Achillovy šlachy, nebo kontraktury svalů zadní strany bérce. [26]

2.5.1 Možnosti transpozice *tibialis posterior*

Transpozice musí splňovat předpoklady pro vyplnění cíle, s jakým je tato operace prováděna, tzn. musí navrátit rovnováhu do kloubu, musí být vedena vhodně vybraným místem, aby bylo dovoleno co nejlepšímu prokluzu mezi šlachou samotnou a okolní tkání, musí dovolit přenášet normální napětí ve šlaše a musí být vedena ve směru jakým bude šlacha namáhána. [31]

Stále jsou vedeny diskuze o optimálním způsobu transpozice. Předmětem diskuze bývá cesta pro vedení šlachy a svalu, typ přichycení šlachy ke kosti, napětí šlachy po transpozici, nebo i počtu šlach, jaký by se měl transponovat. [29]

Cest pro transpozici svalu *tibialis posterior* existuje vícero, ale jen dvě jsou předmětem hlavního zájmu. Tou používanější cestou pro transponování svalu *tibialis posterior* je tzv. transmembránová cesta, jenž je vedena skrz interoseální membránu asi 15 cm nad hlezenním kloubem a cirkumtibiální, což je název pro vedení transpozice skrz tukovou podkožní tkáň distální části holeně a přes mediální stranu kotníku. Každá z metod má uspokojivé výsledky, ale zároveň i svoje výhody a nevýhody. Například cirkumtibiální cesta se osvědčila jako méně náročná z hlediska chirurgického zákroku a tím i rychlejší. Navíc se předpokládá, že díky většímu rameni, na kterém působí sval je celková síla, uvádějící kotník do rovnováhy, větší. Na druhou stranu kvůli méně přímočaré cestě kolem kosti holenní musí sval překonávat větší třecí sílu, rizikem může být i vznik srůstů. Problémový může být i fakt, že šlacha se vede podkožím, a proto je nahmatatelná. Transmembránová cesta je přímější, tudíž se šlacha nachází v ose namáhání, nemá sice tak veliké momentové rameno vůči hleznu, ale má lepší rozsah pohybu při dorsální flexi. [32][33]



Obrázek 12.: Náčrtek pravé nohy s naznačenými cestami šlachy *tibialis posterior* u nejpoužívanějších typů transpozice [29]

3 Cíle práce

Cílem práce je porovnat silové poměry ve svalech dolní končetiny před a po simulované transpozici svalu *tibialis posterior*. Simulace bude probíhat v programu OpenSim (simulačně-výpočtový program). Hlavním úkolem bude porovnat silové poměry při chůzi u zdravé končetiny se silovými poměry končetiny, u které byla provedena transpozice svalu *tibialis posterior* na muskuloskeletálním modelu.

Základním předpokladem pro provedení simulace je postupné zpracování naměřených dat do podoby čitelné v OpenSimu. To zahrnuje implementaci kinematiky a vnějšího zatížení tzv. „grf“ (ground reaction forces). Dále výpočet reakcí a momentů v jednotlivých kloubech nástrojem zvaným Inverzní dynamika a konečným výpočtem svalových sil statickou optimalizací. Na závěr, bezesporu nejdůležitější částí, bude interpretace a porovnání výsledků před a po transpozici svalu *tibialis posterior*. Tato část práce klade důraz na zkušenost a schopnost dohledávat možné příčiny vzniku potenciálních změn. Správně si vyložit výsledky simulací sofistikovanějších a komplikovanějších systémů, právě proto, není vůbec jednoduchou záležitostí.

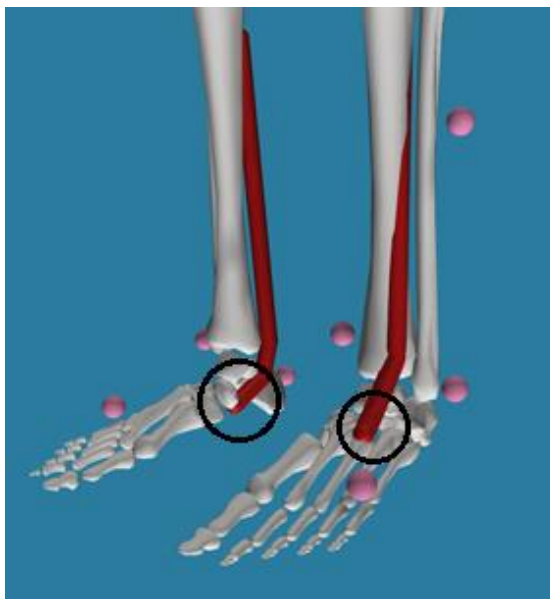
Předpokladem pro výsledek simulace je, že se silové poměry změní a že sílu svalu *m. tibialis anterior* přebere jednak transponovaný sval *m. tibialis posterior* a ostatní dorsální flexory. Výsledek této práce by měl ověřit dlouhodobě prováděnou praxi transpozice šlachy *tibialis posterior* na hřbet chodidla pro navrácení rovnováhy, zejména kvůli ekvinóznímu postavení nohy, do hlezenního kloubu.

4 Simulace transpozice (Praktická část)

4.1 Princip simulace

Simulace byla provedena ve volně přístupném programu OpenSim, který dovoluje uživatelům zobrazovat, upravovat a analyzovat svalově-kosterní modely. Právě všechny tyto aspekty OpenSimu jsem využil v této práci.

Na levé dolní končetině modelu byla realizována transpozice *tibialis posterior*, spolu s tím bylo také provedeno odejmutí aktivní složky síly svalu *tibialis anterior*, protože to je právě tento sval, jehož funkci by měl zastávat transponovaný sval. Pravá dolní končetina zůstane bez úprav pro možnost porovnání výsledků. Na obrázku 13 je zakroužkovaný rozdíl v místě přichycení šlachy ke kosti chodidla.



Obrázek 13.: Pohled v OpenSimu na transponovaný *tibialis posterior* (na levé noze) a netransponovaný *tibialis posterior* (na pravé noze)

4.1.1 Měření vstupních dat do simulace

Pohybová data lidské chůze jsou zaznamenávána v jednotlivých časových okamžicích (snímcích) jako souřadnice bodů na subjektu, který provádí určenou aktivitu. Tyto body sledované kamerami se nazývají markery. Lepí se na subjekt tak, aby byly po co nejdelší časový interval viděny kamerami a odpovídaly predeterminovanému marker setu.

Všechny tři souřadnice bodu jsou přesně určeny jen tehdy, pokud je viděn dvěma a více kamerami najednou. Pokud je bod viděn jen jednou kamerou, známe pouze pozici průmětu bodu do prostoru, ale nikoli jeho vzdálenost od snímače. Pro úplné určení polohy se využije pohledu z jiné kamery, která sleduje bod pod jiným úhlem. Průnikem dvou průmětů z kamer je již možné určit všechny 3 souřadnice potřebné k úplnému definování pozice bodu v prostoru. Zaznamenáváním těchto dat

v pravidelných intervalech vznikají trajektorie pohybu daných bodů. Pomocí znalosti souřadnic a časových informací o pohybu markerů lze z těchto dat získat rychlosti a zrychlení daných bodů subjektu. Tyto informace jsou nezbytné pro řešení pohybových rovnic.

Data byla naměřena pomocí systému kamer snímajících markery v prostoru v daném souřadnicovém systému laboratoře. Tato data byla dostupná ke zpracování ve formátu .qtm, což je výstupní formát pro biomechanická měření na přístroji od firmy Qualisys, který se využívá v laboratoři FTVS UK. Měření probíhalo ve spolupráci s katedrou fyzioterapie UK FTVS. Data o trajektoriích bodů jsou propojena v každém časovém okamžiku s hodnotou reakčních sil od podložky. Pro změření reakčních sil od podložky byly použity měřicí desky Kistler.

