

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA STROJNÍ

Studijní program: N0715A270012 – Strojní inženýrství
Studijní obor: Průmyslové inženýrství a management

DIPLOMOVÁ PRÁCE

**Vliv protézového kolenního kloubu na ergonomii chůze u ultra krátkých
stehenních amputací**

Autor: Bc. Tomáš BENČÍK
Vedoucí práce: Ing. Marek BUREŠ, Ph.D.

Akademický rok 2023/2024

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta strojní

Akademický rok: 2023/2024

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Bc. Tomáš BENČÍK**
Osobní číslo: **S22N0027K**
Studijní program: **N0715A270012 Průmyslové inženýrství a management**
Téma práce: **Vliv protézového kolenního kloubu na ergonomii chůze u ultra krátkých stehenních amputací**
Zadávající katedra: **Katedra průmyslového inženýrství a managementu**

Zásady pro vypracování

1. Anatomie amputací
2. Protetika dolních končetin
3. Biomechanika chůze o stehenní protéze
4. Srovnání matematického modelu VGK-S a standartního kloubu
5. Experimentální srovnání VGK-S a standartního kloubu
6. Zhodnocení a přínosy
7. Závěr

Rozsah diplomové práce: **50-70**
Rozsah grafických prací: **-**
Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

1. CHUNDELA, Lubor. Ergonomie. 3. vyd. Praha: ČVUT, 2013, 173 s. ISBN 978-80-01-05173-3.
2. SHORROCK, Steven, WILLIAMS, Claire. Human Factors and Ergonomics in Practice: Improving System Performance and Human Well-Being in the Real World. CRC Press, 2017, 456 s. ISBN 9781472439253.
3. CHAFFIN, D.B., ANDERSSON, G.B.J., MARTIN, B.J. Occupational biomechanics. USA: Wiley, 2006. ISBN 978-0-471-72343-1.
4. KROEMER-ELBERT, Katrin, KROEMER, Henrike, KROEMER-HOFFMAN, Anne. Ergonomics-How to design for ease and efficiency. 3rd edition. Elsevier Science Publishing, 2018, 756 s. ISBN 978-0-128-13296-8.
5. FILO, Petr. Nové metody v ergonomii. Vyd. 1. Brno: Mendelova univerzita, 2013. 104 s. ISBN 978-80-7375-870-7

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Marek Bureš, Ph.D.**
Katedra průmyslového inženýrství a managementu

Konzultant diplomové práce: **Ing. Ilona Kačerová, Ph.D.**
Katedra průmyslového inženýrství a managementu

Datum zadání diplomové práce: **16. října 2023**
Termín odevzdání diplomové práce: **24. května 2024**

L.S.

Doc. Ing. Vladimír Duchek, Ph.D.
děkan

Doc. Ing. Michal Šimon, Ph.D.
vedoucí katedry

Prohlášení o autorství

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě diplomovou práci zpracovanou na závěr studia na Fakultě strojní Západočeské univerzity v Plzni.

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně, s použitím odborné literatury a pramenů uvedených v seznamu, který je součástí této diplomové práce.

V Plzni dne:

.....

podpis autora

Poděkování

Tímto bych rád poděkoval panu Ing. Marku Burešovi, Ph.D. za poskytnutí měřicího přístroje a vedení diplomové práce. Dále dík patří společnosti Protetika Plzeň s.r.o. za poskytnutí prostorů pro montáž kloubu. V neposlední řadě bych pak rád poděkoval zkoumanému pacientovi za čas věnovaný případové studii.

ANOTAČNÍ LIST DIPLOMOVÉ PRÁCE

AUTOR	Příjmení Benčík	Jméno Tomáš	
STUDIJNÍ PROGRAM	N0715A270012 Průmyslové inženýrství a management		
VEDOUCÍ PRÁCE	Příjmení (včetně titulů) Ing. Bureš, Ph.D.	Jméno Marek	
PRACOVISŤE	ZČU - FST - KPV		
DRUH PRÁCE	DIPLOMOVÁ	BAKALÁŘSKÁ	Nehodící se škrtněte
NÁZEV PRÁCE	Vliv protézového kolenního kloubu na ergonomii chůze u ultra krátkých stehenních amputací		

FAKULTA	strojní	KATEDRA	KPV	ROK ODEVZD.	2024
----------------	---------	----------------	-----	--------------------	------

POČET STRAN (A4 a ekvivalentů A4)

CELKEM	52	TEXTOVÁ ČÁST	52	GRAFICKÁ ČÁST	0
---------------	----	---------------------	----	----------------------	---

STRUČNÝ POPIS (MAX 10 ŘÁDEK) ZAMĚŘENÍ, TÉMA, CÍL POZNATKY A PŘÍNOSY	Diplomová práce se zabývá vlivem protézového kolenního kloubu na chůzi pacientů s ultra krátkou stehenní amputací. Pomocí matematického modelu a případové studie demonstuje příznivý vliv posunutí těžiště protézy proximálně na kvalitu chůze.
KLÍČOVÁ SLOVA ZPRAVIDLA JEDNOSLOVNÉ POJMY, KTERÉ VYSTIHUJÍ PODSTATU PRÁCE	amputace ve stehně, protetika, kolenní kloub, ergonomie, VGK-S, moment setrvačnosti, těžiště

SUMMARY OF DIPLOMA SHEET

AUTHOR	Surname Benčík	Name Tomáš	
STUDY PROGRAMME	N0715A270017 Design engineering of machines and technical devices		
SUPERVISOR	Surname (Inclusive of Degrees) Ing. Bureš, Ph.D.	Name Marek	
INSTITUTION	ZČU - FST - KPV		
TYPE OF WORK	DIPLOMA	BACHELOR	Delete when not applicable
TITLE OF THE WORK	Effect of a prosthetic knee joint on gaitergonomics in ultra-short femoral amputees		

FACULTY	Mechanical Engineering	DEPARTMENT	Industrial engineering and management	SUBMITTED IN	2024
----------------	------------------------	-------------------	---------------------------------------	---------------------	------

NUMBER OF PAGES (A4 and eq. A4)

TOTALLY	52	TEXT PART	52	GRAPHICAL PART	0
----------------	----	------------------	----	-----------------------	---

BRIEF DESCRIPTION TOPIC, GOAL, RESULTS AND CONTRIBUTIONS	The diploma thesis deals with the effect of a prosthetic knee joint on the gait of patients with ultra-short femoral amputation. Using a mathematical model and a case study, it demonstrates the beneficial effect of moving the center of gravity of the prosthesis proximally on the quality of walking.
KEY WORDS	Transfemoral amputation, prosthetics, knee joint, ergonomics, VGK-S, moment of inertia, center of gravity

Obsah

Přehled použitých zkratk a symbolů.....	3
Seznam obrázků	4
Seznam tabulek	5
Seznam grafů.....	6
Úvod.....	7
1 Ergonomie	8
1.1 Historie ergonomie	8
1.2 Ergonomie a protetika	8
2 Amputace	10
2.1 Příčiny.....	10
2.1.1 Onemocnění oběhové soustavy.....	10
2.1.2 Traumatická poranění.....	10
2.1.3 Nádorová onemocnění.....	10
2.1.4 Infekční onemocnění	10
2.1.5 Malformace	11
2.2 Úrovně amputací na dolní končetině	11
2.2.1 Amputace v noze.....	11
2.2.2 Bércová/Transtibiální amputace.....	11
2.2.3 Exartikulace v kolenním kloubu	12
2.2.4 Transfemorální amputace.....	12
2.2.5 Exartikulace v kyčelním kloubu.....	12
3 Anatomie stehenního pahýlu.....	13
3.1 Kostí.....	13
3.2 Svalstvo	13
3.3 Problematika ultrakrátkého stehenního pahýlu	14
4 Protetika dolních končetin.....	16
4.1 Systém Mobis	16
4.2 Transfemorální protéza.....	18
4.2.1 Pahýlové lůžko	18
4.2.2 Kolenní kloub.....	18
4.2.3 Chodidlo	19
4.3 Stavba TF protézy.....	19
4.3.1 Základní stavba	19

4.3.2	Statická zkouška	20
4.3.3	Dynamická zkouška	22
5	Biomechanika chůze o protéze.....	23
5.1	Cyklus chůze na protéze	23
5.2	Nejčastější chyby při chůzi o protéze	24
5.2.1	Chyby ve švihové fázi kroku protézou.....	24
5.2.2	Chyby ve stojné fázi kroku protézou.....	25
5.2.3	Chyby ve stojné i švihové části kroku protézou.....	25
5.3	Chůze při ultrakrátké stehenní amputaci	26
6	Stanovení cílů pro praktickou část	27
7	Koncepce kolenního kloubu VGK-S.....	28
8	Zkoumaný pacient	33
8.1	Anamnéza	33
8.2	Současné vybavení	34
9	Srovnání matematického modelu VGK-S a standardního kloubu	35
10	Experimentální srovnání VGK-S a standardního kloubu.....	39
10.1	Měřicí zařízení	39
10.1.1	Umístění senzorů.....	39
10.1.2	Příprava na měření	40
10.2	Průběh měření	42
10.2.1	První měření	42
10.2.2	Druhé měření.....	42
10.3	Výsledky	43
10.3.1	Abdukce v kyčelním kloubu	43
10.3.2	Flexe v kyčelním kloubu	47
10.3.3	Flexe v kolenním kloubu.....	48
10.3.4	Lateroflexe trupu	49
10.4	Hodnocení pacientem.....	50
11	Celkové zhodnocení případové studie.....	51
	Závěr.....	52
	Seznam použitých zdrojů	53

Přehled použitých zkratk a symbolů

TF	Stehenní/vedený skrze stehno (z anglického <i>transfemoral</i>)
LDK	Levá dolní končetina
PDK	Pravá dolní končetina
DK	Dolní končetina
M	Sval (z latinského <i>musculus</i>)
MM	Svaly (z latinského <i>musculi</i>)
INT	Vnitřní (z latinského <i>interior</i>)
FOPTO	Federace ortopedických protetiků technických oborů
MAX	Maximální hodnota
MIN	Minimální hodnota
FST	Fakulta strojní
ZČU	Západočeská univerzita v Plzni

Seznam obrázků

Obrázek 3-1: Závislost abdukční polohy na délce pahýlu [4].....	14
Obrázek 3-2: Závislost flekční polohy na délce pahýlu [4]	15
Obrázek 4-1: Stupně aktivity [13].....	17
Obrázek 4-2: Základní stavba TF protéz [archiv Otto Bock].....	20
Obrázek 4-3: Zátěžová linie v rovině sagitální [archiv Otto Bock]	21
Obrázek 4-4: Zátěžová linie v rovině frontální [archiv Otto Bock].....	22
Obrázek 7-1: VGK-S [21].....	28
Obrázek 7-2: Změna pozice kolenního kloubu [vlastní].....	30
Obrázek 8-1: Kolenní kloub Dynion [22]	34
Obrázek 10-1: T-Sens senzor [25]	39
Obrázek 10-2: Umístění senzorů [24]	40
Obrázek 10-3: Kalibrace senzorů [24]	41
Obrázek 10-4: Virtuální avatar [vlastní]	41
Obrázek 10-5: Protéza se senzory [vlastní].....	42
Obrázek 10-6: Křivka průběhu abdukce LDK (Dynion) [vlastní]	43
Obrázek 10-7: Křivka průběhu abdukce PDK (Dynion) [vlastní]	43
Obrázek 10-8: Pozice protézy ve švihové fázi kroku (Dynion) [vlastní].....	44
Obrázek 10-9: Křivka průběhu abdukce LDK (VGK-S) [vlastní].....	44
Obrázek 10-10: Křivka průběhu abdukce PDK (VGK-S) [vlastní]	44
Obrázek 10-11: Pozice protézy ve švihové fázi kroku (VGK-S) [vlastní]	45

Seznam tabulek

Tabulka 7-1: Srovnání momentů setrvačnosti, modelová situace.....	31
Tabulka 9-1: Srovnání kolenních kloubů	35
Tabulka 9-2: Srovnání momentů setrvačnosti, zkoumaná protéza	37
Tabulka 10-1: Srovnání hodnot maximální abdukce	45
Tabulka 10-2: Srovnání hodnot maximální flexe v kyčelním kloubu.....	47
Tabulka 10-3: Srovnání hodnot maximální flexe v kolenním kloubu	48
Tabulka 10-4: Srovnání hodnot maximální lateroflexe trupu	49

Seznam grafů

Graf 7-1: Srovnání momentů setrvačnosti, modelová situace.....	32
Graf 9-1: Srovnání momentů setrvačnosti, zkoumaná protéza	38
Graf 10-1: Srovnání hodnot maximální abdukce	46
Graf 10-2: Srovnání hodnot maximální flexe v kyčelním kloubu	47
Graf 10-3: Srovnání hodnot maximální flexe v kolenním kloubu	48
Graf 10-4: Srovnání hodnot maximální lateroflexe trupu	49

Úvod

Amputace je jedním z nejstarších chirurgických zákroků v lidské historii. Dlouho byla nejstarší amputace přisuzována muži, který žil na území dnešní Francie před 7000 lety. Ostatky nesly stopy po zhojené chirurgicky provedené amputaci v předloktí. Objevy učiněné v roce 2022 na Borneu však posouvají historii tohoto zákroku do doby před neuvěřitelnými 31 000 lety. Archeologům se na tomto ostrově v Jihovýchodní Asii podařilo objevit pozůstatky člověka, kterému byla chirurgicky provedena amputace v bérce, po níž prokazatelně žil ještě přinejmenším 6 let.

S historií amputací bezpochyby souvisí historie protetiky. Těžko říct, kdy se poprvé objevuje snaha nahradit ztracené končetiny. Nejstarší dochovanou protézou je dřevěná náhrada palce nohy, která byla datována do období 950 - 710 před naším letopočtem.

Lidská vynalézavost se při snaze pomoci osobám postiženým amputací dlouho musela opírat o jednoduché technologie a dřevěné či kožené protézy nabízely jen skromnou kompenzaci. V průběhu minulého století se však díky rozvoji nových technologií protézy začínají více a více přibližovat svým chováním zdravé ruce či noze.

V současné době se již lze setkat s pohyblivou protézou ruky řízenou vůlí uživatele nebo v případě protéz dolních končetin s kolenními klouby řízenými mikroprocesorem. Co však zůstává překážkou při hledání optimálního řešení pro pacienty, jsou nevyhnutelné fyzikální zákony. Kvalitnější a pokročilejší vybavení sebou zpravidla nese nárůst hmotnosti pomůcky. Vyšší hmotnost znamená, že na pahýl působí větší síly a hrozí zvýraznění nežádoucích pohybů při chůzi či dokonce ztráta pevného ulpění. Toto se projevuje především u extrémně krátkých stehenních pahýlů.

Tato práce se zabývá zkoumáním vlivu konstrukce transfemorální protézy na její fyzikální vlastnosti při pohybu a možný vliv těchto změn oproti tradičním konceptům na komfort pacientů.

1 Ergonomie

Ergonomie vznikla počátkem 20. století a jedná se tedy o relativně mladý vědní obor. Nejčastěji je spojována s optimalizací pracovního prostředí pro potřeby člověka a to po stránce psychické, fyzické a organizační. Rozhodně se však s ergonomií nesetkáváme jen v rámci průmyslových podniků. [1]

Obecně lze ergonomii rozdělit na procesní a produktovou. Procesní ergonomie je ta známější zabývající se úpravou pracovního prostředí. Produktová ergonomie si klade za cíl udělat výrobek co nejkomfortnější ve vztahu k organismu klienta. Právě zde se obor ergonomie setkává s protetikou. [1]

1.1 Historie ergonomie

Coby vědní obor vznikla ergonomie relativně nedávno a to na počátku 20. století. Její principy však lidstvo využívalo už od chvíle, kde se v Africe vyvinuli první jedinci homo sapiens. Lidé přizpůsobovali tvar svých zbraní a nástrojů tak, aby jim co nejlépe sedly do rukou a umožnily jim provádět práci efektivněji s vynaložením menšího úsilí.

