

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2022

Barbora Vlková

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**MOŽNOSTI PROTETICKÉHO VYBAVENÍ A JEHO VLIV NA
FYZICKOU AKTIVITU OSOB S UNILATERÁLNÍ
TRANSFEMORÁLNÍ AMPUTACÍ**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

PaedDr. Zdeněk Šolc

Vypracovala:

Bc. Barbora Vlková

Praha, květen 2022

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne:

.....

Podpis diplomanta:

.....

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Děkuji PaedDr. Zdeňku Šolcovi za odborné vedení, ochotu, trpělivost a cenné rady při vzniku této diplomové práce. Dále děkuji Ing. Janu Červenému za odborný dohled a kolektivu NZZ Protetika Medica. Děkuji rodině za podporu, kterou mi poskytla v průběhu celého studia. A v neposlední řadě děkuji všem zapojeným probandům za jejich účast, bez nichž by tato práce nemohla vzniknout.

ABSTRAKT

NÁZEV: Možnosti protetického vybavení a jeho vliv na fyzickou aktivitu osob s unilaterální transfemorální amputací

CÍLE: Cílem práce je zhodnotit, jaký vliv mají použité komponenty protézy na stupeň aktivity dospělých osob s unilaterální transfemorální amputací, které jsou v současné době dostupné na tuzemském trhu hrazené se spoluúčastí ze zdravotního pojištění

METODY: Základem analytické části práce je literární rešerše a sběr dat z odborných technických listů. Druhá část práce je vedena jako kvalitativní výzkum a obsahuje případové studie pěti probandů. Výzkumný soubor tvořilo 5 osob s unilaterální transfemorální amputací ve věku 49–78 let. Pro sběr dat byly použity metody nestrukturovaný rozhovor a pozorování.

VÝSLEDKY: Výsledkem práce je sumarizace informací vztahující se k sestavení různých typů TF protéz pro dospělého člověka a vyhodnocení souvislosti mezi úrovní použité techniky a kvalitou života uživatele.

KLÍČOVÁ SLOVA: unilaterální transfemorální amputace, transfemorální protéza, fyzická aktivita, rehabilitace, protetický kolenní kloub, protetické chodidlo

ABSTRACT

TITLE: The options of prosthetic equipment for people with unilateral transfemoral amputation and its impact on their physical capability

OBJECTIVES: The aim of the work is to evaluate the effect of the used components of the prosthesis on the activity level of adults with unilateral transfemoral amputation, which are currently available on the domestic market covered by health insurance with deductibles.

METHODS: The basis of the analytical part is literary research and data collection of technical data sheets. The second part of the work is qualitative research and contains case studies of five probands. The research group consisted of 5 persons with unilateral transfemoral amputation aged 49–78 years. Unstructured interview and observation methods were used for data collection.

RESULTS: The result of the work is a summary of information related to the assembly of different types of TF prostheses for adults and evaluation of the relation between the level of technology used and the quality of the user's life.

KEY WORD: unilateral transfemoral amputation, transfemoral prosthesis, physical capability, rehabilitation, prosthetic knee joint, prosthetic foot

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ADL – Activities of Daily Living (běžné denní aktivity)

DK – dolní končetina

DM – Diabetes Mellitus

EBS – Ergonomically Balanced Stride (elastické jištění flexe)

FTVS UK – Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzita Karlova

GIT – gastrointestinální trakt

ICHDK – ischemická choroba dolní končetiny

ISO – International Organization for Standardization (Mezinárodní organizace pro normalizaci)

LDK – levá dolní končetina

LTV – léčebná tělesná výchova

m. – musculus

MESS – Magled Extremity Severity Score (rozsah rozdrčení končetiny)

MZ ČR – Ministerstvo zdravotnictví České republiky

NZZ – Nestátní zdravotnické zařízení

PDK – pravá dolní končetina

RHB – rehabilitace

SZP ČR – Svaz zdravotních pojišťoven České republiky

TF – transfemorální

TT – transtibiální

ÚZIS ČR – Ústav zdravotnických informací a statistiky

UNIFY ČR – Unie fyzioterapeutů České republiky

VZP ČR – Všeobecná zdravotní pojišťovna České republiky

ZP – zdravotnický prostředek

OBSAH

1	ÚVOD	11
2	CÍL, ÚKOLY, VĚDECKÉ OTÁZKY	13
3	METODIKA PRÁCE	15
4	AMPUTACE	17
4.1	Historicky vývoj.....	17
4.2	Pojem amputace.....	17
4.3	Diabetes mellitus.....	18
4.3.1	Syndrom diabetické nohy.....	18
4.4	Indikace k amputaci.....	19
4.5	Kontraindikace TF amputace, etiologie.....	19
4.6	Přehled amputací na dolní končetině.....	20
4.7	Transfemorální amputace.....	22
4.8	Komplikace po amputaci.....	22
5	REHABILITACE	24
5.1	Rehabilitační zařízení, sdružení.....	24
5.2	Protetická rehabilitace.....	25
5.3	Rehabilitační program pro TF amputované.....	25
5.4	Péče o pahýl.....	26
5.5	Péče o protetickou pomůcku.....	28
5.6	Škola chůze.....	29
6	CHŮZE	31
6.1	Biomechanika chůze.....	31
6.2	Biomechanika chůze s TF protézou.....	34
6.3	Chyby v chůzi s TF protézou a její příčiny.....	35
7	LEGISLATIVA	38
7.1	Metodika k předepisování ortopedicko-protetických pomůcek.....	38
7.2	Systém pro předpis a výrobu TF protéz.....	38
7.3	Stupeň aktivity uživatele.....	39
7.4	Protézy DK s bionickým kloubem.....	41
7.5	Postup při předepisování TF protézy.....	42
7.6	Novela zákona o veřejném zdravotním pojištění.....	44
8	PROTETIKA	45
8.1	Klasifikace protéz.....	45
8.2	Protetická protetometrie.....	49

8.3	Konstrukce TF protézy.....	52
8.4	Transfemorální (TF) pahýlové lůžko	53
8.5	Adaptéry.....	61
8.6	Přídavná zařízení.....	62
8.7	Protetický kolenní kloub	63
8.8	Protetická chodidla.....	69
8.9	Biomechanika TF protézy	75
8.10	Stavba TF protéz	76
9	PŘÍPADOVÉ STUDIE	81
9.1	Proband číslo 1.....	81
9.2	Proband číslo 2.....	92
9.3	Proband číslo 3.....	101
9.4	Proband číslo 4.....	108
9.5	Proband číslo 5.....	115
10	VÝSLEDKY	124
10.1	Odpovědi na vědecké otázky	124
11	DISKUZE.....	126
12	ZÁVĚR.....	130
	REFERENČNÍ SEZNAM	131
	SEZNAM PŘÍLOH.....	137

1 ÚVOD

Již při psaní své bakalářské práce jsem uvedla několik zásadních faktů vztahujících se k problematice amputací dolních končetin a následné péče o lidi s tímto hendikepem.

Od sepsání práce uběhlo několik let, přesto od té doby ve statistikách nedošlo k žádným pozitivním změnám. Záchovná medicína dosud stále nedosahuje takových úspěchů, aby začaly počty amputovaných klesat. Následky civilizačních chorob, především diabetes mellitus a cévních onemocnění naopak drží křivku amputací stále na mírném vzestupu. Právě diabetes mellitus II. typu, který má přímou souvislost se stravováním a celkovým životním stylem, se řadí mezi mnoho dalších diagnóz, na které současní lékaři musí reagovat přímo úměrně s tím, jak se zvyšuje míra blahobytu a s ní spojená lidská pohodlnost.

Navzdory četným pokrokům v oblasti medicíny tak zůstává protetika jako obor stále nezbytnou součástí zdravotního systému.

Zatímco v bakalářské práci jsem si dala za cíl analyzovat informace řešící pouze možnosti protetického vybavení pro pacienty s transfemorální amputací, v této práci jsem jednak aktualizovala samotné technické možnosti, zároveň jsem se zaměřila na přímý vztah mezi kvalitativní úrovní protetické pomůcky a kvalitativní úrovní života takto vybaveného člověka. Ve většině oborů, a to nejen medicínských, lze totiž obecně předpokládat, že kvalita produktu sama o sobě přímo úměrně odpovídá rozsahu i komfortu užívání.

Diplomová práce je rozdělena na dvě základní části. V první části, se vyjma historie, příčin amputací a následné péče, věnuji především kategorizaci komponent pro různé úrovně mobility. Jejich výčet samozřejmě není kompletní, nicméně vybrané typy zastupují dobře různé úrovně dostupného vybavení. Druhá část diplomové práce je zaměřena na vybraný soubor pacientů po transfemorální amputaci, kde z dostupných dat

případových studií lze odvodit, že funkce poskytnuté protézy mohou být plně využity pouze nositeli po všech stránkách připravených tyto funkce ovládat.

Volba zaměření na řešení náhrad pouze po amputacích transfemorálních vychází jednak z mé osobní profesní zkušenosti, zároveň bylo toto zúžení problematiky nutné pro samotnou obsáhlost tématu. Každý takto postižený člověk je svou stavbou, věkem i schopnostmi jedinečný, neexistuje tedy ani teoretická možnost vytvořit jeden model vhodný pro určitou, byť malou skupinu osob.

2 CÍL, ÚKOLY, VĚDECKÉ OTÁZKY

Cíl práce

Cílem diplomové práce je shromáždit a sumarizovat informace o možnostech protetického vybavení, které je v současné době dostupné na tuzemském trhu a zhodnotit jaký vliv mají použité komponenty protézy na stupeň aktivity dospělých osob s unilaterální transfemorální amputací.

Úkoly práce

Úkoly stanovené pro úspěšné napsání diplomové práce byly následující:

- Výběr tématu
- Zvolení výzkumné metody
- Sepsání žádosti k udělení souhlasu etické komise
- Vyhledání a prostudování zdrojů v tuzemské i zahraniční odborné literatuře k dané problematice
- Sběr informací pro předepisování ortopedicko-protetických pomůcek dle metodiky VZP-ZP – (dle platné novely zákona č. 48/1997 Sb. o veřejném zdravotním pojištění, která stanovuje nová pravidla pro úhradovou regulaci zdravotnických prostředků předepisovaných na poukaz a hrazených z veřejného zdravotního pojištění, v platnosti od 1. 1. 2019)
- Klasifikace informací získaných během odborné praxe
- Sběr dat o biomechanice, stavbě i jednotlivých komponentech protézy
- Konzultace s odborníky v oboru
- Vypracování případové studie několika osob s TF amputací (3–5 zletilých osob)
- Vyhodnocení získaných dat
- Sepsání diplomové práce

Vědecké otázky

VO1: Jsou komponenty protézy určené pro méně aktivní jedince limitujícím faktorem ve zvyšování jejich stupně aktivity?

VO2: Znamenají komponenty protézy určené pro vyšší stupeň aktivity automatický posun uživatelů do vyššího stupně aktivity?

VO3: Má délka amputačního pahýlu vliv na dosažení vyššího stupně aktivity jedinců vybavených transfemorální protézou?

3 METODIKA PRÁCE

Diplomová práce je teoreticko-empirického charakteru a je vedena jako kvalitativní výzkum.

Poznatky k dané problematice byly získány sekundární analýzou odborné literatury, dokumentů a textů v tištěné i elektronické podobě a neformálního rozhovoru s odborníky v oblasti fyzioterapie, ergoterapie a ortopedické protetiky.

V navazujících kapitolách je nastíněna problematika týkající se amputací, rehabilitační péče, biomechanika chůze a související legislativní postupy.

V kapitole věnující se protetice jsem se zabývala kategorizací konstrukcí protéz, dále jsem klasifikovala pahýlová lůžka, protetické kolenní klouby a chodidla, shromáždila technická data od různých výrobců protetických komponent a provedla jejich utřídění.

Závěrečná kapitola obsahuje případové studie pěti probandů.

Diplomová práce je doplněna o obrazovou přílohu.

Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor byl vybrán účelově. Kritériem pro výběr probandů byla unilaterální transfemorální amputace. Soubor tvoří 5 osob, všichni jsou muži. Věkové rozmezí zkoumaných probandů je 49–78 let.

Všichni probandi mají pahýl nadpoloviční délky. Tři jsou amputováni na levé straně, dva na pravé straně. Traumatická amputace byla provedena u 3 probandů, jako následek onemocnění u 2 probandů. Všichni probandi s tzv. prvovybavením absolvovali rehabilitační terapii, byli zařazeni do programu školy chůze a v současné době jsou vybaveni protézou.

Sběr dat

Pro sběr dat jsem použila metody nestrukturovaný rozhovor a pozorování. Časová osa pozorování byla v délce 6 měsíců od první konzultace v rehabilitačním zařízení, nebo na protetickém pracovišti.

Všichni zapojení jedinci byli předem seznámeni s průběhem a detaily výzkumu. Byli informováni o sběru dat, a jakým způsobem bude se získanými daty naloženo, včetně jejich anonymizace. Následně dobrovolně podepsali formulář Informovaného souhlasu. Projekt k tomuto výzkumu byl nejprve schválen Etickou komisí UK FTVS. Oba formuláře jsou přílohou této práce.

Každý z probandů byl seznámen se základními informacemi o průběhu výzkumu a od každého byla získána stručná anamnéza, specifikace pahýlu, rozsah jeho pohybů a prvotní konzultace se uskutečnila za přítomnosti fyzioterapeuta.

Výzkum probíhal souběžně s interprotetickou a postprotetickou rehabilitací a u každého jedince individuálně podle aktuálního stavu.

4 AMPUTACE

4.1 Historicky vývoj

Amputace se řadí mezi nejstarší historicky doložené prováděné zdravotní výkony. Jistou zvláštnost dává amputacím kromě léčebného efektu i účel rituální nebo trestní. Největšího rozvoje dosáhly v průběhu válek. Časová tíseň, neznalost anti-šokové terapie a nedostupnost anestezie vedly k amputaci jako k rychlému řešení obtíží vojáka-pacienta. Již Hippokrates 500 let př. n. l. stanovil první a dosud platné zásady těchto výkonů, kterými jsou: odstranit nemocnou tkáň, snížit invaliditu a zachránit život. (Kubeš, 2014)

Stejně jako všechny ostatní lékařské úkony, i amputace prošly v průběhu času vývojem v provedení. Nejprve byly prováděny amputace gilotinové bez použití anestezie, krvácení se stavělo zaškrcením nebo ponořením konce pahýlu do horkého oleje. V roce 1837 Lister a Brittain prvně publikovali techniku ošetření lalokové amputace s využitím muskulokutánních laloků včetně podvazu cév. Obě techniky jsou využívány i dnes, gilotinové amputace pak zejména ve válečných podmínkách. (Kubeš, 2014; Hájek, 2015)

4.2 Pojem amputace

Vysvětlení pojmu amputace je u různých autorů rozdílné. Např. Kubeš (2014) definuje amputaci jako přerušení a odstranění periferně uložené části těla včetně krytu měkkých tkání, zatímco Hadraba (2006) formuluje amputaci jako snesení části končetiny v průběhu některého z jejích segmentů.

Na základě statistik vedených ÚZIS ČR je každý rok amputováno více než 2100 osob, přičemž převážnou část amputací tvoří osoby s onemocněním diabetes mellitus. (ÚZIS ČR, 2021)

Takto diagnostikované osoby jsou až patnáctinásobně více ohroženy amputací než zdravá populace a tvoří 40–70 % všech provedených amputací. (Rybka, 2007)

4.3 Diabetes mellitus

DM je chronické a endokrinně-metabolické onemocnění, které je charakterizováno nedostatečným působením inzulínu. Rozlišujeme dva hlavní typy diabetu.

DM I. typu je neznámé etiologie. Jedná se o autoimunitní onemocnění, při kterém dochází k destrukci beta buněk Langerhansových ostrůvků a je vyžadováno denní podávání inzulínu.

DM II. typu tvoří 80–90 % všech nemocných diabetem, vzniká na základě geneticky daných dispozic v kombinaci se špatným životním stylem. Dnes se řadí mezi civilizační onemocnění. Je zapříčiněn rezistencí periferních buněk na inzulín a narušenou sekrecí inzulínu beta buňkami. (Ambler, 2012; Maruna, 2012)

V roce 2020 bylo v ČR registrován 1 milion osob s diabetem, z toho 514 tisíc tvoří ženy, 486 tisíc muži a odhaduje se, že 300 tisíc osob o daném onemocnění neví. Z celkového počtu registrovaných pacientů tvoří 5–15 % osoby s diabetem I. typu, kde se jedná o absolutní nedostatek inzulínu a 85–95 % osoby s diabetem II. typu, který je spojován s nezdravým životním stylem. (Maruna, 2012; ÚZIS ČR, 2021)

Prevence vzniku diabetu je do značné míry možná a spočívá v racionálním stravování, udržování normální tělesné váhy a dostatku pohybové aktivity. V případě, že se nemoc již projeví, je vyžadována spolupráce pacienta s ošetřujícím lékařem. Tímto se dá předejít vzniku a vývoji diabetických komplikací. (Lacigová, 2016)

4.3.1 Syndrom diabetické nohy

Jednou z hlavních příčin amputace na DK je syndrom diabetické nohy. Toto onemocnění je definováno jako infekce, ulcerace nebo destrukce tkáně nohou – struktur pod kotníkem u diabetiků, které jsou asociované různým stupněm ICHDK a diabetickou neuropatií. Tato kombinace dává předpoklad k rozvoji defektů na noze, jejíž konečnou fází je amputace. (Vodička, 2014; Shaper, 2016)

Podle Mezinárodního konsenzu je až 70 % netraumatických amputací na DK provedeno u diabetiků a v 85 % případů předchází těmto amputacím ulcerace, které jsou

potenciálně léčitelné. Čtyři z pěti ulcerací u diabetiků jsou způsobeny vnějším traumatem, nejčastěji nesprávnou obuví. (Apelqvist, 2014)

4.4 Indikace k amputaci

Z časového hlediska je možné indikace k amputaci rozdělit na amputaci časnou, volenou a pozdní. Časná amputace se provádí co nejdříve od vzniku nemoci nebo úrazu, při které má život pacienta přednost před zachováním končetiny. K volené amputaci se přistupuje po vyčerpání všech dostupných možností léčby pro zachování končetiny a cílem pozdní amputace je zlepšení celkové kvality života pacienta. (Pejšková, 2010; Hájek, 2015)

Indikace k amputaci Kubeš (2014) rozděluje na příčiny cévní, neurologické, kožní, kostní, tumory a fyzikální vlivy. Dále uvádí, že se etiologie amputací do jisté míry kryje s indikací a bývá spolurozhodující o výši amputace.

V minulosti bylo provedeno několik studií, které měly pomoci lékařům s rozhodováním, zda rekonstruovat nebo amputovat. Bylo vypracováno několik bodovacích systémů, ze kterých je nejpoužívanější bodovací systém MESS (**M**angled **E**xtr**e**mity **S**everity **S**core) - rozsah rozdrčení končetiny, u kterého se hodnotí postižení podle úrazového mechanismu, poškození skeletu a měkké tkáně, věku, ischémie končetiny a tlakové stability pacienta. (Kubeš, 2014; Myers, 2020)

4.5 Kontraindikace TF amputace, etiologie

Při vyčerpání všech možností léčby, které by vedly k zachování končetiny, existuje málo kontraindikací pro TF amputaci. Takovým příkladem je zdravotní stav pacienta, který není z lékařského hlediska dostatečně stabilní a operační zákrok s anestezií ho ohrožují na životě. (Myers, 2020)

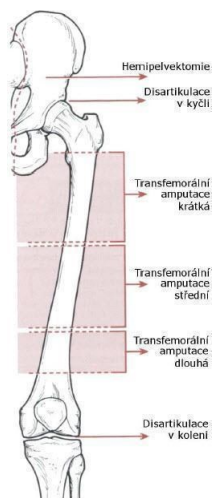
4.6 Přehled amputací na dolní končetině

Ve stanovení výše amputace hraje roli stav měkkých tkání a rozsah postižení. Operátér se snaží provést amputaci v nejnižším místě, zároveň musí brát v potaz následné vybavení protetickou pomůckou z důvodu dobrého uchycení protézy na pahýlu.

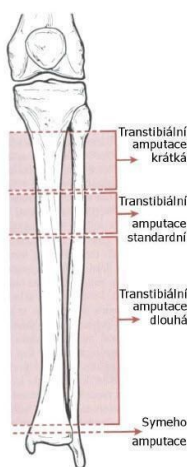
Pokud je to možné, je vhodné před amputačním zákrokem konzultovat délku pahýlu s protetikem. Obecně platné pravidlo pro chůzi je, že čím delší pahýl, tím klesá energetická náročnost při chůzi. (Zeman 2006, Kubeš, 2014)

Kubeš (2014) rozděluje amputace na dolní končetině takto: hemikorporektomie, hemipelvektomie, exartikulace v kyčelním kloubu, femorální amputace, exartikulace v kolenním kloubu, amputace v bérce, amputace v oblasti nohy.

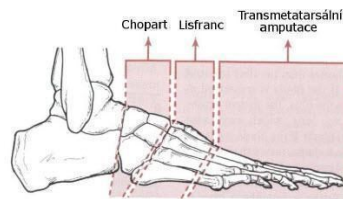
Půlpán (2011) zmiňuje typické amputace v oblasti nohy, které jsou pojmenovány podle jejich autorů a jsou jimi Chopart, Pirogov, Syme a Lisfranc. Sosna (2001) navíc jmenuje amputace dle Scharpa, Callandera a Stokes-Grittiho.



Obr. 1: Amputace v oblasti pánve a stehna



Obr. 2: Amputace v oblasti bérce



Obr. 3: Amputace v oblasti nohy

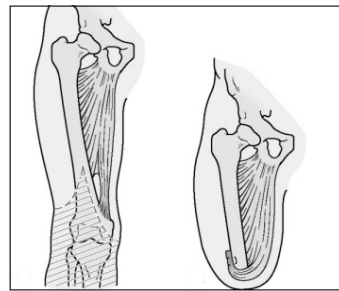
Dělení amputací dle operační techniky

- **Amputace gilotinové (cirkulární)** - u gilotinových amputací se protínají všechny tkáně ve stejné rovině až ke kosti. Tento výkon se užívá ve válečné chirurgii, kdy je nutné amputovat v co nejkratším čase. Rána se nechává otevřená s nutnou pozdější reamputací. (Kubeš, 2014; Hájek, 2015)

- **Amputace lalokové** - jsou prováděny jako standardní operační výkon a je možné je rozdělit na uzavřené a otevřené. Při uzavřené amputaci je kladen důraz na tenodézu přerušovaných svalů, která vede ke zlepšení funkce i tvaru pahýlu. V případě otevřené amputace se invertují kožní laloky, které jsou buď symetricky, nebo asymetricky založené. Laloky jsou invertovány a přeloženou plochou dočasně přešity k sobě. Pahýl je krytý mastným tylem a po dvou týdnech je možné toto primární sešití uvolnit, čímž dojde k rozbalení laloků. Laloky musí krýt skelet dostatečným množstvím měkké tkáně, což je důležité pro budoucí modelaci pahýlu do kónického tvaru a zároveň je třeba zachovat motoriku pahýlu, čehož se dosáhne myoplastikou nebo myodézou. (Kubeš, 2014)
- U TF amputací je vhodné provést myodézu adduktorů přes vrchol kosti pahýlu laterálně tak, aby byly ukotveny do předem vyvrtaných otvorů intraosálními stehy. Svaly flexorových a extenzorových skupin se myoplasticky vzájemně sešívají přes vrchol pahýlu. (Kubeš, 2014)



Obr. 4: Gilotinová amputace



Obr. 5: Laloková amputace

Dělení TF amputace podle délky pahýlu

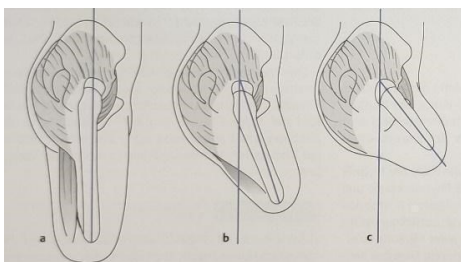
Seymour (2002) rozděluje TF amputaci dle délky pahýlu následovně:

- **krátký pahýl** – zachovaná část stehna je menší než 35 %
- **středně dlouhý** – zachovaná část je v rozmezí 35–60 % z celkové délky stehna. Pokud je amputace provedena cca 10 cm nad distální částí femuru, je zachována velká skupina svalů, která umožňuje lepší kontrolu pohybů s protézou.
- **dlouhý pahýl** – délka stehna je větší než 60 %. Ačkoli jsou zachovány velké svalové skupiny, tato délka bývá problematická z důvodu stavební výšky protetického kloubu.

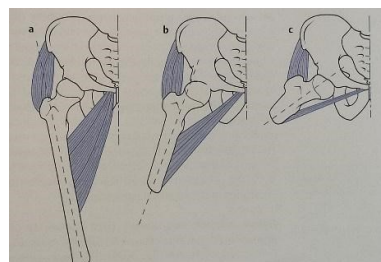
4.7 Transfemorální amputace

Amputační výkony v této oblasti se řadí se mezi invazivní zákroky zasahující do funkce pohybového aparátu člověka. Představují významnou zátěž pro lidský organismus, vedou k poruše stereotypu chůze a bývají zejména u žen kosmeticky nepřijatelné.

S vývojem ortopedické protetiky se pravidla pro umístění jizvy mírně rozvolnila, přesto je vhodné, aby operatér umístil jizvu mimo náslapnou plochu pahýlu, především u exartikulace v kolenním kloubu. U TF amputací je nutné vzít v potaz i délku budoucího pahýlového lůžka. Krátký pahýl v sagitální rovině představuje problematické protézování a tendenci k flekčním kontrakturám. (obr. 6) V rovině frontální je situace obdobná a platí zde pravidlo, že čím kratší pahýl, tím je větší abdukční postavení vlivem ztráty adduktorů. (obr. 7) Extrémně dlouhý pahýl je z důvodu vysoké stavební výšky osy protetického kolenního kloubu funkčně nevýhodný a vede k nestejně výšce osy ohybu obou kolenních kloubů. (Kubeš, 2014)



Obr. 6: Flekční postavení pahýlu.
– pohled sagitální



Obr7: Abdukční postavení pahýlu
– pohled frontální

4.8 Komplikace po amputaci

Nevhodný způsob amputace nebo zanedbaná poamputační péče ovlivňuje aktivitu pacienta, prodlužuje rehabilitační proces a omezuje technické vybavení protetickou pomůckou. Naopak vhodně zvolený operační zákrok může pozitivně ovlivnit kvalitu života pacienta po amputaci a urychlit jeho vybavení protetickou pomůckou.