4.1.2 Úprava dat v QTM

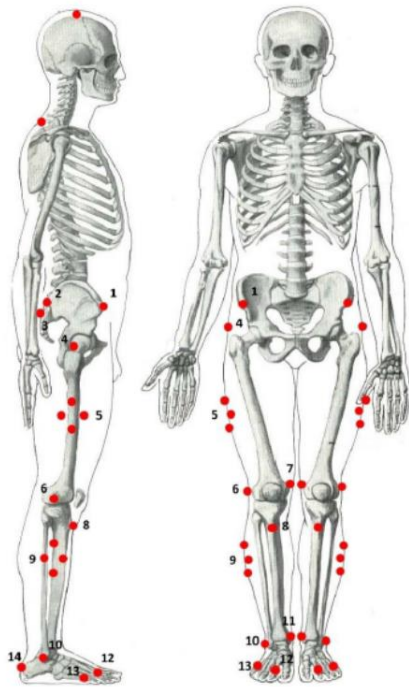
QTM, neboli Qualisys track manager, je program umožňující číst data ve formátu .qtm. Prvním krokem v úpravě dat bylo odstranění nepoužitelných trajektorií markerů, které nebyly snímacím kamerám viditelné po námi sledovaný okamžik.

Pomocí funkce „trajectory editor“ bylo možno velmi intuitivně rozpoznat a doplnit nepříliš dlouhé mezery a příliš velké výchylky z trajektorie (tzv. spike neboli „zub“). Tyto výchylky se detekují podle nastavení okamžitého maximálního zrychlení markeru, mezery se mohou doplnit pomocí několika druhů interpolací. Základním (přednastaveným) druhem interpolace je polynomiální typ, vhodný pro obecné použití, dalším je lineární, který by mohl být užitečný pro velmi krátké mezery, nebo markery pohybující se konstantní rychlostí. Dalším je odvozený, jenž stojí za povšimnutí, protože používá okolní markery pro vyplnění mezery jednoho markeru ostatním blízkého, a tak se jeví jako velmi vhodný pro využití při vyplnění mezer v trajektoriích markerů, které jsou nalepeny na jednom celku (např. jedné kosti). Dále statický, virtuální a kinematický. Každý má svoje specifické využití pro vhodné aplikace. Pro tento obecný případ byly všechny mezery vyplněny polynomiálním typem interpolace.

Výchylky, které překročily nastavenou hodnotu zrychlení byly vyhlazeny pomocí nástroje „smoothing“. Vyhlazení proběhne podle nastaveného druhu nástroje. S tímto nástrojem je důležité nepřekrýt data, která by mohla být důležitá, tzn. správně nastavit velikost okna pro vyhlazení a opravdu vyhladit jen zřetelně identifikované „zuby“.

Dále bylo provedeno rozpoznání a pojmenování markerů, dle markersetu na měřeném subjektu, podle jejich umístění v čase a prostoru. Z grafického prostředí QTM

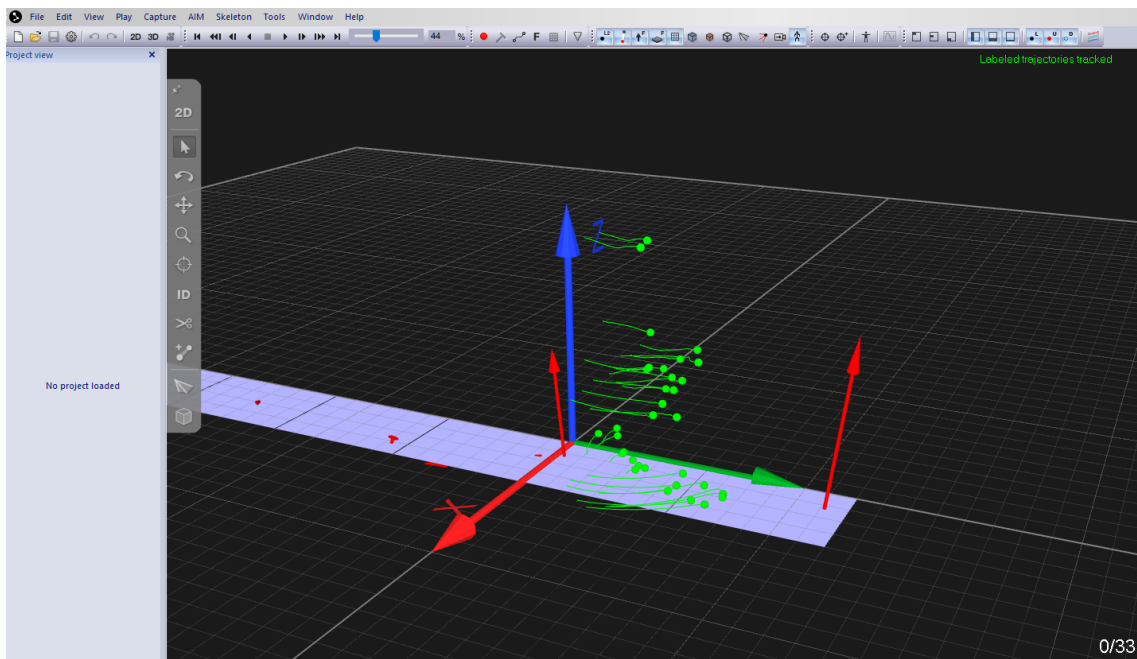
byla lokalizována místa na těle měřeného subjektu, kde se nacházely markery, se kterými je v programu pracováno.



Obrázek 14.: Markerset zvolený pro měření [34]

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; 10 - *maleolus lateralis*; 11 - *maleolus medialis*;
12 - *articulatio metatarsophalangea II. phalanx proximalis pedis*; 13 - *articulatio metatarsophalangea V. phalanx proximalis pedis*; 14 - *tuber calcanei*

Na obrázku 15 jsou zobrazeny již identifikované (zelené) markery v grafickém prostředí programu QTM, jsou zde zviditelněny i jejich trajektorie (zelené křivky) a červenými šipkami jsou graficky znázorněny vektory reakční síly od podložky na chodidla subjektu.



Obrázek 15.: Náhled do prostředí QTM

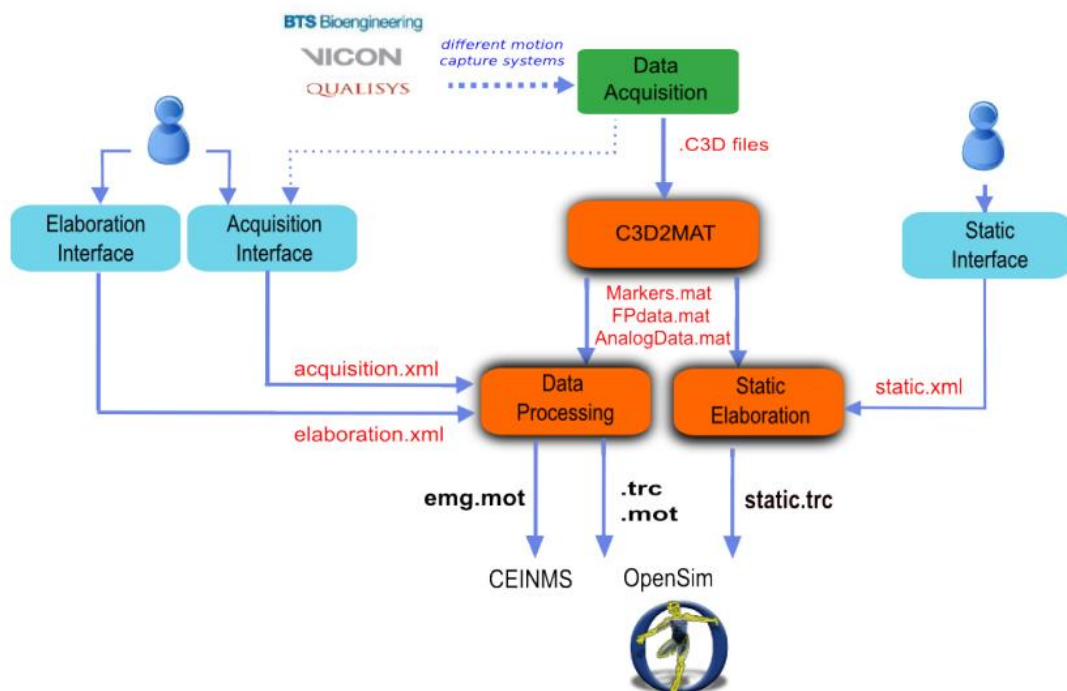
4.1.3 C3d formát a Mokka

V programu Mokka byla provedena jen vizuální kontrola vyexportovaných dat z programu QTM do formátu C3d.