S rozvojem civilizace a řemesel pak vidíme stále větší zdokonalování pracovních postupů a vznik jednoduchých strojů, které přispívají k usnadnění pracovních činností. Starověk s sebou také nese přizpůsobování obydlí pohodlí člověka. Otec lékařství Hippokrates se také jako první zmiňuje o onemocněních vzniklých v důsledku pracovní činnosti a přichází s návrhy na zmírnění rizika jejich vzniku.

Za zmínku dále stojí práce německého lékaře Ulricha Ellenborga (1435-1499), který na samém konci středověku sepsal knihu rad pro zlatníky a kovotepce, kde mimo jiné hovoří například o významu dobře větraného prostoru. [2]

Medicína se pomalu posouvala kupředu a vlivu práce na zdraví byl přikládán stále větší význam. Na přelomu sedmnáctého a osmnáctého století pak italský lékař Bernardino Ramazzini (1633-1714) vydává své rozsáhlé pojednání o onemocněních spjatých s prací: De Morbis Artificum Diatriba – Nemoci pracujících. Zde rozebírá vliv chemikálií, prachu, kovů a dalších vnějších činitelů na celou řadu povolání zahrnujících chemiky, hrnčíře, sýraře, malíře, studnaře či chůvy. Ve své práci nevynechává ani vliv špatné postury na zdraví a díky své rozsáhlé práci je také nazýván otcem pracovního lékařství. [3]

Podobně jako mnoho jiných oborů i ergonomie zažívá boom v období průmyslové revoluce. Přesunem pracovní síly do továren prudce vzrostlo množství pracovních úrazů a onemocnění způsobených prací. Vzniká také velké množství levicových hnutí za práva dělníků a výrazně roste význam pracovního lékařství. Ve snaze zvýšit efektivitu výroby vznikají první rozsáhlejší studie zabývající se přizpůsobením pracovního prostředí člověku a v průběhu dvacátého století se již ergonomie stává plnohodnotným vědním oborem. [2]

1.2 Ergonomie a protetika

Protéza není jen výrobkem, ale stává se součástí každodenního života osoby po amputaci. V tomto ohledu jsou z hlediska ergonomie na protézy horních i dolních končetin kladeny větší nároky, než na pracovní nástroje či prvky prostředí. Každá pomůcka je vyráběna individuálně dle specifických potřeb pacienta. Aby protéza plnila naplno svou funkci, musí splňovat řadu kritérií.

Pahýlové lůžko musí zajišťovat pevné a komfortní spojení s tělem pacienta. Zátěž musí být na pahýl roznesena rovnoměrně bez rizika vzniku otlaků či odřenin. Zároveň nesmí pahýlové lůžko překážet například při sezení.

Ergonomie se také zabývá efektivností přístrojů používaných člověkem. V tomto kontextu musí protézy splňovat svůj účel bez potřeby užití nepřiměřené síly. Klouby protézy jsou navrhovány a umístěny tak, aby se svou činností co nejvíce přiblížily pohybům zdravé končetiny. Pacient si s protézou musí připadat bezpečně.[4]

Další složkou ergonomie, která je v protetice využívána, je uživatelská přívětivost. Používání pomůcky by mělo být intuitivní. Činnosti jako nasazování, sundávání a drobné změny nastavení (například u bionických kloubů) by měly být snadno a rychle proveditelné a to i pro pacienty s omezenou hybností v důsledku dalších postižení.

Jak již bylo zmíněno výše, protéza je vždy zhotovována individuálně, tělo člověka se však v čase mění a je tak potřeba zajistit pravidelné kontroly, úpravy a celkově funkční komunikaci s pacientem.

V neposlední řadě nelze opomenout ani estetický význam protézy, která pacientům vrací pocit symetrie a celistvosti těla. [4][5]

2 Amputace

Amputací se v kontextu chirurgie rozumí odstranění periferní části těla včetně kožního krytu a části skeletu. Tato operace má za následek funkční nebo kosmetické změny, které lze kompenzovat protetickým vybavením. [5]

Amputace by se zpravidla měly provádět za těmito třemi účely:

1. Odstranit nemocnou tkáň
2. Snížit invaliditu
3. Zachránit život

Tyto zásady definoval před více než dva a půl tisíci lety Hippokrates, nazývaný též “*otec medicíny*” a i po uplynutí mnoha staletí jsou tyto zásady respektovány dodnes. [5]

Amputace prováděná v linii kloubu se nazývá *exartikulace*.

2.1 Příčiny

Příčin amputací je velké množství, provádí se jako prostředek k záchraně či zkvalitnění života.

2.1.1 Onemocnění oběhové soustavy

Ve vyspělých zemích se jedná o nejčastější příčinu amputací. Sedavý životní styl, kouření a strava bohatá na cukry sebou nese zvýšené riziko onemocnění srdce a cév. Špatně prokrvené periferie těla pak jsou náchylné ke vzniku zánětů a trombóz. Často skloňovanou diagnózou pak bývá diabetes druhého typu, lidově nazývaný “*cukrovka*”.

Tato onemocnění mají negativní vliv na celý organismus. Hojení pooperačních ran bývá zdoluhavé a nemocní bývají často ve špatné fyzické kondici, což znesnadňuje následnou rehabilitaci s protézou. Tento typ amputací je obzvláště častý u osob důchodového věku. [6]

2.1.2 Traumatická poranění

Tato příčina je častější u mladších osob. Je zpravidla spojena s výrazným poškozením tkání a často přidruženými zraněními. K amputacím běžně dochází v důsledku dopravních nehod, či pracovních úrazů. Do této kategorie také spadají amputace vzniklé v důsledku termických poranění, jako jsou obzvláště závažné popáleniny, omrzliny či úrazy elektrickým proudem. [6]

2.1.3 Nádorová onemocnění

Do této skupiny spadají amputace způsobené jak nádory kostí, tak měkkých tkání. Při postižení kostní tkáně obvykle dochází k odstranění celé kosti, aby se předešlo šíření tumoru. Pacienti bývají často při vybavování protézou ve špatné fyzické kondici v důsledku přidružených chemoterapií. [6]

2.1.4 Infekční onemocnění

Může se jednat o onemocnění měkkých tkání, ale i záněty kostí, takzvané osteomyelitidy. K amputacím dochází při rozvinutí zánětů do takové míry, že je narušen krevní oběh v končetině, či hrozí rozšíření zánětu do zbytku organismu. Příkladem bakterie, která může svou činností způsobit amputaci, je *staphylococcus aureus*. [6]

2.1.5 Malformace

Jedná se o vrozené vady. Etiologie těchto poškození je široká. Může se jednat o následek komplikací při porodu, dále může být prenatální vývoj neblaze ovlivněn chemickými látkami, či je původ malformace genetický.

K amputacím dochází u těchto pacientů se záměrem zlepšit kvalitu života, pokud končetina neumožňuje zajištění chůze ani při vybavení ortoprotézou. Pokud to jde, amputace se odkládá až do doby, kdy je u pacienta ukončeno období růstu. [6]

2.2 Úrovně amputací na dolní končetině

Rozhodnutí o výši provedení amputace má zásadní vliv na budoucí život pacienta. Je potřeba zhodnotit, do jaké míry byly zasaženy tkáně, ale přihlíží se i k předpokládané aktivitě pacienta po amputaci.

Pokud je to možné, mělo by rozhodnutí o výši amputace proběhnout na základě diskuse v multidisciplinárním týmu. [7]

2.2.1 Amputace v noze

Tyto amputace jsou vůbec nejčastějšími a obvykle mají svůj původ v ischemických onemocněních.

Nejmenším zásahem do organismu je amputace prstů. Už ta však má vliv na biomechaniku chůze, obzvláště pak amputace palce. Už zde se doporučuje protetická kompenzace, a to v podobě individuální ortopedické obuvi, či vložek.

Podobně je kompenzována transmetatarzální amputace, tedy amputace v linii prstů.

Posuneme-li se v oblasti chodidla výše, nalezneme Chopartův a Lisfrankův kloub. V těchto kloubech se provádějí stejnojmenné exartikulace. Při tomto chirurgickém zásahu už je potřeba pro kompenzaci ztráty využít takzvaných štítových protéz. [8][9]

Poměrně technicky náročnou amputací je amputace dle Pirogova. Je spojována s velkým množstvím komplikací především u diabetiků, proto se s ní v praxi setkáme jen výjimečně. Dochází při ní k odstranění všech kostí nohy, výjimku tvoří část patní kosti. Ta se společně s Achillovou šlachou překlopí o 90 ° k upravené distální části tibie.

Poslední amputací v úrovni nohy je amputace dle Symeho. Dochází při ní k odstranění celého chodidla v hlezenním kloubu.

Všechny tyto amputace mají tu výhodu, že se pacienti dokáží po omezenou vzdálenost pohybovat i bez protézy. Nevýhodou je malý prostor pro protetické dílce. Tím se vylučuje dosažení vysoké pohybové aktivity. [8][9]

2.2.2 Bércová/Transtibiální amputace

Jedná se o amputaci skrze lýtkovou (fibula) a holenní (tibia) kost. Lýtkovou kost je vhodné přerušit proximálněji než kost holenní. Délka pahýlu má výrazný vliv na budoucí aktivitu pacienta. Příliš krátký pahýl neumožňuje kvalitní přilnutí pahýlového lůžka a dochází k výraznému oslabení svalové síly. Příliš dlouhý pahýl pak neposkytuje prostor pro kvalitní krytí svalovými laloky a podobně jako u amputací v noze, je potom protetik omezen při výběru vhodného protetického chodidla. Jako optimální délka pahýlu se udává přibližně 12-15 centimetrů. [4][8]

2.2.3 Exartikulace v kolenním kloubu

Při této amputaci dochází k odstranění končetiny v linii kolenního kloubu. Čěška (patella) se obvykle neodstraňuje. V minulosti byla tato amputace považována za nevýhodnou, vzhledem k obtížím s protetickým vybavením. Díky rozvoji nových technologií se však tato amputace stala preferovanou před amputací ve stehně, neboť vzniká pahýl se zachovalou svalovou rovnováhou a koncem schopným nést zátěž. [4][8]

2.2.4 Transfemorální amputace

Jedná se o amputaci skrze stehenní kost. Je nazývána též amputace ve stehně či nadkolenní amputace. Tato amputace je indikována, pokud není žádná možnost zachovat kolenní kloub, nebo nelze provést exartikulaci v koleni. [8] Dále bude používána zkratka TF.

2.2.5 Exartikulace v kyčelním kloubu

Dochází k odstranění celé dolní končetiny v kyčelním kloubu. Jedná se o velice radikální zásah, který vyžaduje speciální protetické řešení. Při výrobě protézy je potřeba nahradit hned tři ztracené klouby. [4][8]

3 Anatomie stehenního pahýlu

Pro plné porozumění problematice protézování je potřeba nejprve nastínit anatomickou a biomechanickou situaci na stehenním pahýlu. V tomto ohledu jsou relevantní kost sedací (os ischii), kost stehenní (femur) a svalstvo pahýlu. [10]

3.1 Kostí

Kost sedací

Tato kost společně s kostí kyčelní a stydkou tvoří kost pánevní. Skládá se ze dvou částí: těla (corpus ossis ischii) tvořícího zadní část kyčelní jamky (acetabula) a ramene (ramus ossis ischii) pokračující dopředu. Na spodní části v místě, kde se tělo a rameno potkávají, nalezneme sedací hrbol (tuber ischiadicum). Tento hrbol je dobře hmatný a při konstrukci stehenních protéz je využíván pro přenos zátěže. [5][11]

Kost stehenní

Jedná se o největší a nejsilnější kost lidského těla. Popisujeme na ní čtyři hlavní části: hlavičky kosti stehenní (caput femoris), krček kosti stehenní (collum femoris), který připojuje hlavičku k tělu kosti, dále tělo kosti stehenní (corpus femoris) a kondyly kosti stehenní (condyli femoris). Kondyly jsou rozšířené kloubní hrboly pro spojení s holenní kostí. [11]

Na horním konci kosti nalezneme dva hrboly - trochantery. Tyto hrboly jsou významnými místy pro úpony svalů. Větší z hrbolů se nazývá trochanter major. Najdeme jej laterálně od kyčelního kloubu. Je dobře hmatný. [11]

Jak napovídá název, transfemorální amputace je vedena v linii stehenní kosti. Ta je obvykle přerušena v úrovni 12 - 15 cm nad osou kolenního kloubu a ošetřena pro připojení svalových laloků. [2]

3.2 Svalstvo

Na rozdíl od exartikulace v kolenním kloubu je u TF amputace vždy narušena svalová rovnováha. Svaly by se měly v rámci možností fixovat ke kosti, dále je potřeba sešít příslušné agonisty a antagonisty a vytvořit tak svalovou smyčku. [10] Pohyb pahýlu ovládají svaly kyčelního kloubu a svaly stehenní.

Svaly kyčle lze rozdělit na tři skupiny.

Přední skupinu svalů tvoří m. iliopsoas, který zajišťuje flexi v kyčelním kloubu. Po amputaci často dochází ke zkrácení tohoto svalu, což má neblahý vliv na protézování. [10]

Zadní skupina svalů jsou takzvané svaly hýždě - mm. glutei. M. gluteus maximus, medius a minimus, zajišťují extenzi a abdukcii v kyčelním kloubu. Tyto svaly nejsou amputací zasaženy, neboť jejich úpony leží na vrcholu stehenní kosti. [10]

Třetí skupinou jsou pak svaly pelvitrochanterické. Tuto skupinu tvoří malé svaly m. piriformis, mm. gemelli, m. obturatorius int., m. quadratus femoris. Společně zajišťují zevní rotaci a abdukcii v kyčli. [6][10]

Svalstvo stehna lze taktéž rozdělit do tří skupin.

Přední skupinu tvoří mohutný sval m. quadriceps femoris. U zdravé končetiny je jeho hlavním úkolem extenze kolenního kloubu. U stehenního pahýlu pak prostřednictvím jedné ze svých čtyř hlav přispívá k flexi v kyčelním kloubu. Druhým svalem přední skupiny je m. sartorius. Tento dlouhý sval provádí flexi, abdukcii a zevní rotaci kyčle. [6][10]

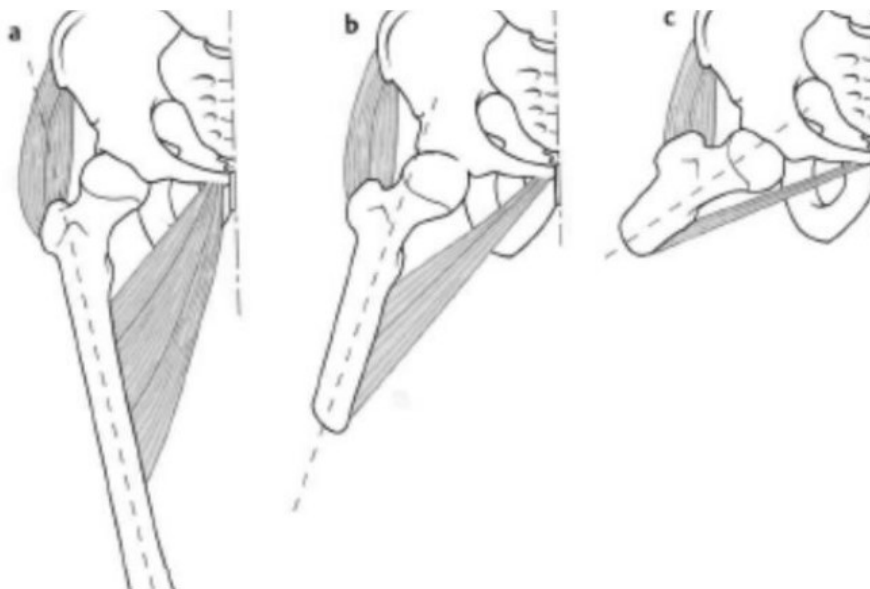
Druhou svalovou skupinou stehna jsou vnitřní svaly stehenní, označované též adduktory stehna. Nalezneme zde celkem šest svalů: m. pectineus, m. adduktor longus, m. adduktor brevis, m. adduktor magnus, m. obturatorius externus a m. gracilis. Všechny tyto svaly zajišťují addukci stehna. Jejich začátky najdeme na kosti sedací a stydké. Upínají se v různé úrovni na těle stehenní kosti. [6]

Poslední je pak zadní skupina svalů. Ta je tvořena třemi svaly: m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Hlavní funkcí těchto svalů na stehenním pahýlu je addukce, extenze a zevní i vnitřní rotace v kyčli. [6][10]

3.3 Problematika ultrakrátkého stehenního pahýlu

Jak již bylo zmíněno výše, TF amputace sebou vždy přináší vznik svalové nerovnováhy a s každým ztraceným centimetrem stehenní kosti se tento problém zvětšuje.