Mezi nejčastější komplikace po amputaci patří:

- **Hematom** – prevencí vzniku je správně provedená drenáž rány

- **Otok** – je reakcí organismu na traumatickou událost a k ústupu dochází zhruba po 5 dnech. Předejít otoku je možné elastickým krátkotažným obinadlem, a naopak jeho příčinou může být špatně provedené bandážování. (Kubeš, 2014, Kohoutová, 2019)
- **Flekční kontraktura** – je neschopnost aktivně či pasivně pohybovat celou končetinou nebo její částí ve fyziologickém rozsahu. Důvodem je zkrácení jedné svalové skupiny a ochabnutí druhé. (Janda, 2004)
- **Bolest**
 - a) **způsobená protézou** – je mechanického rázu a dobře diagnostikovatelná. Vhodnou úpravou pahýlového lůžka lze bolest zmírnit.
 - b) **během hojení** – je hůře diagnostikovatelná a léčitelná. Příčinou může být infekce kosti, fraktura, podráždění nervu atd. (Smutný, 2013)
 - c) **fantomovy bolesti** – v terapii se využívá několik postupů: pomocí farmakoterapie, aplikací fyzikálních procedur, akupunktura, psychologická terapie. Invazivní terapií je neurochirurgická revize nervů pahýlu. (Kubeš, 2014; Lejčko, 2019) Téměř 80 % amputovaných se s fantomovou bolestí setká a u 50–70 % operovaných se objeví již první týden po amputaci a může přetrvávat několik měsíců i let. (Lejčko, 2019; Kálal, 2020) Pacienti ji popisují jako pálivou, bodavou, křečovitou nebo vystřelující bolest a je třeba ji odlišit od bolesti pahýlu. (Kaiser, 2016) Poměrně dobrých výsledků dosahuje cvičení v představě a zrcadlová terapie. (Bureš, 2014)
- **Psychologické komplikace** – v některých případech je nutná psychiatrická nebo psychologická konzultace, spolupráce s rodinou, rehabilitačními pracovníky. (Sosna, 2001)

5 REHABILITACE

Rehabilitace je koordinovaný, plynulý a resocializační proces, který má zajistit sociální integraci jakkoli postiženého nebo nemocného člověka. Pro rehabilitaci osob se zdravotním postižením se používá pojem ucelená rehabilitace. Ucelená rehabilitace je definována jako vzájemně provázaný, koordinovaný a cílený proces, který má co nejvíce minimalizovat přímé i nepřímé důsledky trvalého nebo dlouhodobého zdravotního postižení jedince s optimálním začleněním do společnosti. (Kolář, 2020)

Základem léčebného postupu je stanovení rehabilitačního plánu. Rehabilitační péče o amputované zahrnuje interdisciplinární spolupráci, ve které je terapie zaměřena na oblast somatickou, psychickou i sociální. Stav po amputaci vyžaduje komplexní terapeutický přístup, který obsahuje poznatky z oborů ortopedie, ortotiky-protetiky, neurologie, rehabilitace i psychologie.

Navrátit plnou funkci zdravé končetiny nelze, přesto dnešní technické možnosti dokážou do určité míry ztrátu bipedální lokomoce kompenzovat. Spolupráce mezi chirurgem, protetickým technikem a rehabilitačním týmem by měla být zahájena již před samotnou amputací za předpokladu, že se jedná o plánovaný operační výkon. (Vrablicová, 2008; Talpová, 2011; Kálal, 2020)

5.1 Rehabilitační zařízení, sdružení

V České republice je rehabilitační následná péče pro amputované pacienty poskytována v několika zařízeních. Mezi ně patří RHB klinika Malvazinky, Fakultní Thomayerova nemocnice, NZZ Vršovická zdravotní a.s., RHB ústav Kladruby nebo RHB ústav Luže - Košumberk.

Kromě těchto rehabilitačních ústavů existuje i několik spolků sdružujících osoby se zdravotním handicapem. Za pozornost stojí především sdružení No Foot No Stress a Asociace protetických pacientů.

Spolek No Foot No Stress vznikl roku 2012 jako nezávislé společenství sdružující osoby s amputací dolních končetin. Náplní jejich programu je pomoc, podpora a poradenská činnost a pořádání kulturních, sportovních i společenských akcí. (NFNS, 2021)

Asociace protetických pacientů se věnuje především legislativním procesům v oblasti úhrad zdravotní péče. (APP, 2021)

5.2 Protetická rehabilitace

Zahrnuje postupy a metody, které mají zajistit úspěšnou aplikaci protetické pomůcky amputovanému a její plné využívání. Pro dosažení uvedených předpokladů je nutná spolupráce multidisciplinárního rehabilitačního týmu. (Hadraba, 2006)

Protetickou rehabilitaci Hadraba (2006) rozděluje do následujících tří časových úseků:

- 1) **Preprotetická** – klient je připravován na zákrok a následné protézování. Časové období není vymezeno a lze jej rozdělit na období předoperační, pooperační a přípravné. V této fázi je nutné zlepšit celkovou kondici amputovaného, tvarovat a posilovat amputační pahýl, vysvětlit a popsat pomůcku, co se bude od amputovaného očekávat a poskytnout psychologickou podporu.
- 2) **Interprotetická** – pro amputovaného je únavná po stránce fyzické i psychické. V této fázi je amputovaný vybaven protetickou pomůckou, zároveň probíhají zkoušky protézy. Tvar protézy a její tlaky působící na pahýl jsou mu nové a nepříjemné. Objevují se pocity nejistoty, zdali je tato pomůcka tou, kterou potřebuje apod. Do denního programu jsou zařazeny LTV, fyzioterapie, ergoterapie. Důležitá je spolupráce fyzioterapeuta s protetikem, který může protetickou pomůcku během užívání v případě potřeby upravovat.
- 3) **Postprotetická** – obvykle je rozdělena na fázi přizpůsobování, ve které klient pokračuje se školou chůze a pádu, cvičí s protézou i bez ní, fázi plného využívání, kdy klient spolupracuje s ergoterapeutem a fázi resocializační.

5.3 Rehabilitační program pro TF amputované

Jak již bylo zmíněno, rehabilitace klientů po TF amputaci vyžaduje komplexní rehabilitační přístup. Multidisciplinární tým tvoří klient, lékař, protetický technik, fyzioterapeut, ergoterapeut, psycholog, zdravotnický personál a rodinní příslušníci.

Předpokladem pro užívání protetické pomůcky je dobrý zdravotní i duševní stav klienta a kvalitní amputační pahýl. Včasná rehabilitace pod vedením fyzioterapeuta dává předpoklad pro rychlé navrácení amputovaného do běžného života.

Rehabilitační program na lůžkovém oddělení rehabilitace je složen ze vzájemně se doplňujících úkonů, kterými jsou:

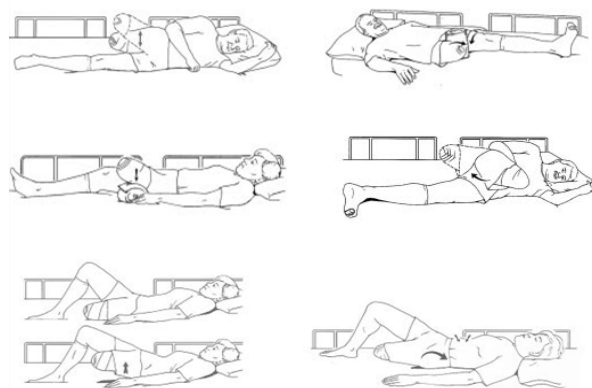
- **Péče o pahýl** – zahrnuje hygienu pahýlu, tlakové masáže a uvolňování jizvy a správné bandážování pahýlu – kompresivní terapie
- **Péče o defekty** – defekty na pahýlu často souvisí s nevyhovujícím lůžkem protézy, dochází k oděrkám, otlakům nebo hlubšímu poranění. Nejvíce ohroženou skupinou jsou diabetici s neuropatií. Péče zahrnuje úpravu protézy, ošetření ran, edukace klienta.
- **Prevence kontraktur** – účinnou prevencí vzniku je polohování vleže, na břicho, protahování, změna poloh. U TF amputovaných je nutné zamezit flexi, abdukci a zevní rotaci v kyčli.
- **Psychologická péče**
- **Léčebná tělovýchova** – využívá se pro zlepšení pohybů v kloubech a zvýšení svalové síly trupu a končetin
- **Seznámení se s protézou** – zahrnuje nácvik navlékání a sundávání protézy, nácvik přesunů z lůžka na vozík, jízdu na vozíku v interiéru a exteriéru, sebeobsluha
- **Škola chůze** – klient se učí stojí na protéze, přenášení váhy a plné zatížení protézy. Cvičení obsahuje úkroky do stran, dozadu, chůze vpřed v bradlovém chodníku, chůze s francouzskými holemi, chůze po rovině, schodech a v terénu (Pejšková, 2012; UNIFY ČR, 2015; Bidrmanová, 2021)

5.4 Péče o pahýl

- **Hygiena pahýlu** – hygiena pahýlu je velmi důležitá jak během procesu hojení rány po zákroku, tak i v průběhu užívání protetické pomůcky. Uživatel protézy by měl po každém jejím nošení pahýl omývat vlažnou vodou a použít speciální kosmetické přípravky k tomu určené nebo mýdlo šetrné k pokožce. Tímto je

možné předejít kožním problémům či případným defektům na pahýlu, způsobených nedostatečnou nebo nesprávnou hygienou.

- **Péče o jizvu** – po vyndání stehů je vhodné začít s tlakovou masáží jizvy, kterou může klient vykonávat sám po zaškolení fyzioterapeutem. Cílem je prevence vzniku srůstu měkkých tkání a jejich zvýšená pohyblivost. Je vhodné jemně konečky prstů jizvu masírovat za použití mastného krému.
- **Polohování, protahování** – správným polohováním pahýlu i druhé končetiny se zabraňuje vzniku flekční kontraktury, která je nepříjemnou komplikací nejen pro protetika při stavbě pomůcky, ale i pro samotného uživatele protézy. Maximální rozsah pohybů v kloubech i pohyblivost v extenzi je důležitý pro vzpřímený stoj. Je nutné posilovat svalstvo pahýlu, druhé končetiny i svaly trupu. (Kálal, 2020; Votrubová, 2021)



Obr. 8: Polohování a protahování pahýlu

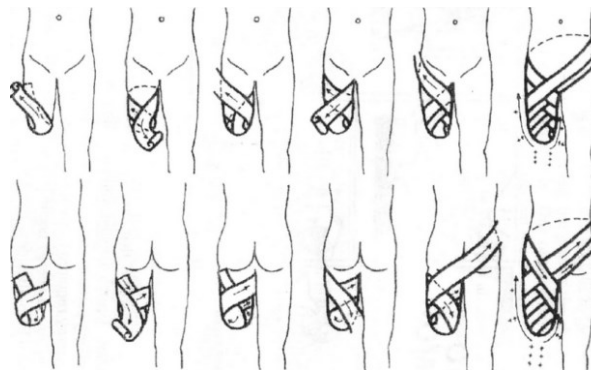
- **Bandážování** – pro aplikaci protetické pomůcky je bandážování pahýlu nutné. Pokud je prováděno správnou technikou, zmenšuje otok a brání jeho vzniku, formuje pahýl a urychluje aplikaci protetické pomůcky. Při nesprávně prováděném bandážování dochází k zaškrcování pahýlu a rychlé atrofii. Je nezbytné klienta naučit správnému postupu.

Pro kompresi měkkých tkání pahýlu se používá:

- **Krátkotažné elastické obinadlo** – u TF amputovaných se bandážuje obinadlem o šíři 10–12 cm (šíře zůstává po natažení zachována), tlak se směrem k tělu snižuje. Používají se 2 až 3 obinadla dle proporcí amputačního pahýlu. Pro lepší

fixaci obinadla je možné použít elastický samodržící obvaz, který se volně ovine na proximálním konci stehna, nebo krátkotažné obinadlo s přilnavým povrchem. Jizva se u TF amputovaných nachází zpravidla v distální části pahýlu na dorzální straně. První tah je veden zepředu přes vrchol pahýlu dozadu, tím dojde k uvolnění a odtažení jizvy od konce pahýlu. Již první tah je veden v tahu a kompresi. Otáčky jsou vedeny cirkulárně k proximální části pahýlu s postupným povolováním komprese.

- **Kompresivní elastický návlek** – zajišťuje stejnou a trvalou kompresi i jednoduchou aplikaci. Návlek je vyráběn sériově v několika velikostech. Pro správný výběr návleku jsou nutné přesné obvodové míry.



Obr. 9: Bandážování stehenního pahýlu

- **Otužování, kartáčování** – otužování se provádí střídavým proudem teplé a chladné vody. Končí se vodou chladnou. Významnou procedurou je kartáčování, tření suchou žínkou nebo míčkem s bodlinami, čímž se napomáhá obnově kožní citlivosti. (Kálal, 2020; Votrubová, 2021)

5.5 Péče o protetickou pomůcku

Hygienická péče o protézu je stejně důležitá jako hygiena pahýlu. Zejména vnitřní části pahýlového lůžka vyžadují pravidelné čištění.

- **Protézové lůžko** se čistí vlhkým hadříkem, je ideální ho dezinfikovat přípravkem k tomu určeným, zejména pokud protéza na uživateli drží pomocí ulpívacího podtlakového systému.

- **Liner** (návlek) je nutné čistit po každém použití vlažnou vodou a speciálním přípravkem k tomu určenému.
- **Těsnící manžetu** je nutné minimálně jednou týdně opláchnout pod vlažnou vodou a očistit přípravkem k tomu určenému.
- Pravidelným čištěním se prodlužuje životnost lineru i těsnící manžety a předchází se podráždění pokožky pahýlu i případné alergické reakci.
- **Pahýlové punčošky** je vhodné každý den měnit a vyprat dle pokynů výrobce

5.6 Škola chůze

Nácvik chůze na protéze má v rehabilitaci pacienta s amputací velmi významnou roli. Cílem je vytvořit uživateli protézy nezávislost, probudit u něj pocit úspěšnosti a navrátit ho zpět do aktivního života a společnosti, jako jejího rovnocenného člena.

Školu chůze je vhodné absolvovat ihned po předání první protézy, tzv. zkušební, respektive zkušební objímky vyrobené z tepelně upravitelného plastu protetickým technikem. Nácvik chůze je nejlépe absolvovat na specializovaném pracovišti s pobytem (např. RHB klinika Malvazinky nebo NZZ Vršovická zdravotní a.s.) nebo ambulantně docházet na protetické pracoviště, které tuto službu poskytuje. Výhodou prováděné terapie na protetickém pracovišti je možnost téměř okamžité reakce na změny pahýlu, jehož síla a tvar se v průběhu nácviku mění. Tak je možné ihned pracovat na přizpůsobení protézového lůžka, přenastavení úhlů nebo rozměrů.

Program školy chůze je pro každého klienta sestaven individuálně podle jeho fyzického i psychického stavu, osobních cílů a motivace. Na základě těchto hodnot se určuje nácvik chůze s plným odlehčením, částečnou nebo plnou zátěží s použitím různých pomůcek.

Jednotlivé fáze školy chůze můžeme rozdělit na nácvik:

- **Vertikalizace** – první nácvik vertikalizace se provádí v bradlovém chodníku, kdy je nutná opora o horní a končetiny a fixace kolenních kloubů.
- **Stabilizace a nácvik stoje** – klient se učí správnému stoji, držení rovnováhy, přenášení váhy. Zařazují se balanční cviky, nácvik rotace hrudníku s důrazem na

stabilizaci pánve, je vhodné využít theraband (posilovací guma o různé pružnosti)

- **Nácvik stojné a švihové fáze kroku** – v této fázi je kladen důraz na zapojení rotace hrudníku vůči pánve ve vzpřímeném postoji. Váha těla musí být rozložena na zdravou končetinu a protézu rovnoměrně.
- **Nácvik chůze** – po zvládnutí předchozích kroků následuje nácvik v bradlech třídobé a dvoudobé chůze, chůze vně bradlového chodníku a přechod na francouzské hole
 - po schodech
 - po labilních plochách – chůze přes překážky, slalom, změna rytmu chůze a nácvik nestejně dlouhého kroku
 - chůze v terénu – po nezpevněném povrchu (písek, kameny), dlažebních kostkách
 - nácvik pádů a vstávání
- **Nácvik mezi lidmi** – obsahem této fáze je pohyb v prostředcích městské hromadné dopravy, zejména po eskalátorech, chůze v davu a zvládnutí běžných životních situací.
- **Skupinová terapie** – potřebnou motivaci mohou amputovaní získat při skupinových terapiích.

(Kohoutová, 2019; Votrubová, 2021; Bidrmanová, 2021)

Součástí školy chůze je i správné nasazování a sundávání protézy. Pro většinu amputovaných v oblasti dolní končetiny bývá nejdůležitějším cílem navrácení schopnosti chůze tak, aby se co nejvíce přiblížila přirozenému obrazu. Uchycení objímky, nastavení protézy a funkční vlastnosti použitých komponentů mají vliv na průběh i výsledek rehabilitace, který ovlivňuje celkový zdravotní stav amputovaného, jeho stupeň motivace k návratu do běžného i pracovního života.

Program není limitován věkem klienta, ale rozhodujícím faktorem pro přijetí je fyzický a psychický stav klienta z důvodu rehabilitační zátěže. Cvičení probíhá v rámci skupinové terapie, při které bývá pozitivně ovlivňována psychologická složka klientů.

6 CHŮZE

Lidská chůze má specifický význam v mobilitě člověka a je nejběžnějším typem lidské lokomoce. Aby se chůze jedince s transfemorální amputací co nejvíce přiblížila chůzi fyziologické, je třeba pochopit nejen principy chůze samotné, ale i faktory, kterými je ovlivňována.

Vzpřímená chůze je pohybovým stereotypem člověka, při kterém dochází k zapojení velkého počtu svalů, jejichž souhra je přesně načasována. Chůze se děje optimální rychlostí s minimálním energetickým výdejem. Noha je spojovacím článkem těla s okolním prostředím a zpětnou propriocepcí udržuje vzpřímený stoj. (Čihák, 2016; Dungal, 2014)

Podle funkce je možné nohu rozdělit na část statickou, kdy noha poskytuje tělu spolehlivou oporu a přenáší jeho hmotnost na podložku a část dynamickou, ve které noha slouží jako opora při chůzi nebo běhu. (Dungal, 2014)

6.1 Biomechanika chůze

Krokový cyklus

Pohyb vpřed je složen z opakování kroků v cyklu chůze. Dungal (2014) uvádí, že jeden cyklus chůze obsahuje celý dvojkrok, který probíhá v časovém intervalu mezi opakovaným kontaktem paty stejné nohy s podložkou a je možné v jednotlivých fázích kroku procentuelní vyjádření. Véle (2006) popisuje cyklus chůze jako dvojkrok trvající od kontaktu jedné paty ke kontaktu téže paty s podložkou. Názvosloví užívané k popisu krokového cyklu je u více autorů odlišné.

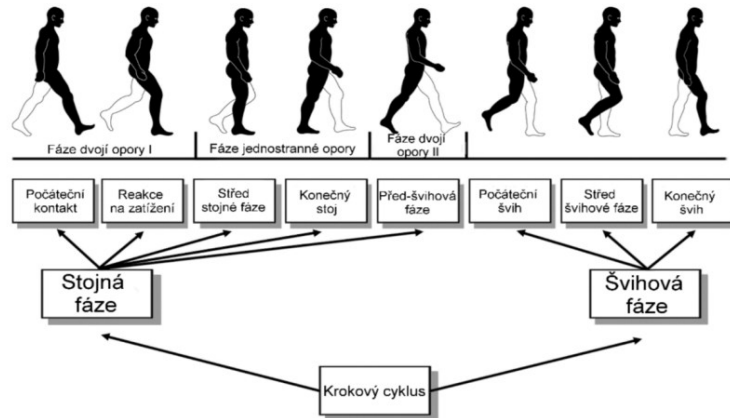
Základní dělení krokového cyklu:

- **Stojná fáze** – začíná dotekem paty země a končí přerušením kontaktu špičky stejné nohy s podložkou, zaujímá přibližně 60 %.
- **Švihová fáze** – určuje dobu, po kterou je chodidlo ve vzduchu a představuje zbývajících 40 %.

Čas strávený v jednotlivých fázích kroku je závislý na rychlosti chůze. (Kaphingst, 2002; Dungl, 2014)

Fáze krokového cyklu dle Perry (2010):

- a) **Počáteční kontakt** (0–2 %) – zahrnuje dopad paty švihové nohy na podložku a reakce na přenesení váhy. Hlavním úkolem je zpomalit dopad a započít zhoupnutí přes patu.
- b) **Reakce na zatížení** (2–12 %) – pokračuje zhoupnutí přes patu a dochází k přenosu váhy na přední končetinu. Pata je opěrným bodem, koleno přechází do flexe a dochází k tlumení nárazu.
- c) **Střed stojné fáze** (12–31 %) – tato fáze začíná odpoutáním druhé nohy od podložky a trvá do rovnoměrného přenosu na celé chodidlo. Stojná končetina se posouvá vpřed přes chodidlo, koleno a kyčel jdou do extenze. Druhá končetina se posouvá vpřed střední švihovou fází.
- d) **Konečný stoj** (31–50 %) – začíná odvinutím paty stojné končetiny a končí dotekem paty druhé končetiny o podložku. Váha se přesouvá na přednoží. Druhá končetina dokončuje fázi konečného švihů.
- e) **Před-švihová fáze** (50–62 %) – začíná počátečním kontaktem protější končetiny a končí odlepením palce od podložky. Extenze v kyčli se zmenšuje, flexe v koleni a plantární flexe se zvětšují.
- f) **Počáteční švih** (62–75 %) – trvá od zvednutí nohy od podložky po dobu, kdy se švihová noha dostane do stejné úrovně v sagitální rovině k druhé noze v oporné fázi, tento úsek odpovídá přibližně jedné třetině švihové fáze.
- g) **Střed švihové fáze** (75–87 %) – na začátku je švihová končetina vedle stojné, posouvá se před stojnou. Druhá končetina je v pozdní střední stojné fázi. Tento úsek odpovídá druhé třetině švihové fáze.
- h) **Konečný švih** (87–100 %) – úkolem této fáze je dokončit posun končetiny vpřed a připravit ji pro stojnou fázi.



Obr. 10: Cyklus chůze

Analýza chůze

Nejjednodušší formou kvalitativní analýzy chůze je vyšetření aspekci, které předpokládá znalost jednotlivých fází kroku i kineziologie pohybů segmentů těla v jednotlivých fázích chůze. (Valouchová, 2020)

Laboratorní analýza chůze je s vývojem techniky pregnantnější a dává validní informace.

Ke sběru informací jsou využívány tři hlavní metody:

- 1) **elektromyografie** – ke snímání signálu používá elektrody umístěné na kůži v místě zkoumaného svalu. K získání přesných údajů musí být záznam synchronizován s cyklem chůze.
- 2) **pedobarografie** – využívá piezoelektrické tlakové snímače, umístěné ve vhodném počtu a hustotě v podložce a lze jimi měřit vertikální, smykové i torzní síly.
- 3) **snímání kamerou** – pohyb je snímán ze 4 kamer v prostoru luminiscenční terčíky přilepené na standardních místech těla probanda. Kamery mají infračervený stroboskop. Infračervený paprsek dopadá na terčík, odrazí se zpět do čipu kamery, který je vybaven uzávěrkou na každém pixelu. Tím nedochází k rozmazání obrazu. Data jsou zpracována pomocí matematického modelu v počítači. (POUL, 2012; Dungal, 2014)

6.2 Biomechanika chůze s TF protézou

Krokový cyklus s TF protézou

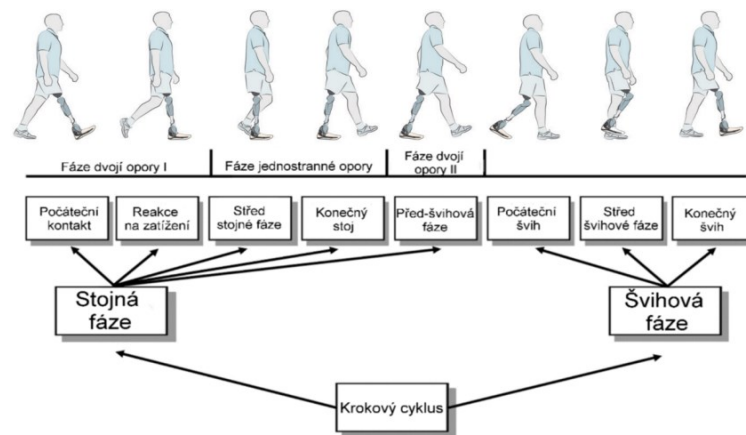
Parametry lidské chůze jsou zkoumány v rámci základních výzkumů, jejichž výsledky jsou používány k prohlubování znalostí o funkčních vlastnostech jednotlivých komponentů a uchycení protéz. Transfemorálně amputovaní kompenzují prostřednictvím druhé končetiny funkční ztrátu jednoho nebo více kloubů a tato asymetrie se zvyšuje s rychlostí chůze.

Celkový obraz chůze je určen mechanickou kvalitou protézy a fyziologickou kvalitou pahýlu, u kterého se hodnotí svalová síla a kloubní pohyblivost.

Fáze krokového cyklu s TF protézou dle Půlpána (2011):

- a) **Počáteční fáze stoje** (0 % cyklu chůze) – začíná prvotním kontaktem paty protetického chodidla s podložkou. V této fázi má významnou roli obuv i terén z důvodu omezené adaptace celé protézy na nerovnosti terénu. Protetický kolenní kloub je v extenzi.
- b) **Fáze tlumení nárazu** (0–12 % cyklu chůze) – v této fázi dochází k deformaci nárazových částí protetického chodidla, u chodidel dynamických se energie kumuluje. Kolenní kloub je v extenzi aretován. Hmotnost se nejprve přenáší na hrbol kosti sedací, poté je přenášena na protézu.
- c) **Střední fáze stoje** (12–31 % cyklu chůze) – v této fázi je protéza zatížena 100 % hmotnosti jedince.
- d) **Konečná fáze stoje** (31–50 % cyklu chůze) – dynamická chodidla začínají uvolňovat akumulovanou energii, kolenní kloub zůstává v extenzi aretován. Při přenosu zátěže na přední polovinu protetického chodidla dochází k uvolnění aretace kolenního kloubu.
- e) **Fáze před vykročením** (50–62 % cyklu chůze) – protetické chodidlo uvolňuje veškerou energii, dává impulz v odlehčení protézy. Kolenní kloub jde do flexe a protéza se působení pahýlu pohybuje vpřed.
- f) **Počáteční fáze vykročení** (62–75 % cyklu chůze) – protetické chodidlo nemá kontakt s podložkou. Kolenní kloub je ve flexi a mívá protilehlou končetinu.