C3d představuje zkratku pro Coordinate 3D (=souřadnice 3D), hlavní motivací pro vývoj tohoto formátu dat bylo, aby nahradil do té doby (1986-1987) poměrně nepřesné a neefektivní fotogrammetrické softwary, snažící se o první počítačově zaznamenávané pohyby. Do tohoto formátu lze ukládat analogová (grf, nebo EMG) a především i s nimi spjatá souřadnicová data. Hlavní výhodou je standardizace pro přenos a sdílení dat používaných zejména pro biomechanické účely. Ucelená struktura tohoto formátu se skládá z hlavičky (záhlaví), kde jsou uloženy informace o měření, jako např. počet markerů, nebo snímací frekvence. Data se nazývá druhá část struktury, kde se nachází hrubá data o poloze a výstupu analogových senzorů a poslední parametrová sekce, která má dvě části standardní a vlastní, to je pro umožnění přístupu a čtení jiným softwarům.[35]

4.1.4 Úprava dat v Matlabu

Poslední úpravou dat bylo vytvoření vstupních souborů potřebných pro práci v OpenSimu. To proběhlo s pomocí toolboxu MOtoNMS, vytvořeným autorkami Alice Mantoan, Monica Reggiani. Při práci jsem postupoval dle oficiálního manuálu, který se nachází v balíčku při stažení MOtoNMS z webové stránky [36].



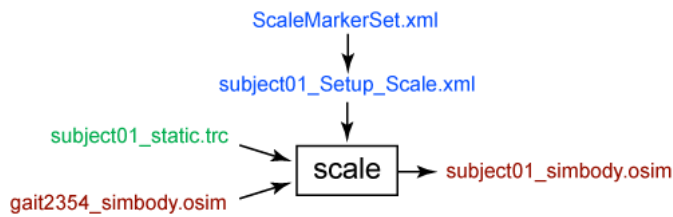
Obrázek 16.: Schéma celého postupu přípravy dat, přes MOTO-NMS [37]

Jak lze vidět na schématu, prvním krokem je použití C3D2MAT.m souboru. Podmínkou pro tento převod je další toolbox pro Matlab Biomechanical Toolkit (nebo C3Dserver). Užitečnost skriptu C3D2MAT spočívá v převedení dat z C3d souboru do Matlabu a uložení ve formátu .mat, který je dále zpracovatelný v prostředí Matlabu. Dalším krokem je vytvoření .xml souborů, jak je znázorněno na Obrázku 16 a popsáno v manuálu. Posledním krokem je už samotné vytvoření vstupů do OpenSimu. Tím jsou data ve formátu .trc, kde jsou uloženy informace o souřadnicích markerů v čase. Soubor ve formátu .mot obsahuje údaje o grf. A poslední soubor potřebný pro rozměrovou adaptaci modelu k reálným rozměrům subjektu (viz vpravo na schématu) static.trc, pomocí něž lze spustit nástroj „Scale model“ v OpenSimu. [37]

4.2 Postup práce v OpenSimu

4.2.1 Škálování modelu podle skutečného subjektu

Pro tento úkon je určený nástroj „Scale model“, díky kterému lze upravit rozměrové parametry modelu tak, aby odpovídali měření na reálném subjektu. Nejprve byla právě za pomoci výše zmíněné funkce změněna velikost modelu, který byl upravený o pozice markerů podle provedeného měření. [13][38]

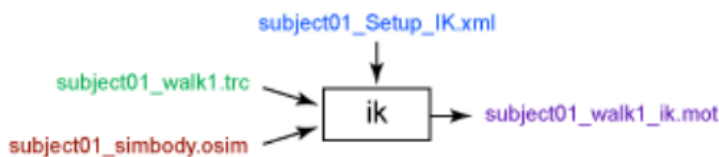


Obrázek 17.: Schéma vstupních a výstupních souborů pro nástroj Scale model [38]

Na obrázku 17 je vidět schéma se zobrazenými vstupními soubory a výstupním souborem z již zmíněného nástroje. Modrým písmem jsou zobrazeny soubory, které nastavují nástroj (toto lze provést i manuálně). Zeleně jsou upravená experimentálně získaná data a červeně soubory OpenSimu. V dále zobrazených schématech se vyskytuje ještě fialová, ta značí soubory vygenerované nástrojem. Toto barevné rozlišení souborů platí i v následujících schématech.[38]

4.2.2 Inverzní kinematika

Druhým nástrojem v pořadí byl „Inverse Kinematics“. Schéma vstupů a výstupů pro tento nástroj je na obrázku 18.



Obrázek 18.: Schéma vstupních a výstupních souborů pro nástroj „Inverse Kinematics“ (vysvětlivky pro barevné rozlišení viz 4.2.1) [39]

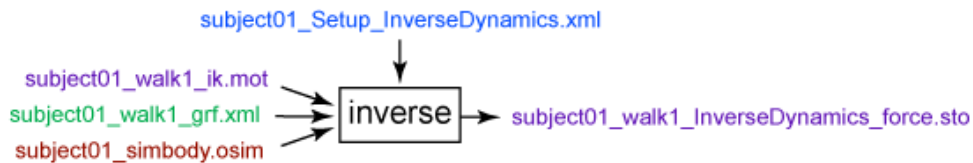
Tento nástroj projde postupně každý snímek a v daném čase umístí model tak, aby co nejlépe odpovídal pozicím markerů z experimentálního měření. Hledání pozice modelu probíhá pomocí rovnice vážených nejmenších čtverců, viz rovnice (5). [40]

$$\min_q \left[\sum_i w_i \|x_i^{exp} - x_i(q)\|^2 + \sum_j \omega_j (q_j^{exp} - q_j)^2 \right] \quad (5)$$

Kde w_i a ω_j jsou váhové koeficienty, q je vektor zobecněných souřadnic, pro který je rovnice řešena, x_i^{exp} je experimentální pozice markeru, $x_i(q)$ je pozice markeru na modelu, q_j^{exp} je experimentální hodnota souřadnice j a pro předepsané souřadnice j platí, že $q_j = q_j^{exp}$. [40]

4.2.3 Inverzní dynamika

Jako třetí nástroj byl použit „Inverse Dynamics“. Pro něj jsou vstupy tři, viz schéma na obrázku 19. Zde využijeme, kromě výsledků inverzní kinematiky, i soubor s uloženými grafy, protože se jedná o úlohu z odvětví dynamiky.



Obrázek 19.: Schéma vstupních a výstupních souborů pro nástroj „Inverse Dynamics“ (vysvětlivky pro barevné rozlišení viz 4.2.1) [41]

Základním principem řešení metodou inverzní dynamiky je výpočet sil v mechanické soustavě na základě znalosti jejího pohybu. Pro případ OpenSimu se jedná o danou polohu, rychlosti i zrychlení modelu v jednotlivých časových okamžicích a z toho se vypočítávají síly v kloubech modelu. Tyto výpočty jsou prováděny klasickou pohybovou rovnicí, viz rovnice (6). [42]

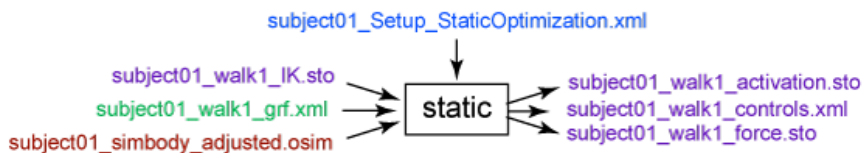
$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) = \tau \quad (6)$$

Kde $M(q)$ je maticí hmotnosti systému, $C(q, \dot{q})$ je vektorem dostředivých a Coriolisových sil, $G(q)$ je vektorem gravitačních sil, q , \dot{q} a \ddot{q} jsou vektory zobecněných pozic, rychlostí a zrychlení a τ je vektor neznámých zobecněných sil. [42]

Výstupem tohoto nástroje je soubor ve formátu .sto obsahující informace o silách působících v kloubech modelu.

4.2.4 Statická optimalizace

Statická optimalizace je posledním prostředkem potřebným pro danou aplikaci. Jejím výsledkem je mimo jiné i soubor s vypočtenými silami v jednotlivých svalech, což bylo stanoveno jako jeden z dílčích cílů této práce.