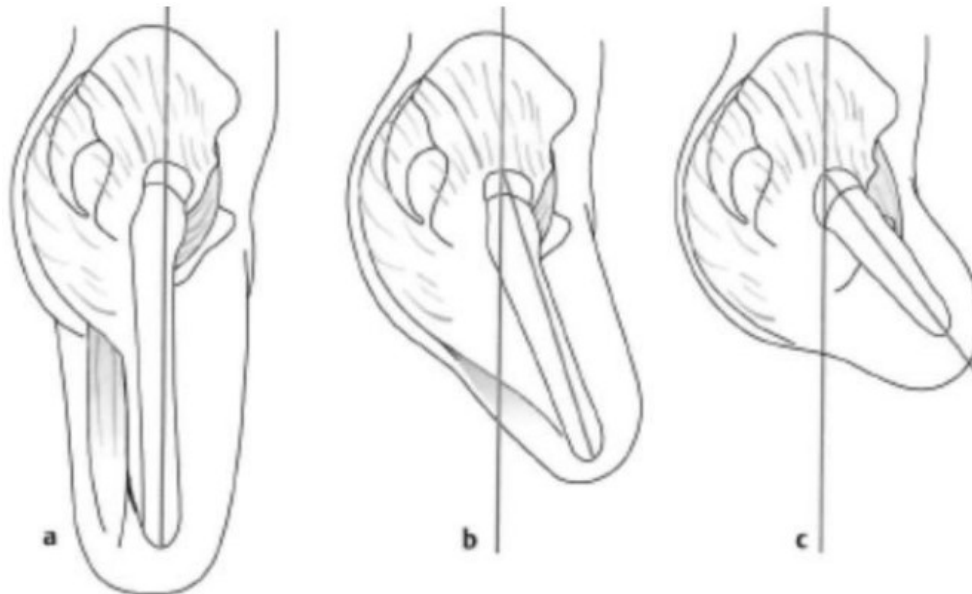
Nejvíce zasažena amputací je skupina přitahovačů stehna, adduktory. Nejsilnějším z těchto svalů je adduktor magnus, který se upíná na mediálním epikondylu femuru, a je tedy amputací vždy poškozen. Kromě ztráty samotné hmoty svalu se zmenšuje také rameno síly, na které mohou adduktory působit. S posouváním řezu proximálně jsou pak zasaženy i další adduktory a síla pahýlu do addukce tak stále klesá. Svalová nerovnováha je však dána nejen ztrátou jedné svalové skupiny, ale i faktem, že její antagonisté zůstávají neporušeni. Abduktory stehna zůstávají nezasaženy dokonce i v případě, kdy amputace dosáhne takové úrovně, že nezůstanou zachovány žádné adduktory. [6]



Obrázek 3-1: Závislost abdukční polohy na délce pahýlu [4]

Ve frontální rovině tedy u krátkých stehenních pahýlů pozorujeme abdukční polohu, dochází však také ke vzniku svalové nerovnováhy v rovině sagitální, a to z podobných příčin. Svaly zajišťující extenzi stehna, m. gluteus maximus a flexory kolenního kloubu, ztrácejí účinnou

páku. Hlavní flexor m. iliopsoas přitom díky svému úponu na malém chocholíku kosti stehenní zůstává i u vysokých amputací nepostižen. Pozorujeme vznik flekčního postavení. [6]



Obrázek 3-2: Závislost flekční polohy na délce pahýlu [4]

Po amputaci si pahýl hledá novou svalovou rovnováhu, ta lze ovlivnit cvičením, ale obzvláště u ultrakrátkých stehenních pahýlů se vzniku patologického postavení nevyhneme. To komplikuje následné protézování. [4]

V souvislosti s protetickým vybavením je potřeba dále zmínit i další výzvy pro ortopedické techniky. Krátký pahýl nabízí jen malou plochu pro přilnutí lůžka protézy k tělu a je tak často potřeba uchýlovat se k neadekvátním způsobům uchycení. Váha pomůcky se u tohoto druhu amputace stává velkou překážkou pro fyziologickou chůzi. [6]

4 Protetika dolních končetin

Ortopedická protetika nazývaná též technická ortopedie je nelékařským zdravotnickým oborem zabývajícím se výrobou pomůcek, které mají nahradit ztracené funkce či části organismu. Tento obor úzce navazuje na neurologii, ortopedii, fyzioterapii a ergoterapii. Z pohledu funkce vyráběných pomůcek můžeme tento obor rozdělit na pět podoborů. [9][12]

- Protetika se vyznačuje tím, že vyrábí protézy, tedy pomůcky, které nahrazují nejen chybějící část těla, ale i její funkci. V rámci tohoto oboru vznikají protézy horních a dolních končetin.
- Ortotika se zabývá výrobou ortéz, tedy pomůcek, které nahrazují funkci části těla, ale ne část těla samotnou. Do této skupiny se řadí široká škála pomůcek, které kompenzují ztrátu hybnosti, fixují či upravují vadné postavení. Ortotika se věnuje dolním i horním končetinám, ale také osovému skeletu, neboť do tohoto oboru spadají také trupové ortézy neboli korzety.
- Epitetika je malý obor, v rámci nějž vznikají kosmetické náhrady částí těla, které však neplní původní funkci. Spadají sem například silikonové náhrady uší, nosů či článků prstů.
- Adjuvatika zahrnuje široké spektrum kompenzačních pomůcek, které nejsou přímo spojeny s tělem pacienta, ale usnadňují mu pohyb a každodenní činnosti. Do výčtu takovýchto pomůcek patří berle, hole, invalidní vozíky, ale také třeba speciální úpravy koupelen či vozidel.
- Posledním podoborem je kalceotika, která se zabývá kompenzací a korekcí deformit v oblasti chodidla. V rámci tohoto oboru vznikají ortopedické vložky a obuv.

Tato práce je zaměřena na protetiku, konkrétně na pomůcky vyráběné pro pacienty po transfemorální amputaci.

4.1 Systém Mobis

Pacienti po amputaci mají různé nároky na schopnosti protéz s přihlédnutím k jejich zdravotnímu stavu a fyzické síle. Tyto rozdíly reflektuje široká nabídka protetických dílců. Aby se ke klientům dostalo optimální vybavení, vyvinula firma Otto Bock systém Mobis pro hodnocení stupně aktivity uživatelů. Kromě aktivity systém také pracuje s hmotností pacienta. Tento systém byl adoptován v rámci celého oboru a s jeho pomocí lze snadno nalézt nejvhodnější vybavení pro každého pacienta. [9]

Stupeň aktivity 1

Interiérový typ uživatele – pacient bude protézu používat hlavně v domácím prostředí, pro pohyb po rovném nečlenitém povrchu. Jeho rychlost bude stálá a pomalá. Vzdálenost ušlá s protézou bude značně limitována schopnostmi amputovaného.

Stupeň aktivity 2

Limitovaný exteriérový typ uživatele – pacient se s protézou bude v omezeném množství pohybovat i mimo domov, překonávat malé přírodní nerovnosti a bariéry. Jeho chůze bude pomalá.

Stupeň aktivity 3

Nelimitovaný exteriérový typ uživatele – pohyb mimo domov bude probíhat i ve složitějším terénu, a to za proměnlivé rychlosti chůze. Pacient zvládne překonávat větší bariéry a nerovnosti.

Stupeň aktivity 4

Uživatel bez omezení a se zvláštními požadavky – pacient se setkává s minimem činností, které by nezvládl. Mimo chůze i ve složitém terénu přibývají nároky na vykonávání sportovních aktivit jako je běh či lyžování. Při pohledu na ušlé vzdálenosti nenajdeme velké rozdíly oproti zdravým osobám.



Obrázek 4-1: Stupně aktivity [13]

4.2 Transfemorální protéza

TF protéza se skládá ze tří hlavních částí. Těmi jsou pahýlové lůžko, kolenní kloub a chodidlo. Tyto části jsou propojené různými druhy adaptérů. [12]

4.2.1 Pahýlové lůžko

Dle Baumgartnera se jedná o vůbec nejdůležitější součást protézy a jsou kladeny velké nároky na jeho individuální zhotovení. Pahýlové lůžko má za úkol pojmout objem pahýlu, přenášet zatížení při stoji i při chůzi, přenášet pohyb pahýlu na protézu a především zajistit spojení pahýlu se zbytkem protézy. [4]

Spojení s tělem se dá realizovat celou řadou mechanismů:

- ulpění vlivem komprese měkkých tkání;
- ulpění vlivem podélného elastického napětí;
- ulpění vlivem adhezního tření;
- ulpění vlivem pasivního vzpříčení tkáně;
- ulpění vlivem rozpětí svalstva;
- ulpění vlivem podtlaku;
- ulpění vlivem pomocných zařízení (bandáže, pásy, systémy zámků).

Často se pro připojení využívá více než jeden princip. Cílem všech těchto mechanismů je v maximální možné míře redukovat nežádoucí pohyby vznikající mezi pahýlem a lůžkem - tomuto jevu se říká pseudoartróza pahýlu, kdy se spojení lůžka chová jako samostatný nežádoucí kloub, který ztěžuje přenos sil do zbytku protézy. [4][9][12]

Nejčastější nežádoucí pohyb je pohyb podélný, nazývaný též pístový. Dochází k posunu lůžka při zatížení a ve švihů. U ultrakrátkých stehenních amputací se tyto problémy násobí, neboť je k dispozici jen malá plocha, na níž lze lůžkem působit. [4][14]

4.2.2 Kolenní kloub

Bez kolenního kloubu by byla TF protéza jen pouhou chůdou. Kvalitní kolenní kloub by měl zajišťovat stabilní oporu ve stojné fázi, měl by umožnit plynulý kyv protézy ve fázi švihové a měl by umožnit pohodlné sezení. [6][12]

Výběr optimálního kolenního kloubu je vysoce individuální a záleží na mnoha faktorech, jako jsou aktivita, zaměstnání a případná další postižení pacienta.

Kolenní klouby lze dělit dle jejich základní stavby či z hlediska mechanismu, kterým je řízena flexe kloubu.

Při dělení dle stavby dělíme klouby na monocentrické a polycentrické.

Monocentrické kolenní klouby, jak jejich název napovídá, mají pouze jednu osu otáčení, která vede středem kloubu. Jejich velkou výhodou je jednoduchá konstrukce, která zajišťuje snadnou údržbu. Nevýhodou je relativní nestabilita těchto kloubů a fakt, že vytvářejí pohyb, který se vzdaluje fyziologickému pohybu. [6][12]

Polycentrické kolenní klouby se skládají z více pohyblivých členů, které mají každý svou osu otáčení. Výsledná osa otáčení se tak při flexi posouvá podobně jako u zdravého kolene. Tyto klouby se tedy svým pohybem přibližují lidské fyziologii, jsou stabilnější a ve švihové fázi

dochází ke zkrácení funkční délky protézy, což snižuje pravděpodobnost zakopnutí. Nevýhodou těchto kloubů je složitější konstrukce a údržba.

Budeme-li dělit protetické kolenní klouby podle mechanismu ovládní, vzniknou nám tři základní kategorie: klouby mechanicky ovládané, klouby ovládané hydraulicky či pneumaticky a klouby řízené mikroprocesorem. [6][12]

4.2.3 Chodidlo

Protetická chodidla plní mnoho důležitých funkcí potřebných pro správné fungování protézy jako celku. Slouží jako tlumič rázů při kontaktu se zemí, vytvářejí přirozený odval ve stejné fázi kroku, v závislosti na typu chodidla pomáhají s odrazem do švihové fáze a obecně nahrazují v různé míře ztracený hlezenní kloub. [12][15]

Protetická chodidla lze rozdělit na tři druhy.

Chodidla klasická neumožňují pohyb v hlezenním kloubu a nejsou schopná akumulovat vloženou energii. Tato chodidla jsou vhodná pro prvovybavení geriatrických pacientů, neboť jsou vysoce stabilní.

Dynamická chodidla již umí akumulovat vloženou energii a umožňují pohyb v hlezenním kloubu. Chůze na těchto chodidlech vyžaduje více cviku, ale nabízí fyziologičtější a energeticky méně náročnou chůzi. Do této kategorie spadá široká škála chodidel. Některé akumulují energii skrze elastickou deformaci karbonové planžety chodidla, další zapojují hydrauliku či dokonce aktivní elektrický pohon.

Třetím typem jsou pak chodidla speciální určená na sport či jiné specifické aktivity. Tato chodidla zpravidla nejsou vhodná ke klasické chůzi. [15]

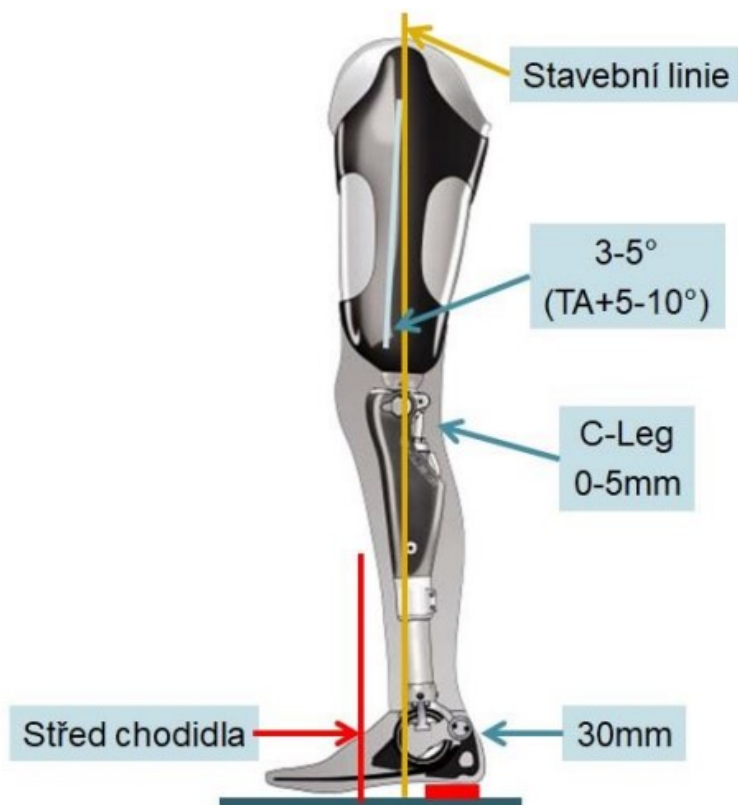
4.3 Stavba TF protézy

Jednotlivé části protézy je potřeba funkčně spojit dohromady, aby vznikla kvalitní náhrada ztracené končetiny, která umožní bezpečný a efektivní stoj i chůzi. Vzájemná pozice komponentů má velký vliv na výslednou podobu chůze a je podobně jako pahýlové lůžko vysoce individuální. Stavba a seřízení protézy probíhá obvykle ve třech krocích. [16]

4.3.1 Základní stavba

Tato stavba probíhá bez přítomnosti pacienta ve stavěcím stojanu. Je vztyčena kolmá stavební linie, vůči níž se jednotlivé komponenty polohují. Tato linie obvykle odpovídá zátěžové ose. Vychází se z instrukcí předepsaných výrobcí protetických komponentů, z obecně daných zásad stavby a z údajů naměřených na pacientovi. [16]

V závěru základní stavby jsou jednotlivé komponenty spojeny a protéza je připravena ke zkoušce.