- g) **Střední doba švihů** (75–87 % cyklu chůze) – kolenní kloub brzdí setrvačnou energii a dostává se do extenze
- h) **Konečná fáze švihů** (87–100 % cyklu chůze) – kolenní kloub je v plné extenzi připraven na kontakt s podložkou



Obr. 11: Cyklus chůze s TF protézou

Chůze s TF protézou

Chůze s protézou je energeticky mnohem náročnější, než chůze zdravého jedince a spotřeba kyslíku se zvyšuje přibližně o 400 %. Jedinec s TF amputací chodí pomaleji, nižší frekvencí a vykonává širší a kratší kroky. (Kálal, 2020; Andrysek, 2017)

Protetický technik vyhodnocuje obraz chůze aspekci. Na první pohled je patrné, že se zdravá končetina a protéza pohybují v odlišných drahách i čase. Plynulosti a menší energetické náročnosti chůze dosáhneme, pokud protéza a druhá končetina urazí stejnou dráhu za stejný čas. Výsledkem aspekce je analýza odchylek a stanovení jejich příčiny při chůzi s protézou. Na základě těchto vstupů je možné vylepšovat i stavbu TF protézy.

6.3 Chyby v chůzi s TF protézou a její příčiny

Náklon trupu na stranu protézy

- *příčiny ze strany pacienta*: ultra krátký pahýl, bolestivý pahýl, slabé abduktory, nedostatečná stabilizace pánve

- *příčiny na straně protézy*: pahýl nemá opěru pro abdukci, což je způsobeno nesprávným tvarováním lůžka, vysoký mediální okraj lůžka, krátká protéza

Hyperlordóza bederní páteře

- při dokončování stojné fáze s protézou dochází ke zvětšení bederní lordózy
- *příčiny ze strany pacienta*: flekční kontraktura v kyčelním kloubu, ochabnutí svalstva trupu, náklon pánve dopředu
- *příčiny na straně protézy*: nezohledněné fyziologické flekční postavení lůžka protézy

Držení trupu v předklonu

- *příčiny ze strany pacienta*: přesunutí těžiště vpřed pro zlepšení stability v koleni, nejistota, krátké francouzské hole
- *příčiny na straně protézy*: nezohledněná stavba pahýlového lůžka pro flekční kontrakturu v kyčli, vysoko postavená opora o hrbol kosti sedací

Cirkumdukce (širokorozchodná chůze)

- ve švihové fázi protézy dochází k posunu vpřed obloukovým pohybem
- *příčiny ze strany pacienta*: krátký pahýl (kontraktura v abdukci), slabý kyčelní flexor, stereotyp chůze
- *příčiny na straně protézy*: dlouhá protéza, nadměrná stabilizace kolenního kloubu při stavbě protézy, nedostatečná mediální opora v lůžku

Přílišné zvedání kyčle

- *příčiny na straně protézy*: dlouhá protéza, nadměrná stabilizace kolenního kloubu, kdy lze flexi lze zahájit jen obtížně, špička chodidla je sklopena příliš dolů

Tvrký doraz kolenního kloubu

- na konci švihové fáze na straně protézy dochází ke slyšitelnému dorazu kolenního kloubu
- *příčiny ze strany pacienta*: zajištění extenze kolene přehnanou extenzí bércové části protézy

- *příčiny na straně protézy*: příliš silný extenční unášec z důvodu špatně seřízeného kolenního kloubu

Rychlá počáteční flexe bérce

- *příčiny ze strany pacienta*: vynaložení více síly k ohybu kolene, než je nutné
- *příčiny na straně protézy*: slabý extenční unášec (špatně seřízený kloub), střed otáčení kloubu je příliš vpředu z důvodu špatné stavby protézy

Rotace chodidla

- v počátku stojné fáze na protéze je chodidlo vychýleno laterálně nebo mediálně
- *příčiny ze strany pacienta*: slabé svalstvo pahýlu, rotace lůžka pro nadměrné množství měkkých tkání na pahýlu
- *příčiny na straně protézy*: nevyhovující funkční tvar protézového lůžka, příliš tvrdá pata chodidla

Chůze na špičce

- *příčiny ze strany pacienta*: atrofie pahýlu, nedostatečná kontrakce svalů pro zamezení sklouznutí lůžka, nejistota a strach z pádu
- *příčiny na straně protézy*: pístové pohyby v lůžku, dlouhá protéza, špatně tvarované lůžko

Nestejně dlouhé kroky a nerovnoměrný rytmus

- *příčiny ze strany pacienta*: krátký pahýl, flekční kontraktura, špatné držení rovnováhy, nejistota (obava z pádu)
- *příčiny na straně protézy*: nezohledněné flekční postavení lůžka při kontraktuře, nevyhovující tvar lůžka, předsunutá osa kolenního kloubu

(Kaphingst, 2002; Kohoutová, 2020; Bidrmanová, 2021)

Výrobce individuálně zhotovovaných ortopedicko-protetických pomůcek musí mít na tuto činnost uzavřenou smlouvu s příslušným pracovištěm pojišťovny. (VZP ČR, 2021; SZP ČR, 2021)

Funkční indikací je návrh jednotlivých komponent TF protézy podle schopnosti – stupně aktivity uživatele používat protézu v závislosti na jeho celkovém zdravotním stavu. Pokud pacient splňuje předpoklady pro předpis protézy uživatele se stupněm aktivity III a IV, nemůže být pro nesplnění indikačních kritérií souběžně uhrazen a zapůjčen invalidní vozík. Toto omezení se netýká u oboustranné amputace. (VZP ČR, 2021; SZP ČR, 2021)

7.3 Stupeň aktivity uživatele

Stupeň aktivity uživatele určuje fyzické a psychické předpoklady uživatele, profesi apod. Je mírou schopnosti uživatele provádět běžné denní aktivity, určuje požadované technické provedení protézy (typ kolenního kloubu, chodidla), nikoli typ pahýlového lůžka.

Volba jednotlivých komponentů pro stavbu protézy ze zdravotního hlediska je založena na potenciálních funkčních schopnostech uživatele, které vycházejí z očekávaných předpokladů protetického technika a indikujícího lékaře. Posuzuje se:

- minulost (včetně stavu před amputací)
- současný stav (stav pahýlu aj. zdravotní aspekty)
- motivace k využití protetické náhrady (VZP ČR, 2021; SZP ČR, 2021)

Pojišťovny rozlišují amputované do čtyř kategorií.

Stupeň aktivity I

Interiérový typ uživatele.

Uživatel je schopen používat protézu pro pohyb na rovném povrchu pomalou a konstantní rychlostí chůze. Doba používání protézy a překonaná vzdálenost při chůzi jsou vzhledem ke zdravotnímu stavu uživatele výrazně limitovány.

Terapeutický cíl: zabezpečení stoje a využití protézy pro chůzi v interiéru.

Komponenty protézy: chodidlo typu SACH, chodidlo s jednoosým kloubem. Kolenní kloub jednoosý s konstantním třením, kolenní kloub s uzávěrem, kolenní kloub s brzdou. Pahýlové lůžko dle stavu pahýlu (není určeno stupněm aktivity).

Stupeň aktivity II

Limitovaný exteriérový typ uživatele.

Uživatel je schopen používat protézu i pro překonávání mírných nerovností a bariér (nerovný povrch, schody apod.) při pomalé konstantní rychlosti chůze. Doba používání protézy a překonaná vzdálenost při chůzi jsou vzhledem ke zdravotnímu stavu uživatele limitovány.

Terapeutický cíl: využití protézy pro chůzi v interiéru a omezeně v exteriéru.

Komponenty protézy: chodidlo typ SAFE (pružný skelet), chodidlo s víceosým kloubem. Kolenní kloub jednoosý s konstantním třením, kolenní kloub s brzdou, polycentrický kolenní kloub s mechanickým třením. Pahýlové lůžko dle stavu pahýlu (není určeno stupněm aktivity).

Stupeň aktivity III

Nelimitovaný exteriérový typ uživatele.

Uživatel má schopnost používat protézu i při střední a vysoké rychlosti chůze. Typické je překonávání většiny povrchových nerovností a bariér a provozování pracovních, terapeutických nebo jiných pohybových aktivit, přičemž technické provedení protézy není vystaveno nadprůměrnému mechanickému namáhání. Požadavkem je dosáhnout střední a vysoké mobility uživatele a zvýšená stabilita protézy. Doba používání protézy a překonaná vzdálenost při chůzi jsou ve srovnání s člověkem bez postižení pouze nepatrně limitovány.

Terapeutický cíl: využití protézy pro chůzi v interiéru a exteriéru téměř bez omezení.

Komponenty protézy: chodidlo se schopností akumulovat a uvolňovat energii – dynamické typy chodidel (pružný skelet z kompozitních materiálů). Kolenní kloub (jednoosý nebo polycentrický) s hydraulickou nebo pneumatickou jednotkou.

Doplňkové moduly: rotační adaptéry, tlumiče rázů, torzní tlumiče apod. Pahýlové lůžko dle stavu pahýlu (není určeno stupněm aktivity).

Stupeň aktivity IV

Nelimitovaný exteriérový typ uživatele se zvláštními požadavky.

Uživatel má schopnosti jako uživatel stupně III. Navíc se zde vzhledem k vysoké aktivitě uživatele protézy vyskytuje výrazné rázové a mechanické zatížení protézy. Doba používání protézy a překonaná vzdálenost při chůzi nejsou ve srovnání s člověkem bez postižení limitovány. Typickým příkladem je dítě nebo vysoce aktivní dospělý uživatel nebo sportovec. *Terapeutický cíl:* využití protézy pro chůzi a pohyb v interiéru a exteriéru zcela bez omezení. *Komponenty protézy:* chodidlo se schopností akumulovat a uvolňovat energii – dynamické typy chodidel (pružný skelet z kompozitních materiálů) s ohledem na vysoký stupeň aktivity uživatele. Kolenní kloub jednoosý nebo polycentrický s pneumatickou jednotkou. Doplňkové moduly: rotační adaptéry, tlumiče rázů, torzní tlumiče apod. Pahýlové lůžko dle stavu pahýlu (není určeno stupněm aktivity).

Určení stupně aktivity musí být zaznamenáno do dokumentace uživatele. Tato dokumentace obsahuje stávající úroveň aktivit uživatele a zejména očekávané předpoklady a přínosy s takto navrženým technickým vybavením protézy.

(SZP ČR, 2021)

7.4 Protézy DK s bionickým kloubem

Předpis a úhrada stehenní protézy s bionickým kloubem se řídí jinými kritérii.

Předpis podléhá schválení revizním lékařem a žádost musí obsahovat jednoznačné medicínské zdůvodnění, proč nelze použít jiný typ protézy, který je ekonomicky méně nákladný. K žádosti je třeba doložit vyplněný formulář pro schválení úhrady stehenní protézy s bionickým kolenním kloubem. (SZP ČR, 2021)

Indikace pro úhradu protézy u TF amputace s bionickým kloubem jsou následovné:

- amputace s dosaženým stupněm aktivity III a předpokladem k dosažení stupně aktivity IV, přičemž musí být splněna alespoň jedna z následujících podmínek:
 - postižení horní končetiny – amputace nebo neurologické postižení znemožňující úchop
 - amputace kontralaterální končetiny ve stehně a níže
 - motorické postižení pahýlu, které znemožňuje stabilní stojnou fázi
 - motorické postižení kontralaterální dolní končetiny znemožňující stabilní stojnou fázi

Podmínkou je vždy minimálně dvoudenní vyzkoušení pomůcky s doloženým stanoviskem ortopedického protetiky. (VZP ČR, 2021)

7.5 Postup při předepisování TF protézy

Proces k získání nebo zamítnutí transfemorální protézy je uveden v následujících bodech:

- pomůcku předepisuje smluvní lékař pojišťovny příslušné odbornosti (ortoped, rehabilitační lékař, chirurg (v případě prvovybavení), ortoped se specializací protetiky
- výrobce pomůcky vystaví předkalkulaci, ve které jsou uvedeny:
 - údaje o výrobcu
 - údaje o pojištění
 - název a popis zhotovovaného výrobku
 - pokud je k výrobě navržena pomůcka v jiném, než základním (standardním) provedení, je nutné uvést také zdůvodnění, proč je navrhována pomůcka v provedení jiném, než je ekonomicky nejméně nákladné
 - rozpis jednotlivých dílů včetně kódů výrobce a nákupních cen
 - předpokládaný počet výrobních hodin max. dle časového sazebníku Asociace poskytovatelů zakázkových zdravotnických prostředků a SZP

- rozpis jednotlivých úkonů
 - hodinová sazba, DPH, celková cena
 - jméno, podpis a telefonický kontakt na pracovníka, který je zodpovědný za vypracování předkalkulace (SZP ČR, 2021)
- všechny protézy na DK podléhají schválení revizního lékaře pojišťovny
 - kladné vyjádření k podané žádosti znamená zahájení výroby
 - záporné vyjádření k podané žádosti znamená buďto doplnění informací nebo odstranění nedostatků v předkalkulaci, které vedou ke schválení revizním lékařem, nebo zamítnutí žádosti a klient ztrácí nárok na protetické vybavení
 - pojišťovna má na vyjádření k podané žádosti 30 dní od doručení
 - objednání klienta, zkouška a předání pomůcky do užívání

Uživatel protézy má z veřejného zdravotního pojištění nárok na jedno funkční vybavení. Od 01.01.2020 byly zavedeny doplatky na protézy. Spoluúcast pacienta na pomůcku je od 01.01.2022 stanovena na 1 %. Výše doplatku je odvozena z celkové ceny pomůcky a ohraničena nejvyšším možným limitem doplatku.

Užitná doba protéz u prvovybavení je neomezená, u ostatních činí 24 měsíců, vyjma speciálních protéz DK se systémem bionického kolenního kloubu, kde užitná doba činí 60 měsíců. Číselník týkající se TF protéz uvádím v tabulce níže č. 1.

Skupina / Kód ZP	Název	Užitná doba	Úhrada ZP	Maximální doplatek pacienta (včetně DPH)	Odbornost lékaře
24/4000033	Protéza dolní končetiny pro transfemorální amputaci na zakázku prvovybavení	1ks/po amputaci	99%	3 000,35 Kč	Z CHI, ORP, ORT, REH
24/4000034	Protéza dolní končetiny pro transfemorální amputaci na zakázku od 19 let - stupeň aktivity 1	1ks/24 měsíců	99%	3 000,35 Kč	Z ORP, ORT, REH
24/4000035	Protéza dolní končetiny pro transfemorální amputaci na zakázku od 19 let - stupeň aktivity 2	1ks/24 měsíců	99%	3 000,35 Kč	Z ORP, ORT, REH
24/4000036	Protéza dolní končetiny pro transfemorální amputaci na zakázku od 19 let - stupeň aktivity 3	1ks/24 měsíců	99%	3 000,35 Kč	Z ORP, ORT, REH
24/4000037	Protéza dolní končetiny pro transfemorální amputaci na zakázku od 19 let - stupeň aktivity 4	1ks/24 měsíců	99%	3 000,35 Kč	Z ORP, ORT, REH
24/4000043	Protéza dolní končetiny bionický kloub na zakázku - stupeň aktivity 3 a 4	1ks/72 měsíců	99%	4 772,50 Kč	Z ORP, ORT, REH

Tab. 1: Číselník pro předepisování TF protéz

7.6 Novela zákona o veřejném zdravotním pojištění

Dne 14. 9. 2021 byla Poslaneckou sněmovnou schválena novela zákona o veřejném zdravotním pojištění. Novela nabyla účinnosti dne 1. 1. 2022. (MZ ČR, 2021)

V novele je mj. upravena výše úhrady za protézy (úhrada pojišťovny, spoluúčast uživatele protézy), postup při zamítnutí návrhu na ortopedicko-protetickou pomůcku, nebo možnosti předepisování a vydávání pomůcek.

Při posuzování stupně aktivity je TF amputace hodnocena i jako významné omezení pracovní schopnosti, která má při ztrátě dolní končetiny zásadní vliv na pohyblivost, sebeobsluhu, soběstačnost, tj. běžné denní aktivity. Tyto aspekty se mohou promítnout do ekonomického hodnocení vybraných komponent protézy (kolenní kloub, typ chodidla).

8 PROTETIKA

Protetika, jak uvádějí Krawczyk (2011) a Matějček (2014) je multidisciplinární medicínsko-technický obor zabývající se stavbou, úpravou a aplikací protetických pomůcek, které kompenzují funkční i kosmetický somatický deficit. Protéza a její uživatel tvoří funkční jednotku, označovanou jako biomechanický celek. Správně navržená (výběr komponent) a zhotovená protéza musí vyhovovat fyzickým, psychickým i mentálním předpokladům uživatele.

Hadraba (2006) ortopedickou protetiku charakterizuje jako nauku o náhradách částí nosného a pohybového aparátu člověka, které jsou aplikovány na povrch těla a ISO (2020) definuje protetiku jako obor, který se zabývá léčbou pacientů s využitím protéz.

8.1 Klasifikace protéz

Protézy jsou externě aplikované pomůcky, které nahrazují část, celou nebo nedostatečně vyvinutou končetinu. Protéza dolní končetiny zajišťuje statickou, dynamickou a kosmetickou funkci.

Klasifikace dle časového odstupu po amputaci

Včasná protéza

Velikou výhodou aplikace včasné tzv. interim protézy je brzká vertikalizace pacienta na RHB, formování amputačního pahýlu a celkové urychlení interprotetické rehabilitace. Při aplikaci této protézy je nutná kontrola pahýlu před a po nasazení a kontrola výškového nastavení protézy. K použití interim protézy se přistupuje dle tolerance pacienta, stehenní objímku lze přizpůsobit aktuálnímu objemu pahýlu a výšku protézy je možné korigovat pomocí teleskopického adaptéru. Včasnou aplikaci indikuje lékař. (Krawczyk, 2011; Spires, 2014; mojeprteza, 2021)

Dočasná protéza (zkušební)

Dočasná protéza s tzv. zkušebním lůžkem je stavebně téměř totožná s definitivním vybavením. Pahýlové lůžko je oproti definitivnímu lůžku vyrobeno z transparentního

termoplastického materiálu, který umožňuje vizuální kontrolu chování pahýlu v lůžku a úpravy podle objemových změn pahýlu. Dočasná protéza je nošena u prvovybavení 3–6 měsíců, u klientů užívající pomůcku několik let se tato doba zkracuje, je však závislá na zdravotním stavu uživatele i klimatických podmínkách. (Spires, 2014; mojeprteza, 2021; Červený, 2021)

Trvalá protéza (definitivní)

K výrobě trvalé protézy s definitivním lůžkem se přistupuje v době, kdy nedochází k výrazným objemovým změnám pahýlu. Lůžko je vyrobeno z kompozitního materiálu (textilní, skelná či karbonová vlákna, pryskyřice), které se téměř nedá tepelně upravovat. Pokud byla dočasná protéza prvovybavením a uživatel protézy v rámci vedené i samostatné rehabilitace zvýší stupeň aktivity, je nutné, pokud je to možné, vyrobit protézu novou s kolenním kloubem a chodidlem podle aktuálního stupně aktivity uživatele. V případě velké objemové změny pahýlu u trvalé protézy je nutné vyrobit zkušební lůžko. Kolenní kloub i chodidlo zůstávají a proces je shodný jako u dočasných protézy. (Spires, 2014; mojeprteza, 2021; Červený, 2021)



Obr. 13: Protéza dočasná (zkušební)



Obr. 14: Protéza trvalá (definitivní)



Klasifikace dle typu vybavení

Prvovybavení

- aplikuje se po zhojení pahýlu mezi 6–8 týdnem po amputaci, komponenty protézy jsou téměř shodné jako u protézy trvalé. Odlišuje se technologickým zpracováním lůžka, které musí být upravitelné podle morfologických vlastností pahýlu. Protetické vybavení indikuje lékař, který zhodnotí typ amputace, charakter základního i přidruženého onemocnění, mentální schopnost a

schopnost spolupráce apod. Protetický technik na základě indikačních kritérií navrhuje technické řešení protézy, za které zodpovídá.

Standardní vybavení

- po nácviku chůze na prvovybavení, rehabilitaci, stabilizaci objemu pahýlu a definování uživatelského prostoru klienta je vhodné přistoupit k aplikaci protézy, která plně odpovídá aktuálnímu stavu i aktivitě uživatele protézy.

Speciální vybavení

- od standardního vybavení se liší komponenty, které jsou určeny pro uživatele s vysokou aktivitou a celkovou cenou pomůcky, která mnohonásobně převyšuje cenu jednotlivých komponent určených pro standardní vybavení, zejména kolenní kloub a chodidlo.

(Krawczyk, 2011; Matějíček, 2014; Červený, 2021)

Klasifikace dle konstrukčního uspořádání

- **Exoskeletální** (skořepinové) – nosnou funkci a vnější tvar protézy zajišťuje obvodově nosný materiál. Ze stavebních materiálů se využívá dřevo, plast nebo kompozit a uspořádání jednotlivých dílů je klasické. (Krawczyk, 2011; Matějíček, 2014)
- **Endoskeletální** (modulární) – nosnou funkci přebírá vnitřní modulární systém, jehož součásti jsou vyráběny z hliníku, ocelové slitiny INOX, titanu nebo kompozitního materiálu s příměsí uhlíkových vláken. Vnější tvar protézy bývá zajištěn vymodelovaným pěnovým krytem, na nějž se standardně natahuje silonová kosmetická punčocha tělové barvy. Uspořádání protézy je modulární. Zejména bionické kolenní klouby mají svůj vlastní kryt, který chrání elektronickou mechaniku kloubu před nárazy a poškrábání a uživatel si může vybrat z několika verzí designu. (Krawczyk, 2011; Matějíček, 2014; Spires, 2014)



Obr. 15: Exoskeletární protéza



Obr. 16: Endoskeletární protéza

Klasifikace dle aktivity uživatele

Pro posouzení stupně aktivity uživatele byly v roce 1995 stanoveny úrovně stupně aktivity FCL (Functional Classification Levels), které zhodnocují potenciální přínos protetických pomůcek. Podobný hodnotící systém používají pojišťovny pro úhradu protéz.

Stupeň aktivity 1

- úroveň rázů na protézu je nízká, chůze je nenáročná především v interiéru, po hladkém rovném povrchu pomalou stabilní chůzí s využitím chodítka nebo berlí. Chůze je asymetrická, krátký krok na straně protézy a překonaná vzdálenost je několik metrů.

Stupeň aktivity 2

- úroveň rázů na protézu je střední, chůze je v exteriéru omezená, uživatel zvládá chůzi po nerovném terénu (tráva, dlažební kostky) s překonáním malých překážek (obrubník). Překonaná vzdálenost je několik desítek či stovek metrů.

Stupeň aktivity 3

- úroveň rázů na protézu je vysoká, chůze v exteriéru je neomezená, uživatel zvládá chůzi proměnnou rychlostí a delší vzdáleností, překoná téměř všechny nerovnosti terénu, může skákat, zvedat těžší břemena a vykonává rekreační sport.

Stupeň aktivity 4

- úroveň rázů na protézu je extrémní, chůze v exteriéru je neomezená s mimořádnými nároky, uživatel zvládá chůzi po složitém nerovném terénu, vykonává rekreační sporty, např. běh, lyžování, bruslení, jízda na kole.

(Bidrmanová, 2021, Ottobock CZ, 2021; ING, 2021)

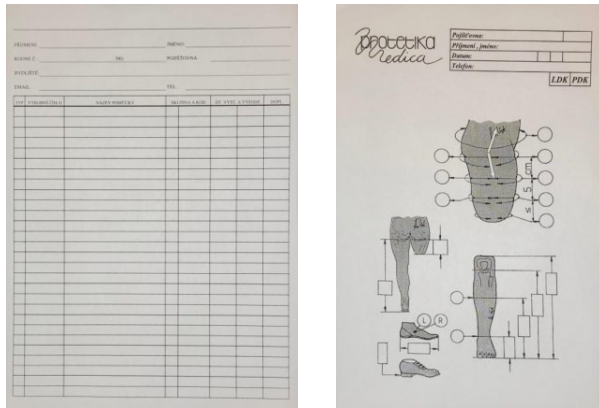
Vybavení pacienta protézou v co nejkratším možném čase po amputaci nemalou částí přispívá k urychlení rehabilitačního procesu. Výběr kvalitních a vhodně zvolených komponent, správným navržením a postavením protézy vyhovující fyzickým předpokladům uživatele dává předpoklad pro správné zhotovení protézy. Tyto požadavky jsou limitovány několika faktory, především délkou a tvarem amputačního pahýlu, znalostmi, zkušenostmi a zručností technika a ochotou revizních lékařů tyto pomůcky schvalovat.

8.2 Protetická protetometrie

Nezbytnou součástí všech protetických oborů je protetická protetometrie. Zabývá se základními a speciálními vyšetřovacími metodami, pomůckami a zařízeními, které se používají k přesnému odběru měrných podkladů a jsou základem pro výrobu a stavbu individuálně zhotovovaných protetických pomůcek.

Měrné podklady se získávají převážně na nahém těle v poloze, ve které bude pomůcka používána, přičemž je nutné zachovat principy vertikální stavby pomůcky, opěrné body a závěsné plochy, kde dochází k funkční interakci mezi protetickou pomůckou a jejím uživatelem. Hodnoty se získávají jedním nebo kombinací více způsobů. (Hadraba, 2006; Půlpán, 2011; Matějček, 2014)

Získané hodnoty protetik zapisuje do tzv. měrného listu, který je součástí karty klienta docházejícího na protetické pracoviště. (obr. 17) V této kartě jsou uvedeny základní informace o klientovi (jméno, kontaktní údaje, pojišťovna, příčina amputace, přidružená onemocnění aj.). V měrném listu jsou zaznamenány naměřené hodnoty, strana amputace, stupeň aktivity klienta, stav pahýlu apod.