Obrázek 20.: Schéma vstupních a výstupních souborů pro nástroj „Static Optimization“ (vysvětlivky pro barevné rozlišení viz 4.2.1) [43]

Tento nástroj dále rozšiřuje úlohu inverzní dynamiky tím, že rozpočítá silové dvojice v kloubech do sil v jednotlivých svalech v každém časovém okamžiku. Toto rozdělení je provedeno minimalizací součtu čtverců svalové aktivity (rovnice 7). Tato rovnice představuje takzvané optimalizační kritérium. Přičemž řešení neznámých zobecněných sil je předmětem jedné ze dvou podmínek provázanosti síly svalu a svalové aktivity (rovnice 8 a 9). [43][44]

$$J = \sum_{m=1}^n (a_m)^2 \quad (7)$$

$$\sum_{m=1}^n (a_m F_m^0) r_{m,j} = \tau_j \quad (8)$$

$$\sum_{m=1}^n [a_m f(F_m^0, l_m, v_m)] r_{m,j} = \tau_j \quad (9)$$

Kde n je počet svalů modelu, a_m je aktivační úroveň svalu m , F_m^0 je jeho nejvyšší izometrická síla, l_m je délka svalu, v_m představuje rychlost kontrakce svalu, $f(F_m^0, l_m, v_m)$ je povrch závislosti síla-délka-rychlost, $r_{m,j}$ značí velikost ramena silové dvojice k ose j -tého kloubu a τ_j je zobecněná silová dvojice působící k j -té ose. [44]

4.3 Výsledky simulace

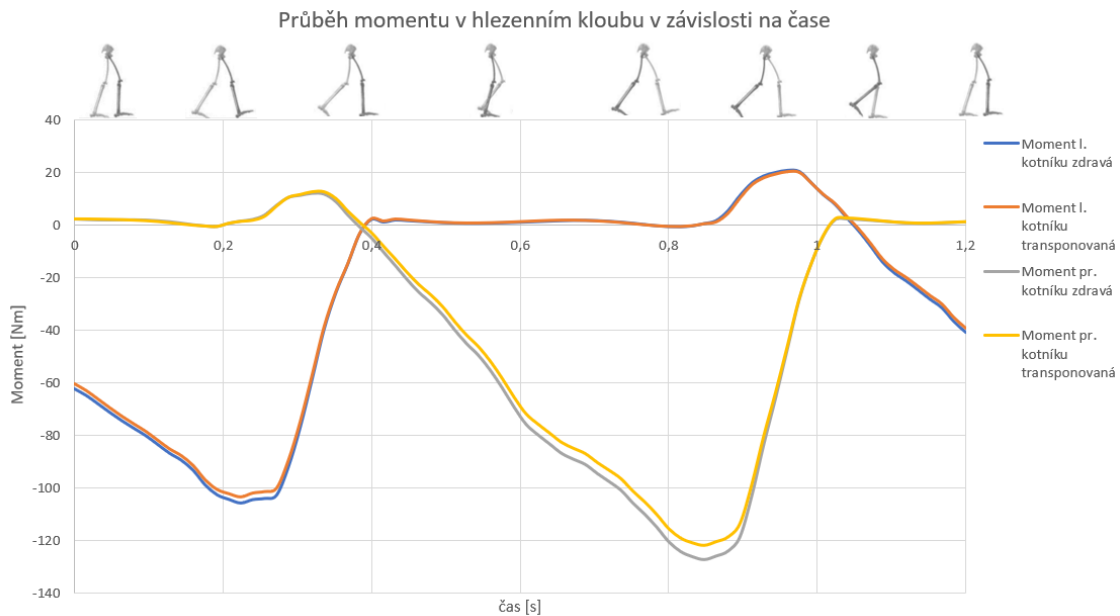
Kompletní výsledky jsou zobrazeny na grafu v příloze, kde jsou vykresleny všechny závislosti svalových sil svalů na čase pro model po transpozici. V této kapitole jsou vybrány závislosti, které mohou mít nějakou vypovídající hodnotu k diskusi. První v pořadí se nacházejí výsledky simulace pro všechny svaly bérce pro obě dolní končetiny a to jak pro model s transpozicí, tak bez. Přínosnými grafy k diskusi jsou především závislosti svalů bérce měnící svou velikost z důvodu transpozice *tibialis posterior*. Právě odhalení změn je hlavním předmětem této práce.



Obrázek 21.: Rozfázovaný cyklus lidské chůze [45]

Obrázek 21 je použit v horních částech obrázků s grafy, aby bylo možné se rychleji orientovat, v tom, o jakou fázi kroku se jedná. Na obrázku je pravá končetina zobrazena tmavší barvou a levá světlejší.

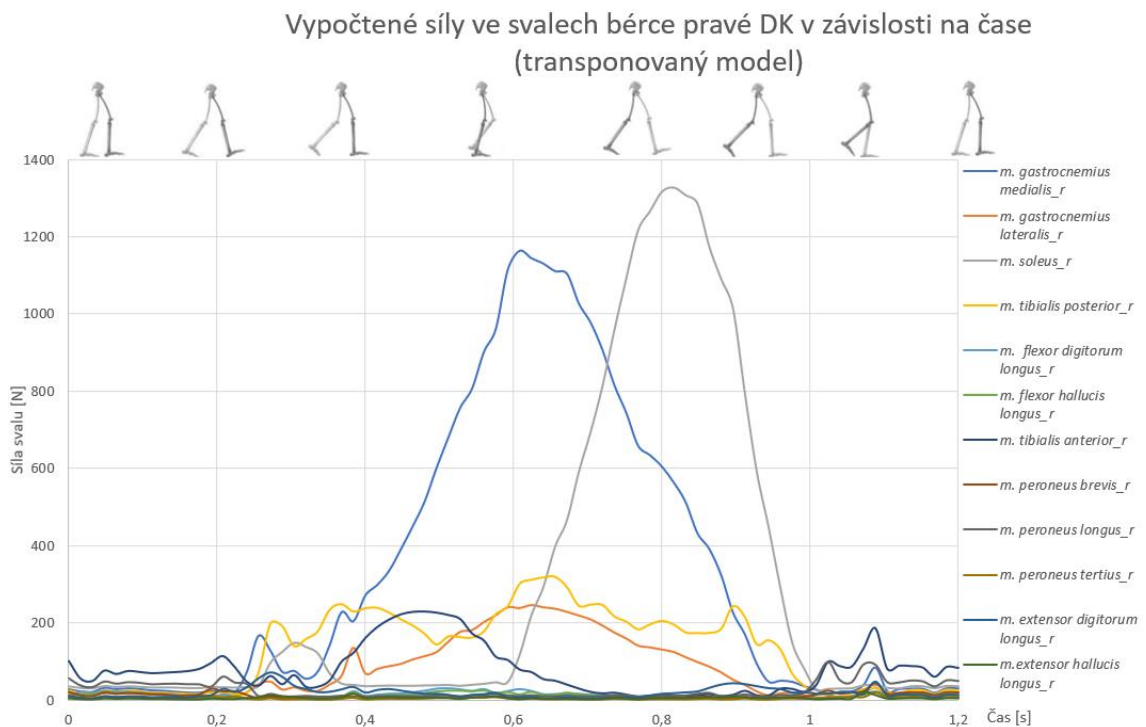
Na obrázku 22 jsou modrou a šedou barvou vykresleny momenty v hlezenním kloubu v závislosti na čase u modelu bez transpozice. Žlutou a oranžovou barvou jsou vykresleny stejné závislosti, nýbrž u modelu s transpozicí. Tyto křivky odpovídají událostem při lidské chůzi. Nejprve člověk zvedá špičku směrem k nártu (dorsální flexe), zde označeno jako kladný moment, ten se vyskytuje v intervalu 0,2 s až 0,4 s pro pravou DK a 0,9 s až 1,05 s pro levou DK. Poté následuje fáze zatěžování a potřeba se odrazit, proto vzniká síla ve svalech, které vytváří plantární flexi, tento moment je záporný. Při odtlačování vzniká větší moment 100 Nm až 120 Nm, naopak při dorsální flexi jen 20 Nm.