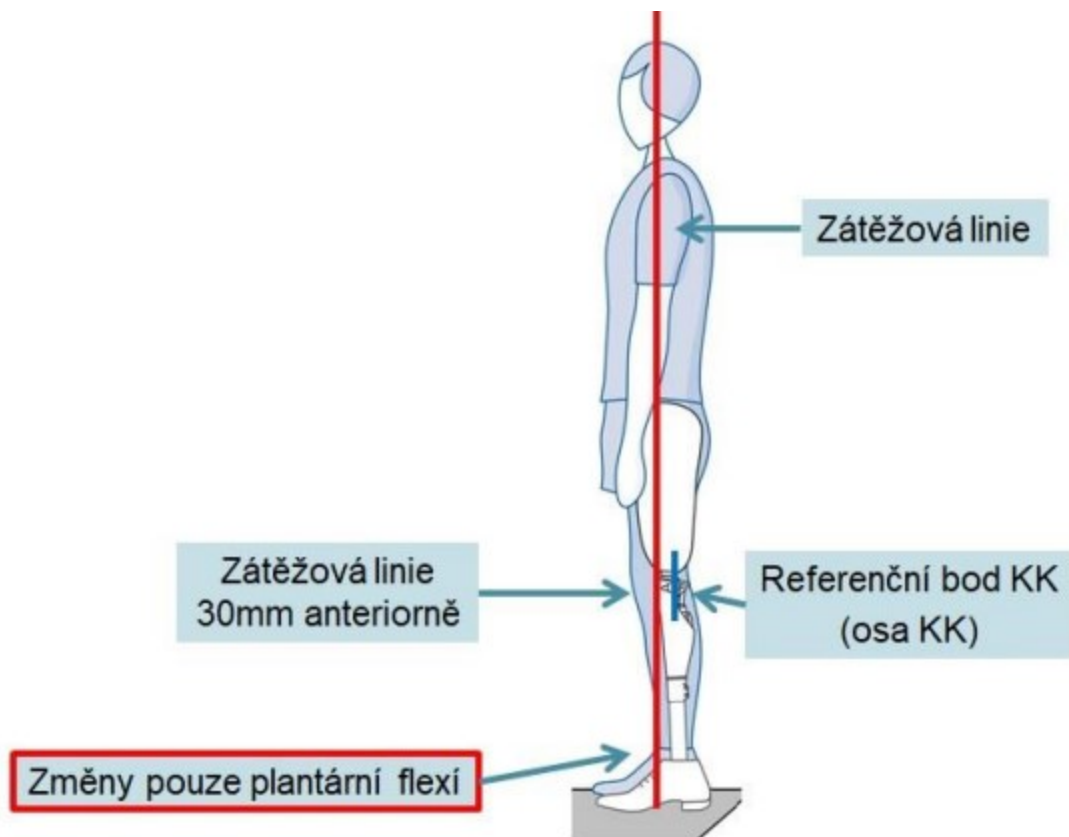


Obrázek 4-2: Základní stavba TF protéz [archiv Otto Bock]

4.3.2 Statická zkouška

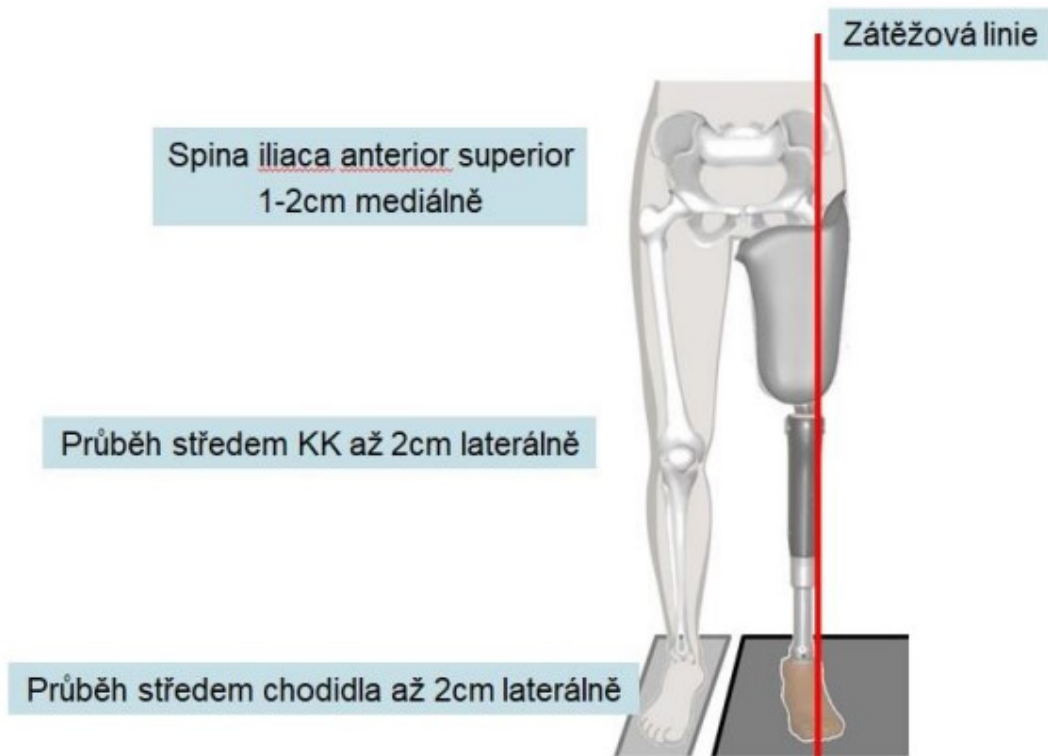
Po sestavení protézy lze přejít ke zkoušce s pacientem. Obvykle se pro posouzení správného provedení stavby používají zátěžové desky vybavené laserem, které na pacienta promítají zátěžovou linii. Seřizováním protézy se protetik snaží dosáhnout fyziologického průběhu zátěžové linie v sagitální i frontální rovině. [16]

V sagitální rovině by zátěžová linie měla procházet středem chodidla, přibližně 30 mm před středem otáčení kolenního kloubu, středem otáčení kyčelního kloubu, středem ramene a zvukovodem. [4][16]



Obrázek 4-3: Zátěžová linie v rovině sagitální [archiv Otto Bock]

Ve frontální rovině sledujeme opět průběh zátěžové linie. Ta by, sledováno od podložky, měla probíhat palcem, přibližně dva centimetry laterálně od středu kolenního kloubu a přibližně 1 – 2 cm mediálně od spina iliaca anterior superior. [4][16]



Obrázek 4-4: Zátěžová linie v rovině frontální [archiv Otto Bock]

4.3.3 Dynamická zkouška

Po nastavení protézy ve stoji přichází na řadu její seřízení při chůzi. Pacient chodí svou přirozenou rychlostí chůze. Protetik sleduje odchylky od fyziologického pohybu a dále mění nastavení protézy. [16]

5 Biomechanika chůze o protéze

Biomechanika je obor mechaniky, který zkoumá mechanické vlastnosti živých organismů. Dále se zabývá mechanikou těles, které mají přímou spojitost nebo jsou aplikovány na organismus. Z tohoto pohledu úzce souvisí s oborem technické ortopedie. [17]

Charakteristickým pohybem pro člověka je bipedální chůze, které je dosaženo složitou souhrou mnoha svalových skupin. Při ztrátě končetiny je celý tento řetězec narušen a i přes velké technologické pokroky není zatím možné chybějící končetinu zcela nahradit. Často je již na první pohled znát asymetrie, kdy se zdravá končetina a protéza pohybují v různých časech na různých drahách. V ideálním případě probíhají pohyby zdravé končetiny a protézy stejnoměrně. [18]

Důležitou roli v tomto hraje protetický kolenní kloub. Ten musí zajistit stabilitu ve stojné fázi kroku, ale také řízený kmit ve fázi švihové. V závislosti na konstrukci kloubu se může výsledek výrazně lišit. [16][18]

5.1 Cyklus chůze na protéze

Nejobecněji lze chůzi rozdělit na fázi stojnou, kdy chodidlo spočívá na podložce, a švihovou, kdy se chodidlo pohybuje bez kontaktu. U stojné fáze se jedná z pohledu biomechaniky o uzavřený kinematický řetězec, švihová fáze je pak řetězcem otevřeným. [18]

Počáteční fáze chůze (0% cyklu chůze)

Pozorujeme extenzi kolenního kloubu, chodidlo skrze patu zahajuje kontakt s podložkou. Významnou roli zde hraje pacientova obuv a terén, po kterém se pohybuje. Protézy mají jen omezené možnosti přizpůsobení se nerovnostem. [9]

Fáze tlumení nárazu (0-12% cyklu chůze)

Konstrukčně jednodušší kolenní klouby v tuto chvíli fixují kolenní kloub v extenzi. Přenos zátěže probíhá od podložky postupně přes protézu do lůžka a na hrbol sedací kosti. Tlumení nárazu je dosaženo deformovatelnými částmi protézového chodidla (zejména patní části). V případě dynamických chodidel začíná kumulace energie. [9]

Střední fáze stoje (12-31% cyklu chůze)

Dochází k přenosu celé váhy pacienta. Jednodušší kolenní klouby zůstávají v tuto chvíli aretované, klouby pro vyšší aktivitu pak dokáží napodobit mírnou fyziologickou flexi (zhoupnutí) v kolenním kloubu. Dynamické chodidlo zachovává nakumulovanou energii z fáze tlumení nárazu. [9]

Konečná fáze stoje (31-50% cyklu chůze)

Až do konce této fáze zůstává kolenní kloub aretovaný, bude následovat jeho uvolnění po odlehčení zátěže. U dynamických chodidel začíná docházet k uvolňování nahromaděné energie. [9]

Fáze před vykročením (50-62% cyklu chůze)

Nastává mírná flexe kolenního kloubu. Protézové chodidlo uvolňuje nahromaděnou energii a dává tak první impuls k pohybu protézy vpřed. Pacient odlehčuje protézu a souhrybem pahýlu i zbytku těla ji směřuje vpřed. [9]

Počáteční fáze vykročení (62-75% cyklu chůze)

V tuto chvíli ztrácí protézové chodidlo kontakt s podložkou. Kolenní kloub v mírné flexi míjí protilehlou končetinu. Pohyb využívá sílu pahýlu a energii uvolněnou z chodidla. [9]

Střední doba švihů (75-87% cyklu chůze)

U kolenních kloubů vybavených tlumícími elementy dochází k postupnému potlačování setrvačné energie bérce části protézy. Brání se tím vzniku rázu při dosažení plné extenze v kolenní. [9]

Konečná fáze švihů (87-100% cyklu chůze)

Dochází k dosažení plné extenze v kolenním kloubu. Protéza se připravuje na navázání opětovného kontaktu s podložkou. [9]

5.2 Nejčastější chyby při chůzi o protéze

Při posuzování chůze pacienta je potřeba sledovat všechny části lokomočního cyklu. Vady se zpravidla projevují asymetrií chůze. Tyto odchylky mohou vznikat v důsledku špatné konstrukce protézy, ale i jako důsledek svalové slabosti pacienta, či špatného stereotypu chůze. Pro odstranění nedostatků na straně amputovaného je potřeba profesionálně prováděná škola chůze pod vedením fyzioterapeuta. [19][20]

5.2.1 Chyby ve švihové fázi kroku protézou

Chůze se stavěním se na špičku zachovalé končetiny

Na straně pacienta se často jedná o strach ze zakopnutí protézy o překážku. Dále se může jednat o slabý flexor kyčle. Tento stav však také vzniká, je-li protéza příliš dlouhá, a při příliš velkém pahýlovém lůžku, kdy dochází ke sklouzávání protézy. Tento problém však může nastat i při příliš úzkém lůžku, kdy pacient nedosahuje opory o hrbol kosti sedací. Příčinou může být také špatné nastavení odporu kolenního kloubu. [19][20]

Cirkumdukce (chůze s extendovanou končetinou s protézou pohybující se v zevním oblouku)

Velice častý nežádoucí jev. Může nastat u pacientů se slabým kyčelním flexorem, abdukčním postavením pahýlu či jako důsledek malé svalové síly či krátké páky pahýlu. Cirkumdukce také často vzniká jako nevhodný návyk, který je třeba pacienta odnaučit. Může být však také způsobena příliš dlouhou protézou, úzkým pahýlovým lůžkem nebo bolestivým tlakem na mediální (tríselném) okraji lůžka, kterému se pacient tímto pohybem snaží vyhnout. [19][20]

Chůdovitá chůze (chůze s minimální nebo žádnou flexí v protézovém kolenní)

V tomto případě se často jedná o nevhodné nastavení protézy, která ve švihové fázi neumožní uvolnění kloubu. Příčinou však může také být chybný stereotyp chůze. [19][20]

Nadměrná a rychlá počáteční flexe bérce

Tato chyba se projevuje očividným nadměrným vynakládáním síly pro provedení švihů protézy. Zde se může jednat o chybné nastavení kolenního kloubu, ale také o chybu v statické stavbě protézy, kdy je střed otáčení kolenního kloubu posunut příliš dopředu. [19][20]

Klátivý pohyb při odlehčení protézy

U pacienta dochází k narušení rovnováhy. To je způsobeno špatnou koordinací pohybu, nebo obtížným nastavením protézy v zamýšleném směru chůze. Příčinou může být například

i svalová nerovnováha na amputované straně. U protézy se pak může jednat o špatné provedení stavby ve frontální rovině, kdy koleno směřuje do valgozity či varozity, nebo nesměruje paralelně vůči frontální rovině. Opět se může jednat i o nechodné nastavení kolenního kloubu či o špatně padnoucí pahýlové lůžko. [19][20]

5.2.2 Chyby ve stejné fázi kroku protézou

Rotace chodidla protézy při došlápnutí na patu

Tento příznak může být způsoben nedostatečnou silou svalových skupin kolem kyčelního kloubu, což vede k ztrátě kontroly nad pohybem protézy. U umělé končetiny se může jednat o příliš velkou vnější i vnitřní rotaci chodidla. V rámci protetického chodidla pak může také jít o přílišnou tuhost paty. Jako v mnoha jiných případech může být také na vině špatně padnoucí pahýlové lůžko. [19][20]

Trendelenburgův symptom na straně protézy (dochází k sešikmení pánve ke zdravé straně při chůzi s protézou)

Tento syndrom vzniká ze dvou důvodů. Na straně pacienta se může jednat o svalovou nestabilitu pánve, především slabé abduktory. U protézy se pak může jednat o chybné postavení ve frontální rovině, kdy je chodidlo posunuto příliš mediálně vůči zátěžové linii. [19][20]

Duchennův symptom na straně protézy (pacient naklání trup a pánev na stranu protézy při chůzi bez opory horních končetin)

U tohoto syndromu se pacient typicky potýká se svalovou slabostí. Konkrétně se může jednat o nestabilní svalstvo trupu, abdukční kontrakturu kyčle, slabé svaly m. gluteus maximus a minimus. Dále se může jednat o důsledek přecitlivělosti a bolestivosti pahýlu. Na straně protézy pak může jít o důsledek přílišné délky, nezohlednění postavení pahýlu v konstrukci protézy, nebo přílišné posunutí chodidla laterálně vůči frontální zátěžové linii. [19][20]

5.2.3 Chyby ve stejné i švihové části kroku protézou

Nestejně kroky z hlediska časového průběhu a délky

Obvykle provádí pacient příliš dlouhý krok protézou. Zatížení končetin je nerovnoměrné s výraznou převahou na zdravé straně. Tento příznak může mít mnoho příčin. Velice často, hlavně u nezkušených pacientů, se jedná o nedostatek důvěry v protézu, obavu z pádu, nestabilitu. Na vině může být opět svalová slabost v oblasti kyčle. Příčinou může být také flekční postavení pahýlu. Bolest také nutí pacienta zkrátit zatížení protézy na minimum. [19][20]

Držení trupu v předklonu

Předklon trupu sebou často nese posun pánve dozadu a narušení rovnováhy. Příčinou může být snaha pacienta odlehčit hrbol kosti sedací. Předklon také nastává při nezohlednění flekčního postavení v kyčelním kloubu na stavbě protézy. [19][20]

Hyperlordóza bederní páteře

Prohnutí v bedrech pozorujeme při slabém břišním a hýžd'ovém svalstvu, nebo jeho nerovnováze. Tímto postavením pacienti mohou hledat stabilitu přesunutím těžiště více dopředu. Opět se může jednat také o nesprávné postavení pahýlového lůžka, konkrétně jeho hyperextenzi. [19][20]

Křečovitě držení těla

Pozorujeme chůzi bez přirozeného souhybu paží. Ztuhlé paže indikují nejistotu pacienta, kterého jejich pohyb vyvádí z rovnováhy. Tento problém může nastat jako důsledek dlouhodobého používání opory o francouzské hole. Nezapojování paží ale může být také ukazatelem bolesti nebo nepohodlí. [19][20]

5.3 Chůze při ultrakrátké stehenní amputaci

Jak už bylo zmíněno výše, ultrakrátké stehenní amputace sebou přináší mnoho problémů, které se přenášejí i do chůze o protéze. Tyto problémy se projevují především ve švihové fázi kroku. Na počátku švihu redukovaná svalová hmota a krátká páka femuru způsobují, že amputovaný musí do švihu vložit nepřirozeně velké množství síly, aby uvedl váhu protézy do pohybu. Tato dodatečná síla způsobuje, že je chůze pro takto postiženého pacienta fyzicky náročnější, než u TF amputace klasické délky. [4][6]

Další problémy jsou způsobené setrvačnými silami, které na protézu ve švihu působí. Tyto síly jsou přenášeny na plochu pahýlu. Čím je kratší pahýl, tím se zmenšuje i jeho plocha a síly nejsou tak rozprostřené. Pístové pohyby pahýlu jsou výraznější, což může způsobit nepříjemné pocity, oděrky nebo dokonce ztrátu přilnavosti mezi lůžkem a pahýlem. [18]

Vzhledem k malé páce a slabším svalům je obecně mnohem náročnější ovládat pohyby protézy ve všech částech kroku. [18]

6 Stanovení cílů pro praktickou část

Cílem práce je demonstrovat vliv výběru protetického kolenního kloubu na chůzi pacienta s ultrakrátkou stehenní amputací. Pro účely tohoto experimentu bude zapůjčen kolenní kloub VGK-S, který byl vyvinut specificky pro tento typ pacientů. Tento kolenní kloub bude porovnán se standardním kolenním kloubem.