Obr. 17: Karta klienta / měrný list

Nejčastěji používané měřící metody v ortopedické protetice jsou:

- **Prosté měření** – k měření se používá zpravidla krejčovský metr, který zajišťuje délkové a obvodové míry. Při měření délek se metr nenatahuje, při měření obvodů, zejména u TF amputací jsou potřeba míry dvojího typu – v utažení a povolání.
- **Obkres** – zhotovuje se na dostatečně široký a dlouhý běžný papír, linka je kreslena tužkou, která je kolmá k papíru
- **Otisk** – slouží k výrobě převážně ortopedických vložek ke zjištění statických a dynamických sil působících na plošku nohy pomocí plantografu, nebo pomocí baropodometrické plošiny osazené tlakovými senzory, data jsou přenesena do počítače s příslušným softwarem a následně pomocí frézky vybroušeny s možností individuálního přizpůsobení ortoticko-protetickým technikem.

Pro výrobu flexibilních a čistých otisků částí těla se používá otiskovací materiál – impresil, který umožňuje vykreslovat tvarovanou oblast do nejmenších detailů. Využívá se pro výrobu protézy prstů, přednoží nebo korekci vnitřní části pahýlového lůžka u TF protéz.

- **Sádrování** – nejdokonalejší pohled na velikost a tvar amputačního pahýlu je sádrování. Sádrový model u TF amputace se vytváří ve dvou krocích. Pro sádrování se používají obyčejná i elastická sádrová obinadla o různé šířce. Ovázáním obinadel okolo pahýlu vzniká sádrový negativ, ten je možné dle potřeby částečně zkorigovat, vyzkoušet a vylitím negativu sádrou vzniká sádrový pozitiv – model, který následnou korekcí a povrchovou úpravou dá vzniknout trojrozměrnému podkladu pro výrobu protetické pomůcky. Jednou

z pomůcek při sádrování je sádrovací stojan, sloužící pro zhotovení sádrového negativu v zatížení. (obr. 18) Stojan je možné použít i pro sádrování TT amputace, exartikulace v kolenním kloubu, exartikulace v kyčelním kloubu s využitím anatomického tvarování techniky SIT Cast (Supported Ischium Trochanteric).

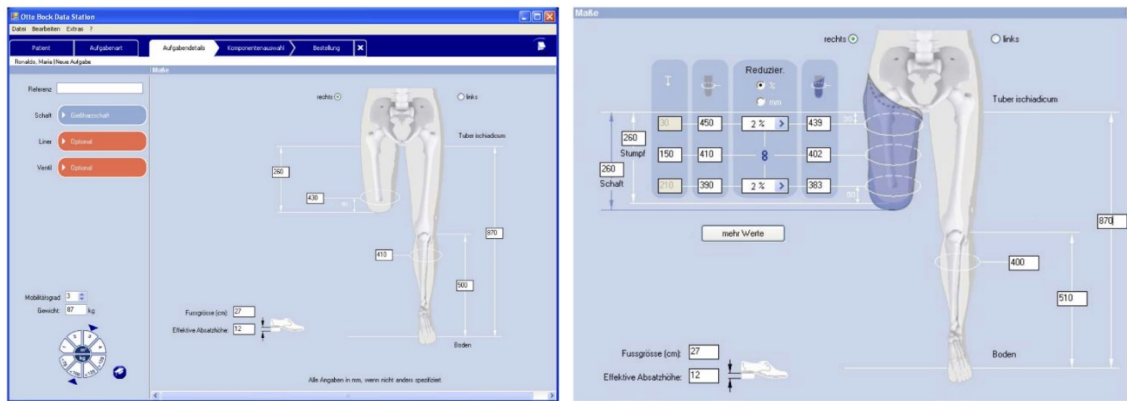


Obr. 18: Sádrovací stojan / sádrování v zatížení SIT Cast

- **3D technologie**

- *CAD-CAM technologie* (Computer Aided Design - Computer Aided Manufacturing) – principem je snímání tělního povrchu. Data jsou přenášena do počítače s příslušným softwarem, vzniká virtuální model, který slouží jako podklad pro výrobu protetického lůžka, jehož reálná forma vzniká přenesením dat z programu počítače na frézu. Model je vybroušen z pěnového polyuretanu.
- *TF Design* – je spojení prostého měření s počítačovým softwarem pro výrobu protézového lůžka u TF amputovaných. Nejprve jsou naměřeny délkové a obvodové míry pahýlu, data se zapíší do programu, ve kterém je možné dále nastavovat různé hodnoty, např. strana a typ amputace, zvolit tvar pahýlového lůžka, redukovat obvodové míry, nastavit úhel flexe, addukce aj. (obr. 19) Data se odesílají do počítače s příslušným softwarem, vzniká virtuální model, data jsou poté přenesena na frézu, která vybrousí reálný model z pěnového polyuretanu.

(Hadraba, 2006; Matějček, 2014; Otto Bock Health Care, 2020; Červený, 2021)

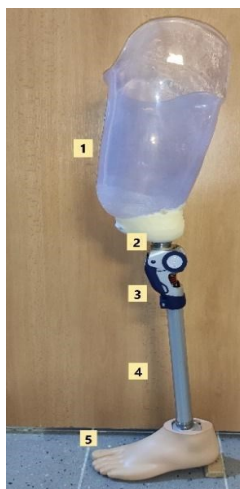


Obr. 19: TF design – délkové míry / objemové míry a redukcce

8.3 Konstrukce TF protězy

Protězy jsou složeny ze dvou základních částí – pahýlového lůžka a periferní protězy. Zhotovení lůžka a stavba protězy určuje subjektivní komfort uživatele protězy. Technologie jednotlivých dílů a jejich funkční vlastnosti určují mechanické vlastnosti protězy. Uspořádání jednotlivých dílů protězy vůči tělu uživatele určuje statické a dynamické vlastnosti protězy. (Matějčíček, 2014)

Transfemorální protěza se skládá z několika částí, kterými jsou: pahýlové lůžko (obr. 20 - 1), spojovací adaptér (obr. 20 - 2), protetický kolenní kloub (obr. 20 - 3), trubkový adaptér (obr. 20 - 4) a protetické chodidlo (obr. 20 - 5). Dle zvoleného ulpívacího mechanismu protězy na pahýlu může být součástí protězy návlek na pahýl tzv. liner (obr. 21), nebo je možné protězu vybavit nejčastěji pěnovým kosmetickým krytem, který je vybroušen do tvaru druhé končetiny.



Obr. 20: Části TF protězy



Obr. 21: Liner pro systém KISS

8.4 Transfemorální (TF) pahýlové lůžko

Pahýlové lůžko, jak uvádí Linkemeyer (2009), je nejdůležitější částí protézy a tvoří přechod mezi člověkem a protetickou pomůckou. Jeho konstrukce ovlivňuje rozsah napětí svalů i pohyb pahýlu v lůžku, přičemž obojí ovlivňuje chůzi i jiné funkční pohyby. Spojení mezi pahýlem a protézevým lůžkem musí být dostatečně komfortní, aby nedocházelo k poškozování měkkých tkání na pahýlu a uživatel mohl protézu plně využívat.

Úkoly TF pahýlového lůžka

Správně navržené a zhotovené lůžko by mělo pojmout všechny objemy pahýlu, zajistit dostatečný přenos sil, účinně kontrolovat pohyb protézy při chůzi a udržovat protézu na pahýlu.

Baumgartner (2008) úkoly pahýlového lůžka rozděluje následovně:

- **fixní spojení mezi pahýlem a lůžkem** – spojení musí být pevné, jinak dochází ke špatnému řízení protézy při chůzi a tím i zvýšení spotřeby energie, snižuje se jistota ve stoji
- **plný kontakt** – spojení pahýlu s lůžkem vyžaduje těsný kontakt po celé ploše pahýlu. Tím je zajištěn dobrý přenos sil při zatížení i propioceptivní vnímání.
- **spojení v tahu a tlaku** – v krokovém cyklu s protézou ve stejné fázi převažují tlakové síly. Po přenesení zátěže na druhou končetinu přichází fáze švihová a tlakové síly se mění na tahové a dochází k nežádoucímu pístovému pohybu, který je nutné zredukovat na minimum.
- **ulpění pomůcky** – pro spolehlivé ulpění protézy s pahýlem je potřeba zapojit více ulpívacích mechanismů, aby nedošlo k nečekanému odpojení protézy.
- **nenarušuje oběh a inervaci** – plný kontakt v lůžku má pozitivní vliv na cévní zásobení a lymfatický oběh.
- **komfort při nošení** – lůžko musí umožnit nošení protézy po celý den, nesmí dráždit pokožku, vydávat nežádoucí zvuky ani zapáchat.

- **snadné nasazování a sundávání pomůcky** – amputovaný musí být schopen si sám protézu nasadit i sundat.
- **nepřekračuje zevní obvodové míry** – lůžko by se mělo vejít do běžného oblečení a nemělo by ho poškozovat
- **možnost úprav** – u čerstvě amputovaných i při klimatických změnách je nutné lůžko přizpůsobit aktuálnímu objemu pahýlu.
- **životnost** – ovlivňuje namáhání, klimatické změny i stáří materiálu. Je důležité pomůcku pravidelně kontrolovat a v případě potřeby vyměnit.

Tvary TF pahýlových lůžek

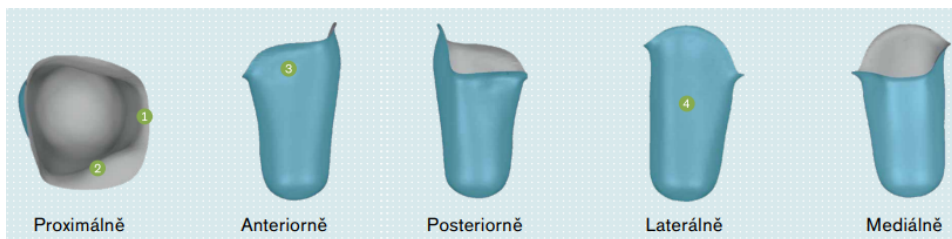
Podle tvaru rozlišujeme dva typy pahýlových lůžek. Příčně oválný, u kterého hrbol kosti sedací nasedá na zevní věnec lůžka a druhým typem je lůžko podélně oválné, kde je hrbol kosti sedací uvnitř zasedacího věnce. (Schuch, 2002)

Funkční rozdíl mezi těmito lůžky je v přenosu hmotnosti celého těla na protézu. (Matějček, 2014)

Příčně oválné lůžko (Quadrilateral Socket)

Příčně oválné neboli kvadrilaterální lůžko, je lůžko s oporou o tuber os ischii. Tento čtyřúhelníkový tvar byl představen v 50 letech 20. stol. na kalifornské univerzitě v Berkeley. Opora o tuber os ischii má účelový tvar, musí být zaoblená z důvodu zatlačování svalů dovnitř směrem k distálnímu konci lůžka, aby mohla os ischii dosednout. (Kaphingst, 2002; May, 2011)

Trojúhelníkový tvar kvadrilaterálního lůžka je nejužší v oblasti perinea. (obr. 22 - 1) Při větším snížení okraje adduktory z lůžka vyklouzávají a vytvářejí řasu měkkých tkání, které tlačí na oblast rozkroku. Lůžko disponuje markantní oporou o tuber os ischii (obr. 22 - 2), frontální pelota (obr. 22 - 3) vyvíjí tlak na přední stranu stehna a tím dochází k vytlačení svalstva kyčelních extenzorů z prostoru pod os ischii. Laterální oblast lůžka (obr. 22 - 4) je rovná, vytváří boční vedení a zabraňuje rotaci.



Obr. 22: Příčně oválný tvar lůžka

Příčně oválné lůžko je výhodné pro pahýly s nezatižitelným koncem, protože přenos zátěže je veden přes tuber os ischii. Nevýhody spočívají ve vysokém tlaku na tříselný kanál, možnosti překlápění pánve vpřed, která vede při delším používání k bederní hyperlordóze a nefyziologickému přenosu zatížení. Při chůzi dochází k posouvání tuber os ischii mediolaterálním směrem. (Linkemeyer, 2009)

Podélně oválné lůžko (IschiumSocket)

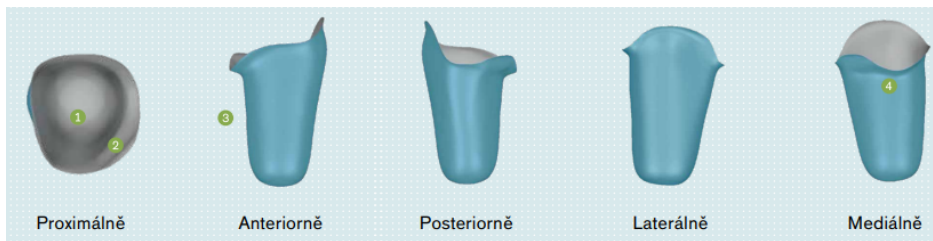
Podélně oválná lůžka využívají zachycení tuber os ischii, který se nachází uvnitř nasedacího věnce lůžka. Tělesná hmotnost je přenášena po celé ploše pahýlu i v distální části. Anatomický tvar lůžka využívá tříbodového principu, tzv. kostěného svěru. Rammus ossis ischii působí proti subtrochanterní opěře a laterální řídicí oblasti a tím dochází k zafixování kostěné tkáně. Výsledkem je lůžko umožňující lepší vedení protézy ve švihové fázi kroku, dochází k výraznému zamezení pístových pohybů i posouvání či vyklápění lůžka laterálním směrem. (Princ, 2018)

Při pohledu shora do lůžka je jeho tvar oválný v anteriorně-posteriorním směru a v přední části se rozšiřuje. Z tohoto důvodu je tento tvar lůžka vhodný pro pahýly se špatným prokrvováním, protože zde nedochází k útlaku frontální pelotou. (Kaphingst, 2002; May, 2011)

Na obr. 23 je zobrazen podélně oválný tvar lůžka, který má zaoblenou vstupní rovinu (obr. 23 - 1), sešikmenou oporu o tuber os ischii (obr. 23 - 2), který je v lůžku zanořen 2–3 cm. Při nízkém zanoření tuberu může docházet k jeho vyklouznutí. Naopak, pokud je okraj příliš vysoký, dojde ke kontaktu s os coccygis a vytvoří tak nepříjemný tlak, který se při chůzi více stupňuje. (Sibbel, 2003)

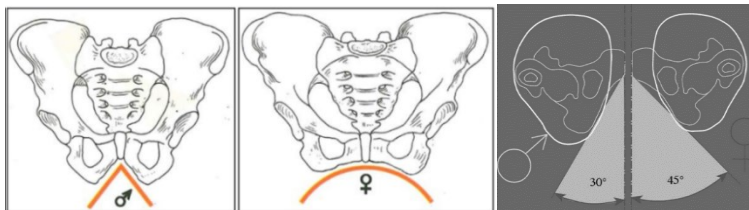
Rovný tvar lůžka s mediálně vytaženým okrajem (obr. 23 - 3), přispívá k příjemnějšímu vedení měkkých tkání, snižuje tlak hrany a zároveň je místo pro rammus ossis ischii

(obr. 23 - 4) uvolněné, aby nedocházelo k otlakům. Případný tlak by byl bolestivý a vedl by k odložení protézy. Laterální okraj lůžka je veden mezi trochanter major a crista iliaca, kde vytváří pelotu, která je sklopena oproti řídicí oblasti na femuru o 15–17°. (Princ, 2018)



Obr. 23: Podélně oválný tvar lůžka

Uložení tuber os ischii (její poloha a tvar) musí respektovat trojrozměrné postavení pánve. Anatomické uspořádání pánve je u mužů a žen rozdílné. (obr. 24) U mužů je pánev úzká, strmá, vysoká, její vnitřní rozměry jsou menší. Výběžky na kostech jsou nápadné a masivní. Pánev žen je širší, nižší, plošší a prostornější. (Dylevský, 2009; Princ, 2020)

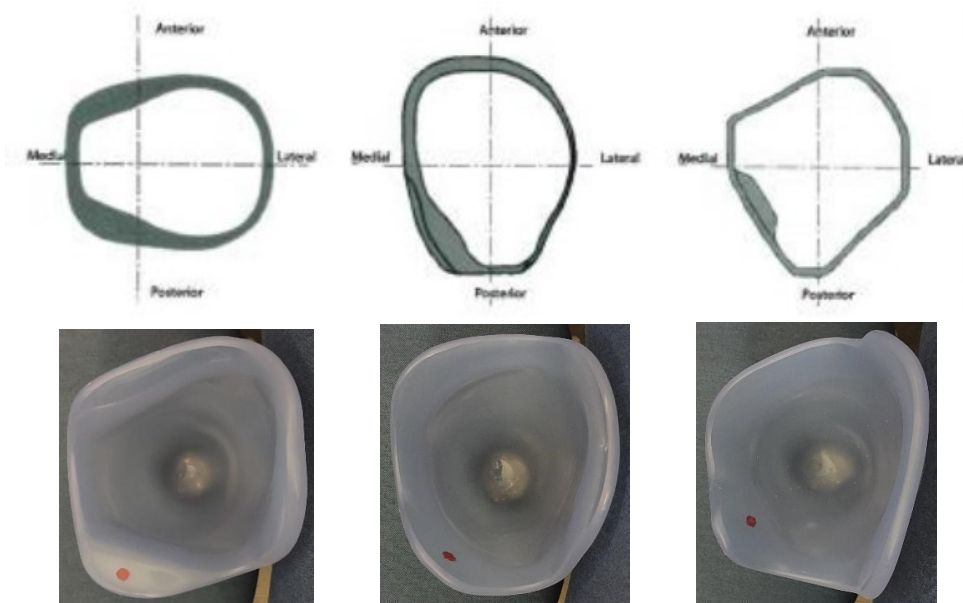


Obr. 24: Rozdíl mužská a ženská pánev – frontální/ transverzální rovina

M.A.S.(MarloAnatomicalSocket)

M.A.S. lůžko je modifikované podélně oválné lůžko. Mediální hrana poskytuje odlehčení pro m. adductor longus, anteriorní okraj je nižší než u lůžka podélně oválného, laterální okraj je srovnatelný a posteriorní okraj probíhá pod m. gluteus maximus a je dán jeho tvarem. (Gottinger, 2005)

Výroba podélně oválného lůžka je složitější, náročná na přesnost, zkušenost technika a je náchylná na objemové změny pahýlu. Nedochází zde k utlačování cévního zásobení pahýlu frontální pelotou, nedochází k náklonu pánve dopředu a nevzniká bederní hyperlordóza a reakční síly od podložky se přenášejí fyziologicky na kyčelní kloub. (Princ, 2020)



Obr. 25: Srovnání tvarů TF pahýlových lůžek, zleva kvadrilaterální, podélně oválné, M.A.S.

Funkční části TF pahýlového lůžka

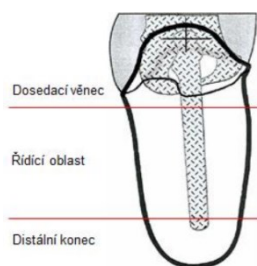
- **Dosedací věnec** – je pásmo v proximální části lůžka, které zasahuje 5–6 cm pod tuber os ischii. Přenáší se zde hmotnost uživatele do protézy a jsou zde vymodelovány opěrné plochy a body. Z funkčního hlediska se rozlišují dva typy lůžek: lůžko s oporou o tuber os ischii, a lůžko se zachycením tuber os ischii. (Kaphingst, 2002; Linkemeyer, 2009)
- **Řídící oblast** – zasahuje od nasedacího věnce do 2/3 délky pahýlu. Jejím hlavním úkolem je poskytnout kvalitní ovládní protézy. Dále je řídicí oblast využívána k přenosu hmotnosti na femur a optimálním tvarováním lze docílit přenosu pohybu femuru na lůžko a na celou protézu. (Kaphingst, 2002; Červený, 2021)

Tvaruje se nejčastěji jako plošná laterální opora. Zpracování této oblasti se rozlišuje na čtyři plochy. Plocha nad trochanterem (obr. 27 - A) má za úkol předepnout abduktory. Plocha na těle femuru (obr. 27 - B) slouží k udržování femuru v přirozené addukční poloze. Jak plocha nad trochanterem, tak plocha na těle femuru, mají umožnit stabilní stojnou fázi v cyklu chůze na protéze. Na anteriorně-laterální straně (obr. 27 - C) je pelota zachycující femur při flexi, především při zahájení švihové fáze kroku. Posteriočně-laterální plocha (obr.

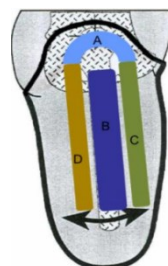
27 - D) zachycuje pohyb femuru při extenzi, uplatňuje se při zahájení stojné fáze a udržování rovnováhy ve stoji. U příčně oválného tvaru lůžka toto tvarování není možné. (Princ, 2020)

- **Distální část** – bývá miskovitého tvaru, začíná na distálním konci pahýlu a zasahuje přibližně 6 cm proximálním směrem. Nachází se zde ventil pro odsátí vzduchu z protézy při došlapu a způsob ulpění v této oblasti se liší dle provedení ulpivacího mechanismu následovně:
 - **lůžko ulpivací** – má mezi distálním koncem pahýlu a objímky prostor (obr. 28 - A). Při došlapu na protézu vzniká v tomto místě nepatrný přetlak a při odlehčení nepatrný podtlak, ten způsobuje ulpění lůžka. Je zde použit pasivní ventil, který musí uživatel při přenesení váhy na protézu stisknout a vypustit přebytečný vzduch. Při změně objemu pahýlu může dojít k vytlačení vzduchu proximálním směrem, což způsobuje nepříjemné zvuky a je nutné objímku upravit.
 - **lůžko ulpivací kontaktní** – princip je podobný jako u lůžka ulpivacího, rozdíl je ve vložení měkké pelotky do prostoru mezi koncem pahýlu a dnem objímky (obr. 28 - B). Nedochozí zde k nasávání měkké tkáně do prostoru ventilu a je možné zde použít automatický ventil.
 - **lůžko ulpivací plně kontaktní** – distální část pahýlu je v plném kontaktu s objímkou a snižuje tak tlak na jednotku plochy (obr. 28-C). Je omezena tvorba otoků, pístové pohyby i podráždění pokožky. Plně kontaktní lůžko podporuje prokrvení pahýlu tím, že dochází k pohybu mezi měkkými tkáněmi a kostí. Ve švihové fázi je krev nasávána do pahýlu a při zatížení je vytlačována.

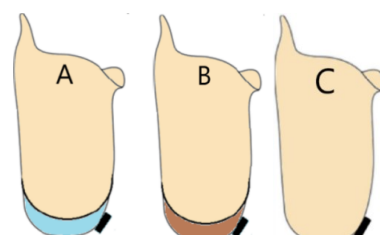
(Kaphingst, 2002; Linkemeyer, 2009; Princ, 2020; Červený, 2021)



Obr. 26: Funkční části lůžka



Obr. 27: Laterální peloty



Obr. 28: Distální část lůžka

Uplívající mechanismy TF pahýlového lůžka

Pro kvalitní ovládání protézy je vyžadována spolehlivá fixace protézy na pahýl. Toho je možné dosáhnout nepřímo, pomocí závěsného mechanismu anebo přímo, pomocí protézové objímky. (Koreň, 2016)

- **Závěsný mechanismus** – přidržuje protézu na pahýlu pomocí:
 - pásu tzv. slezské bandáže upnutého na laterální straně protézové objímky (obr. 29). Nevýhodou je přetáčení celé protézy mediálním směrem a horší ovladatelnost protézy.
 - elastickým širokým pásem neboli zpevňovací stehenní bandáží (obr. 30). Bandáž redukuje rotační a pístové pohyby mezi pahýlem a pahýlovým lůžkem, zlepšuje vedení, řízení protézy a přenos sil. (Ottobock DE, 2021; Červený 2021)



Obr. 29: Slezská bandáž



Obr. 30: Zpevňovací stehenní bandáž

- **Zatahovací systém** – amputovaný se do protézové objímky vtahuje pomocí pásu, který je umístěn na disku v distální části pahýlového návleku – lineru. (obr. 31) Systém se nazývá Kiss. Objímka je s linerem spojená v horní a dolní oblasti a tím dochází ke snížení rotačních a pístových pohybů při chůzi. (obr. 32) Protézu lze nasadit vsedě, je tak vhodná pro uživatele s nízkým stupněm aktivity. (Lusardi, 2013; Ottobock DE, 2021)

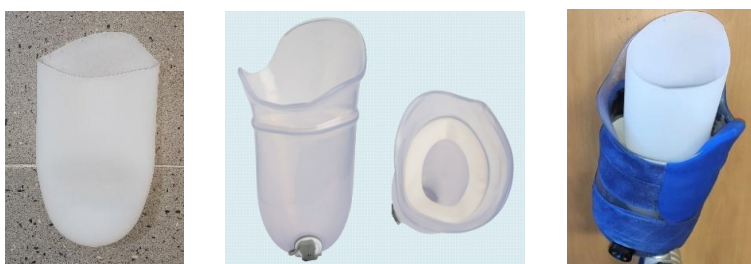


Obr. 31: Liner systému KISS



Obr. 32: Uchycení lineru k objímce typu KISS

- **Podtlakový systém** – podtlakové systémy umožňují odsátí vzduchu, který je mezi pahýlem a objímkou nebo mezi linerem a objímkou. Podtlakové systémy se dělí na:
 - **pasivní podtlakový systém** – využívají se jednocestné ventily, které vypouští vzduch z objímky a zpět žádný nenasává. Jednou z možností je kombinace lineru se systémem ProSeal. (obr. 33) Na vnitřní části v proximální oblasti 30–50 mm pod mediálním okrajem objímky je umístěn silikonový těsnící kroužek, který utěšňuje prostor, v distální části objímky je umístěn jednocestný ventil. Druhou možností je zatažení celého objemu pahýlu do objímky pomocí pahýlového navlékače z kluzného materiálu, který se přes otvor pro vzduchový ventil vytáhne (obr. 34), ventil se zacvakne nebo zašroubuje a vypustí vzduch.
 - **aktivní podtlakový systém** – je kombinací lineru, elektronické vakuové pumpy a jednocestného ventilu. Elektronická pumpa (obr. 35) zabraňuje kolísání objemu pahýlu, zlepšuje ulpění protézy a redukuje nežádoucí síly v pahýlové objímce. Pumpa má 4 úrovně podtlaku, který si uživatel sám navolí, nebo režim automatický, který automaticky reguluje potřebný podtlak. (Lusardi, 2013; Ottobock DE, 2021; Červený, 2021)



Obr. 33: Liner ProSeal / objímka ProSeal / zk. objímka ProSeal



Obr. 34: Šustřákový navlékač

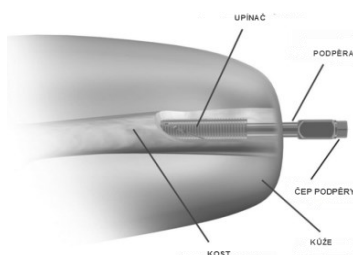


Obr. 35: Detail el. pumpy / umístění mezi objímkou a kloubem

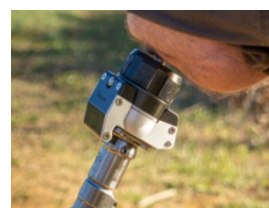


- **Osseointegrace**

- Osseointegrace je přímé uchycení protézy na tělo uživatele. Spočívá v implantování titanového hřebu do dřevnatého kanálu femuru, který přechází přes kůži (obr. 36, 37). Nejčastěji se používá systém OPRA™ (Osseointegrated Prothesesforthe Rehabilitationof Amputees), využívající komponenty firmy Otto Bock.
- systém upevnění do kosti se provádí od roku 1990 a je určen pro pacienty, pro které není vhodné protézování moderními typy pahýlových objímek.
- proces oprotézování má dvě fáze. V první fázi je implantát vložen do kostní dřeně a konec pahýlu se překryje měkkými částmi a kůží. Po zhojení, cca 6 měsíců dochází k napojení titanového čepu na implantát, který prochází kůží a drží protézu. Po zhojení kůže se přechází do druhé rehabilitačně-protetické fáze, která trvá přibližně dalších 6 měsíců. Nejdříve po 12 měsících je možné plně zatěžovat pahýl.
- výhodou přímého spojení pahýlu s protézou je stabilní upevnění, přesné ovládání protézy a zvýšený komfort uživatele absencí pahýlové objímky. Nevýhodou je časová náročnost, než je amputovaný vybaven pomůckou a zvýšená hygiena pahýlu, zejména v okolí vyčnívajícího čepu. (Krawczyk, 2011; Koreň, 2016; Integrum 2021)



Obr. 36: Osseointegrace



Obr. 37: Připojení protézy k čepu OPRA™

8.5 Adaptéry

Hlavní funkcí adaptérů je spojování funkčních částí protézy, tzn. chodidlo s kolenním kloubem a objímkou. Jsou vyráběny z různých materiálů, např. z hliníku, nerezové oceli INOX, titanu nebo kompozitu. Některé spojovací adaptéry mají ze čtyř stran šrouby

určené pro uchycení komponentů protézy a je možné s nimi osové seřizování jednotlivých komponentů vůči sobě.