Obrázek 22.: Průběh momentu v hlezenním kloubu pro obě DK, jak pro model s transpozicí i model bez transpozice

4.3.1 Výsledky pro pravou DK

Na následující dvou grafech, které jsou na obrázcích 23 a 24 jsou vykresleny závislosti svalových sil svalů bérce na čase. Transpozice *tibialis posterior* byla prováděna na levé DK.



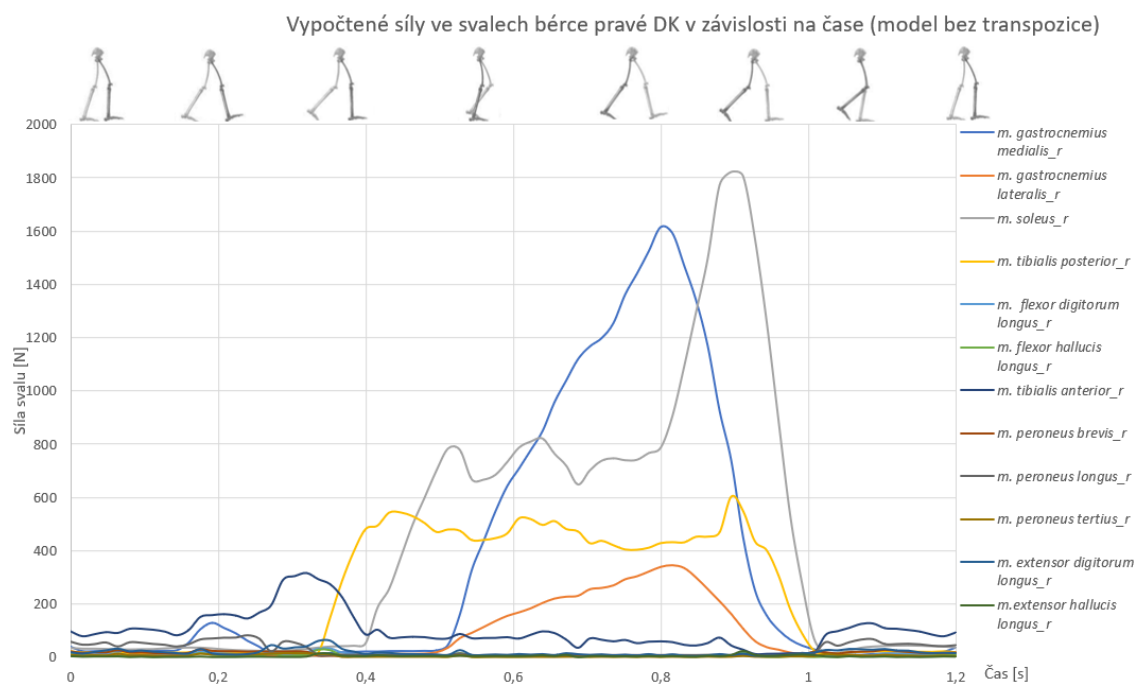
Obrázek 23.: Výsledky svalových sil pro svaly bérce pravé DK (s transpozicí *m. tibialis posterior*)

Jak lze vidět z pomocného sousledu obrázků nad grafem na obrázku 23 a podle silových projevů svalů, tak v čase 0,2 s došlápl model na patu. V tento moment se

místo aktivních dorsálních flexorů (především *m. tibialis anterior*) začínají aktivovat jejich antagonisté. Poté začíná narůstat síla zejména ve svalech zadní strany lýtku, přesněji ve svalech *m. gastrocnemius medialis*, *m. gastrocnemius lateralis*, *m. soleus* a *m. tibialis posterior*. Jejich závislosti jsou vykresleny modrou, oranžovou, šedou a žlutou barvou. Tato síla, způsobující plantární flexi, začíná klesat okolo času 0,9 s. Právě tehdy, když se chodidlo, z které se model odtlačuje zvedne do vzduchu je tato síla nulová. Ale po zvednutí chodidla od podložky je znovu potřeba přizvednout špičku, a proto přichází další nárůst svalových sil v dorsálních flexorech. Na tomto pohybu se opět největší silou podílí *m. tibialis anterior*, jehož závislost je vykreslena tmavě modrou barvou.

Největší sílu vyvinul sval *m. soleus*, ve svém vrcholu 1300 N, dalším v pořadí byl *m. gastrocnemius medialis* s 1150 N. Ten byl spolu s *m. tibialis posterior* nejdéle aktivovaným svalem, *tibialis posterior* byl aktivovaný po dobu 0,8 s.

Na obrázku 24 lze vidět velmi obdobný sled událostí v silových poměrech, jelikož se jedná o stejnou kinematiku a obě DK jsou zdravé. Největší síly, která je rovna 1800 N, zde dosahuje *m. soleus* (šedá závislost) a to v čase 0,9 s. Přibližně 0,1 s před ním dosáhl maxima svalové síly při 1600 N sval vykreslený modře, a to *m. gastrocnemius medialis*.

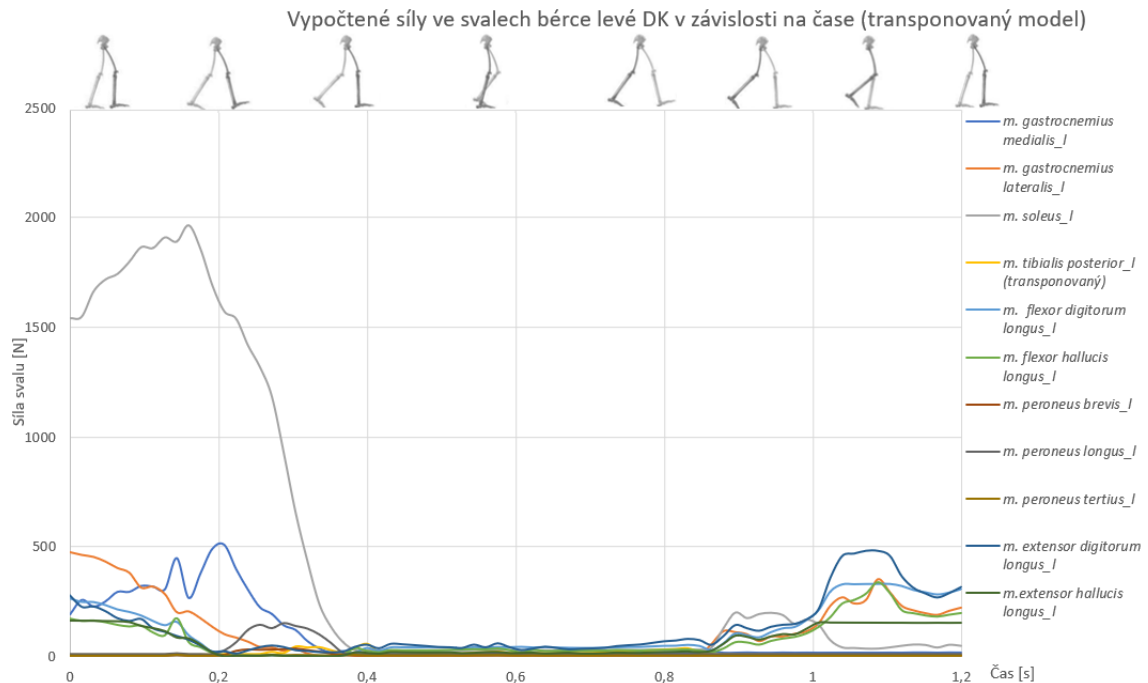


Obrázek 24.: Výsledky svalových sil pro svaly bérce pravé DK (bez transpozice *m. tibialis posterior*)

4.3.2 Výsledky pro levou DK

Druhý krok modelu začíná v čase 0,85 s, kdy nastává počáteční kontakt levé paty s podložkou. Při této fázi si lze na grafu z obrázku 25 povšimnout absence *m. tibialis anterior*, to je totiž sval, jehož funkce se nahrazuje při transpozici svalu *tibialis posterior*. Poté stejně jako při prvním kroku začíná stádium zatěžování lýtku levé DK.