Pro splnění cíle práce je potřeba splnit řadu dílčích cílů:

1. Matematicky demonstrovat vliv kolenního kloubu VGK-S na síly působící na pahýl
2. Zajistit vhodného pacienta pro případovou studii
3. Navrhnout a provést experimentální srovnání kolenních kloubů
4. Vyhodnotit získaná data

Vzhledem k časové a logistické náročnosti experimentu a relativně malému množství vhodných pacientů bude praktická část práce prováděna formou případové studie.

7 Koncepce kolenního kloubu VGK-S

VGK-S je první protetický kolenní kloub na trhu vyvinutý specificky pro ultrakrátké stehenní pahýly. Vyrábí jej britská společnost Orthomobility založená v roce 2004. Jedná se hydraulicky řízený kolenní kloub, u jehož zrodu stála prostá myšlenka. U protéz pro ultrakrátké stehenní amputace vždy vzniká mezi koncem lůžka a vrcholem kolenního kloubu volný prostor, který je zpravidla vyplněn trubkovým adaptérem. Kolenní kloub VGK-S tento prostor využívá pro uložení svých hydraulických částí. Všechny ostatní kolenní klouby na trhu k uložení svých funkčních částí využívají bérceovou část protézy, dalo by se tedy říci, že VGK-S je kloub vzhůru nohama. [21]



Obrázek 7-1: VGK-S [21]

Tato jednoduchá změna konfigurace sebou nese překvapivě velké výhody, neboť dochází k posunutí těžiště protézy blíže k pahýlu, tím se usnadňuje její ovládání a zmenšuje se velikost setrvačných sil. Význam této změny lze demonstrovat pomocí modelových výpočtů:

Nejprve vypočteme moment setrvačnosti u protézy klasické konstrukce.

Moment setrvačnosti (J) se vypočítá jako součin hmotnosti tělesa (m) a druhé mocniny vzdálenosti od osy otáčení (d).

Platí tedy vztah:

$$J = m \cdot d^2$$

Při výpočtu momentu setrvačnosti chodidla je pak potřeba vzít v potaz, že se zde jedná o pohyb dvojitého kyvadla. Výsledný moment setrvačnosti je tedy přibližně o polovinu menší. Pro výpočet momentu setrvačnosti tedy platí vztah:

$$J_f = 50\% * m * d^2$$

Stanovíme si následující hodnoty:

Hmotnost pahýlového lůžka (m_s) se rovná 1000 g. Vzhledem k tomu, že lůžko obklopuje pahýl je vzdálenost od středu otáčení (d_s) stanovena na 0,1 m.

Hmotnost kolenního kloubu (m_k) bude pro jednoduchost výpočtu 1000 g. Tato hodnota se blíží reálné hmotnosti VGK-S. Většina konvenčních kolenních kloubů je těžších, ale pro lepší transparentnost významu posunutí, budeme v obou případech počítat se stejnou hmotností. Vzdálenost těžiště kolenního kloubu od středu otáčení v kyčli (d_k) je 0,46 m.

Chodidlu je přiřknuta hmotnost (m_f) 600 g. Jeho vzdálenost od středu otáčení je 0,9 m.

Hmotnosti adaptérů budeme pro zjednodušení výpočtu ignorovat.

Nyní vypočteme momenty setrvačnosti pro jednotlivé segmenty protézy.

Lůžko:

$$J_s = m_s * d_s^2$$

$$J_s = 1 * 0,1^2$$

$$J_s = 0,01 \text{ kgm}^2$$

Kolenní kloub:

$$J_k = m_k * d_k^2$$

$$J_k = 1 * 0,46^2$$

$$J_k = 0,21 \text{ kgm}^2$$

Chodidlo:

$$J_f = 50\% * m_f * d_f^2$$

$$J_f = 50\% * 0,6 * 0,9^2$$

$$J_f = 0,24 \text{ kgm}^2$$

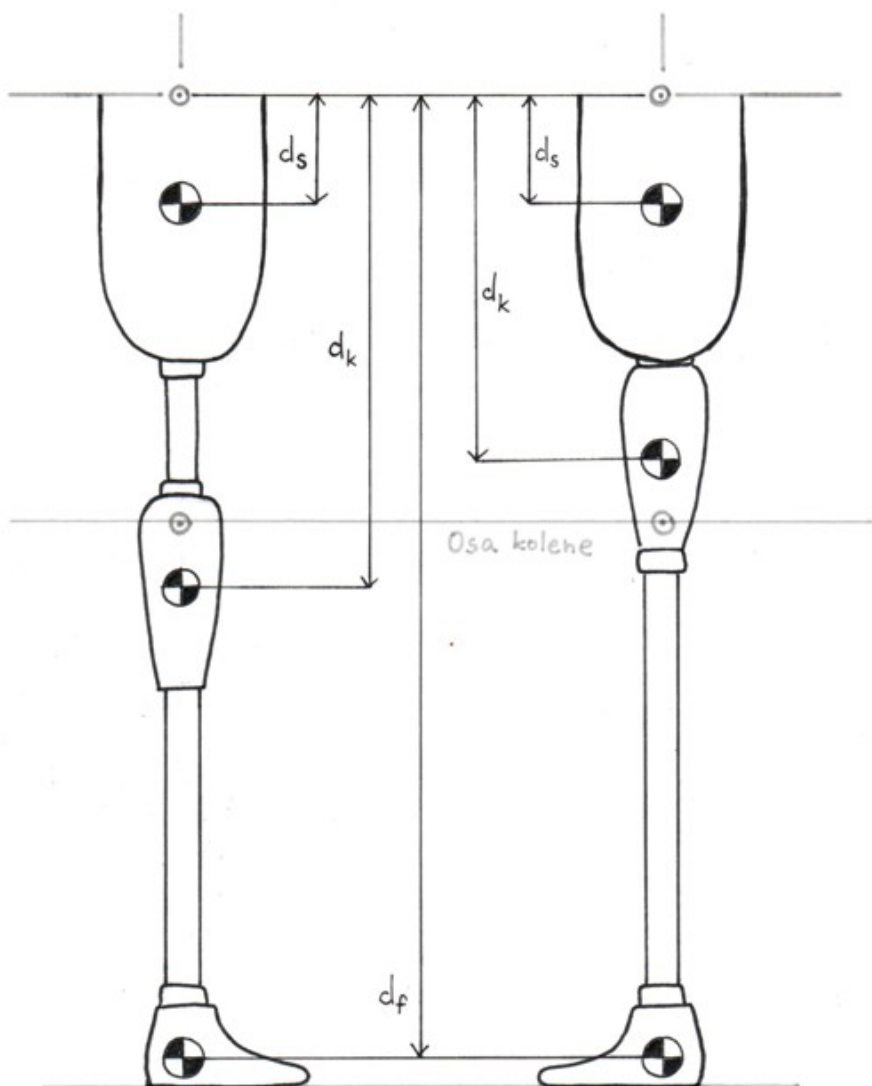
Součtem všech momentů setrvačnosti získáme výsledný setrvačný moment protézy.

$$J_p = J_s + J_k + J_f$$

$$J_p = 0,01 + 0,21 + 0,24$$

$$J_p = 0,46 \text{ kgm}^2$$

Z tohoto výpočtu jasně vyplývá, že největší podíl na moment setrvačnosti protézy má kolenní kloub. Významný podíl má také protetické chodidlo, jeho pozice v rámci konstrukce protézy je však fixní a silový moment by bylo možné snížit pouze redukcí hmotnosti chodidla.



Obrázek 7-2: Změna pozice kolenního kloubu [vlastní]

Nyní bude demonstrován význam posunutí těžiště kolenního kloubu blíže k lůžku. Hmotnost kolenního kloubu zůstává 1000 g, vzdálenost od středu otáčení se však snižuje na 0,34 m.

Lůžko:

$$J_s = m_s * d_s^2$$

$$J_s = 1 * 0.1^2$$

$$J_s = 0,01 \text{ kgm}^2$$

Kolenní kloub:

$$J_{VGK-S} = m_k * d_k^2$$

$$J_{VGK-S} = 1 * 0.34^2$$

$$J_{VGK-S} = 0,12 \text{ kgm}^2$$

Chodidlo:

$$J_f = 50\% * m_f * d_f^2$$
$$J_f = 50\% * 0,6 * 0,9^2$$
$$J_f = 0,24 \text{ kgm}^2$$

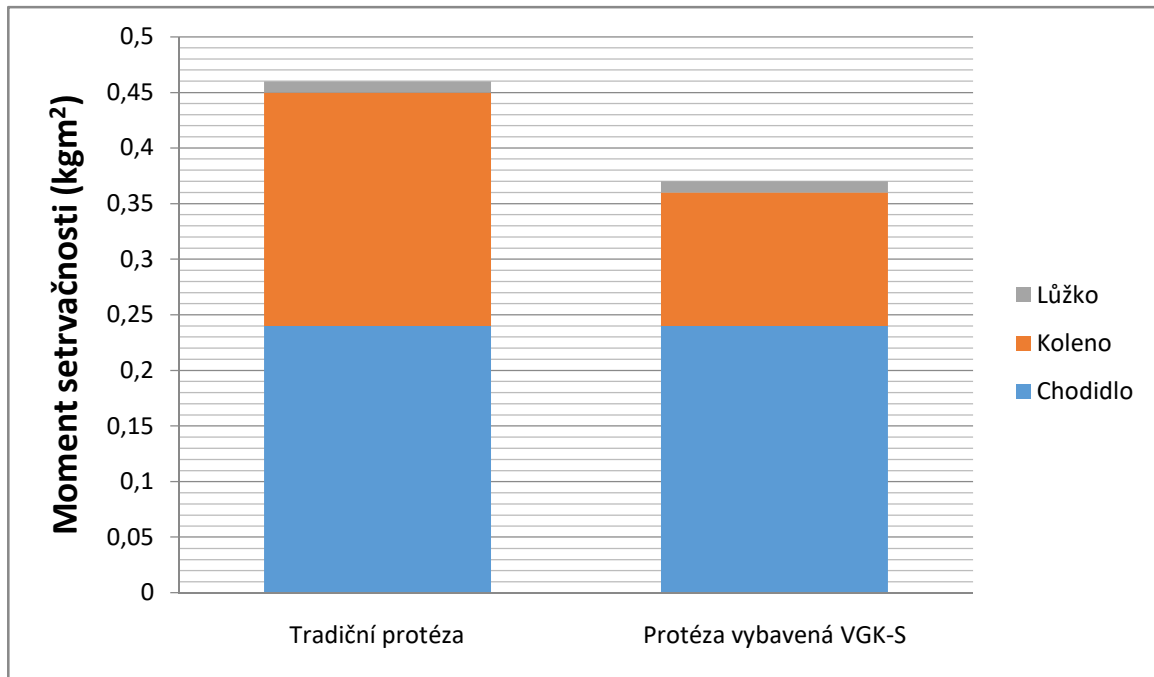
Součtem všech momentů setrvačnosti získáme výsledný setrvačný moment protézy.

$$J_p = J_s + J_{VGK-S} + J_s$$
$$J_p = 0,01 + 0,12 + 0,24$$
$$J_p = 0,37 \text{ kgm}^2$$

Nyní srovnání obou příkladů.

Tabulka 7-1: Srovnání momentů setrvačnosti, modelová situace

Osa kyčle jako referenční bod	Tradiční protéza (kgm ²)	Protéza vybavená VGK-S (kgm ²)
Lůžko	0,01	0,01
Koleno	0,21 (45,6 %)	0,12 (32 %)
Chodidlo	0,24	0,24
Celkem	0,46	0,37 (snížení o 20 %)



Graf 7-1: Srovnání momentů setrvačnosti, modelová situace

Na tomto příkladu dobře vidíme, že posunutím kolenního kloubu můžeme výrazně ovlivnit výsledný moment sil působících na pahýl. Pokles působících sil o 20 % pouhým posunutím kolenního kloubu je výsledek, který může výrazně ovlivnit pacientovu chůzi.

8 Zkoumaný pacient

Pro potřeby případové studie bylo potřeba najít pacienta s optimální délkou stehenního pahýlu. Pro správné umístění osy kolenního kloubu VGK-S je potřeba, aby vzdálenost mezi distálním koncem pahýlu a spodním okrajem pately byla minimálně 20 cm. Vzhledem k parametrům kloubu by pak pacient hmotností neměl přesahovat 100 kg. Dalším kritériem bylo, aby byl pacient dostatečně zkušený a aktivní, aby bez obtíží zvládl přechod z jednoho kloubu na druhý.

Díky oslovení přátelých protetických pracovišť byl nalezen pacient vhodný pro případovou studii.

8.1 Anamnéza

Pacient: Muž, 58 let

Výška: 185 cm

Váha: 95 kg

Lateralita: pravák

Abusus: 0

Osobní anamnéza: Matka žije – před dvaceti lety rakovina prsu, otec žije

Alergologická anamnéza: Pacient neudává žádné alergie.

Farmakologická anamnéza: Pregabalin (na neuropatii)

Sociální anamnéza: Pacient bydlí v rodinném domě s manželkou a dvěma dětmi.

Pracovní anamnéza: Obchodní zástupce, dříve profesionální hráč volejbalu.

Volnočasová anamnéza: Pacient se věnuje mnoha aktivitám včetně paravolejbalu. Dále pracuje na zahradě a využívá cyklotrenažér.

Diagnóza: Amputace levé dolní končetiny nad kolenem. Příčinou amputace bylo zánětlivé onemocnění, které vzniklo jako následek oslabení organismu po chemoterapiích (lymfoblastická leukemie). Amputace byla provedena v roce 2013 ve FN Plzeň.

Další diagnózy: neuropatie, PDK výrazné valgózní postavení kolene

Kompenzační pomůcky: Protéza LDK a francouzské hole

Amputační pahýl dosahuje délky pouhých 14 cm měřeno od hrbolu sedací kosti po apex. Pahýl je kryt plastikami a jizvy jsou vtažené. Kvůli zkrácení svalů, které je typické pro krátké stehenní amputace, je pahýl ve flekčním postavení o hodnotě přibližně 18°.

Pacient udává, že má dlouhodobě problémy s ulpěním protézy na pahýlu. V současné době jej paradoxně více trápí problémy s pravou dolní končetinou, kde kvůli opotřebenosti ze sportu došlo k postižení menisků. Chůze o francouzských holích je tak nutná kvůli zachovalé končetině.