Z funkčního hlediska lze adaptéry rozdělit na adaptéry:

- **Trubkové** – spojují jednotlivé komponenty a umožňují úhlová nastavení, posun nahoru a dolů. Jsou odolné vůči sladké, slané a chlorované vodě. (obr. 38)
- **Dvojitě a posuvné** – mohou být různých délek, lze je posunovat mediálně nebo laterálně, ve frontální rovině, nebo dorzálně a ventrálně v rovině sagitální, umožňují úhlová nastavení. (obr. 39)
- **Laminační kotvy** – jsou určeny k zalaminování do pahýlové objímky a spojuje distální komponenty protézy. (obr. 40)
- **Objímkové** – spojují distální komponenty protézy, k objímce jsou přichyceny zevně. (obr. 41)
- **Funkční** – do této kategorie patří zejména přídatná zařízení, kterým se věnuje následující kapitola



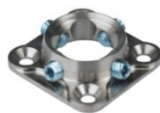
Obr.38: Trubkový adaptér



Obr. 39: Dvojitý / posuvný adaptér



Obr. 40: Laminační kotva



Obr. 41: Objímkový adaptér

8.6 Přídatná zařízení

Přídatná zařízení zvyšují komfort uživatele protézy při sebeobsluze, chůzi nebo při provozování sportovních aktivit. Níže je uvedeno několik příkladů.

- **Rotační adaptér** – umožňuje provádět otočné a rotační pohyby kolenního kloubu o 360°. Stisknutím tlačítka a pohybem se adaptér uvolní a automaticky uzamkne ve výchozí poloze. Umožňuje vychýlení protézy při řízení vozidla, sed

se zkříženýma nohama a usnadňuje oblékání ponožek a nazouvání obuvi. (obr. 42)

- **Rychloupínací adaptér** – adaptér Quickchange umožňuje aktivním uživatelům samoobslužně měnit protézová chodidla bez zásahu do stavby protézy. Systém se skládá z horní části, která je uložena pod kolenním kloubem, dolní částí, která je upevněna nad protézovým chodidlem a aretačního pinu, který vytváří spojení mezi horní a dolní částí. (obr. 43)
- **Tlumič rázů s torzní funkcí** – tlumič rázů Delta Twist® minimalizuje rázové zatížení a tím odlehčuje pohybový aparát. Torzní funkce vylepšuje pohyblivost do stran. Obě funkce jsou přizpůsobitelné dle potřeb uživatele. (obr. 44)
- **Torzní adaptér** – umožňuje při zátěži na protéze 20° rotaci obousměrně. Snižuje smykové síly mezi pahýlem a objímkou vznikající např. při stoji a pootočení těla jakýmkoli směrem není nutné protézu nadzvedávat. Torzní adaptér umožňuje harmoničtější chůzi a poskytuje větší mobilitu při rekreačních aktivitách. (obr. 45)



Obr. 42: Rotační adaptér



Obr. 43: Rychloupínací adaptér



Obr. 44: Delta Twist®



Obr. 45: Torzní adaptér

8.7 Protetický kolenní kloub

Kolenní kloub je po pahýlové objímce nejdůležitějším dílem protézy. Na českém trhu je řada kloubů od různých dodavatelů od nejjednodušších s mechanickým řízením po pneumatické, hydraulické a sofistikované s mikroprocesorovým řízením. Protetický kolenní kloub musí zajišťovat stabilitu ve stojné fázi a zajistit odpovídající pohyb bérceve části ve fázi švihové. (Matějíček, 2014; Cifu, 2020)

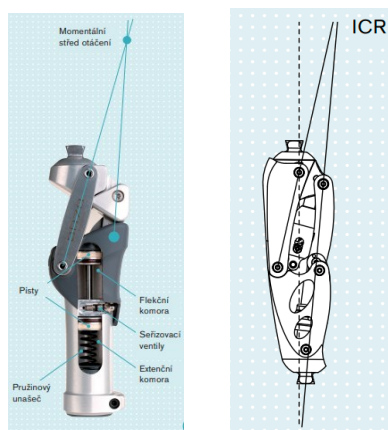
Pro výběr nejvhodnějšího kloubu je nutné brát v úvahu mnoho proměnných, včetně stupně aktivity uživatel nebo délky pahýlu.

Všechna protetická kolena vyžadují určitý druh stabilizačního mechanismu, který je ovládán manuálně nebo je aktivovaný vahou. (FOPTO, 2017; Cifu, 2020)

Klasifikace kolenních protetických kloubů

Protetická kolena se z konstrukčního hlediska rozdělují na klouby monocentrické a polycentrické.

- **Monocentrické** – jsou svojí konstrukcí jednoduché, při flexi a extenzi provádějí rotaci kolem jedné osy s centrem otáčení. Mechanismus může mít v sobě pružinu, extenční unašeč, který umožňuje rychleji vrátit bérce část protézy vpřed během švihové fáze do úplné extenze kolena.
- **Polycentrické** – tato kolena mají více středů otáčení, které nejsou shodné se středy os. Když je koleno v extenzi, momentální střed otáčení neboli **ICR** (Instant Center of Rotation) je umístěn proximálně a posteriorně, než jsou mechanické osy. Tímto je zajištěna vysoká úroveň stability v koleni proti samovolné flexi při nášlapu na patu. Když se prodlouží středy os na laterální straně kloubu, jak je znázorněno na obrázku č. 46, průsečík těchto čar je bodem ICR. Při pohybu kolene se ICR posouvá distálně a anteriorně, čímž usnadňuje flexi kolena v pozdní fázi stoje. Výhodou těchto kloubů je vysoká stabilita během stojné fáze a zároveň umožňuje snadný švih. Nevýhodou je vyšší váha a více dílů vyžadujících servis. (Kaphingst, 2002; Physiopedia, 2021, Cifu, 2020)



Obr. 46: ICR u polycentrických kloubů

Řízení stojné a švihové fáze

- **Řízení mechanické**
 - **Stojná fáze** – blokování flexe je manuální nebo automatické pomocí třecí brzdy a tyto klouby jsou pro uživatele s nízkým stupněm aktivity. Nevýhodou uzamčeného kolene je nutnost cirkumdukce nebo nadzvednutí pánve při posunu protézy vpřed. Mechanismy závislé na zatížení protézy obsahují třecí nebo bubnovou brzdou, u které je možné nastavit brzdňý účinek dle potřeb uživatele. Při vyšším zatížení protézy se zvyšuje brzdňý účinek.
 - **Švihová fáze** – využívá se třecí brzdy, která dobržďuje švih bérce a extenčního unašeče, který je tvořen pružinou a má za úkol dostat distální část protézy do extenze v koleni. Nevýhodou těchto mechanismů je nemožnost změny rychlosti chůze. (Kaphingst, 2002; Šnytr, 2017; Červený, 2021)
- **Řízení pneumatické** – mechanismus využívá vzduchového válce s otvorem, který mění velikost. Stlačený vzduch funguje jako pružina a kladený odpor se mění v závislosti na rychlosti chůze. (Kaphingst, 2002; Šnytr, 2017; Červený, 2021)
- **Řízení hydraulické** – mechanismus funguje podobně jako u pneumatického řízení, ale místo vzduchu se využívá kapalina (vyjma oleje, který není stlačitelný). Kapalina vytváří odpor při průchodu proudovými kanálky a zvětšuje se s narůstající kompresí. Z tohoto důvodu může uživatel měnit rychlost chůze. (Kaphingst, 2002; Šnytr, 2017; Červený, 2021)
- **Řízení mikroprocesorové** – mikroprocesor uvnitř kloubu řídí odpor tlumení, vyhodnocuje údaje o poloze kloubu a silách, které na něj působí. Údaje se používají k úpravě rozsahu flexe a extenze a rychlosti pohybu bérce části protézy. Uživatel může libovolně měnit rychlost chůze. Tyto kolenní systémy jsou závislé na výdrži baterie, která se musí dobíjet. (Lusardi, 2013; Červený, 2021)

Klasifikace kolenních protetických kloubů dle stupně aktivity uživatele

V následující kapitole uvádím vždy jeden kolenní kloub určených pro daný stupeň aktivity od tří různých výrobců těchto komponent.

Kolenní klouby pro stupeň aktivity 1

- **3R93** – jednoosý kloub s třecí brzdou a uzávěrem. (obr. 47) Pro flexi kolene za účelem sedu je nutné ručně zatáhnout za blokovací tah. Při maximální extenzi se kloub uzamkne. Odblokování je možné při plném odlehčení. Při došlapu na patu chodidla a zatížení protézy dojde k zabrždění kloubu, a to i při mírném pokrčení. Maximální flekční úhel kolene je 130° a maximální zatížení 125 kg. (Otto Bock Health Care, 2021)
- **KINEGEN.smart 3A860** – monocentrický kloub s brzdou a uzávěrem. (obr. 48) Poskytuje stabilitu ve stejné fázi při zatížení a zadní ose kloubu. Je vybaven extenčním unašečem i nastavitelným extenčním dorazem. Mechanický uzávěr zámku lze deaktivovat. Maximální flekční úhel kolene je 145° a maximální zatížení 125 kg. (Streifeneder, 2021)
- **Balance™ Knee OFM2** – lehký hliníkový monocentrický kloub s brzdou a možností uzávěru. (obr. 49) Pro flexi se zatáhne za blokovací tah a při maximální extenzi se zaaretuje. Maximální flekční úhel kolene je 145° a maximální zatížení 125 kg. (ÖSSUR, 2021)



Obr. 47: 3R93



Obr. 48: KINEGEN 3A860



Obr. 49: Balance™ Knee OFM2

Kolenní klouby pro stupeň aktivity 2

- **3R78** – polycentrický kloub s pneumatickým řízením švihové fáze. (obr. 50) Jednokomorový pneumatický systém řídí švihovou fází, integrovaný extenční unašeč zabezpečuje extenzi při došlapu na patu a flekční a extenční útlum lze

nastavit nezávisle na sobě. Maximální flekční úhel kolene je 150° a maximální zatížení 75 kg a 125 kg. (Otto Bock Health Care, 2021)

- **KINEGEN.air 3A1000** – monocentrický kolenní kloub s brzdou a pneumatickým řízením švihové fáze. (obr. 51) Pneumatické tlumení absorbuje nárazy, v koncové poloze je nastavitelné, čímž se chůze stává harmoničtější. Kloub poskytuje stabilitu ve stojné fázi při zatížení a zadní ose kloubu. Maximální flekční úhel kolene je 145° a maximální zatížení 125 kg. (Streifeneder, 2021)
- **TotalKnee® 1900** – polycentrický kloub s geometrickým zámkovým systémem, využívající elastický polymer, který vytváří tření pro řízení fázi švihu a udržuje ji stabilní. (obr. 52) Disponuje nastavitelnou flexí a vyjímatelnými dorazy dle hmotnosti uživatele. Kloub má nízkou stavební výšku vhodnou i pro velmi dlouhé TF pahýly. Promotor extenze snižuje nadměrné zvednutí paty a podporuje rychlejší extenzi kloubu. Maximální flekční úhel je 150° a maximální zatížení 100 kg. (ÖSSUR, 2021)



Obr. 50: 3R78



Obr. 51: 3A1000



Obr. 52: TotalKnee® 1900

Kolenní klouby pro stupeň aktivity 3

- **3R106** – polycentrický kloub se servo-pneumatickým řízením švihové fáze. (obr. 53) Integrovaná dvoukomorová pneumatická jednotka s progresivní charakteristikou tlumení. Při vyšších rychlostech chůze se autoadaptivně zvyšuje flekční odpor a zabraňuje se přílišné flexi. Tím dochází k harmonickému řízení kyvadlového pohybu ve švihové fázi i ve vyšších rychlostech chůze. Maximální flekční úhel kolene je 170° a maximální zatížení 100 kg. (Otto Bock Health Care, 2021)
- **KINEGEN.air 3A1800** – polycentrický kolenní kloub s pneumatickým řízením švihové fáze a integrovaným extenčním unášečem. (obr. 54) Bezpečnost fázových poloh je zajišťovaná polycentrickou konstrukcí. Pneumatické řízení

švihové fáze v kombinaci s dynamickým výkonem kloubu zajišťuje harmonický a přirozený obraz chůze. Maximální flekční úhel kolene je 150° a maximální zatížení 125 kg. (Streifeneder, 2021)

- **Mauch® Knee** – jednoosý hydraulický kloub se systémem kontroly švihové fáze nebo švihové a stojné fáze. (obr. 55) Umožňuje proměnnou rychlost chůze a jeho rám je vyroben z leteckého duralu. Umožňuje manuální uzamknutí nebo volný švih. Maximální flekční úhel je 115° a maximální zatížení 136 kg. (ÖSSUR, 2021)



Obr. 53: 3R106



Obr. 54: 3A1800



Obr. 55: Mauch® Knee

Kolenní klouby pro stupeň aktivity 4

- **3R80** – monocentrický kloub s hydraulickým řízením stojné a švihové fáze. (obr. 56) Kloub se vyznačuje rotační hydraulikou umožňující chůzi ze schodů nebo svahů střídavou chůzí. Dalšími vlastnostmi jsou individuální nastavení stojné a švihové fáze, či nastavení flexe a extenze nezávisle na sobě. Voděodolná konstrukce umožňuje používání při sprchování nebo v bazénu. Pro pohyb ve vodě, na mokré podložce je k dispozici mechanický zámek zaručující vyšší bezpečnost. Maximální flekční úhel kolene je 150° a maximální zatížení 150 kg. (Otto Bock Health Care, 2021)
- **KINEGEN.stream3A2500** – polycentrický kolenní kloub s hydraulickým řízením švihové fáze. (obr. 57) Kloub umožňuje nastavení flexe a extenze pomocí senzorické zpětné vazby a lehce nadzvedává špičku chodidla ve švihové fázi díky polycentrické konstrukci. Hydraulické řízení švihové fáze v kombinaci s hydraulickým tlumením nárazů zajišťuje harmonický a přirozený obraz chůze. Maximální flekční úhel kolene je 150° a maximální zatížení 136 kg. (Streifeneder, 2021)
- **RHEO KNEE® XC** – mikroprocesorem řízený kloub. (obr. 58) Mezi klíčové vlastnosti patří sestupování ze svahů, schodů i stoupání do schodů. Umožňuje

z chůze přejít do lehkého běhu, poskytuje podporu při sedání, rozpozná jízdu na kole. Maximální flekční úhel je 120° a maximální zatížení 110 kg a 136 kg. (ÖSSUR, 2021)



Obr. 56: 3R80



Obr. 57: 3A2500



Obr. 58: RHEO KNEE® XC

8.8 Protetická chodidla

V současné době existuje široká škála komerčně dostupných protetických chodidel. Chodidla jsou vyráběna z různých materiálů od jednoduchých s dřevěným jádrem po složitější systémy z karbonových kompozit a patří k důležitým součástem všech typů protéz na DK, vyjma silikonových náhrad určených pro amputace v chodidle. Každé chodidlo má své specifické vlastnosti, přesto společný základ tvoří co nejvíce se přiblížit funkci zdravého chodidla. (Rosický, 2000; Cifu, 2020)

Protetická chodidla mají zásadní vliv na stabilitu ve stojné fázi, fyziologii, energetickou náročnost a umožňují plynulý odval. Mezi hlavní kritéria patří tuhost paty, poddajnost ve stojné fázi, dynamičnost přednoží a nosná délka chodidla. Vedlejšími kritérii jsou plantární flexe, mediolaterální poddajnost nebo poddajnost při torzích. Výběr vhodného chodidla ovlivňuje stupeň aktivity, váha a životní styl uživatele, výška amputace, konstrukce kolenního kloubu i cena chodidla. (Krawczyk, 2011, Princ, 2020; mojeprteza, 2021)

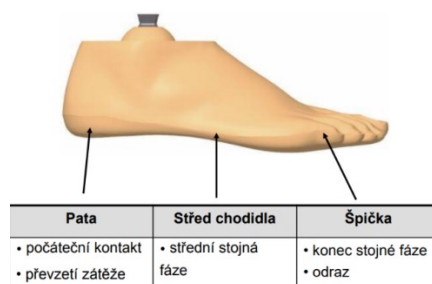
Funkce protetických chodidel

- **Statická funkce** – spočívá v dosažení statické rovnováhy během stojné fáze. Během stojné fáze na chodidlo působí zátěžové a reakční síly, které vznikají mezi chodidlem a podložkou. Při kontaktu paty s podložkou, přechází chodidlo do plantární flexe. V této fázi chodidlo absorbuje rázovou energii, aby nedocházelo k přenosu na pahýlovou objímku a pahýl. U pevných chodidel

probíhá zátěžová síla přibližně uprostřed chodidla. U chodidel dynamických se zátěžové síly posouvají k patní části chodidla. (Rosický, 2000; Červený, 2021)

- **Dynamická funkce** – spočívá ve schopnosti akumulace energie. Při nášlapu na patu dochází k tlumení rázů, zatížení protězy a převzetí zátěže. Střed chodidla poskytuje podporu po celé ploše, chodidlo je ve střední stojné fázi. Přenos zátěže na špičku ukončuje stojnou fázi a odrazem ze špičky zahajuje počáteční švih. Jakou silou bude zahájena švihová fáze určuje dynamika přednoží. Během švihové fáze je chodidlo v základním postavení. (Rosický, 2000; Červený, 2021)

Funkční části protézového chodidla jsou znázorněny na obrázku č. 59



Obr. 59: Funkční části protézového chodidla

Kategorizace protetických chodidel

Protetická chodidla se dají dělit podle konstrukce a užitého materiálu na pevná, dynamická a bionická.

- **Pevná chodidla** – jsou vyráběna z mechanicky odolných materiálů, využívá se kombinace materiálů s různou pružností, nejčastěji dřevo a plast. Klasickým zástupcem těchto chodidel je chodidlo typu SACH (Solid Ankle Cushion Heel). Tato chodidla jsou indikována jedincům s nízkým stupněm aktivity. Chodidlo simuluje dorzální a plantární flexi přes měkkou patní část chodidla. Prostřední část chodidla nenabízí žádnou schopnost se účinně přizpůsobovat nerovnému povrchu. (Matějíček, 2014; Cifu, 2020)
- **Dynamická chodidla** – konstrukce chodidla a použitý materiál při výrobě umožňuje využívat energii potřebnou k odvalu a švihové fázi kroku. Nejefektivněji pracují chodidla postavená na bázi uhlíkového kompozitního materiálu. Dynamická chodidla mohou být jednoosá nebo multiaxiální.

- **Jednoosá** – umožňují pohyb v kotníku při dorzální a plantární flexi. Tento pohyb a schopnost vrátit se do neutrální polohy řídí dorazy různých tvrdostí. Jednoosá chodidla jsou pro uživatele se stupněm aktivity 1-2. Pohyb v hlezenním kloubu zvládá terénní nerovnosti, ale u jedinců s nízkým stupněm aktivity může být takový pohyb vyhodnocen jako nestabilní.
- **Multiaxiální** – umožňují pohyb ve více osách. Pohybu je možné dosáhnout pomocí pružné střední části chodidla, kde dochází k deformaci chodidla a akumulování energie využitě pro odval. Čím je delší pružina, tím více je vrácena energie. Druhým způsobem, jak dosáhnout pohyblivost je přímo pomocí mechanických kloubů. Klouby umožňují pohyb ve všech směrech. Chodidla jsou vhodná pro uživatele se stupněm aktivity 3-4 a díky použitému materiálu je snížena energetická náročnost, což umožňuje překonávat delší vzdálenost.
- **Speciální** – v této kategorii jsou chodidla s možností přizpůsobení výšky podpatku, této funkce využijí zejména ženy, dalším příkladem jsou chodidla – pylony uzpůsobené pouze na běh. (Matějčíček, 2014; Major, 2018; Cifu, 2020)
- **Bionická chodidla** – jsou schopna vytvářet vnitřní energii. Poskytují aktivní dorzální a plantární flexi a umožňují tak chůzi ze svahu i do svahu. Tato chodidla jsou mohutná, těžká, určena uživatelům se 4 stupněm aktivity a nejsou hrazena pojišťovny. (Major, 2018; Cifu, 2020)

Klasifikace protetických chodidel dle stupně aktivity uživatele

V následující kapitole uvádím vždy jedno protetické chodidlo určené pro daný stupeň aktivity od tří různých výrobců těchto komponent

Chodidla pro stupeň aktivity 1

- **1C11 Terion K2** – je lehké chodidlo s hliníkovým adaptérem. (obr. 60) Pěnová základna umožňuje měkký došlap, hladký odval a bezpečný kontakt s podložkou. Kompozitní planžeta podporuje pružnou chůzi a její dělení umožňuje mírnou medio-laterální flexibilitu. Chodidla se vyrábí pro pravou a levou stranu ve velikostech 20 cm – 30 cm s maximálním zatížením 100 kg, 150 kg a 175 kg na základě velikosti chodidla. (Otto Bock Health Care, 2021)
- **GO.smart** – je multiaxiální chodidlo s karbonovou planžetou a elastomerem mezi planžetou a pyramidovým adaptérem. (obr. 61) Elastomer zajišťuje pevnost, optimalizaci v medio-laterální i anteriorně-posteriorním směru při chůzi a široká základní pružina poskytuje boční stabilitu. Chodidla se vyrábí pro pravou a levou stranu ve velikostech 22 cm – 29 cm s maximálním zatížením 125 kg. (Streifeneder, 2021)
- **Balance™ Foot S** – je lehké voděodolné chodidlo s tlumící pěnou v patní části. (obr. 62) Chodidla se vyrábí pro pravou a levou stranu ve velikostech 22 cm – 30 cm s maximálním zatížením od 45 kg do 147 kg na základě velikosti chodidla. (ÖSSUR, 2021)



Obr. 60: 1C11 Terion K2



Obr. 61: GO.smart



Obr. 62: Balance™ Foot S

Chodidla pro stupeň aktivity 2

- **1D35 Dynamic Motion** – pěnová konstrukce o různé tvrdosti s plastovou pružinou a 3D tkaninou zajišťuje hladkou plantární flexi, progresivní odval a přirozenou chůzi. (obr. 63) Při nášlapu je esovitá část pružiny stlačena, dochází k viditelné plantární flexi a akumulace energie, která se ve fázi odvalu uvolňuje. Chodidlo umožňuje optimalizaci v medio-laterálním a anteriorně-posteriorním směru i větší torzní pohyb. Chodidla se vyrábí pro pravou a levou stranu ve velikostech 22 cm – 30 cm s maximálním zatížením 75 kg a 100 kg na základě velikosti chodidla. (Otto Bock Health Care, 2021)

- **GO.relax** – je multiaxiální chodidlo s karbonovou planžetou a elastomerem umístěným mezi planžetou a pyramidovým adaptérem. (obr. 64) Elastomer poskytuje přirozenější chůzi, zajišťuje pevnost, optimalizaci v medio-laterální i anteriorně-posteriorním směru při chůzi a široká základní pružina poskytuje boční stabilitu. Chodidla se vyrábí pro pravou a levou stranu ve velikostech 22 cm – 29 cm s maximálním zatížením 150 kg. (Streifeneder, 2021)
- **K2 Sensation®** – je lehké chodidlo s multiaxiální funkcí s odděleným palcem na kosmetickém krytu. (obr. 65) Hlavní planžeta je po celé délce ze skelných vláken a poskytuje příjemný došlap a hladký odval. Chodidla se vyrábí pro pravou a levou stranu ve velikostech 21 cm – 28 cm s maximálním zatížením 136 kg. (ÖSSUR, 2021)