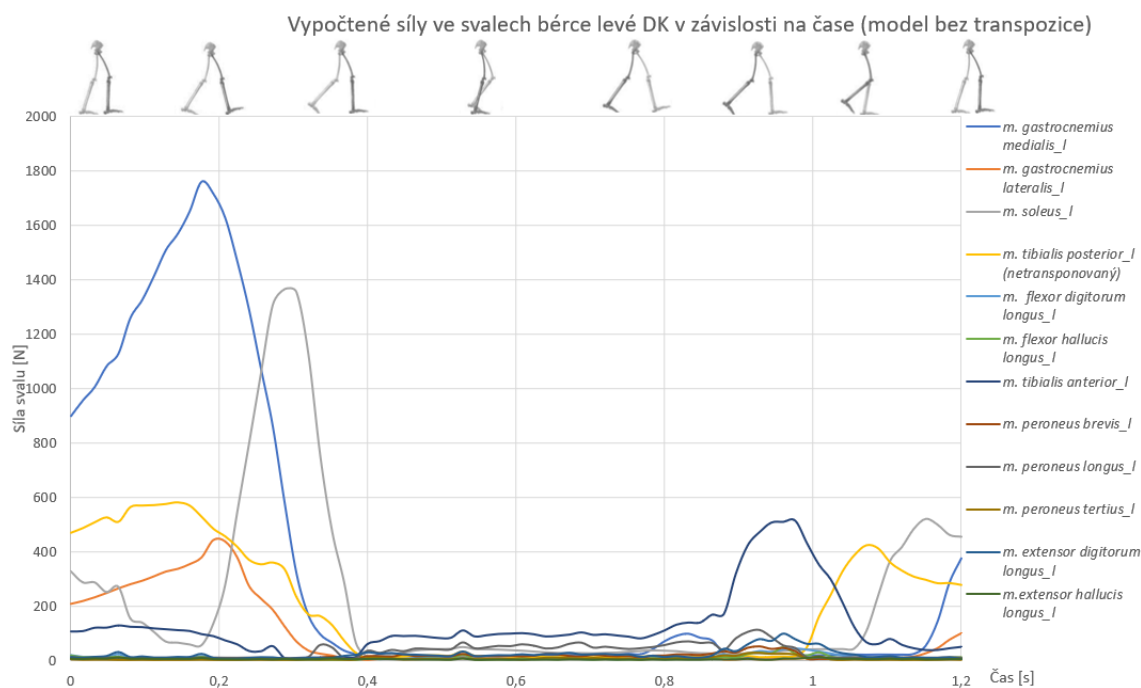
V této fázi se vyskytuje největší síla ze všech svalů bérce, tou zde působil opět sval *m. soleus* (šedá závislost) a to skoro 2000 N. V čase 0,38 s až 0,75 s není žádná dominantní síla, protože se nachází noha ve vzduchu. Až po této fázi začínají pomalu narůstat síly v dorsálních flexorech, v tomto případě zejména *m. extensor digitorum longus*, na obrázku 25 je jeho závislost zobrazena tmavě modrou barvou.



Obrázek 25.: Výsledky svalových sil pro svaly bérce pravé DK (s transponovaným *m. tibialis posterior*)

Z grafu na obrázku 26 je zřejmé, že maximální sílu produkuje v čase 0,18 s, sval *m. gastrocnemius medialis*. Ta poměrně krátkodobě dosahuje síly kolem 1700 N. Krátce potom dosahuje sval *m. soleus* síly 1350 N. Ještě během této fáze, která zatěžuje v první řadě plantární flexory a trvá 0,6 s, stojí za zmínku síla od svalu *tibialis posterior*, která se v čase 1,05 s až 0,3 s pohybuje mezi 300 N a 580 N.

Největší sílu z dorsálních flexorů na obrázku 26 produkuje *m. tibialis anterior*, a to až 550 N, tento sval má na grafu na zmíněném obrázku barvu závislosti tmavě modrou.



Obrázek 26.: Výsledky svalových sil pro svaly bérce pravé DK (zdravá končetina)

V grafu na obrázku 27 jsou vybrány závislosti svalů *tibialis posterior* z obou modelů (levá DK), z důvodu snazšího porovnání vývoji svalových sil v čase. Dalším svalecth vybraným k vykreslení do tohoto grafu je *m. tibialis anterior* (v grafu oranžová), který se nachází na bérce levé DK u modelu bez transponovaného *m. tibialis posterior*. Transponovaný sval, který má křivku závislosti modré barvy, vykazuje známky aktivace v časech 0,3 s až 0,4 s a kolem času 0,8 s. Neprodukuje, ale sílu větší než jakýkoliv z obou s ním srovnávaných svalů.



Obrázek 27.: Výsledky svalů, které byly hlavním předmětem simulace

Na obrázku 28 si lze povšimnout větších sil produkovaných od svalů na transponovaném modelu. Modrá křivka znázorňuje průběh závislosti svalové síly od svalu *m. extensor digitorum longus* a oranžová stejnou závislost, jen pro sval *m. extensor hallucis longus*. Pro stejné svaly jsou zde vykresleny závislosti šedou a žlutou barvou pro porovnání se zdravým modelem.



Obrázek 28.: Výsledky závislostí svalových sil vybraných svalů bérce

4.4 Diskuze

Důležitým ukazatelem pro kritické vyhodnocení výsledků je jejich porovnání s obecně známými fakty a očekáváními. Skutečnost, že velikost síly od *m. soleus* vyšla největší spolu s dalšími hlavami (zejména *m. gastrocnemius medialis*) *musculus triceps surae*, tento tříhlavý sval je nejsilnějším svalem lidského lýtka a je aktivován při chůzi ve fázi odrazu z jedné nohy. Dalším vypovídajícím faktorem je kontrola průběhu momentu v hlezenním kloubu v závislosti na čase. Ten je zobrazen na obrázku 22.

Dalším z ukazatelů korelace výsledků s reálnými silami ve svalech je, že maximální síly svalů ve výsledcích nepřekračují limity, které by reálný sval mohl vyvinout na základě odhadu maximální izometrické síly pro jeden z modelů v knihovně OpenSimu. [46]

Při porovnávání výsledků svalových sil na levé a pravé DK je nutné si uvědomit, že první a druhý krok jsou oproti sobě posunuty na časové ose. Proto byla pro porovnání výsledků simulován i model bez transpozice svalu *m. tibialis posterior*. Pro obecné rozklíčování velkých změn v silových závislostech by mělo být toto provedení lépe přístupné a jednodušší k porozumění, než porovnávat levou a pravou DK z jedné simulace. Z důvodu nepřesných dat a velké řady odhadů bych považoval závislosti jednotlivých svalových sil na čase za orientační, a proto nemá velký význam hledat malé nuance při tomto porovnávání.

Z prvního pohledu na graf z obrázku 25 a srovnáním ho s grafem na obrázku 26, je vidět podstatná skutečnost, že transpozicí svalu *tibialis posterior* se výrazně změní silové poměry velké části svalů DK. Což byl hlavní předpoklad, který byl stanoven mezi v kapitole 3 Cíle práce. Pro bližší prozkoumání změn po transpozici svalu *tibialis posterior* je nutno blíže porovnat obrázky 25 a 26. Prvním rozdílem, na který byla zaměřena pozornost je zvětšení generované síly svalem *m. soleus* z netransponovaného stavu, kde dosahuje maxima cca 1300 N. Přičemž na DK, kde se nachází transponovaný sval *tibialis posterior*, tato síla dosahuje hodnoty přes 1900 N. Tento nárůst je očekávaným následkem transpozice, protože sval *tibialis posterior* se za normálního stavu zapojuje při plantární flexi, jak lze zpozorovat na obrázku 27 a je zapojen od došlápnutí na nohu, které proběhlo v čase 0,9 s až do opuštění nohy podložku, to proběhlo v čase 0,4 s.

Nejzatíženějším svalem v normálním stavu (obrázek 26) je *m. gastrocnemius medialis*, to se také změnilo po transponování svalu na modelu. Tento pokles generované síly ve zmíněném svale je pravděpodobně druhotným jevem zapříčiněným již zmíněnou vyšší silou *m. soleus*. Tato hypotéza koresponduje i s dřívějším a radikálnějším nárůstem síly ve svale *m. soleus*, která kryje zmíněný pokles v síle svalu *m. gastrocnemius medialis*.