8.2 Současné vybavení

Vzhledem k výraznému zjizvení a délce pahýlu je ulpění protézy zajištěno mechanicky pomocí lineru s trnem. Lůžko je vybaveno zámkem.

Pacient je v současné době vybaven mechanickým kolenním kloubem 3R85 Dynion od společnosti Otto Bock. Jedná se o jednoosý, hydraulicky řízený kolenní kloub pro uživatele aktivity 3 – 4 dle stupnice Mobis. [22]



Obrázek 8-1: Kolenní kloub Dynion [22]



Součástí protézy je také karbonové dynamické chodidlo 1C40 C-walk.

9 Srovnání matematického modelu VGK-S a standardního kloubu

Kolenní klouby VGK-S a Dynion jsou si v mnoha ohledech velmi podobné a jejich srovnání tak může dobře ukázat výhody spojené s posunutím těžiště blíže pahýlu.

Následující tabulka porovnává kolenní klouby v důležitých parametrech.

Tabulka 9-1: Srovnání kolenních kloubů

		
Název	Dynion	VGK-S
Typ kloubu	hydraulický	hydraulický
Osy otáčení	jednoosý	víceosý
Hmotnost	1240 g	1050 g
Voděodolný	Ano	Ano
Režim jízdy na kole	Ano	Ano
Režim stoje	Ano	Ano
Stumble recovery	Ano	Ano
Střídavá chůze ze schodů	Ano	Ano
Stupeň aktivity	3 - 4	3 - 4
Záruka	2 roky	3 roky
Cena	117 823.75 Kč	400 983.95 Kč

Jak je vidět z tabulky, tyto dva kolenní klouby se v mnoha ohledech shodují. Oba dva umožňují uživatelům střídavou chůzi ze schodů díky řízení odporu ve stojné fázi. U obou kloubů se protézování mohou spolehnout na funkci stumble recovery, což je zajištění stability při nečekané ztrátě rovnováhy, například při zakopnutí. Oba klouby umožňují manuální přepínání různých režimů a jsou řízeny hydraulicky.

Výrazným rozdílem je pak cena, která je u kolenního kloubu VGK-S téměř čtyřnásobná proti standardnímu kloubu, což může vytvářet problém při schvalování a proplácení pomůcky zdravotní pojišťovnou.

Z pohledu českých protetiků je pak v těchto kolenních kloubech výrazný rozdíl v dostupnosti. Zatímco firma Otto Bock má v České Republice svého obchodního zástupce, nejbližší pobočka společnosti Orthomobility se nachází v severním Německu. Nutno však zmínit, že společnost Orthomobility nabízí bezplatné zapůjčení svých produktů k testování a to včetně přítomnosti technika společnosti při montování kloubu.

Zde nacházíme další rozdíl, který dělá kolenní kloub VGK-S hůře dostupným. Společnost Orthomobility trvá při montáži a seřízení na přítomnosti vlastního technika, nebo na technika který prošel kvalifikačním kurzem. Tyto kurzy společnost nabízí bezplatně, avšak oproti Dynionu, který žádnou konkrétní certifikaci nevyžaduje, se stále jedná o náročnější přístup.

Podobně jako v kapitole 7. lze provést matematické srovnání obou kloubů za využití reálných hodnot odebraných z protézy a odhadnout tak míru účinku montáže VGK-S na chůzi pacienta.

Dynion

Pahýlové lůžko má hmotnost (m_s) 1632 g. Vzhledem k tomu, že lůžko obklopuje pahýl, je vzdálenost od středu otáčení (d_s) stanovena na 0,1 m.

Hmotnost kolenního kloubu Dynion (m_d) je 1240 g. Vzdálenost těžiště kolenního kloubu od středu otáčení v kyčli (d_k) je u zkoumaného pacienta 0,51 m.

Chodidlo má hmotnost (m_f) 630 g. Jeho vzdálenost od středu otáčení je 0,95 m.

Hmotnosti adaptérů budeme pro zjednodušení výpočtu ignorovat.

Nyní vypočteme momenty setrvačnosti pro jednotlivé segmenty protézy.

Lůžko:

$$J_s = m_s * d_s^2$$
$$J_s = 1,623 * 0,1^2$$
$$J_s = 0,016 \text{ kgm}^2$$

Kolenní kloub:

$$J_k = m_k * d_k^2$$
$$J_k = 1,240 * 0,51^2$$
$$J_k = 0,323 \text{ kgm}^2$$

Chodidlo:

$$J_f = 50\% * m_f * d_f^2$$
$$J_f = 50\% * 0,63 * 0,95^2$$
$$J_f = 0,284 \text{ kgm}^2$$

Součtem všech momentů setrvačnosti získáme výsledný setrvačný moment protézy.

$$J_p = J_s + J_k + J_f$$
$$J_p = 0,016 + 0,323 + 0,284$$
$$J_p = 0,623 \text{ kgm}^2$$

VGK-S

Nyní bude demonstrován význam posunutí těžiště kolenního kloubu blíže k lůžku. Hmotnost kolenního kloubu je 1050 g, jeho vzdálenost od středu otáčení se však snižuje na 0,39 m.

Lůžko:

$$J_s = m_s * d_s^2$$
$$J_s = 1,623 * 0,1^2$$
$$J_s = 0,016 \text{ kgm}^2$$

Kolenní kloub:

$$J_k = m_k * d_k^2$$
$$J_k = 1,050 * 0,39^2$$
$$J_k = 0,16 \text{ kgm}^2$$

Chodidlo:

$$J_f = 50\% * m_f * d_f^2$$
$$J_f = 50\% * 0,63 * 0,95^2$$
$$J_f = 0,284 \text{ kgm}^2$$

Součtem všech momentů setrvačnosti získáme výsledný setrvačný moment protézy.

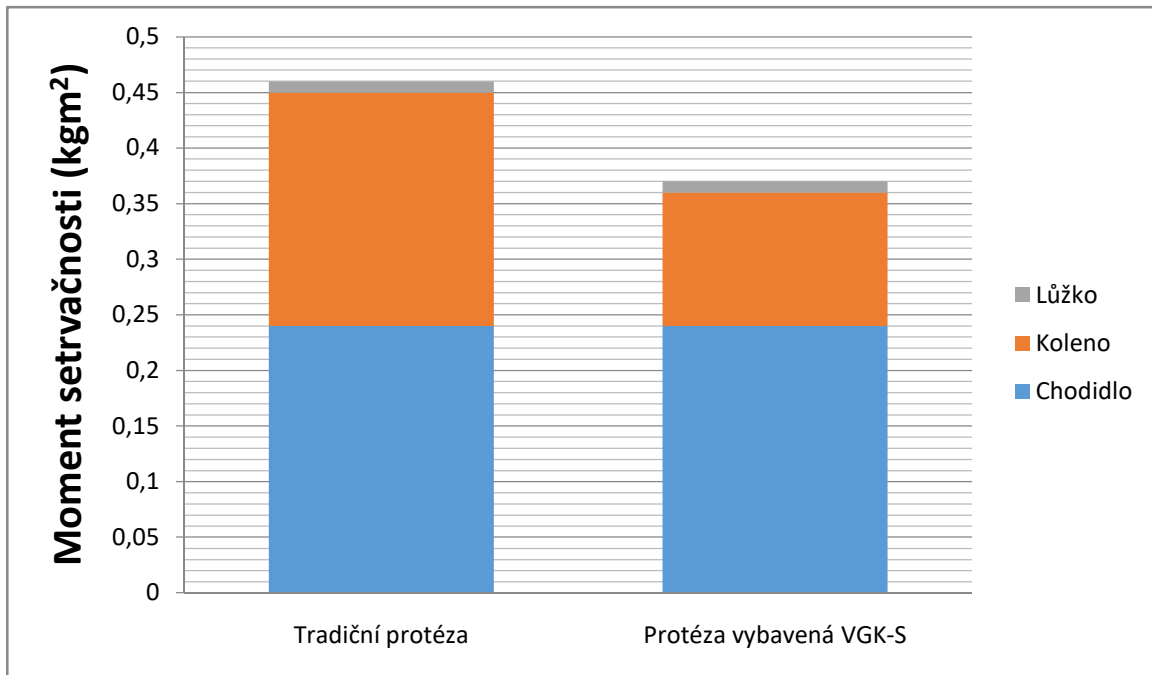
$$J_p = J_s + J_k + J_f$$
$$J_p = 0,016 + 0,16 + 0,284$$
$$J_p = 0,46 \text{ kgm}^2$$

Nyní srovnání obou příkladů.

Tabulka 9-2: Srovnání momentů setrvačnosti, zkoumaná protéza

Osa kyčle jako referenční bod	Protéza vybavená Dynionem (kgm ²)	Protéza vybavená VGK-S (kgm ²)
Lůžko	0,016	0,016
Koleno	0,323 (52 %)	0,16 (35 %)
Chodidlo	0,284	0,284
Celkem	0,623	0,46 (snížení o 26 %)

Z výpočtů je zřejmé, že vliv VGK-S na setrvačné síly působící na pahýl pacienta bude ještě větší než u modelové situace, díky větší váze kolenního kloubu Dynion.



Graf 9-1: Srovnání momentů setrvačnosti, zkoumaná protéza

10 Experimentální srovnání VGK-S a standardního kloubu

Provedené výpočty názorně ukazují, jak se posunutím těžiště výrazně mění setrvačné síly působící na protézu. Zůstává však otázka jak se tyto změny reálně projeví na chůzi pacienta.

10.1 Měřicí zařízení

Pro potřeby případové studie bylo vybráno měřicí zařízení CAPTIV. Jedná se o přístroj pro měření zatížení a pohybů osob. Přístroj používá bezdrátové senzory spolupracující se softwarem, který zaznamenává data ve formě virtuálního modelu člověka. Z tohoto modelu lze pak data analyzovat a vyhodnocovat. Virtuální model je možné propojit s videozáznamem, což vede k větší názornosti a rychlejšímu průběhu analyzování.

Toto zařízení vyrábí francouzská společnost TEA Ergo.

Senzorů určených užití se zařízením CAPTIV existuje více druhů. T-SensHeartRate jsou senzory sloužící pro monitoring srdeční činnosti. T-Sens ECG sledují signál EKG v mikrovolttech. Dále existují senzory T-Sense EMG, ty jsou vybaveny elektrodami a sledují míru aktivity konkrétních svalů. T-SenseTemperature snímají teplotu pokožky. Pro sledování dýchacího rytmu pak slouží senzory T-sensRespiration. V neposlední řadě pak lze využít i senzory T-Sens Skin Conductance, které měří změnu vodivosti pokožky a dokáží tak rozpoznat změnu v intenzitě pocení sledované osoby.

Pro potřeby této případové studie byly použity senzory T-SensMotion. Ty zaznamenávají pohyby sledované osoby pomocí měření změn úhlů vůči sobě. Pokud chceme například sledovat pohyby v kolenní, docílíme toho umístěním senzorů na stehno a lýtko zkoumané osoby. [23]



Obrázek 10-1: T-Sens senzor [25]

10.1.1 Umístění senzorů

Pro uchycení na těle pacienta slouží elastické pásy opatřené suchým zipem. Senzory T-SenseMotion se umísťují na:

Hlavu - senzory je možné umístit zezadu, zepředu nebo z boku hlavy.

Horní končetiny - na každou horní končetinu lze umístit 3 senzory. Senzor na ruku se umísťuje pomocí rukavice na vnější stranu. Senzor na předloktí lze umístit z vnitřní nebo vnější strany co nejbližší zápěstí. Senzor na paži se umísťuje v polovině délky z vnější strany.

Tělo - senzory je možné umístit na hrudník nebo na záda. Pohybový senzor na zádech musí být rovnoběžný s koronární rovinou subjektu.

Boky - pokud nejsou měřena záda, umísťuje se senzor na dolní část zad. Pohybový senzor musí být rovnoběžný s koronární rovinou subjektu. Pokud jsou měřena záda i nohy současně, je možné senzor umístit i na stranu vedle kyčelní kosti.

Dolní končetiny - na každou dolní končetinu lze umístit 3 senzory. Senzor na stehně se umísťuje z vnější strany nohy nad koleno. Senzor na lýtku se umísťuje z vnější strany nad kotník. Senzor na chodidlo se umísťuje na nárt. [23]

Vzhledem k tomu, že pacient při chůzi využívá francouzské hole, nebyly při měření použity senzory pro snímání horních končetin.



Obrázek 10-2: Umístění senzorů [24]

10.1.2 Příprava na měření

Před samotným měřením je potřeba zkontrolovat správnou funkci senzorů a provést kalibraci. Všechny senzory CAPTIV mají tři důležité prvky, kterými jsou tlačítko Start/Stop, tři barevné LED diody (červená, žlutá a zelená) a Mini-USB konektor, který slouží pro nabíjení senzorů.

Pro zapnutí nebo vypnutí je potřeba držet tlačítko Start/Stop po dobu tří vteřin. Po zapnutí se rozsvítí LED diody.

Ty mohou svítit v šesti barevných kombinacích:

Červená a zelená svítí zároveň – senzor je zapnutý nebo se nabíjí

Červená, oranžová a zelená svítí zároveň – iniciace dokončena

Zelená svítí – připraveno na nahrávání

Zelená bliká – nahrávání probíhá

Červená bliká, zelená svítí – baterie je téměř vybitá

Červená bliká – závada baterie, je potřeba kontaktovat výrobce

Po zkontrolování správné funkce můžeme přejít ke kalibraci. Ta probíhá umístěním všech senzorů na rovný nemagnetický povrch. Všechny senzory musejí být orientovány stejným směrem s mezerou cca 10 cm mezi sebou.



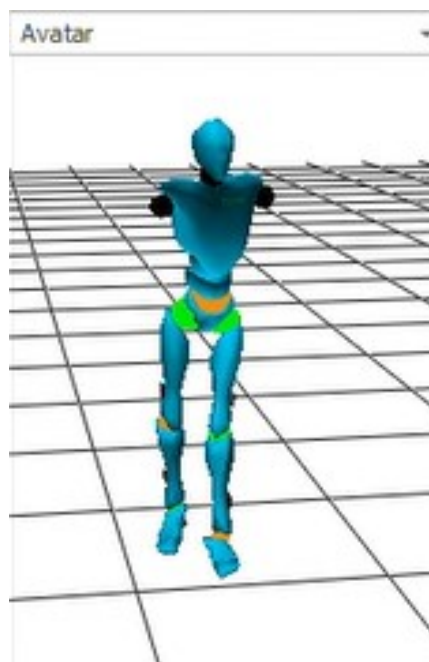
Obrázek 10-3: Kalibrace senzorů [24]

Následně jsou senzory zapnuty. Při zapínání se s nimi nesmí hýbat až do rozsvícení zelené LED diody. Po rozsvícení se senzory nemanipulujeme po dobu jedné minuty, aby mohla proběhnout inicializace.

Po zkontrolování funkce senzorů v softwaru (dále SW) CAPTIVE můžeme dle návodu umístit senzory na tělo sledované osoby.

Po umístění senzorů probíhá další kalibrace. Sledovaná osoba musí zaujmout vzpřímený postoj, trup a hlava drženy rovně, DK rovnoběžné stoj na šířku kyčlí, HK rovnoběžné s DK, dlaně a chodidla rovnoběžně se střední rovinou.

Po kalibraci ve vzpřímené pozici SW ještě požaduje kalibraci s pokrčením DK. Následně se na obrazovce počítače objeví avatar reprezentující zkoumanou osobu v reálném čase. V tuto chvíli jsou senzory připravené k měření.



Obrázek 10-4: Virtuální avatar [vlastní]

10.2 Průběh měření

Byla vytvořena rovná dráha o délce sedm metrů s rovným povrchem bez překážek. Pro usnadnění analýzy videozáznamu byly po okrajích dráhy umístěny kužely ve vzdálenosti jednoho metru.

10.2.1 První měření

Bylo ověřeno, že senzory lze pevně připevnit na protézu, díky silikonovému povrchu pásů. Po umístění senzorů byla provedena kalibrace. Ukázalo se, že druhý požadovaný postoj v podřepu je pro pacienta poměrně náročný, ale s pomocí holí se mu jej podařilo provést. Pacient byl následně poučen, aby chodil tam a zpět způsobem a rychlostí, které jsou pro něj nejvíce přirozené. Během chůze byl pořizovaný záznam pomocí senzorů a videozáznam. Pro další analýzu byly zvoleny čtyři přechody sedmimetrové dráhy.