Obr. 63: 1D35



Obr. 64: GO.relax



Obr. 65: K2 Sensation®

Chodidla pro stupeň aktivity 3

- **1C40 C-Walk** – je multiaxiální chodidlo, které při došlapu dochází ke stlačování C-pružiny v patním elementu, což umožňuje komfortní a odpružený došlap s kontrolovanou plantární flexí až 12°. (obr. 66) Základní karbonová planžeta kumuluje energii, která se při přechodu do švihové fáze uvolní. Mezi základní planžetou a C-pružinou je řídicí kroužek, který mezi nimi zajišťuje součinnost. Chodidla se vyrábí pro pravou a levou stranu ve velikostech 24 cm – 30 cm s maximálním zatížením 150 kg na základě velikosti chodidla. (Otto Bock Health Care, 2021)
- **GO.free** – je multiaxiální chodidlo s karbonovými planžetami a elastomerem umístěným mezi planžetou a pyramidovým adaptérem. (obr. 67) Elastomer poskytuje přirozenější a dynamický obraz chůze na různých površích, zajišťuje pevnost, optimalizaci v medio-laterální i anteriorně-posteriorním směru při chůzi a široká základní pružina poskytuje boční stabilitu. Vyměnitelné patní klíny umožňují flexibilní nastavení tvrdosti paty. Chodidlo je nevhodné pro časté

sportovní aktivity a vyrábí se pro pravou a levou stranu ve velikostech 22 cm – 29 cm s maximálním zatížení 150 kg. (Streifeneder, 2021)

- **Pro-Flex® XC** – je chodidlo s integrovanou pyramidou. (obr. 68) Dělená karbonová pružina zajišťuje stabilitu přednoží, vysoké navrácení energie a flexibilitu v medio-laterální a anteriorně-posteriorním směru. Chodidlo je voděodolné, má oddělený palec a vyrábí se pro pravou a levou stranu ve velikostech 22 cm – 30 cm s maximálním zatížení 166 kg. (ÖSSUR, 2021)



Obr. 66: 1C40 C-Walk



Obr. 67: GO.free



Obr. 68: Pro-Flex® XC

Chodidla pro stupeň aktivity 4

- **1C68 Triton** – je multiaxiální chodidlo se stranovou flexibilitou +/- 10° a umožňuje celoplošný kontakt s podložkou. (obr. 69) Karbonové planžety zaručují dynamičnost. Vyměnitelné patní klíny umožňují flexibilní nastavení tvrdosti paty. Chodidlo je vhodné pro sportovní aktivity, je vhodné pro uživatele s omezenou stavební výškou a vyrábí se pro pravou a levou stranu ve velikostech 22 cm – 30 cm s maximálním zatížení 125 kg. (Otto Bock Health Care, 2021)
- **GO.adventure** – je multiaxiální chodidlo s karbonovými planžetami a elastomerem umístěným mezi planžetou a pyramidovým adaptérem. (obr. 70) Elastomer poskytuje přirozenější a dynamický obraz chůze na různých površích, zajišťuje pevnost, optimalizaci v medio-laterální i anteriorně-posteriorním směru při chůzi a široká základní pružina poskytuje boční stabilitu. Vyměnitelné patní klíny umožňují flexibilní nastavení tvrdosti paty. Třetí karbonová pružina zvyšuje návratnost energie a absorpci nárazů. Chodidlo je vhodné i pro sportovní aktivity a vyrábí se pro pravou a levou stranu ve velikostech 22 cm – 29 cm s maximálním zatížení 150 kg. (Streifeneder, 2021)
- **Re-FlexShock™** – mechanické chodidlo s integrovaným adaptérem tlumení nárazů a vnějším pyramidovým adaptérem. (obr. 71) Dělená karbonová pružina zajišťuje stabilitu přednoží, vysoké navrácení energie a flexibilitu v medio-

laterální a anteriorně-posteriorním směru. Vyměnitelné patní klíny umožňují flexibilní nastavení tvrdosti paty. Chodidlo je voděodolné, má oddělený palec a vyrábí se pro pravou a levou stranu ve velikostech 22 cm – 30 cm s maximálním zatížením 166 kg. (ÖSSUR, 2021)



Obr. 69: 1C68 Triton



Obr. 70: GO.adventure



Obr. 71: Re-FlexShock™

8.9 Biomechanika TF protézy

Biomechaniku lze zjednodušeně definovat jako mechaniku aplikovanou v biologii. Cílem oboru je porozumět mechanickým zákonitostem živých organismů, fyziologickým stavům, předpovědět patologické změny a navrhnout umělé náhrady. (Čapek, 2018)

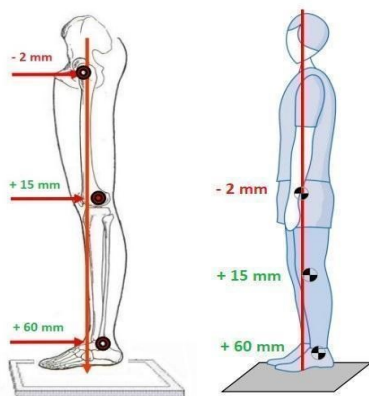
Stabilní stoj

Pro zajištění stabilního stoje je potřeba zredukovat horizontální síly, které způsobují posun těžiště těla. U amputovaných toto zajišťuje kontakt paty a přednoží s podložkou.

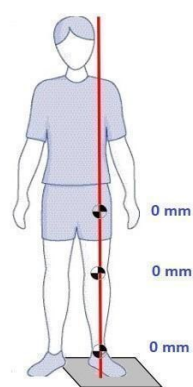
Průběh linie zátěže ve stoji je důležitá pro správné rozložení tělesné hmotnosti klienta.

U zdravého jedince probíhá zátěžová linie:

- **v rovině sagitální** přes těžiště těla 2 mm posteriorně od trochanteru major, 15mm anteriorně od středu kolenního kloubu a 60 mm anteriorně od malleolu lateralis. Těžiště těla se v základním anatomickém postavení nachází ve středu hmotnosti těla, přibližně ve výši druhého křížového obratle v malé pánvi. Při změně postavení segmentů se vůči sobě a přesunu části hmotnosti těla dochází k přesunu i centrálního těžiště lidského těla. (obr. 72) (FTVS UK, 2021; FSS MU, 2021)
- **v rovině frontální** prochází středy výše uvedených kloubů (obr. 73)



Obr. 72: Zátěžové linie ve stoji – pohled sagitální



Obr. 73: Zátěžové linie ve stoji – pohled frontální

U transfemorálně amputovaných se statická optimalizace stavby provádí pomocí L.A.S.A.R. Posture, která je popsána v následující kapitole.

8.10 Stavba TF protéz

U zdravých jedinců je hmotnost rozložena v poměru 50:50, což umožňuje symetrické zatížení kloubů dolních končetin a nedochází tím ke zvyšování energetického výdeje pro udržení rovnováhy. Správnou konstrukcí a výběrem vhodných komponentů u TF amputovaných lze zajistit, aby přenos sil na protézu byl minimálně 40 %. (Rajtůková, 2014)

Stavba protézy je vzájemná poloha jednotlivých dílů vůči sobě, je závislá na zkušenostech a dovednostech protetického technika i zpětnou vazbu uživatele protézy. Měla by být optimalizována na základě analýzy chůze klienta, nejlépe v laboratorních podmínkách. To však není z časového ani finančně náročného hlediska v běžných podmínkách možné.

Cílem dobré stavby je zajistit optimální podmínky pro stoj i chůzi a snížit energetický výdej potřebného pro chůzi.

Stavba protézy probíhá v následujících dvou, respektive třech krocích a uvedený popis v této práci se týká výhradně protetických komponent od firmy Otto Bock.

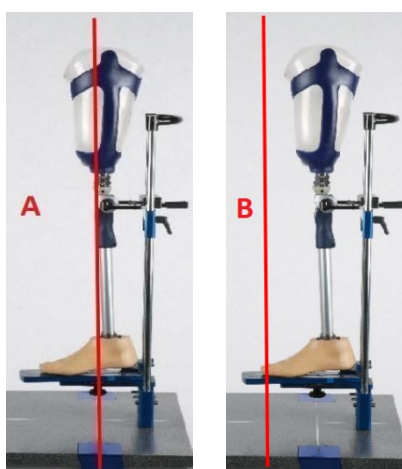
Základní stavba

Základní stavba protézy by měla být vždy provedena ve stavěcím stojanu určeného pro stavbu protéz, např. L.A.S.A.R Assembly. (ob. 74)

Prvním krokem je určení stavební linie. Stavební linie je libovolně zvolená čára, vůči které jsou jednotlivé komponenty protézy umísťovány (obr. 75 A, B), tzn. pahýlová objímka, kolenní kloub a protézové chodidlo. V následujícím textu uvádím polohování těchto komponent v rovině frontální a sagitální.



Obr. 74: L.A.S.A.R Assembly



Obr. 75: Stavební linie

Pahýlová objímka

- **frontální rovina** – abdukční úhel je v rozmezí 3° – 12° a platí, že čím kratší pahýl, tím se abdukční postavení objímky zvyšuje. (obr. 76)

Na mediální straně objímky jsou vyznačeny středové body objímky, pomocí měřidla 50:50, jeden v proximální a jeden v distální části, které se spojí a díky této spojnici je možné abdukční polohování vůči této linii.

- **sagitální rovina** – objímka je polohována s 3° – 5° flexí. (obr. 77 A) Při flekční kontraktuře v kyčelním kloubu se flekční úhel zvyšuje a je nutné jej při stavbě zohlednit. Na laterální straně objímky jsou vyznačeny středové body objímky, pomocí měřidla 50:50, jeden v proximální a jeden v distální části, které se spojí a díky této spojnici je možné flekční polohování (obr. 77 B)

Měřidlo 50:50 je navrženo za účelem přesného určení mediální a laterální středové osy pahýlové objímky. Díky pohyblivým kloubům je možné jej přizpůsobit protetickým lůžkům různých velikostí. (obr. 78)

Objímka je ke kolennímu kloubu připojena pomocí adaptéru. (obr. 77 C)

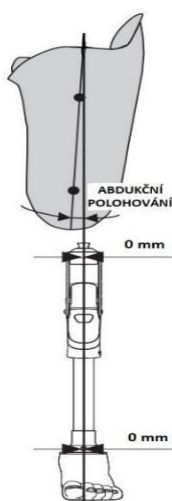
Kolenní kloub

- **frontální rovina** – u všech kloubů se nastavuje 5° zevní rotace a stavební linie prochází středem protézového kloubu (obr. 76)
- **sagitální rovina** – kloub je polohován na základě doporučené stavby výrobcem. Referenční bod stavby (osa kolene) je pro každý typ kloubu odlišný. Může být posunutý před a za stavební linii, nebo může stavební linií procházet. (obr. 77 D) Sagitální polohování referenčního bodu stavby je zpravidla 20 mm nad kolenní šterbinou. (obr. 79)

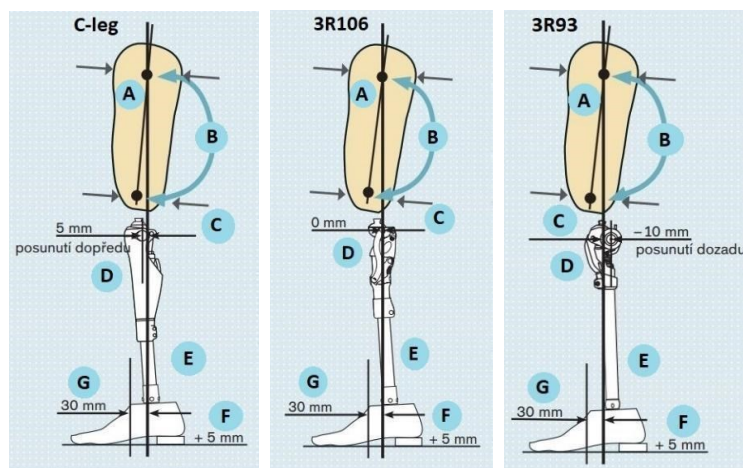
K chodidlu je kloub připojen pomocí trubkového adaptéru. (obr. 77 E)

Protézové chodidlo

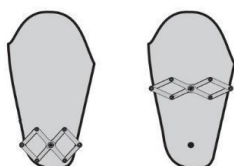
- **frontální rovina** – u všech chodidel se nastavuje zevní rotace na 5° – 7° a stavební linie prochází středem chodidlového adaptéru (obr. 76)
- **sagitální rovina** – všechna chodidla se polohují 30 mm za střed chodidla (obr. 77 G) a nastavuje se efektivní výška podpatku +5 mm (obr. 77 F)



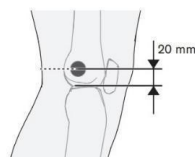
Obr. 76: Stavební linie – pohled frontální



Obr. 77: Příklad stavby protéz pro různé typy kloubů – pohled sagitální



Obr. 78: Měřidlo 50:50



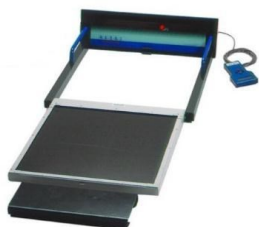
Obr. 79: Referenční bod stavby

Statická optimalizace stavby

Statická optimalizace probíhá s klientem ve stoji jejímž výsledkem je právě dosažení stability ve stoji. Zkouška se provádí pomocí přístroje L.A.S.A.R. Posture (**L**aser **A**ssisted **S**tatic **A**lignment **R**eference **P**osture). (obr. 80) Přístroj zobrazuje linii těžiště těla na základě reálných zátěžových sil působících na siloměrnou desku přístroje.

Při stoji oběma nohama na desce zjistí tělesnou hmotnost klienta, vyhodnotí a zobrazí polohu zátěžové linie. Je důležité, aby byly končetiny stejně dlouhé, pánev vyrovnaná a strana protézy musí být dostatečně zatížena minimálně 35 % tělesné hmotnosti.

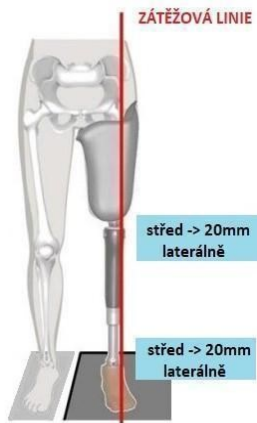
Při stoji na desce jednou nohou vyhodnotí hodnotu podpěrné síly a z té určí a zobrazí osu zatížení. Druhá noha stojí na stejně vysoké podložce mimo desku.



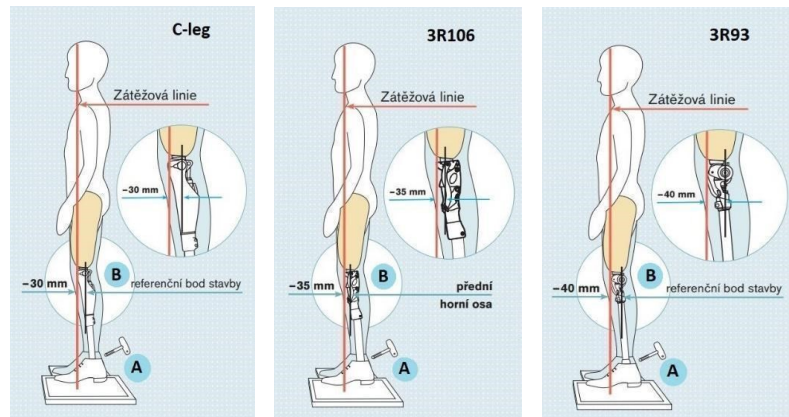
Obr. 80: L.A.S.A.R Posture

Deska má v rozích umístěny čtyři siloměrné snímače, které s polohovacím systémem navádí lasar do odpovídající polohy a promítne ho na klientovi. (obr. 82 A)

- **frontální rovina** – zátěžová linie by měla procházet středem kolenního kloubu až 20 mm laterálně, středem chodidla rovněž až 20 mm laterálně. (obr. 81)
- **sagitální rovina** – korekce v sagitální rovině se provádí výhradně změnou plantární flexe tak, aby zátěžová linie probíhala před referenčním bodem stavby dle doporučení pro stavbu od výrobců protetických komponent. (obr. 82 B)



Obr. 81: Zátěžová linie
– pohled frontální



Obr. 82: Zátěžové linie pro různé typy kloubů
– pohled sagitální

Hodnoty optimalizované stavby představují statisticky průměrné hodnoty, které se přibližují optimální stavbě každého klienta, ale nemusí plně vyhovovat jeho specifickým potřebám.

Dynamická optimalizace stavby

Dynamickou optimalizací je zkouška protézy při chůzi. Chůze se posuzuje ve frontální, sagitální i transversální rovině a seřizování protézy je závislé na vědomostech a zkušenostech technika rozlišit odchylky při chůzi od normálního cyklu chůze. Spolupráce s fyzioterapeutem je při dynamické korekci žádoucí.

Při dynamické optimalizaci je nutné dbát na následující aspekty:

- **frontální rovina** – kontrola abdukční polohy objímky s případným medio-laterálním polohováním, kontrola délky protézy, vychylování bérce části protézy do stran ve švihové fázi kroku
- **sagitální rovina** – kontrola symetrie délky kroku a flekční postavení protézy, rychlost kyvadlového pohybu bérce části protézy, kontrola extenčního dorazu, plynulost odvalu chodidla a nášlap na patu
- **transversální rovina** – rotační pohyby a zevní postavení chodidla, rotační poloha osy kolenního kloubu, rotace v oblasti pánve

9 PŘÍPADOVÉ STUDIE

9.1 Proband číslo 1

Pohlaví, věk: muž, 57 let

Výška, váha: 193 cm, 95 kg

Kouření, alkohol: nekuřák, alkohol příležitostně

Zaměstnání: řidič, elektrikář

Volnočasové aktivity: turistika, plavání

Příčina amputace: trauma, autonehoda, tříštvivá zlomenina v oblasti femuru

Strana amputace: levá

Fantomovy bolesti: mírné, při aplikaci protézy a v prvních fázích rehabilitačních procedur posíleny, zhruba po 2 týdnech aktivní rehabilitace vymizely

Specifikace pahýlu: pahýl dlouhý, zcela zahojený, lehce kónického tvaru, s dobrým krytím měkkých tkání, jizva klidná, nebolestivá, pohyblivá. V jednom bodě je na laterálním okraji jizvy cítit tužší místo, průběh šikmo přes distální konec pahýlu.

Rozsah pohybu pahýlu: výborný, do všech směrů, flekční postavení pahýlu činí 6° , abdukční postavení jsou 2° od vertikální osy (obr. 83)



Obr. 83: Poloha pahýlu – pohled frontální / sagitální

Původní a následné protetické vybavení, stupeň aktivity a délka pahýlu probanda je uvedeno v tabulce č. 2.

PROTETICKÉ VYBAVENÍ	PŮVODNÍ	NÁSLEDNÉ
STUPEŇ AKTIVITY	1-2	3-4
ZÁVĚSNÝ MECHANISMUS	slezská bandáž	---
PAHÝLOVÁ OBJÍMKA	zkušební	zkušební
POUŽITÝ MATERIÁL	transparentní plast (ThermoLyn Steif)	transparentní plast (ThermoLyn Steif)
TVAR OBJÍMKY	podélně oválný	podélně oválný
ULPĚNÍ NA PAHÝLU	pasivní podtlak	pasivní podtlak (systém ProSeal)
VENTIL	jednoduchý silikonový ventil (21Y140 Flat Silicone Valve)	automatický ventil (21Y21 Click Valve)
KOLENNÍ KLOUB	3R93 (možnost uzávěru / třecí brzdy)	C-LEG 4 (bionický kolenní kloub)
CHODIDLO	jednoduché dynamické (Dynamic Motion 1D35)	multiaxiální dynamické (C-WALK)
PŘÍDAVNÁ ZAŘÍZENÍ	---	rotační adaptér (4R57)
DÉLKA PAHÝLU	31 cm (dlouhý pahýl)	31 cm (dlouhý pahýl)

Tab. 2: Přehled protetického vybavení probanda č. 1

Průběh protetické a rehabilitační terapie

První kontakt s probandem proběhl v červnu 2019 ve Fakultní Thomayerově nemocnici na lůžkovém oddělení rehabilitace. Na základě konzultace s probandem, ošetřujícím lékařem a fyzioterapeutem byl stanoven stupeň aktivity 1–2 s předpokladem zvýšení na stupeň 3. Při vstupním vyšetření byl zjišťován celkový zdravotní stav probanda, důvody k amputaci, rozsah pohybu pahýlu, stav kožního krytu pahýlu a jizvy.

Po vstupní konzultaci vypsál rehabilitační lékař poukaz na ortopedickou pomůcku – prvovybavení. Pro sestavení protézy byly zvoleny komponenty vhodné pro daný stupeň aktivity s kolenním kloubem 3R93 s třecí brzdou a dynamickým chodidlem 1D35. Protetickým pracovištěm byla vypracována předběžná kalkulace pomůcky a po domluvě s probandem odeslána rehabilitačním lékařem na příslušnou zdravotní pojišťovnu ke schválení revizním lékařem. Kladné vyjádření umožnilo zahájit výrobu pomůcky.

Specifikace použitého kolenního systému 3R93

Kolenní kloub 3R93 je monocentrické konstrukce s brzdovým mechanismem závislým na zátěži a s možností vybavení funkcí uzávěru.

○ Funkce uzávěru

Pokud je funkce uzávěru aktivována, je kloub zajišťován v extenční poloze pomocí aretačního mechanismu, který je zabudovaný v horní části kloubu. Za účelem sezení je nezbytné uvolnit kloub, aby vykonal flexi, ručním uvolněním pomocí tahu.

○ Funkce brzdy

Pokud je funkce uzávěru trvale deaktivována, bezpečnost kolene je zajišťována brzdovým mechanismem, který blokuje kloub při zatížení ve směru flexe. Při zatížení paty dojde k sepnutí brzdy a stabilizaci protézy. Tím je zajištěna vysoká bezpečnost během celé stojné fáze i pokud dojde k nášlapu na protézu ve stavu mírné flexe. Jedná se o případy, kdy uživatel protézy nedokončí konečný švih (např. vlivem zakopnutí) ve švihové fázi kroku a přenesse váhu na protézu.

Citlivost brzdy je seřizována individuálně, dle váhy uživatele, přenosu zátěže na protézu. Chybné nastavení může vést k zadrhnutí nebo zablokování brzdy a pádu uživatele.

○ Řízení stojné a švihové fáze

Stojná i švihová fáze jsou řízeny mechanicky. Zahájením švihové fáze je protéza odlehčena a funkce brzdy vypnuta. Kyvadlový pohyb bérce protézy je řízen zabudovaným nastavitelným pružinovým unašečem, kterým lze regulovat předepnutí pružiny a tím korigovat pohyb bérce části protézy.

Specifikace použitého protézového chodidla 1D35 Dynamic Motion

Protézové chodidlo 1D35 je dynamické chodidlo se zabudovaným modulárním hliníkovým adaptérem. Funkčních vlastností chodidla je dosaženo díky pružinovému plastovému elementu a funkční pěnové hmoty.

Chodidlo umožňuje došlap na patu s citelnou plantární flexí a přirozený odval chodidla, kdy pružinový element uvolní naakumulovanou energii.

Začátkem července 2019 byla provedena na lůžkovém oddělení rehabilitace protetometrie a data zanesena do měrného listu. Ze získaných měř, délkových a obvodových, byla vyrobena pomocí počítačového software TF Design zkušební objímka z transparentního antibakteriálního ThermoLynu Steif, který umožňuje případné korekce pomocí horkovzdušné pistole a zároveň byly objednány komponenty protézy u výrobce. Po dodání dílů byla započata výroba a kompletace protézy.

Původní vybavení

Stavba protézy

Základní stavba pomůcky byla provedena ve stavěcím stojanu L.A.S.A.R Assembly dle zásad pro stavbu TF protéz s ohledem na flekční a abdukční polohování lůžka.

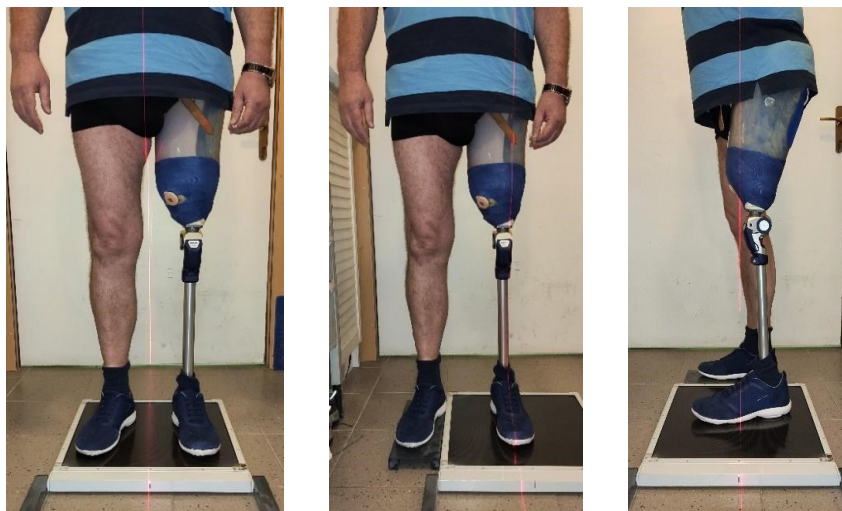
V polovině července 2019 proběhlo předání protézy se zkušební objímkou v témže rehabilitačním zařízení se seřízením protézy během statické a dynamické optimalizace.

Statická optimalizace

Pro statickou optimalizaci nebylo možné použít L.A.S.A.R Posture pro zobrazení zátěžové linie. Optimalizace byla provedena ve stoju s oporou v bradlovém chodníku bez úhlové korekce.

Dodatečná optimalizace proběhla na protetice po propuštění probanda z rehabilitační péče. Zátěžová linie probíhala 47 mm před referenčním bodem stavby a do jisté míry to bylo ovlivněno držením trupu v předklonu. (obr. 84) S novým vybavením byla objímka posunuta ventrálním směrem.

Laterální strana lůžka byla v oblasti trochanteru vylepena předem připravenou pelotou z polstrovaného materiálu pro zmenšení tétož prostoru, dorsolaterální okraj objímky po prohřátí horkovzdušnou pistolí přihnul k tělu. Mediální okraj objímky byl vyhnut zevně.



Obr. 84: Průběh zátěžové linie (původní vybavení) – pohled frontální / sagitální

Dynamická optimalizace (chůze)

Během dynamické zkoušky v bradlovém chodníku s držení po obou stranách a následně s přidržováním proběhlo úhlové nastavení protézy.