Zapojení svalu *tibialis posterior* po transpozici odpovídá změně jeho funkce z plantárního flexoru na dorsální flexor. Proto jsou na obrázku 27 vybrány právě tyto svaly pro srovnání. Časové intervaly 0,3 s až 0,4 s a 0,75 s až 0,85 s jsou místa kdy model „přizvedává“ špičku, poprvé po odrazu z levé DK a podruhé před došlápnutím na

levé chodidlo. Síly v těchto časových úsecích v transponovaném svalu jsem ale očekával blíže oblasti velikosti síly od *m. anterior* na pravé noze. Nakonec se tato síla spíše přenesla přes ostatní dorsální flexory, zejména *m. extensor digitorum longus* a *m. extensor hallucis longus*. Toto lze pozorovat na obrázku 28, kde jsem vybral k porovnání závislosti svalů, které funkci transponovanému *tibialis posterior* přebraly z největší části. Velmi dobře je při porovnání obrázků 28 a 27 vidět, že rozdíl velikostí sil *m. tibialis anterior* a *m. tibialis posterior* je podobný produkované síle od součtu sil z grafu na obrázku 28. Rozdíl velikostí sil v prvním případě pozorujeme, protože tyto svaly působí zhruba proti sobě, a proto se rozdílem v jejich síle generuje kroutící moment ve směru dorsální flexe (v čase 0,8 s až 1 s) v hleznu dolní končetiny. Právě tento moment musí být vykryt ostatními svaly, v tomto případě to vypadá, že právě *m. extensor digitorum longus* a *m. extensor hallucis longus* se na tom podílí největší měrou. V čase 1 s až 1,2 s zůstávají tyto svaly poměrně aktivované, protože jak je vidět z grafu na obrázku 25 se přidává větší silou *m. gastrocnemius medialis*, který koná kroutící moment ve směru plantární flexe.

Při výpočtech svalových sil existuje mnoho úskalí, jak bylo popsáno již v teoretické části práce, proto byly popsány jen markantní rozdíly. Pokud bychom hledali podrobněji nastává problém s přesností výsledných dat a není možné rozeznat šum, nebo nepřesnost od opravdové změny v silových poměrech. Dalším problematickým aspektem je, že měřená data jsou na zdravém subjektu. Nejedná se o reálnou chůzi pacienta, který by si prošel transpozicí svalu *tibialis posterior*, nýbrž obecnou chůzi zdravého člověka.

Dalším podstatným faktorem ovlivňujícím výsledek je volba koeficientu rovnice (7) z kapitoly 4.2.4. Pro tuto práci byl, jak bylo možné si povšimnout již v tomto zmíněném odstavci, pro statickou optimalizaci použit koeficient 2.

Právě kvadrát aktivace svalu může být za jistých podmínek ekvivalentní kvadratuře svalovému napětí během chůze, proto se použitím kvadratického exponentu nevytratí soulad s fyzikálními vlastnostmi svalu. Volba exponentu byla také ovlivněna tím, že při optimalizačním výpočtu pomocí této funkce se zachovává informace o vzájemném působení agonistů a antagonistů. Vyšší koeficient než 2 nemá na výpočet sil od svalů statickou optimalizací podstatný vliv. [14]

5 Závěr

Cílem práce bylo studium změn v silových poměrech při chůzi u zdravé končetiny a u končetiny, která má transponovaný sval *tibialis posterior*. K tomu bylo zapotřebí zpracovat data z měření lidského pohybu takovým způsobem, aby bylo možné porovnat závislosti svalových sil na čase před a po vykonání transpozice.

Pro přípravu na splnění tohoto cíle byl použit především program OpenSim. Pro provedení této analýzy bylo zapotřebí provést několik úkonů od zjištění kinematiky modelu, přes zahrnutí vnějšího zatížení neboli grf až po statickou optimalizaci. Tento nástroj byl konečným prostředkem pro vypočtení síly v jednotlivých svalech v daném časovém intervalu. V tomto intervalu byl nakonec i porovnán stav DK s transponovaným svalem *tibialis posterior* a druhé DK bez provedené transpozice. Interpretace výsledků probíhala skrze porovnávání vykreslených sil do několika grafů.

Transpozice *tibialis posterior* je lékařskou praxí ověřená metoda pro navrácení rovnováhy do kotníku, proto je možné získat řádné povědomí o tom, co očekávat od výsledků. Výsledky simulace potvrdili, že se u mnohých svalů změní jimi produkovaná síla. Tato skutečnost by mohla mít za následek dlouhodobé přetěžování specifických svalů, nebo naopak zesílení potřebných svalů a zlepšení patologické chůze. Určení výsledku je tedy velmi individuální záležitost, proto je dobře, že transpozici musí předcházet prerekvizity (jak je popsáno v 2.5), které řeší specialista jednotlivě s pacientem.

6 Seznam použité literatury

- [1] FRONTERA, Walter R. a Julien OCHALA. Skeletal Muscle: A Brief Review of Structure and Function. *Behavior Genetics* [online]. 2015, **45**(2), 183–195. ISSN 15733297. Dostupné z: doi:10.1007/s00223-014-9915-y
- [2] VÁVRA, J. *Fyziologie svalů (skripta, PDF)* [online]. 2012 [vid. 2020-09-12]. Dostupné z: <http://tvf.lf2.cuni.cz/studenti/medici/fyziologie-svalu-2/>
- [3] ZAJAC, F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in biomedical engineering* [online]. 1989, **17**(4), 359–411. ISSN 0278-940X. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2676342>
- [4] BURKE, R. E., D. N. LEVINE, F. E. ZAJAC, P. TSAIRIS a W. K. ENGEL. Mammalian motor units: Physiological-histochemical correlation in three types in cat gastrocnemius. *Science* [online]. 1971, **174**(4010), 709–712. ISSN 00368075. Dostupné z: doi:10.1126/science.174.4010.709
- [5] DANIEL, Matej. Biomechanika svalů [přednáška]. Praha: ČVUT v Praze, 12. ledna 2018.
- [6] CARLSON, Bruce M. The Muscular System. In: *The Human Body* [online]. B.m.: Elsevier, 2019, s. 111–136. ISBN 9780128042540. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-804254-0.00005-3
- [7] SMITH, Nicholas P., Christopher J. BARCLAY a Denis S. LOISELLE. The efficiency of muscle contraction. *Progress in Biophysics and Molecular Biology* [online]. 2005, **88**(1), 1–58. ISSN 00796107. Dostupné z: doi:10.1016/j.pbiomolbio.2003.11.014
- [8] VILIMEK, Miloslav. Musculotendon forces derived by different muscle models. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2007, **9**(2), 41–47. ISSN 1509409X.
- [9] ERDEMIR, Ahmet, Scott MCLEAN, Walter HERZOG a Antonie J. VAN DEN BOGERT. *Model-based estimation of muscle forces exerted during movements* [online]. únor 2007. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005
- [10] PIZZOLATO, Claudio, David G. LLOYD, Massimo SARTORI, Elena CESERACCIU, Thor F. BESIER, Benjamin J. FREGLY a Monica REGGIANI. CEINMS: A toolbox to investigate the influence of different neural control solutions on the prediction of muscle excitation and joint moments during dynamic motor tasks. *Journal of Biomechanics* [online]. 2015, **48**(14), 3929–3936. ISSN 18732380. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2015.09.021
- [11] BAILLY, François, Amedeo CEGLIA, Benjamin MICHAUD, Dominique M. ROULEAU a Mickael BEGON. Real-Time and Dynamically Consistent Estimation of Muscle Forces Using a Moving Horizon EMG-Marker Tracking Algorithm—Application to Upper Limb Biomechanics. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* [online]. 2021, **9**(February), 1–12. ISSN 22964185. Dostupné z: doi:10.3389/fbioe.2021.642742
- [12] CROWNINSHIELD, Roy D. a Richard A. BRAND. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics* [online]. 1981, **14**(11), 793–801. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(81)90035-X
- [13] ARNOLD, Allison a Scott DELP. *Tutorial 3 - Scaling, Inverse Kinematics, and Inverse Dynamics* [online]. [vid. 2021-02-05]. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Tutorial+3+-+Scaling%2C+Inverse+Kinematics%2C+and+Inverse+Dynamics>