Týden po prvním měření následovala montáž kolenního kloubu VGK-S. Ta proběhla v prostorech společnosti Protetika Plzeň. Montáž provedl technik z německé pobočky společnosti Orthomobility. Kloub byl následně testován pacientem a kalibrován podle jeho individuálních potřeb.

10.2.2 Druhé měření

Pacient byl požádán, aby po dobu následujících deseti dní používal kolenní kloub v největší možné míře. Během této doby pacient nezaznamenal žádné obtíže s funkcí kolenního kloubu.

Po přivykacím období následovalo druhé měření, tentokrát s kolenním kloubem VGK-S. Kolenní kloub byl po tomto měření demontován a zaslán zpět do Německa.

Výsledky obou měření byly následně porovnávány a byl proveden rozhovor s pacientem ohledně jeho vnímání rozdílu v kolenních kloubech.



Obrázek 10-5: Protéza se senzory [vlastní]

10.3 Výsledky

Z pohledu na videozáznam i na avatara na první pohled vyplývá, že pacient při chůzi se svým stávajícím vybavením využívá pro provedení kroku protézou cirkumdukci. Jak je zmíněno výše, cirkumdukce je často pozorovaným kompenzačním mechanismem při chůzi o protéze a může ukazovat na celou řadu problémů. U krátkých stehenních pahýlů se vyskytuje zpravidla v důsledku malé svalové síly, která pacientovi neumožňuje správně uvést protézu do švihů. Nedojde tedy k flexi v kolenním kloubu a hrozí zakopnutí.

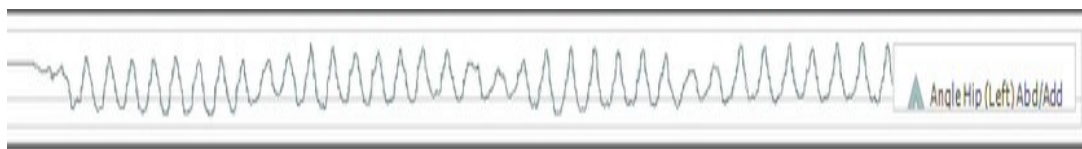
Při pozorování záznamu z druhého měření tendence k cirkumdukci téměř zcela mizí, jak může být demonstrováno i na naměřených datech.

10.3.1 Abdukce v kyčelním kloubu

Abdukce je velmi dobrým ukazatelem přítomnosti cirkumdukce. Tento pohyb zapojuje abduktory kyčle, které na rozdíl od flexorů a adduktorů zůstávají zcela zachovány i u velmi krátkých stehenních pahýlů.

Nadměrným zapojováním kyčelních abduktorů se navíc dále prohlubuje svalová nerovnováha na pahýlu.

Podíváme-li se na data naměřená při chůzi s kolenním kloubem Dynion vidíme velice ostré abdukční křivky.



Obrázek 10-6: Křivka průběhu abdukce LDK (Dynion) [vlastní]

Toto je velice nepřirozený obraz pohybu protézy, jak ukazuje i křivka abdukce a addukce na zachovalé straně.



Obrázek 10-7: Křivka průběhu abdukce PDK (Dynion) [vlastní]

Asymetrický pohyb končetin je na první pohled zřejmý. Ostré křivky vznikají prudkým uvedením protézy do addukčního postavení. Na videozáznamu pak tato maxima vypadají jako na obrázku 7.



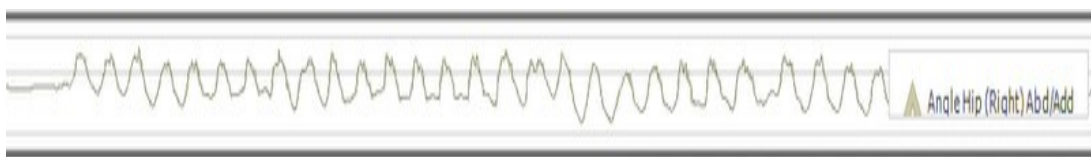
Obrázek 10-8: Pozice protézy ve švihové fázi kroku (Dynion) [vlastní]

Oproti tomu při použití VGK-S vidíme zcela jiný celkový obraz chůze. Cirkumdukce je při chůzi v podstatě eliminována a dolní končetiny se pohybují symetričtěji. Na obrázku 18 vidíme graf abdukce a addukce s novým kolenním kloubem.



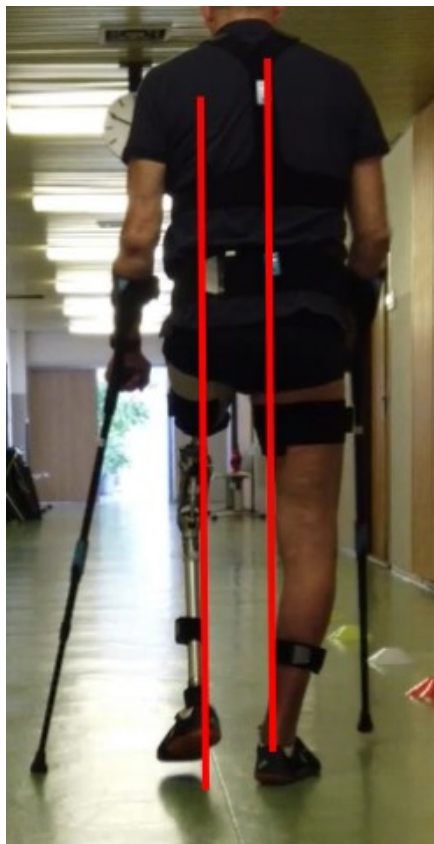
Obrázek 10-9: Křivka průběhu abdukce LDK (VGK-S) [vlastní]

Vidíme, že vysoké abdukční křivky zmizely a chůze se více přibližuje zachovalé končetině.



Obrázek 10-10: Křivka průběhu abdukce PDK (VGK-S) [vlastní]

Protéza se na videozáznamu pohybuje paralelně s frontální rovinou.



Obrázek 10-11: Pozice protézy ve švihové fázi kroku (VGK-S) [vlastní]

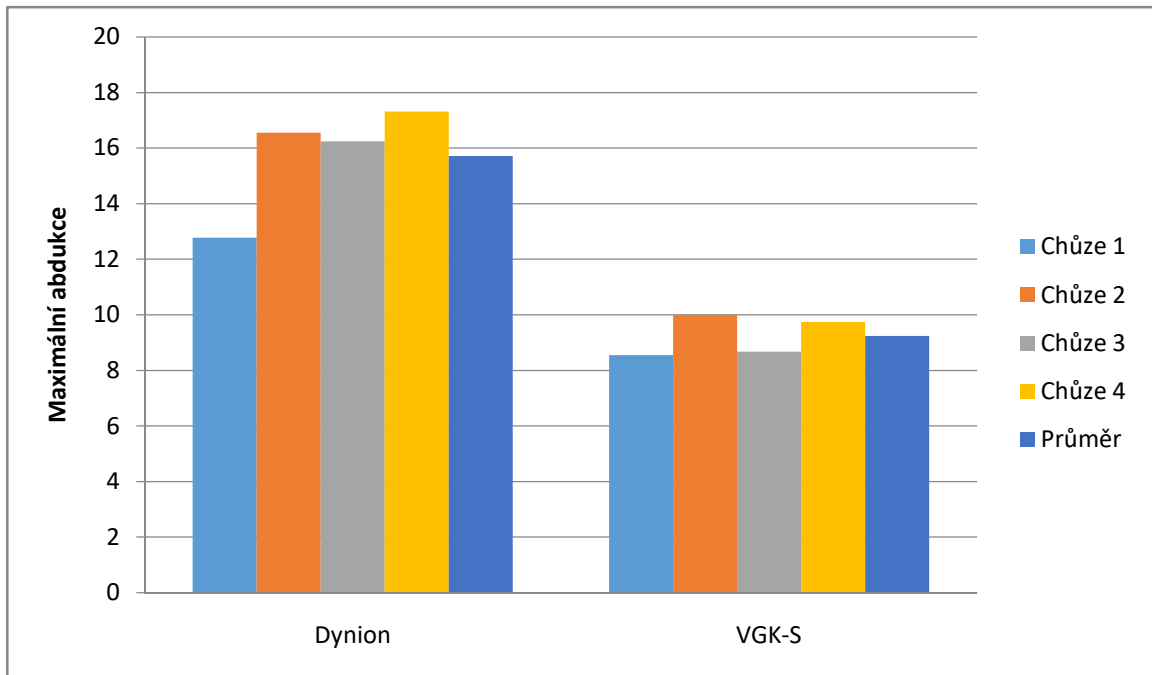
Na konkrétních získaných datech jsou vidět vysoké hodnoty naměřené abdukce při použití kolenního kloubu Dynion, které dosahují maxima ve švihové fázi kroku. V tomto maximumu se hodnoty pohybují kolem 16° , přičemž fyziologické rozhraní abdukčního úhlu při chůzi je obvykle udáváno mezi pěti až deseti stupni.

Při použití kloubu VGK-S dochází k výraznému snížení abdukčního úhlu, jehož maximum se nyní pohybuje kolem devíti stupňů, a tedy ve fyziologických mezích.

Tabulka 10-1: Srovnání hodnot maximální abdukce

Číslo měření	Dynion	VGK-S
Chůze 1	$12,78^\circ$	$8,55^\circ$
Chůze 2	$16,55^\circ$	10°
Chůze 3	$16,25^\circ$	$8,67^\circ$
Chůze 4	$17,32^\circ$	$9,75^\circ$
Průměr	$15,72^\circ$	$9,24^\circ$ (snížení o 41 %)

Porovnáním konkrétních naměřených hodnot vidíme, že se míra maximální abdukce při chůzi snížila o 41 %.



Graf 10-1: Srovnání hodnot maximální abdukce

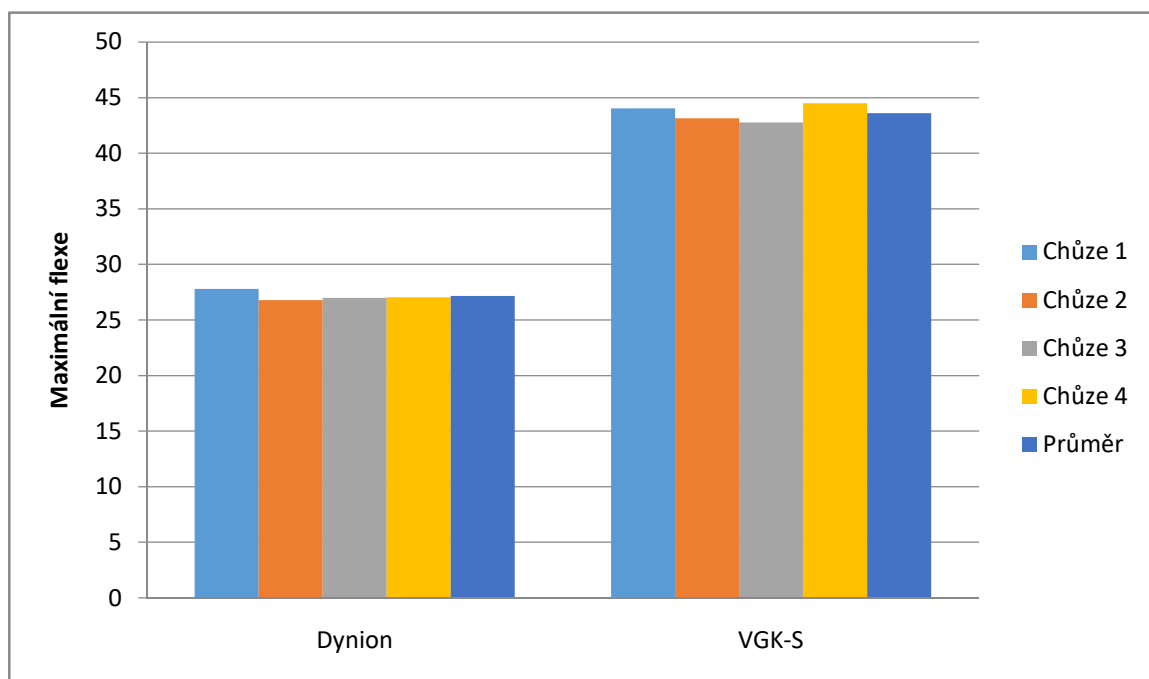
10.3.2 Flexe v kyčelním kloubu

S eliminací cirkumdukce nesouvisí pouze odstranění nežádoucích pohybů, ale také zvýšení rozsahu těch přirozených. Při zapojení adduktorů pro přesun protězy ve švihové části kroku se snižuje význam flexorů kyčle. To sebou nese riziko jejich oslabení, což přispívá prohloubení svalové nerovnováhy na pahýlu.

Z naměřených dat vyplývá, že použitím VGK-S se míra flexe v kyčelním kloubu zvýšila přibližně o 38 %.

Tabulka 10-2: Srovnání hodnot maximální flexe v kyčelním kloubu

Číslo měření	Dynion	VGK-S
Chůze 1	27,8°	44,05°
Chůze 2	26,8°	43,15°
Chůze 3	26,99°	42,77°
Chůze 4	27,04°	44,5°
Průměr	27,16°	43,62° (zvýšení o 38 %)



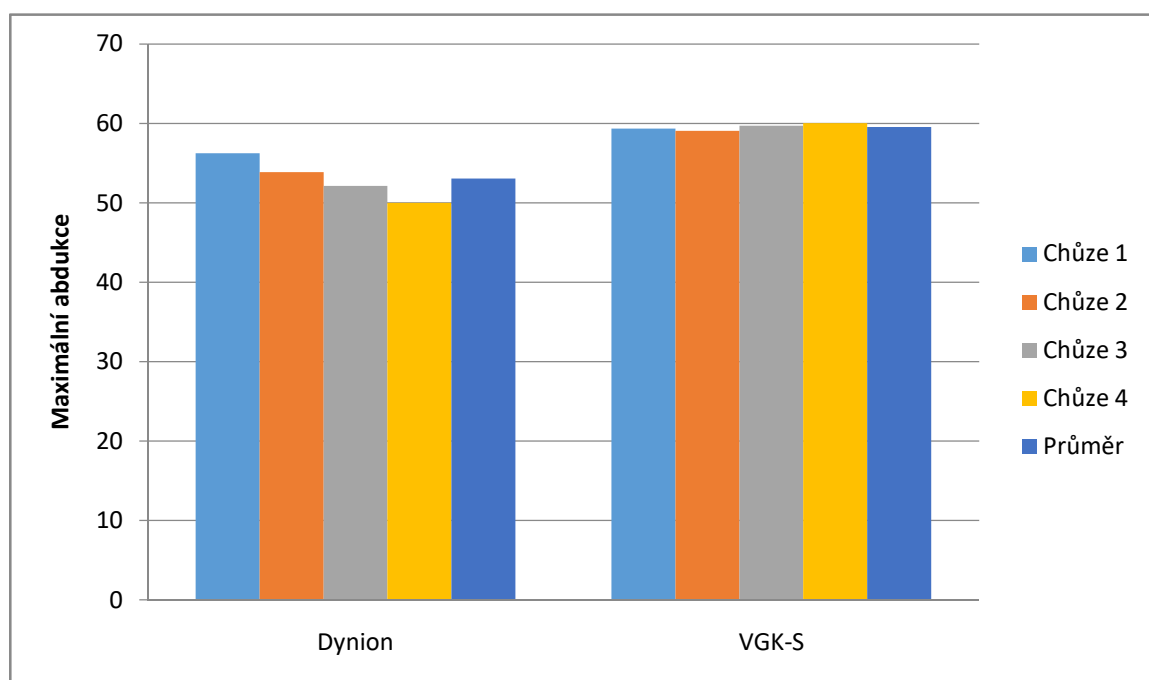
Graf 10-2: Srovnání hodnot maximální flexe v kyčelním kloubu

10.3.3 Flexe v kolenním kloubu

Jedním z hlavních důvodů, proč dochází k cirkumdukcí je, že je pro pacienta provedení flexe kolenního kloubu příliš náročné. Není tedy překvapením, že hodnoty flexe v koleni jsou při obnášení protézy výrazně nižší, než když pohyb probíhá patřičným způsobem. Naměřená data toto velice dobře reflektují. Pacient se svou zachovalou končetinou pohybuje na dolním okraji fyziologických hodnot, které jsou udávány mezi 60 – 70°. U současného vybavení se hodnoty maximální flexe pohybují níže, kdežto s kloubem VGK-S jsou naměřené hodnoty pro levou a pravou končetinu v podstatě totožné.