- *sagitální rovina* – ve střední stojné fázi na protéze docházelo k rychlému přechodu do fáze před-švihové. Následkem toho docházelo k nestejně dlouhým krokům a rychlému přechodu mezi stojnou a švihovou fází v krokovém cyklu s protézou. Korigováno zvýšením plantární flexe chodidla. Taktéž bylo nutné seřídít kolenní kloub a zvýšit předepnutí pružiny, která zajišťuje pohyb bérce ve švihové fázi kroku vpřed. Bércová část protézy se při švihu nedostávala včas do extenční polohy před dopadem paty na podložku a výsledkem byl nášlap na celou plochu chodidla a flekční postavení kolenního kloubu.
- *transversální* – zevní vytočení bércové části protézy, pro zajištění přechodu do počátečního švihu přes palec protézového chodidla

Shrnutí

Proband zde absolvoval čtyřtýdenní rehabilitaci v rámci školy chůze s nácvikem ADL činností, při které byla odstraněna adjuvatika. Během rehabilitačního pobytu bylo nutné objímku několikrát tvarově přizpůsobit objemovým změnám pahýlu, vylepit polstrovacím materiálem a připevnit zpevňovací stehenní bandáž pro zamezení sklouzávání protézy. U probanda se v prvních dnech nácviku chůze posílily fantomovy bolesti, které narušovaly průběh rehabilitace, ale po několika dnech vymizely. Již během této fáze rehabilitace bylo možné uvažovat o nové protéze s jinými komponenty.

Chodidlo se stalo pro probanda "měkké" a přestalo poskytovat potřebnou dynamiku při nášlapu i odvalu a kloub svými omezenými možnostmi uživatele při chůzi limitoval nedostatečnou reakcí na situace – např. pomalým pohybem bérce ve švihové fázi kroku při změně rychlosti chůze. S ohledem na průběh rehabilitace a probandem plánované fyzické aktivity byl vybrán z dostupných kolenních kloubů nejvhodnější kloub – sestava s bionickým kloubem.

V září 2019 vypsál rehabilitační lékař poukaz na ortopedickou pomůcku – speciální vybavení a protetické pracoviště vypracovalo předběžnou kalkulaci pomůcky. Vzhledem k rozdílným požadavkům ve schvalování pomůcek s bionickým kloubem je nutné vyplnit formulář, který obsahuje vyšetření ortopedem, rehabilitačním lékařem a psychologem a odeslat ho s předběžnou kalkulací pomůcky a vypsáním poukazem na příslušnou zdravotní pojišťovnu.

Pojišťovna požadavek zamítla a požádala o doplnění informací, respektive si vyžádala video probanda se zapůjčeným bionickým kloubem, aby revizní lékař pojišťovny posoudil, zda je žadatel schopen tento typ kolenního kloubu používat.

Začátkem listopadu 2019 proběhlo na protetickém pracovišti natočení obrazového záznamu chůze, byla vypracovaná nová příloha k předběžné kalkulaci a odeslána ke schválení. Pro video záznam byl vyměněn pouze kolenní kloub. Zbylé komponenty protézy a objímka zůstaly stejné. To mělo negativní vliv na obraz chůze z důvodu nevyhovující objímky, která lehce rotovala na pahýlu a rozdílných typů kloubů, které mají rozdílné stavební požadavky. Výsledkem byl osmičkový obraz chůze protézy a

bylo třeba přenastavit hodnoty bionického kloubu v počítačovém software. Přesto byl celkový obraz chůze o poznání harmoničtější než s kloubem 3R93.

Revizní lékař pojišťovny již této žádosti vyhověl a mohla být zahájena výroba nové protézy. Jako vhodnější systém ulpění protézy byl zvolen systém ProSeal s kolenním kloubem C-Leg 4 a dynamickým chodidlem C-Walk, vše od firmy Otto Bock.

Specifikace použitého kolenního systému C-Leg 3C98-3

Kolenní kloub C-Leg je jednoosý kloub s mikroprocesorovým řízením stojné a švihové fáze kroku. Mikroprocesor využívá k měření integrovaná čidla v hydraulice, data vyhodnocuje 100krát za sekundu a dynamicky reaguje na změny v reálném čase.

Hydraulická jednotka se dokáže přizpůsobit různé rychlosti chůze na různém povrchu i sklonu podložky a tím se přiblížit fyziologickému vzorci chůze. Disponuje asistentem pro sedání, umožňuje chůzi ze schodů, stání v mírném pokrčení při rozložení váhy na obou končetinách, lze nastavit i několik modů pro sportovní využití.

Specifikace použitého protézového chodidla 1C40 C-Walk

Protézové chodidlo C-Walk je multiaxiální chodidlo, které vhodné k chůzi na různých površích při různých rychlostech. Funkčních vlastností chodidla je dosaženo pomocí pružinových elementů z karbonových vláken.

Chodidlo umožňuje došlap na patu s citelnou plantární flexí a přirozený odval chodidla, kdy pružinový element uvolní naakumulovanou energii.

Na konci listopadu byl proband objednan na protetické pracoviště za účelem protetometrie. Podle údajů z měrného listu byl nejprve objednan vhodný liner, přes který byly poté sejmuty obvodové a délkové míry a následně vyrobena nová zkušební objímka z ThermoLynu Steif vyrobená pomocí počítačového software TF Design.

Následné vybavení

Stavba protézy

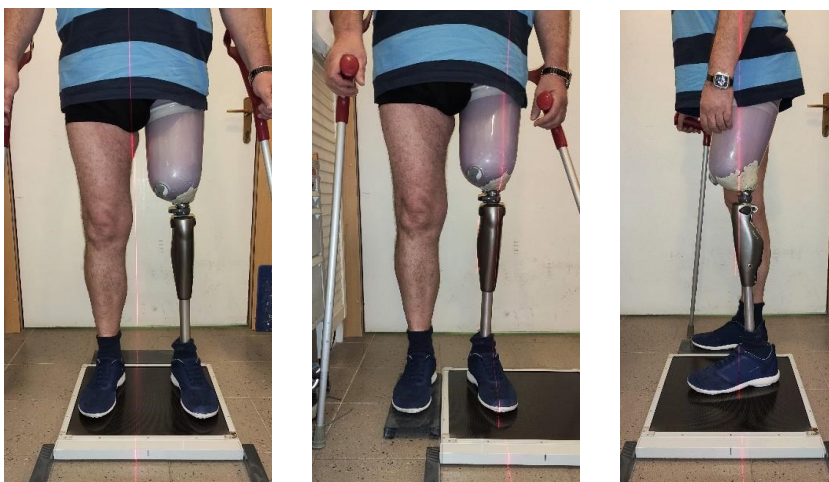
Základní stavba pomůcky byla provedena ve stavěcím stojanu L.A.S.A.R Assembly dle zásad pro stavbu TF protéz s ohledem na flekční a abdukční polohování lůžka.

První týden v prosinci 2019 proběhlo na protetice předání nové protézy, včetně statické a dynamické zkoušky.

Statická optimalizace

Pro statickou optimalizaci byl použit L.A.S.A.R Posture. (obr. 85)

- *frontální rovina* – zkrácení bérce části protézy o 5 mm, laterální posunutí objímky vůči bérce části protézy
- *sagitální rovina* – dorsální posunutí objímky vůči bérce části protézy pro zohlednění flekčního postavení pahýlu



Obr. 85: Průběh zátěžové linie (následné vybavení) – pohled frontální / sagitální

Dynamická optimalizace (chůze)

Dynamické zkoušky s probandem předcházelo nastavení bionického kloubu C-Leg pomocí počítačového software C-Soft Plus v programu Data Station a instruktáž informující o možnostech, kterými kloub disponuje. Po této přípravě

následoval praktický nácvik chůze nejprve s pomocí adjuvatik kvůli bezpečnosti a optimalizace kloubního systému i úhlového nastavení protézy.

- *frontální rovina* – nastavení medio-laterální polohování o 1°, které bylo vyřešeno v adaptéru spojující objímku s kloubem

Nastavení bionického kolenního kloubu C-Leg 4

Nastavení bionického kolenního kloubu C-Leg 4 provádí protetický technik s certifikací pro nastavování téhož kolenního systému.

C-Soft Plus software

Nastavení kloubu probíhá v následujících krocích:

- 1. Připojení kolenního systému k počítači** – pomocí bluetooth
- 2. Statická optimalizace kloubu** – na základě hodnot vzdálenosti od osy kolenního kloubu k podložce a hmotnosti klienta s protézou je umožněno uvolnění kloubu do fáze švihů. Další důležité hodnoty, které je třeba zadat do programu jsou velikost a typ chodidla a flekční úhel v kyčelním kloubu.
- 3. Kalibrace kolenního systému** – uživatel musí rozložit tělesnou hmotnost mezi zdravou končetinou a protézou
- 4. Intuitivní funkce stoje** – jsou situace, při kterých je protéza zatěžována ve směru flexe, ale nesmí dojít k jejímu povolení. Kloub se vždy zablokuje ve směru flexe, pokud není protéza v plné extenzi a na krátkou chvíli zůstane v klidu. Při odvalu směrem vpřed, vzad nebo při extenzi se odpor ihned opět sníží na hodnotu odporu ve stejné fázi. Funkci lze nastavovat pro úhel flexe v rozmezí 5° - 65°.
- 5. Sedání** – je třeba rovnoměrné rozložení zátěže na obě DK a plynulý přechod ze stoje do sedu. Kolenní systém vyhodnocuje míru zatížení kloubu a zvýší odpor ve flexi. Druhá končetina není při přechodu ze stoje do sedu přetěžována.
- 6. Dynamická optimalizace kloubu** – systém zaznamenává kroky a vyhodnocuje zatížení špičky protézového chodidla.

7. **Tlumení během stojné fáze** – při došlapu na chodidlo umožňuje kloub krátkou flexi cca 5° s následnou plynulou extenzí ke konci stojné fáze. Toto zhoupnutí se přibližuje fyziologickému průběhu stojné fáze u zdravého jedince a celkovému obrazu chůze.
8. **Chůze po schodech** – C-Leg 4 neumožňuje chůzi do schodů. Pro chůzi ze schodů je třeba, aby protézové chodidlo vyčnívalo z poloviny přes hranu schodu. Při přenesení zátěže dojde ke zvýšení odporu flexe a snesení uživatele k podložce.
9. **Nastavení různých módů** – režim je určen pro specifický druh pohybu zejména při různých sportech

Cockpit aplikace

Aplikace Cockpit umožňuje uživateli přepínat mezi základním režimem a předem nakonfigurovaných režimů např. jízda na kole, kolečkové brusle, běh na lyžích nebo sjezdové lyžování. Mimo jiné uvádí počet kroků nebo zobrazuje informace o nabití baterie.

Kapacita plně nabitého akumulátoru je při nepřetržité chůzi minimálně 16 hodin, při průměrném používání 2 dny. Při každodenním používání je vhodnější kloub nabíjet každý den a délka nabíjení je nejméně 4 h.

Dalším krokem bylo nahrání aplikace Cockpit do chytrého telefonu a seznámení probanda s jeho funkcemi.

V poslední fázi úprav byla zpevněna část objímky pod tuber os ischii pryskyřicí Siegelharz smíchanou se sádrou pro větší pevnost, syntetický sklolaminátový obvaz zpevnil adaptér objímky a oblast kolem ProSeal kroužku (obr. 86), všechny šrouby byly dotaženy momentovým klíčem příslušných hodnot. Následně byla protéza předána do užívání.



Obr. 86: Zpevnění objímky – pohled dorso-mediální

Celkové shrnutí

V prvních fázích rehabilitace došlo u probanda nejen k výraznému posunu v jeho mobilitě a úplnému odstranění adjuvatik, ale také k posílení nepříjemných fantomových bolestí, které znepříjemňovaly nácvik chůze i dobu, kdy nebyla protéza nasazena. Při větších bolestech nebylo možné plného zatížení a bylo nutné pomůcku odložit. Samotné nasazování protézy nebylo pro klienta obtížné i vzhledem k délce pahýlu.

Aktivní terapie, pozitivní přístup probanda, výborná fyzická kondice a vymizení fantomových obtíží přispělo k rychlému vybavení protézou s bionickým kolenním kloubem.

Původní vybavení neumožňovalo přizpůsobit se rychlostem chůze a kloub se nestíhal vracet do plné extenze ve fázi nášlapu na patu. Vždy došlo k mírnému zpoždění a proband byl nucen přizpůsobovat se rychlostem kloubu. Celkový obraz chůze byl poměrně toporný i z důvodu silového a “tvrdého“ dopadu na protézu a docházelo k “prošlápnutí“ chodidla. Takové vybavení je pro pohyb limitující.

Proband má dlouhý pahýl s výborným rozsahem pohybu do všech směrů, který v kombinaci s podtlakovým systémem ProSeal zajišťuje kvalitní ovládání protézy. Bionický kloub spolu s dynamickým chodidlem umožňují přirozenější obraz chůze a dovolují použít protézu ke sportovnímu využití.

Definitivní vybavení je zobrazeno níže na obr. 87



Obr. 87: Definitivní vybavení – pohled frontální / sagitální

9.2 Proband číslo 2

Pohlaví, věk: muž, 67 let

Výška, váha: 173 cm, 97 kg

Kouření, alkohol: nekuřák, abstinent

Zaměstnání: v důchodu, dříve strojní mechanik

Volnočasové aktivity: zahradničení, procházky, jízda autem

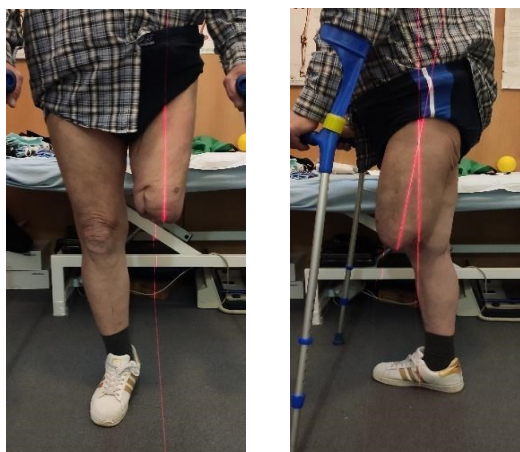
Příčina amputace: trauma, srážka s automobilem

Strana amputace: levá

Fantomovy bolesti: ze začátku občasné, s používáním protézy se objevují zřídka

Specifikace pahýlu: pahýl 2/3 délky, zcela zhojený, stejného tvaru, s dobrým krytím. Přebývající měkká tkáň na distálním konci pahýlu. Jizva klidná, nebolestivá, pohyblivá. Na přední straně jizva lehce vtažená, průběh spíše mediálně přes vrchol pahýlu.

Rozsah pohybu pahýlu: extenze v kyčelním kloubu je výrazně zhoršena, flekční postavení pahýlu je 18°, abdukční postavení 2° od vertikální osy (obr. 88)



Obr. 88: Poloha pahýlu – pohled frontální / sagitální

Původní a následné protetické vybavení, stupeň aktivity a délka pahýlu probanda je uvedeno v tabulce č. 3.

PROTETICKÉ VYBAVENÍ	PŮVODNÍ	NÁSLEDNÉ
STUPEŇ AKTIVITY	1-2	2–3
ZÁVĚSNÝ MECHANISMUS	---	---
PAHÝLOVÁ OBJÍMKA	definitivní	zkušební
POUŽITÝ MATERIÁL	laminát	transparentní plast (ThermoLyn Steif)
TVAR OBJÍMKY	hybridní (příčně-podélný tvar)	hybridní (příčně-podélný tvar)
ULPĚNÍ NA PAHÝLU	pasivní podtlak	pasivní podtlak
VENTIL	jednoduchý silikonový ventil (21Y140 FlatSiliconeValve)	jednoduchý silikonový ventil (21Y140 FlatSiliconeValve)
KOLENNÍ KLOUB	Pheon (polycentrický)	3R60 (hydraulický)
CHODIDLO	jednoduché dynamické (Dynamic Motion 1D35)	jednoduché dynamické (Dynamic Motion 1D35)
PŘÍDAVNÁ ZAŘÍZENÍ	---	---
DĚLKA PAHÝLU	28 cm (2/3 délky)	28 cm (2/3 délky)

Tab. 3: Přehled protetického vybavení probanda č. 2

Průběh protetické a rehabilitační terapie:

Na protetické pracoviště se proband objednal sám na kontrolu, seřízení první protézy a úpravu objímky. Po amputaci byl 19 měsíců. Do této doby byl vybaven tzv. definitivní protézou s laminátovou objímkou, mechanickým kolenním kloubem Pheon a dynamickým chodidlem 1D35. (obr. 89)

Specifikace použitého kolenního systému 3R62 Pheon

Kolenní kloub 3R62 Pheon je polycentrický protézový kloub s blokovacím mechanismem pro aretaci extenční polohy, nastavitelnou jednotkou EBS pro limitovanou flexi kolene při došlapu paty. Dále umožňuje nastavit sílu pružiny extenčního unašeče i odpor třecí brzdy pro flexi a extenzi kloubu.

○ Funkce jednotky EBS

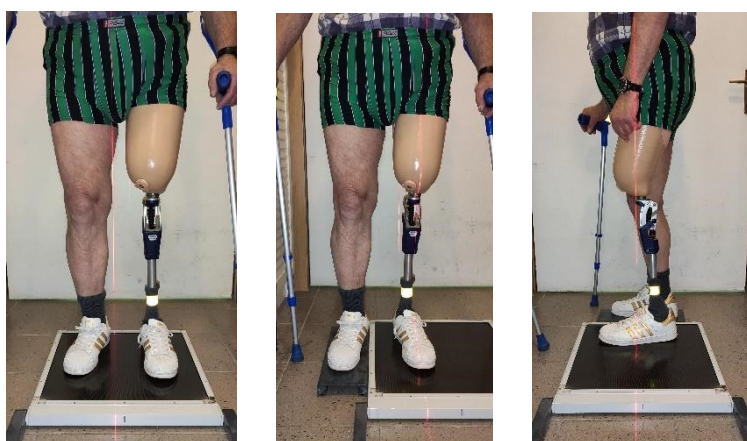
Při kontaktu paty s podložkou dochází k limitované flexi kolene a obraz chůze je harmoničtější. Nastavení jednotky musí být v souladu potřeb uživatele a nesmí docházet k rychlé (podlamování) nebo pomalé flexi ve stojné fázi.

○ Funkce extenčního unašeče

Umožňuje švih bérkové části protézy dorzálním směrem, síla pružiny musí být optimalizována tak, aby byl kloub včas připraven v plné extenzi pro došlap paty.

○ Funkce tření ve švihové fázi

Kloub musí dosáhnout plné extenze i při pomalé rychlosti chůze. Při prokmitu bérkové části protézy v konečné fázi švihu nesmí kloub dorazit na extenční doraz příliš tvrdě a zároveň musí chodidlo prokmitnout dostatečně rychle, aby byl umožněn nášlap na patu.



Obr. 89: Průběh zátěžové linie (původní vybavení) – pohled frontální / sagitální

Po vybavení probanda první pomůckou následovala třítydenní rehabilitace na lůžkovém oddělení ve Vršovické Zdravotní a.s., kde absolvoval rehabilitaci v rámci školy chůze, účastnil se skupinové terapie s jinými amputovanými a nácvik ADL činností. Z oddělení odcházel s jednou oporou o francouzskou hůl. Objemové změny pahýlu během rehabilitace byly minimální.

Dlouhodobá nemoc, pobyt na lůžku a dlouhodobé sezení vedlo u probanda k výrazné flekční kontraktuře v kyčelním kloubu a znatelnému snížení rozsahu pohybů do všech stran. Přesto pomůcku využíval s oboustrannou oporou o francouzskou hůl při pohybu v exteriéru. Doma hole používal minimálně.

Závěrem konzultace bylo navrženo nové pomůcky s odlišným systémem kolenního kloubu, který umožňuje přirozenější a dynamický obraz chůze a zvyšuje bezpečnost při lokomoci. Doposud o jiném vybavení neuvažoval. Byla vyhotovena předběžná kalkulace na novou protézu – standardní vybavení, se stejným ulpívacím mechanismem a kolenním kloubem 3R60 určeným pro stupeň aktivity 2 s předpokladem dosažení stupně aktivity 3 a chodidlem 1D35.

Specifikace použitého kolenního systému 3R60

Kolenní kloub 3R60 je polycentrický modulární kloub s EBS (**E**rgonomically **B**alanced **S**tride) - elastickým jistěním flexe a hydraulickým řízením švihové fáze.

○ Zajištění stojné fáze a přechod do flexe

Konstrukce kloubu stabilizuje kloub v počátečním kontaktu stojné fáze nášlapem na patu. Pro zahájení flexe je rozhodující pozice kloubu a tím poloha momentálního středu otáčení.

Přechod do flexe probíhá přes odval chodidla.

○ Funkce EBS

U kloubu s EBS je stabilita zvýšena kompresí jednotky EBS a uživatel protézy může nášlápnout na protézu v mírné flexi, aniž by došlo k podlomení protézy.

Je důležité, aby amputovaný aktivně neprováděl navyklou extenzi pahýlu a umožnil tak pružící flexi kompresí elastomerového bloku.

- **Funkce hydraulického řízení švihové fáze**

Hydraulické řízení švihové fáze vytváří harmoničtější obraz chůze. Pohybové odpory zamezují dlouhému prokmitu bérce ve flexi a zajišťují tlumení extenze. Délka bérce části protézy a hmotnost chodidla ovlivňují celkový obraz chůze.

V červnu 2019 byla kalkulace doručena společně s vypsáním poukazem a žádankou od lékaře s odborností ortoped na pojišťovnu. Revizní lékař pomůcku do 14 dnů schválil. Poté byly objednány díly a započata výroba. Proband byl objednán na protetické pracoviště na přeměření pahýlu i druhé končetiny. Po získání nových měř zanesených do měrného listu a úpravě původního sádrového modelu bylo vyrobeno transparentní zkušební lůžko z ThermoLynu Steif.

Následné vybavení

Stavba protézy

Základní stavba pomůcky byla provedena ve stavěcím stojanu L.A.S.A.R Assembly dle zásad pro stavbu TF protéz s ohledem na flekční a abdukční polohování lůžka.

V červenci 2019 mohlo být uskutečněno předání celé nové protézy na protetickém pracovišti. S probandem byla provedena statická i dynamická zkouška se všemi potřebnými úkony.

Statická optimalizace

Statická zkouška na L.A.S.A.R Posture proběhla s úhlovou korekcí protézy.

- *frontální rovina* – laterální sklopení objímky o 1° v objímkovém adaptéru
- *sagitální rovina* – snížení plantární flexe v chodidlovém adaptéru pro posun zátěžové linie ventrálním směrem a dorsální sklopení objímky pro zohlednění flexe v kyčelním kloubu

- *dorsální rovina* – zkrácení bérkové části protézy o 5 mm
- *transversální rovina* – mediální stočení chodidla

Dynamická optimalizace (chůze)

Dynamické zkoušky předcházelo vylepení objímky v oblasti tuberu polyformem, tím byl snížen tlak na tuber os ischii.

Během úpravy přizvaná fyzioterapeutka instruovala probanda, jak s pahýlem cvičit na lůžku i mimo něj, protahovat zkrácené svalstvo a posilovat svaly hlubokého stabilizačního systému. Korekce proběhla pouze v bérkové části protézy.

- *transversální rovina* – laterální vytočení kolenního kloubu o 2°, mediální stočení chodidla o 2°

Objímkový adaptér byl zpevněn syntetickým sklolaminátovým obvazem kvůli pevnosti spoje a bezpečnosti. Flekční postavení pahýlu ovlivňuje stavbu protézy tak, že se kolenní kloub a s ním i chodidlo umísťují téměř mimo distální část objímky. Tímto umístěním dochází při chůzi ke krácení kroku “zrychlením“ kolenního kloubu. Vektory flekčního postavení pahýlu v rovině sagitální směřují dopředu před protézu, dochází k dřívějšímu přenosu zátěže na přední část chodidla, odlehčení protézy a odemknutí extendovaného kolene.

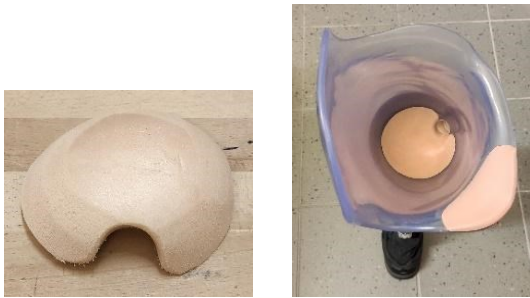
Proband v protéze odešel s oporou o dvě francouzské hole a s termínem kontroly a úpravou za 14 dní.

Následné vybavení – kontrola

Stavba, statická a dynamická optimalizace

Při kontrole bylo nutné udělat několik úprav. Nejprve přizpůsobit objímku objemovým změnám. Proximální část objímky byla vylepena laterální pelotou a na dno objímky byla zapracována pelota o výšce cca 20 mm. (obr. 90) Uvolněná měkká tkáň je povislá a vzniklý prostor mezi pahýlem a vnitřní stěnou objímky je u plně kontaktního ulpívacího

systemu nepřístupný. V těchto místech dochází k přetlaku, bolestivosti a tvorbě hematomu.



Obr. 90: Vymezovací pelota / umístění peloty v lůžku

Dále bylo nutné protézu přestavět, respektive posunout bérceovou část oproti objímce laterálně a dorzálně. Při zatížení protézy na L.A.S.A.R Posture docházelo k mírnému varóznímu postavení v koleni, vybočování laterální strany objímky a odval nohy během dynamické zkoušky probíhal spíše přes laterální stranu protézového chodidla. Posun adaptéru dorzálním směrem zohledňuje flexi v kyčelním kloubu, která je v tomto případě značná. (obr. 91)



Obr. 91: Původní stavba / laterální a dorsální posun bérce – pohled frontální / sagitální

Při stavbě bylo nutno udělat kompromis a adaptér neposunout více dorzálně. Protéza postavená dle doporučení pro stavbu neumožňuje bezpečné řízení vozidla z důvodu

malého prostoru mezi palubní deskou a distální částí protézy. Toto omezení by pro probanda bylo limitující, protože je aktivním řidičem a vůz využívá téměř denně.

Oblast objímky pod tuber os ischii byla vyztužena pryskyřicí a zajištěna šrouby momentovým klíčem příslušných hodnot. Protéza byla předána do užívání a zároveň byla probandovi doporučena alespoň ambulantní rehabilitace v některém rehabilitačním zařízení.

Celkové shrnutí

Předání prvotní protézy a následná rehabilitace měla standardní průběh s pozitivními výsledky. Zhoršení zdravotního stavu zapříčinilo výrazné zhoršení úhlového postavení pahýlu, což mělo za následek horší ovladatelnost protézy i bezpečnost při chůzi.

Vlivem flekční kontraktury v kyčelním kloubu a ochabnutého svalstva trupu docházelo k hyperlordóze bederní páteře, přetěžování horních končetin a zvýšené únavě.