- [14] TSIRAKOS, D, V BALZPOULOS a R BARTLETT. Inverse optimization: functional and physiological considerations related to the force-sharing problem. *Critical reviews in biomedical engineering* [online]. 1997, **25**(4–5), 371–407. ISSN 0278-940X. Dostupné z: doi:10.1615/critrevbiomedeng.v25.i4-5.20
- [15] OMER, George E. Tendon transfers for traumatic nerve injuries. *Journal of the American Society for Surgery of the Hand* [online]. 2004, **4**(3), 214–226. ISSN 15310914. Dostupné z: doi:10.1016/j.jassh.2004.06.012
- [16] NEJEDLÝ, A., J. ZÁHORKA a V. DŽUPA. Tkáňový přenos a jeho role při radikální léčbě osteomyelitidy tibie [online]. 2009. Dostupné z: https://smos.cz/wp-content/uploads/2019/11/osteologicky_bulletin_2009_01.pdf
- [17] SCHEJBALOVÁ, A. *Ortopedické vady nohy a možnosti terapie* [online]. 2008 [vid. 2021-08-10]. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/ortopedicke>
- [18] YOUNGER, AS., HANSEN, ST., Jr. Adult cavovarus foot. *J Am Acad Orthop Surg*, 2005, **13**, p. 302–315
- [19] SCHEJBALOVÁ, A., SMETANA, V. Transpozice a hemitranspozice musculus tibialis anterior při řešení pes equinovarus. *Acta Chir orthop Traumatol čech*, 2001, **68**, č. 4, s. 239–243.
- [20] CHOMIAK, Jiří. *Následky častějších zranění horních končetin a jejich léčení* [online]. 2009 [vid. 2021-08-10]. Dostupné z: <https://www.sanquis.cz/index1.php?linkID=txt166>
- [21] Čížmář, I., Ehler, E., Pilný, J., Ira, D., Višňa, P., Dráč, P. Léze radiálního nervu a možnosti pozdní rekonstrukce funkce šlachovým transferem. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 2010, roč. 73-106, č. 6, s. 701-705. ISSN: 1210-7859; 1802-4041 (elektronická verze).
- [22] Vodičková, K. Chirurgická léčba vybraných typů strabismu. doktorandská disertační práce v oboru oftalmologie, MU v Brně LF
- [23] AMERICAN ACADEMY OF OPHTHALMOLOGY. *2019-2020 Basic and Clinical Science Course*. 2019. ISBN 978-1-68104-178-0.
- [24] ŠLAUF, Petr. *Anální inkontinence* [online]. 2000 [vid. 2021-08-11]. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/analni-inkontinence-129935>
- [25] WATKINS, M B, J B JONES, C T RYDER a T H BROWN. Transplantation of the posterior tibial tendon. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* [online]. 1954, **36-A**(6), 1181–9. ISSN 0021-9355. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13211711>
- [26] PILNÝ, J., I. ČIŽMÁŘ, E. EHLER a P. DRAČ. Transpozice šlachy m . tibialis posterior – efektivní řešení parézy peroneálních svalů [online]. 2016, **105**(3), 279–283. Dostupné z: file:///D:/Tomáš/Documents/TZSI/BP/Papery/Transpozice šlachy m. tibialis posterior – efektivní řešení parézy peroneálních svalů.pdf
- [27] GOH, J C, P Y LEE, E H LEE a K BOSE. Biomechanical study on tibialis posterior tendon transfers. *Clinical orthopaedics and related research* [online]. 1995, (319), 297–302. ISSN 0009-921X. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7554643>
- [28] KING, Brandon W., David J. RUTA a Todd A. IRWIN. *Spastic foot and ankle deformities: Evaluation and treatment* [online]. březen 2014. ISSN 10837515. Dostupné z: doi:10.1016/j.fcl.2013.10.007

- [29] WAGNER, Emilio, Pablo WAGNER, Diego ZANOLLI, Rubén RADKIEVICH, Gunther REDENZ a Rodrigo GUZMAN. Biomechanical Evaluation of Circumtibial and Transmembranous Routes for Posterior Tibial Tendon Transfer for Dropfoot. *Foot and Ankle International* [online]. 2018, **39**(7), 843–849. ISSN 19447876. Dostupné z: doi:10.1177/1071100718760845
- [30] MONT, M A, A L DELLON, F CHEN, M W HUNGERFORD, K A KRACKOW a D S HUNGERFORD. The operative treatment of peroneal nerve palsy. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* [online]. 1996, **78**(6), 863–9. ISSN 0021-9355. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8666604>
- [31] SCHWEITZER, Karl M. a Carroll P. JONES. Tendon Transfers for the Drop Foot. *Foot and Ankle Clinics* [online]. 2014, **19**(1), 65–71. ISSN 10837515. Dostupné z: doi:10.1016/j.fcl.2013.12.002
- [32] AYDIN, Ali, Murat TOPAL, Kutsi TUNCER, Umut CANBEK, Vahit YILDIZ a Mehmet KOSE. Extramembranous transfer of the tibialis posterior tendon for the treatment of drop foot deformity in children. *Archives of Iranian medicine* [online]. 2013, **16**(11), 647–51. ISSN 1735-3947. Dostupné z: doi:0131611/AIM.007
- [33] JENG, Clifford a Mark MYERSON. The uses of tendon transfers to correct paralytic deformity of the foot and ankle. *Foot and Ankle Clinics* [online]. 2004, **9**(2), 319–337. ISSN 10837515. Dostupné z: doi:10.1016/j.fcl.2004.03.003
- [34] VILÍMEK, Miloslav. *Markerset [obrázek]*
- [35] CRAMP, E. a kol. *The 3D Biomechanics Data Standard : C3D online help* [online]. 2001 [vid. 2021-12-08]. Dostupné z: <https://www.c3d.org/HTML/default.htm>
- [36] REGGIANI, Alice a Monica MANTOAN. *Matlab MOTion data elaboration TOolbox for NeuroMusculoSkeletal apps (MOtoNMS)* [online]. [vid. 2021-12-08]. Dostupné z: <https://simtk.org/projects/motonms/>
- [37] A. Mantoan, M. Reggiani, M. Sartori, Z. Sawacha, C. Pizzolato, C. Cobelli, A MATLAB generic tool to efficiently process C3D data files for applications in OpenSim, XXIV Congress of International Society of Blomechanics (ISB 2013), Nadal, Brazil, 2013
- [38] ARNOLD, Allison a Scott DELP. *Getting started with scaling* [online]. 2013 [vid. 2021-03-05]. Dostupné z: <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/Getting+Started+with+scaling>
- [39] ARNOLD, Allison a Scott DELP. Getting Started with Inverse Kinematics. *The National Center for Simulation in Rehabilitation Research* [online]. 2010 [vid. 2021-03-05]. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Getting+Started+with+Inverse+Kinematics>
- [40] ARNOLD, Allison a Scott DELP. *How Inverse Kinematics Work* [online]. 2017 [vid. 2021-12-08]. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/How+Inverse+Kinematics+Works>
- [41] ARNOLD, Allison a Scott DELP. *Getting Started with Inverse Dynamics* [online]. 2012 [vid. 2021-03-05]. Dostupné z: <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/Getting+Started+with+Inverse+Dynamics>
- [42] ARNOLD, Allison a Scott DELP. *How Inverse Dynamics works* [online]. 2018 [vid. 2021-12-08]. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/How+Inverse+Dynamics+works>

confluence.stanford.edu/display/OpenSim/How+Inverse+Dynamics+Works

- [43] ARNOLD, Allison a Scott DELP. *Getting Started With Static Optimization* [online]. 2014 [vid. 2021-03-05]. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Getting+Started+with+Static+Optimization>
- [44] ARNOLD, Allison a Scott DELP. How Static Optimization Works. *OpenSim Documentation* [online]. 2015 [vid. 2021-12-08]. Dostupné z: <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/How+Static+Optimization+Works>
- [45] RHEUMA-KINDERKLINIK. *3D-Bewegungsanalyse für rheumakranke Kinder* [online]. [vid. 2021-12-08]. Dostupné z: <https://www.ironman-hilfe-kinderrheuma.de/de/spendeprojekt/3d-bewegungsanalyse.php>
- [46] HAMNER, Samuel. *Comments on Gait2392 Max Isometric Muscle Force* [online]. 2008 [vid. 2021-12-08]. Dostupné z: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim24/Gait+2392+Max+Isometric+Muscle+Force>

7 Příloha

Celkové výsledky závislosti všech svalů obou DK (modelu po transpozici)