Tabulka 10-3: Srovnání hodnot maximální flexe v kolenním kloubu

Číslo měření	Dynion	VGK-S
Chůze 1	56,24°	59,35°
Chůze 2	53,88°	59,08°
Chůze 3	52,12°	59,72°
Chůze 4	50,01°	60,04°
Průměr	53,06°	59,55° (zvýšení o 11 %)



Graf 10-3: Srovnání hodnot maximální flexe v kolenním kloubu

10.3.4 Lateroflexe trupu

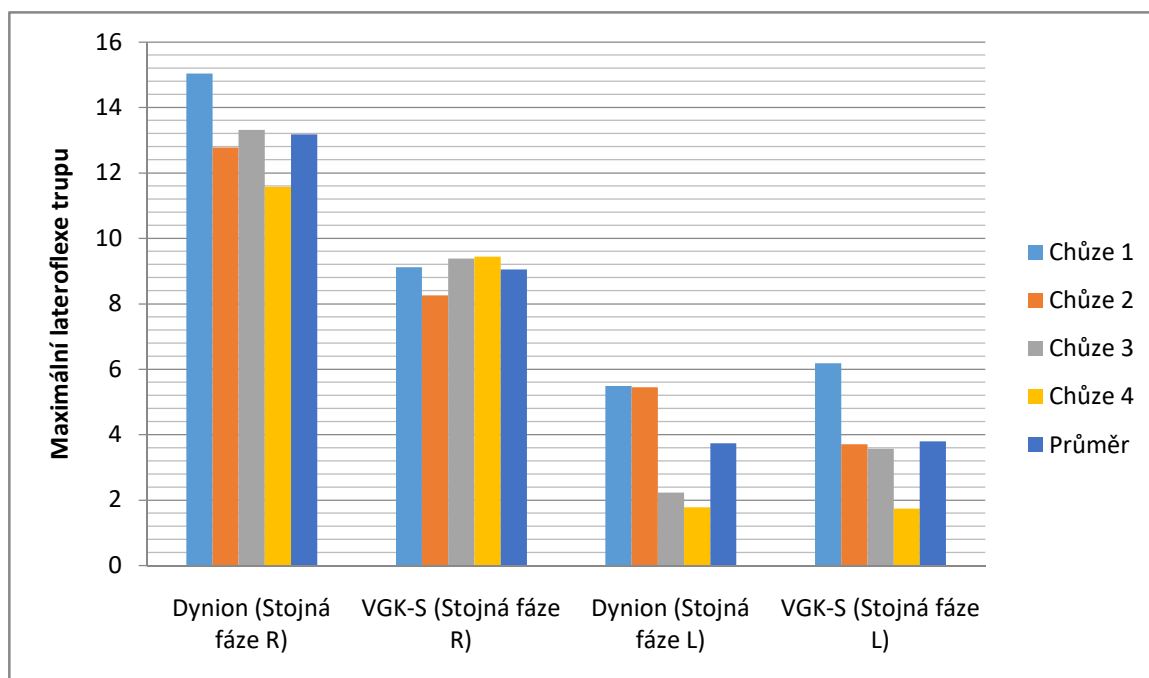
Při chůzi se nepohybují pouze DK, ale dochází k zapojení celého těla. Dochází k souhybu rukou a pohybu páteře. Lateroflexe neboli úklon se obvykle pohybuje do 5° a jedná se o pohyb určený k vyvážení přenosu tíhové síly nad zatíženou končetinu. Nadměrná lateroflexe je často indikátorem postižení, nebo chybného stereotypu chůze. U amputovaných se vyskytuje velice často.

V našem případě vidíme, že se míra lateroflexesnížila při stoji na zachovalé končetině, to indikuje snížení množství nežádoucích pohybů, které je potřeba lateroflexí kompenzovat. Abdukci protézy se těžiště přesouvá více k amputované straně a je tedy potřeba větší lateroflexe pro udržení rovnováhy.

Oproti tomu ve stoji na protéze vidíme, že je stav oproti stávajícímu protetickému vybavení v podstatě nezměněn.

Tabulka 10-4: Srovnání hodnot maximální lateroflexe trupu

Číslo měření	Dynion (Stojná fáze R)	VGK-S (Stojná fáze R)	Dynion (Stojná fáze L)	VGK-S (Stojná fáze L)
Chůze 1	15,04°	9,12°	5,49°	6,18°
Chůze 2	12,78°	8,26°	5,45°	3,71°
Chůze 3	13,32°	9,38°	2,23°	3,57°
Chůze 4	11,58°	9,44°	1,78°	1,74°
Průměr	13,18°	9,05°	3,74°	3,8°



Graf 10-4: Srovnání hodnot maximální lateroflexe trupu

10.4 Hodnocení pacientem

S pacientem byl po dokončení měření veden rozhovor, kde měl vyjádřit své pocity ohledně nového vybavení a subjektivně oba kolenní klouby porovnat. Sám přiznává, že by potřeboval více času (min. dva měsíce) pro podrobnější posouzení všech situací. Už nyní se však mohl vyjádřit k několika aspektům.

Bezpečnost

Z pohledu bezpečnosti shledává pacient kloub VGK-S srovnatelný se svým stávajícím vybavením. Vzhledem k tomu, že se jedná taktéž o brzděný kolenní kloub, si připadal při chůzi jistě a během testovacího období nezaregistroval žádné nebezpečné stavy.

Ovladatelnost

Pacient shledal kolenní kloub VGK-S snáze ovladatelným. Pociťoval snazší otáčení na místě a snazší uvedení protézy do pohybu. Uvádí však, že rozdíly v tomto ohledu byly relativně malé.

Uživatelská přívětivost

Pacient dále pozitivně hodnotil snadné nastavení odporu kloubu, zároveň však uvedl, že mechanismus je dle jeho názoru až příliš snadno přístupný a několikrát si tak při převlékání omylem zavadil o páčky a změnil si tak nastavení kloubu.

Celkový pocit

Dle vlastních slov pacienta se s kloubem VGK-S cítil sebejistěji a měl pocit vzpřímenější chůze. Subjektivně by neměl výhrady proti výměně stávajícího vybavení za kloub určený speciálně pro jeho typ amputace.

11 Celkové zhodnocení případové studie

Cílem případové studie bylo demonstrovat vliv výběru kolenního kloubu na chůzi pacienta s ultrakrátkou stehenní amputací. Pro splnění tohoto cíle byly stanoveny čtyři dílčí úkoly:

Prvním bylo matematicky demonstrovat vliv kolenního kloubu VGK-S na síly působící na pahýl. Pomocí vzorce pro výpočet momentu setrvačnosti bylo demonstrováno, že v modelové situaci, kdy hmotnost kloubů zůstává stejná a dochází pouze k posunutí těžiště protézy blíže k lůžku, dochází ke snížení momentu setrvačnosti až o 20 %.

Tento rozdíl se pak zvyšuje v případě, že srovnáváme kolenní klouby různých hmotností. Druhý matematický model tedy již počítal s reálnými daty získanými z protézy, kdy byl porovnáván kolenní kloub Dynion o hmotnosti 1240 g s kolenním kloubem VGK-S o hmotnosti 1050 g. U těchto dvou kloubů se pak míra momentu setrvačnosti snížila o 26 %.

V teoretické rovině tedy bylo potvrzeno, že posunutí těžiště má vliv na působící síly, následně bylo potřeba demonstrovat účinek na konkrétním pacientovi.

Druhým cílem bylo zajistit vhodného pacienta pro případovou studii. Díky kontaktování přátelých pracovišť byl zajištěn pacient, který splňoval parametry nutné pro aplikaci kloubu VGK-S a byl ochoten věnovat svůj čas případové studii. Zkoumaný pacient byl zvolen jako vhodný vzhledem k dlouholetým zkušenostem s chůzí o protéze. Komplikací u tohoto pacienta je jeho současný zdravotní stav, kdy je kvůli bolesti zachovalé končetiny odkázán na francouzské hole a jeho chůze tak není zcela přirozená.

Třetím cílem bylo navrhnout a provést experimentální srovnání kolenních kloubů. Pro potřeby případové studie byl navrhnout experiment za využití pohybových senzorů systému CAPTIV. Tyto senzory byly umístěny na tělo pacienta včetně protézy a byla provedena série měření chůze s oběma kolenními klouby.

Posledním dílčím cílem bylo vyhodnotit získaná data. Kromě konkrétních hodnot naměřených systémem CAPTIV byl k dispozici i videozáznam a digitální model pacienta v podobě avatara. Již z pohledu na videozáznam chůze bylo patrné, že chůze s kolenním kloubem VGK-S je fyziologičtější, stabilnější, plynulejší a symetričtější. Závěry z videoanalýzy pak potvrdila i naměřená data. Samotný pacient kloub taktéž hodnotil pozitivně.

U této konkrétní případové studie došlo výměnou kolenního kloubu a posunutím těžiště protézy k výraznému zlepšení pacientovy chůze. Vzhledem k tomu, že se jednalo pouze o jeden zkoumaný subjekt, však nelze vytvářet obecné závěry, pro které by byla potřeba větší vzorek pacientů.

Závěr

Práce je věnována problematice ultrakrátkých stehenních amputací a možným zvýšením kvality života osob s tímto typem amputace.

V rámci teoretické části byl připomenut význam ergonomie při tvorbě protetických pomůcek. Dále byl přiblížen pojem amputace se zaměřením na amputaci v úrovni stehna. Pro lepší porozumění problematice byla popsána anatomie stehenního pahýlu a konkrétní problémy spojené s vysokou úrovní amputace. Následoval popis protetiky jako oboru, byly popsány jednotlivé části TF protézy a vysvětlena její biomechanika ve stoji i při chůzi. V souvislosti s chůzí byly také popsány nejčastější odchylky od fyziologické normy a jejich příčiny.

V praktické části práce byly stanoveny cíle případové studie, od kterých se pak odvíjel další postup. Byl představen kolenní kloub VGK-S a význam jeho netradiční konstrukce byl demonstrován na teoretických příkladech. Speciální kolenní kloub byl pro účely testování zapůjčen ze společnosti Orthomobility a pacientovi nainstalován školeným technikem. Následoval popis experimentu a použitých měřicích zařízení. Na tuto část navazuje samotné hodnocení naměřených dat. Ta demonstrují praktický význam kolenního kloubu VGK-S. Při jeho použití lze pozorovat výrazné snížení tendence k cirkumdukci, které se v naměřených datech projevuje především snížením abdukce v kyčli a zvýšením rozsahu pohybu v kolenním i kyčelním kloubu. Po hodnocení naměřených dat následuje subjektivní hodnocení pacienta.

Vytvořená případová studie demonstruje význam výběru protetického kolenního kloubu u konkrétního pacienta s ultrakrátkým typem amputace. Vzhledem k malému vzorku však nelze zjištěná data aplikovat obecně.

Práce může v budoucnu sloužit jako základ pro další výzkum s využitím většího množství sledovaných subjektů.

Výsledky práce budou prezentovány na příští konferenci Federace ortopedických protetiků technických oborů (FOPTO), již je autor práce členem.

Seznam použitých zdrojů

- [1] CHUNDELA, Lubor. *Ergonomie*. 3. vydání. V Praze: České vysoké učení technické, 2015. ISBN 978-80-01-05173-3.
- [2] GOCHFELD, Chronologic History of Occupational Medicine (19. 2. 2005). <https://www.jstor.org/>. [online; cit. 2024-04-03]. Dostupné z WWW: <https://www.jstor.org/stable/pdf/44997408.pdf?casa_token=CHhsmtZ6WMkAAAAA:rEJFqtixAPvB9HRoA8FjKskM4WLIUBpY28QImXCL9gMx5EysdD65szXIT6sRqJ4Z_654o8BM56Pgl_YvAnDub0L0Nfhtmrn-k_U33SEmgTYJ6eqC>.
- [3] ROGERS, Bernardino Ramazzini (1. 11. 2021). <https://www.britannica.com/>. [online; cit. 2022-04-20]. Dostupné z WWW: <<https://www.britannica.com/biography/Bernardino-Ramazzini>>.
- [4] BAUMGARTNER, R., Amputation und Prothesenversorgung. 3.vyd. Stuttgart: Thieme, 2008. 469 s. ISBN 978-3-13-136153-0
- [5] DUNGL, Pavel. Ortopedie. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.
- [6] SMITH, D.G., MICHAEL, J.W., BOWKER, J.H. *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies*, 3.vyd. Rosemont: AAOS, 2007, 963 s. ISBN 0-89203-313-4.
- [7] BROZMANOVÁ, B. *Ortopedická protetika: učeb. prestred. zdrav. šk., odb. ortoped. protetik*. 1. vyd. Martin: Osveta, 1990, 478 s. ISBN 80-217-0133-1.
- [8] DUNGL, Pavel. Ortopedie. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.
- [9] PŮLPÁN, Rudolf. *Základy protetiky*. Praha: Epimedia, 2011. ISBN 978-80-260-0027-3.
- [10] WETZ, H.H., LINKEMEYER, L., WUHR, J., DRERUP, B, *Klassifikation von Schaftsystemen und Stumpfbettungen, Sonderbeilage Orthopädie-Technik 02*, 2009
- [11] ČIHÁK, R., *Anatomie 1*. 2.vyd. Praha: Avicenum, 1987. ISBN 80-7169-970-5
- [12] KAPHINGST, W. a kol. *Protetika : Základy protetiky dolních a horních končetin*. 1.vyd. Praha: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2002. 313 s. ISBN Neuvedeno.
- [13] *Stupně aktivity*. <https://mojeproteza.cz/>. [online; cit. 2024-04-01]. Dostupné z WWW: <https://mojeproteza.cz/cerstva-amputace/stupne-aktivity/>
- [14] MULLER, E.A. *Versucheiner Analyse der pseudarthrotischen Winkelverschiebungzwischen Femurstumpf und Oberschenkelschaftbeim Gang*, *Orthopädie-Technik*, 1955, roč. 7, s. 291-294
- [15] SEYMOUR, R. *Prosthetics and orthotics – Lower limb and Spinal*. Lippincott Williams & Wilkins 2002. ISBN 0-7817-2854-1.
- [16] PRINC, V. *Biomechanika a indikace (Mezinárodní školení)*, *Hustopeče*. Dne 19. – 20. 10. 2017.
- [17] KARAS, V., a kol. *Biomechanika tělesných cvičení*. SPN, Praha: 1990. ISBN 80-04-20554-2.
- [18] BLUMENTRITT, S. *Biomechanische Aspekte für die Indikation von Prothesenkniegelenken, (Biomechanické aspekty pro indikaci protézových kolenních kloubů)*, *Orthopädie-Technik*, 06/2004.

- [19] HEYEN, I. Seminář školy chůze pořádaný firmou Otto Bock ČR. s.r.o. Plzeň: Otto Bock, 2006
- [20] Federace ortopedických protetiků technických oborů. Protetika. Základy protetiky dolních a horních končetin. Praha: Nakladatelství Svoboda, 2002
- [21] VGK-S for short transfemoral In: *verygoodknee.com* [online]. 2023 [cit. 2023-11-25]. Dostupné z: <https://www.verygoodknee.com/vgk-s/>
- [22] Dynionknee joint, monocentric, with station hydraulics In: *ottobock.com* [online]. 2024 [cit. 2024-3-25]. Dostupné z: <https://www.ottobock.com/en-lk/product/3R85>
- [23] „Manuál k systému CAPTIV“, CAPTIV_Manual_ENGLISH.pdf
- [24] „Manuál k systému CAPTIV“, CAPTIV_Sensor_Placement-Motion.pdf
- [25] CAPTIV In: *www.teaergo.com*[online]. 2024 [cit. 2024-12-29]. Dostupné z: <https://www.teaergo.com/captiv/>