Původní vybavení nebylo pro uživatele vhodné, zejména konstrukcí kloubu, který se při stavbě protézy posouvá o něco více dorzálním směrem, než jiné klouby a tím je zajištěna bezpečnost systému. U probanda došlo k výrazné flekční kontraktuře v kyčelním kloubu, následkem toho se posunula osa kolenního kloubu ventrálním směrem a mohlo dojít k podlomení kolene při nášlapu na protézu, i když proband aktivně tlačil pahýlem dozadu.

S novým vybavením bylo nutné protézu zcela přestavět, zohlednit flekční i abdukční postavení pahýlu a probanda instruovat, jak cvičit a posilovat svaly důležité pro vzpřímený stoj, chůzi a zejména protahovat zkrácené svalové skupiny. Nasazování protézy nečiní probandovi nijak velké obtíže, občas musí protézu přesadit. Délka pahýlu poskytuje dobré ovládací vlastnosti pro práci s protézou.

Limitujícím faktorem je přebývajících volná tkáň v distální části pahýlu způsobená zmenšením objemu i délky pahýlu. Následkem je rotace protézy ve švihové fázi kroku.

Vzniklý prostor mezi pahýlem a dnem objímky je u přísavného systému nepřípustný z důvodu přetlaku a následné bolestivosti s tvorbou hematomu v oblasti distálního konce pahýlu.

Celkový obraz chůze se i přes atypickou stavbu a držení trupu v předklonu stal s novým kloubem přirozenější i díky polycentrické konstrukci kloubu, poskytuje měkčí došlap na protézu a vyšší míru bezpečí.

Následné vybavení se zkušební objímkou je zobrazeno na obr. 92 a 93.



Obr. 92: Následné vybavení po posunutí objímky – pohled frontální / sagitální / dorsální



Obr. 93: Následné vybavení – pohled frontální / sagitální

9.3 Proband číslo 3

Pohlaví, věk: muž, 78 let

Výška / váha: 178 cm, 81 kg

Kouření, alkohol: posledních 5 let nekuřák a abstinent

Příčina amputace: Ateroskleróza končetinových tepen

Zaměstnání: v důchodu

Volnočasové aktivity: procházky, lehká turistika, chalupa, práce na zahradě

Strana amputace: pravá

Fantomovy bolesti: mírného charakteru

Specifikace pahýlu: pahýl nadpoloviční délky, je zhojený, jizva klidná, pohyblivá, v laterálním pólu jsou dvě malá místa ztužení podkoží, průběh mírně dorzálním směrem přes distální konec pahýlu. Kostní pahýl je hmatný těsně pod laterální částí jizvy.

Rozsah pohybu pahýlu: dobrý, flekční postavení pahýlu činí 12°, addukční postavení je 0° oproti vertikální ose

Původní a následné protetické vybavení, stupeň aktivity a délka pahýlu probanda je uvedeno v tabulce č. 4.

PROTETICKÉ VYBAVENÍ	PŮVODNÍ	NÁSLEDNÉ
STUPEŇ AKTIVITY	3	3
ZÁVĚSNÝ MECHANISMUS	---	---
PAHÝLOVÁ OBJÍMKA	zkušební	definitivní
POUŽITÝ MATERIÁL	transparentní plast (ThermoLyn Steif)	ISNY (měkké lůžko / tvrdý rám)
TVAR OBJÍMKY	podélně oválný	podélně oválný
ULPĚNÍ NA PAHÝLU	pasivní podtlak	pasivní podtlak
VENTIL	automatický ventil (21Y14 PushValve)	automatický ventil (21Y14 PushValve)
KOLENNÍ KLOUB	3R106 (pneumatický)	3R106 (pneumatický)
CHODIDLO	jednoduché dynamické (Dynamic Motion 1D35)	jednoduché dynamické (Dynamic Motion 1D35)
PŘÍDAVNÁ ZAŘÍZENÍ	rotační adaptér (4R57)	rotační adaptér (4R57)
DÉLKA PAHÝLU	25 cm (nadpoloviční délky)	25 cm (nadpoloviční délky)

Tab. 4: Přehled protetického vybavení probanda č. 3

Průběh protetické a rehabilitační terapie:

Proband číslo 3 byl vyzván protetickým pracovištěm k návštěvě z důvodu nároku na novou protézu. Do té doby byl vybaven prvovybavením z 06/2018 se zkušební objímkou, zapůjčeným kolenním kloubem 3R106 a dynamickým chodidlem 1D35.

Zapůjčení kloubu 3R106 předcházelo užívání kloubu 3R93 s třecí brzdou. První konzultace proběhla na lůžkovém rehabilitačním oddělení ve Vršovické Zdravotní a.s., kde proband absolvoval standardní rehabilitaci v rámci školy chůze s nácvikem ADL činností a účastnil se skupinových terapií s jinými amputovanými. Pobytr trval 4 týdny,

po ukončení odcházel s oporou o jednu francouzskou hůl. Již během pobytu docházelo u probanda k výrazným objemovým změnám. Objímka musela být několikrát tepelně upravována, tvarově přizpůsobována a zmenšována vlepovacími pelotami.

Po třech měsících od ukončení rehabilitace byl proband objednan na protetické pracoviště na protetometrii z důvodu výroby nové objímky. Délkové a obvodové míry byly zaneseny do měrného listu a následně použity pro výrobu zkušební objímky z transparentního antibakteriálního ThermoLynu Steif pomocí programu TF Design.

Původní vybavení

Stavba protézy

Základní stavba pomůcky byla provedena ve stavěcím stojanu L.A.S.A.R Assembly dle zásad pro stavbu TF protéz s ohledem na flekční a abdukční polohování lůžka.

Dva týdny po protetometrii se proband dostavil na protetiku, kde mu byl po domluvě zapůjčen kloub 3R106.

Specifikace použitého kolenního systému 3R106

Kolenní kloub 3R016 je polycentrické konstrukce a disponuje velmi vysokým flekčním úhlem přesahujícím obvyklý rozsah. Konstrukce kloubu nemá řádný doraz flexe a úhel větší než 170° je omezen pouze tvarem pahýlové objímky nebo pěnovým kosmetickým krytem.

Momentální střed otáčení se v extenzi nachází nad kloubem a za zátěžovou linií, čímž je dosažena stabilizace kloubu ve stojné fázi.

Odpor flexe a extenze lze nastavit odděleně.

- **Zajištění stojné fáze a přechod do flexe**

Polycentrická konstrukce kloubu stabilizuje kloub ve švihové fázi kroku při kontaktu paty s podložkou a přechod do flexe probíhá přes odval chodidla. Rozhodující pro zahájení flexe je pozice kloubu a tím i poloha momentálního středu otáčení.

- **Funkce řízení švihové fáze** neumatické řízení švihové fáze vytváří harmoničtější obraz chůze. Pohybové odpory zamezují dlouhému prokmitu bérce ve flexi a zajišťují tlumení extenze. Délka bércevé části protézy a hmotnost chodidla ovlivňují celkový obraz chůze.
- **Funkce extenčního unašeče**

Extenční pružina během švihové fáze podporuje extenzi bércevé části protézy, její napětí lze regulovat a ovlivňovat tak dynamiku prokmitu.

Statická optimalizace

Při statické optimalizaci na přístroji L.A.S.A.R Posture došlo k malé úhlové korekci.

- *frontální rovina* – bez korekce
- *sagitální rovina* – náklon objímky o 2° dorsálně v objímkovém adaptéru pro zvýšení flekčního postavení pahýlu, náklon bércevé části protézy v chodidlovém adaptéru o 2° mediálně pro odlehčení špičky chodidla
- *transversální rovina* – zevní vytočení chodidla o 3° a vnitřní stočení kloubu o 2°

Dynamická optimalizace (chůze)

Při dynamické zkoušce byl proband technikem seznámen s funkčními možnostmi kolene a provedeno vyšetření fyzioterapeutem, který probanda instruoval, jak protahovat zkrácené svaly kyčelního kloubu a posílit svaly hlubokého stabilizačního systému.

Proband při lokomoci používá vycházkovou hůl. Při chůzi drží trup spíše v předklonu a na konci stojné fáze s protézou dochází ke zvětšení bederní lordózy vlivem ochablého svalstva trupu.

Optimalizace proběhla v následujících rovinách:

- *frontální rovina* – bez korekce
- *sagitální rovina* – snížení plantární flexe v chodidlovém adaptéru pro snadnější odval přes chodidlo, během švihové fáze kroku docházelo k rychlejšímu prokmitu bércevé části protézy a bylo třeba snížit odpor pružiny extenčního unašeče

- *dorsální rovina* – snížení protézy o 3 mm kvůli mírnému nadzvedávání pánve na straně protézy
- *transversální rovina* – vnitřní stočení chodidla, aby odval probíhal přes palec a ne přes vnitřní hranu chodidla

Objímkový adaptér byl zpevněn sklolaminátovým obvazem a oblast pod tuber os ischii vyměkčena polstrovacím materiálem o tloušťce 5 mm. (obr. 94)



Obr. 94: Původní vybavení – pohled frontální / sagitální

Shrnutí

Proband byl objednan na protetiku z důvodu výroby nové zkušební objímky menších rozměrů, byl mu nabídnut a zapůjčen kloub pro vyšší stupeň aktivity s pneumatickým řízením švihové fáze a velkým flekčním úhlem. Této vlastnosti v kombinaci rotačního adaptéru využijí zejména řidiči vozidla, protože mohou protézu pod palubní deskou lépe složit. Byl to jeden z důvodů pro změnu kolenního systému. Dalšími důvody byly umožnit probandovi měkčí došlap na protézu i přirozenější a komfortnější chůzi.

Během následujících 3 měsíců docházelo k výrazným objemovým změnám pahýlu a následně úpravám objímky. Užité doba transparentních objímek je maximálně 6

měsíců s ohledem na prováděné úpravy, při kterých se tato doba zkracuje. Dochází k narušování materiálu a změnám jeho vlastností.

Smluvená schůzka proběhla na konci června 2019. V této době již měl proband nárok na novou pomůcku, mohla být tedy vypracována kalkulace pro pojišťovnu na protézu, kterou používá denně, překonává schody, chůzi v interiéru zvládá bez adjuvatik, v exteriéru používá vycházkovou hůl z důvodu lepšího pocitu. Opora o hůl je zanedbatelná.

Probandovi byl nabídnut jiný typ kolenního kloubu i chodidla určeného pro vyšší stupeň aktivity. Jednalo se o C-Leg, který umožňuje větší přizpůsobivost protézy zdravému obrazu chůze, výrazně zvyšuje bezpečnost a mobilitu.

Této možnosti však nevyužil a své rozhodnutí odůvodnil, že mu stávající systém stačí, plně vyhovuje a nechce si zvykat na něco nového.

Kalkulace prozatím vyhotovena nebyla, byla však dohodnuta lhůta 6 měsíců pro rozhodnutí, zda bude podána žádost o nové vybavení ve stávající sestavě nebo s kolenním kloubem vyšší úrovně.

Z původního tvaru objímky byla odebrána sádrová kopie pro vyhotovení definitivní objímky, na kterou bylo nataženo měkké flexibilní lůžko s následným přelaminováním.

Následné vybavení (pouze vyhotovení definitivní objímky)

Stavba protézy

Základní stavba pomůcky byla provedena ve stavěcím stojanu L.A.S.A.R Assembly dle zásad pro stavbu TF protéz s ohledem na flekční a abdukční polohování lůžka.

Při další návštěvě na protetice byly objímky vyměněny a byla provedena statická i dynamická optimalizace protézy.

Statická optimalizace

Pro statickou optimalizaci ve stoji bez opory byl použit L.A.S.A.R Posture, korekce nebyla nutná.

Dynamická optimalizace (chůze)

Během dynamické optimalizace nebylo třeba žádné úhlové korekce.

- *dorsální rovina*– zvýšení protézy o 4 mm pod kolenem

Mediální okraj lůžka i objímky byl snížen o 3 mm. Proband byl upozorněn na chybné držení trupu v předklonu. Následně byla protéza předána do užívání. Porovnání objímek a detail ISNY objímky a celá definitivní protéza jsou na 95, 96 a 97.



Obr. 95: Zkušební a definitivní objímka



Obr. 96: Objímka ISNY – pohled frontální / sagitální



Obr. 97: Následné vybavení – pohled frontální / sagitální

Celkové shrnutí

První část protetické terapie měla standardní průběh, objímka musela být několikrát přizpůsobena objemovým změnám i přestavěna. Nasazování protézy bylo pro probanda občas složitější. Ztrácel rovnováhu, nebo si objímku nasadil diskomfortně se zevním vytočením celé protézy, což vedlo k opakovanému přesazování protézy.

Aktivní přístup probanda a motivační skupinová terapie v rámci školy chůze vedly k zachování jedné opory o francouzskou hůl. Po domluvě s probandem a fyzioterapeutem mu byl zapůjčen kolenní kloub určený pro vyšší stupeň aktivity, na který si rychle přivykl. Tento kvalitativní posun otevřel možnost poskytnutí kloubu C-Leg, s jehož pomocí se chůze stává harmoničtější, bezpečnější a fyzicky méně náročnou. Této možnosti však proband nevyužil z důvodu nechuti zvykat si na něco nového a obav souvisejících se starostlivostí o elektronický kloub, který se musí každý den nabíjet.

9.4 Proband číslo 4

Pohlaví, věk: muž, 71 let

Výška, váha: 172 cm, 90 kg

Kouření, alkohol: kuřák, 2–5 cigaret denně, alkohol příležitostně

Zaměstnání: v důchodu

Volnočasové aktivity: neudává

Příčina amputace: ICHDK, původní onemocnění DM závislý na insulinu

Strana amputace: levá

Fantomovy bolesti: občasné, mírného charakteru

Specifikace pahýlu: pahýl je nadpoloviční délky, klidný, zcela zhojený, s poměrně dobrým krytím měkkých tkání, jizva klidná, nebolestivá, dostatečně pohyblivá, umístěna dorzálně na distálním konci pahýlu

Rozsah pohybu pahýlu: téměř dobrý, flekční postavení pahýlu je 15°, abdukční postavení 3° vůči vertikální ose

Původní a následné protetické vybavení, stupeň aktivity a délka pahýlu probanda je uvedeno v tabulce č. 5.

PROTETICKÉ VYBAVENÍ	PŮVODNÍ	NÁSLEDNÉ
STUPEŇ AKTIVITY	2	1
ZÁVĚSNÝ MECHANISMUS	---	---
PAHÝLOVÁ OBJÍMKA	zkušební	zkušební
POUŽITÝ MATERIÁL	transparentní plast (ThermoLyn Steif)	transparentní plast (ThermoLyn Steif)
TVAR OBJÍMKY	hybridní (příčně-podélný tvar)	hybridní (příčně-podélný tvar)
ULPĚNÍ NA PAHÝLU	KISS (zatahovací systém)	KISS (zatahovací systém)
VENTIL	automatický ventil (21Y14 PushValve)	automatický ventil (21Y14 PushValve)
KOLENNÍ KLOUB	3R78 (pneumatický)	3R93 (možnost uzávěru / třecí brzdy)
CHODIDLO	jednoduché dynamické (Dynamic Motion 1D35)	jednoduché dynamické (Dynamic Motion 1D35)
PŘÍDAVNÁ ZAŘÍZENÍ	---	---
DÉLKA PAHÝLU	26 cm (nadpoloviční délky)	26 cm (nadpoloviční délky)

Tab. 5: Přehled protetického vybavení probanda č. 4

Průběh protetické a rehabilitační terapie:

Proband navštívil protetické pracoviště začátkem června 2019 na základě objednání se na vlastní žádost z důvodu nevyhovující pomůcky. Při konzultaci bylo zjištěno, že

protézu využívá velmi omezeně, převážně v domácím prostředí. Protože za posledních 8 měsíců nenavštívil protetické pracoviště a nebyly prováděny žádné úpravy protézy, mohla být vystavena předběžná kalkulace pomůcky, resp. úpravu pomůcky. Ze zákona mají amputovaní nárok na jednu protézu, tj. jedno kompletní funkční vybavení, každé dva roky, proto nebylo možné žádat o celou novou protézu, ale jen o úpravu, která se vztahuje výhradně na objímku a nový liner.

Pro lepší porozumění následujícího textu je třeba uvést, co předcházelo změně kolenního systému.

Při vybavení protézou – prvovybavením z 01/2017, proband absolvoval rehabilitační péči i školu chůze ve Fakultní Thomayerově nemocnici, kde všechny úkony zvládal, s rehabilitačním týmem spolupracoval a byl aktivní i v individuálním cvičení. U prvovybavení byl zvolen kloub monocentrický 3R93 v kombinaci s chodidlem typu SACH.

Během této doby došlo u probanda k posunu stupně aktivity z 1 na stupeň 2 s předpokladem zvýšení aktivity na stupeň 3 a odstranění adjuvatik. Po propuštění z rehabilitační péče a domluvě s rehabilitačním lékařem byl vypsán poukaz na pomůcku – standardní vybavení a byla vypracována předběžná kalkulace protézy. Kolenní kloub byl zvolen 3R78, chodidlo 1D35 a ulpívací systém typu Kiss.

Specifikace použitého kolenního systému 3R78

Protézový kolenní kloub 3R78 je polycentrické konstrukce a vyznačuje se velkým flekčním úhlem (až 150°), disponuje auto-adaptivním pneumatickým řízením švihové fáze pro chůzi o různé rychlosti. Pružina extenčního unašeče je součástí řízení švihové fáze a zabezpečuje extenzi protézového kloubu. Tlumení flexe a extenze jsou od sebe oddělené a individuálně nastavitelné.

- **Funkce tlumení flexe**

Umožňuje švih bércové části protézy dorzálním směrem. Optimalizací musí být zajištěno, aby chodidlo v počátečním švihů ve švihové fázi neprokmitlo příliš daleko.

- **Funkce tlumení extenze**

Kloub musí dosáhnout plné extenze i při pomalé rychlosti chůze. Při prokmitu bércové části protézy v konečné fázi švihů nesmí kloub dorazit na extenční doraz příliš tvrdě a zároveň musí chodidlo prokmitnout dostatečně rychle, aby byl umožněn nášlap na patu.

Při konzultaci v červnu 2019 si proband stěžoval na nespolehlivost a podlamování kolenního kloubu při stožení a udával, že kloub nebrzdí. Tento efekt bývá zapříčiněn tím, že není na kloub přenášena dostatečná váha nebo uživatel při stání i chůzi aktivně nepracuje s pahýlem, pánví, těžištěm těla a nechává vše na kolenním kloubu a celé protéze, což vede k nebezpečným situacím a pomůcka se stává pro uživatele spíše přítěží.

Jelikož měl proband současně k dispozici dvě pomůcky, bylo možné je sloučit v jednu. Z prvovýbavení byl použit kolenní kloub a trubkový adaptér, ze standardního vybavení dynamické chodidlo.

Potřebné dokumenty byly odeslány na pojišťovnu, která úpravu pomůcky schválila.

V první polovině července 2019 byla zahájena výroba nové objímky. Nejprve bylo nutné změřit distální obvodovou míru 50 mm od konce pahýlu pro výběr ideální velikosti lineru, přes který byly naměřeny další obvodové míry potřebné pro výrobu sádrového modelu. Všechny komponenty včetně lineru byly předem objednány u výrobce protézových dílů.

Objímku byla vyrobena z transparentního plastového materiálu metodou hlubokého tažení. Před samotným tažením bylo nutné na distální část opracovaného modelu nasadit pomůcku pro vedení a uchycení jisticího pásu protézy. (obr. 98)

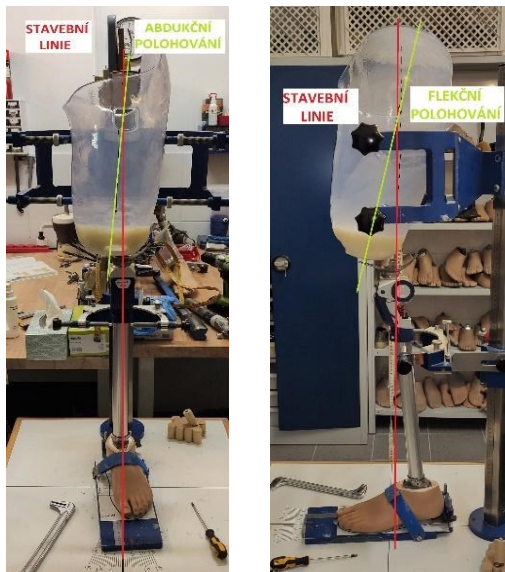


Obr. 98: DAMI pro systém KISS

Následné vybavení

Stavba protézy

Základní stavba pomůcky byla provedena ve stavěcím stojanu L.A.S.A.R Assembly dle zásad pro stavbu TF protéz s ohledem na flekční a abdukční polohování lůžka. (obr. 99)



Obr. 99: Stavba protézy ve stojanu

Stavba byla prováděna ve stavěcím stojanu se zapůjčenou bérceovou částí z jiné protézy kvůli osovému umístění kolenního kloubu. Objímkový adaptér byl spojen s objímkou pomocí pryskyřice a tvrdící pěny pro pevnější spojení.

Na konci července byla pomůcka připravena k předání na protetickém pracovišti.

Statická optimalizace

Statická optimalizace na přístroji L.A.S.A.R Posture proběhla bez korekcí.

Při zobrazování zátěžových linií na siloměrné desce však bylo zjištěno, že proband nepřenáší dostatečnou zátěž na stranu protézy. Zhodnocení obrazu stoje ukázalo na antevertzi pánve a tím i držení trupu v předklonu. V té době proband používal oboustranně adjuvatika, krátké hole, které zapříčiňují stoj i chůzi v předklonu. Držení trupu v předklonu vychyluje těžiště těla dorzálním směrem, tím narušuje rovnováhu amputovaného a ohrožuje jej pádem vzad. V tomto případě bylo takové postavení způsobeno flekční kontrakturou v kyčelních kloubech na obou nohách, mnohem více pak na amputované straně.

Dynamická optimalizace (chůze)

Během chůze s pomocí čtyřbodového chodítka nedocházelo ke stranovým výkyvům protézy, ale bylo třeba upravit předozadní náklon protézy. Tím se usnadní odval protézového chodidla.

- *sagitální rovina* – dorzální flexe v chodidlovém adaptéru o 2°.

Nestejně dlouhé kroky, špatné držení rovnováhy, držení trupu v předklonu a nadměrné zatěžování horních končetin vedlo u probanda po překonání krátké vzdálenosti v měřítku několika metrů únavě a na jeho žádost byl nácvik ukončen.

Kritická místa objímky byla zpevněna syntetickým obvazem a momentovým klíčem zajištěny šrouby. Takto byla protéza předána do užívání, zároveň byla doporučena lůžková rehabilitační péče.



Obr. 100: Následné vybavení – pohled frontální / sagitální

Celkové shrnutí

U probanda číslo 4 došlo k poklesu fyzické aktivity, příčiny blíže nespécifikoval. Při konzultaci si stěžoval na nebrzdící a nefunkční kolenní kloub, na kterém nemůže chodit a ohrožuje jej.

V tomto případě nebyla využita možnost užívání sofistikovanějšího vybavení, a to nikoli z důvodu finanční nedostupnosti, ale pro nesplnění podmínek užívání. Kolenní systémy pro vyšší stupně aktivity jsou konstrukčně i funkčně složitější a pro jejich ovládnání, správné fungování a bezpečnou chůzi je potřeba vynaložit větší úsilí ze strany uživatele protézy.

Řešením této situace bylo navrácení původního kloubu 3R93, který je pro ovládnání jednoduchý a brzdí i při mírném pokrčení. Podmínkou je však přenesení dostatečné váhy na protézu. Pokud by splnění této podmínky bylo náročné, je možné kloub uzamknout.

Systém Kiss umožňuje nasazování protézy vsedě, tím usnadňuje nasazování protézy a přidržovací pás s kombinací lineru snižují rotační a pístové pohyby mezi lůžkem a objímkou. Tato kombinace vede k poměrně dobrému ovládnání celé protézy. (obr. 101)



Obr. 101: Následné vybavení systém KISS / detail vedení pásu

Proband má dvoutřetinovou délku pahýlu s dobrým krytím a dostatečnou plochou pro ulpění objímky a ovládání protézy. I přes flekční postavení je schopen s pahýlem pracovat a omezeně pohybovat do všech směrů.

Nasazování protézy však probandovi činí obtíže. Důvodem je délka pahýlu, který znesnadňuje vsunutí ruky do objímky, zavedení a provlečení pásku, který přidrží protézu na pahýlu. S nasazenou pomůckou však práce s pahýlem, těžištěm těla při stožení i celková fyzická aktivita upadá a proband při chůzi tzv. visí na horních končetinách opírajících se o čtyřbodové chodítko. Při chůzi tím vynakládá velké úsilí k překonání krátké vzdálenosti, což vede k rychlému nástupu únavy.

9.5 Proband číslo 5

Pohlaví, věk: muž, 49 let

Výška, váha: 181 cm, 87 kg

Kouření, alkohol: nekuřák, alkohol příležitostně

Zaměstnání: instalatér, zedník

Volnočasové aktivity: fotbal, turistika, zahradničení

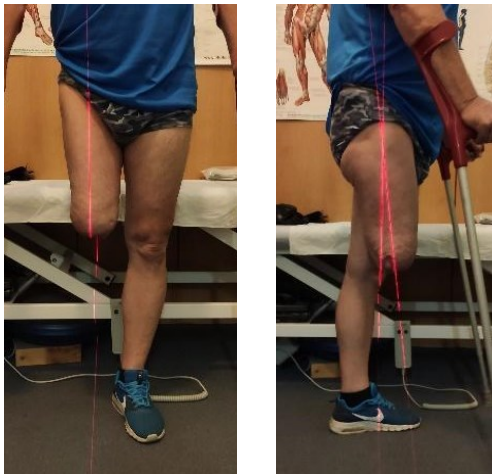
Příčina amputace: polytrauma, havaroval na motorce, otevřená komplikovaná vícečetná fraktura femuru, stav komplikovaný infekcí

Strana amputace: pravá

Fantomovy bolesti: neguje

Specifikace pahýlu: pahýl dlouhý, zcela zhojený, lehce kónického tvaru, s dobrým krytím měkkých tkání, jizva klidná, nebolestivá, pohyblivá, bez vtažených částí, umístěna dorzálně na distálním konci pahýlu.

Rozsah pohybu pahýlu: výborný, do všech směrů, flekční postavení pahýlu činí 5°, addukční postavení jsou 3° (obr. 102)



Obr. 102: Poloha pahýlu – pohled frontální / sagitální

Původní a následné protetické vybavení, stupeň aktivity a délka pahýlu probanda je uvedeno v tabulce č. 6.

PROTETICKÉ VYBAVENÍ	PŮVODNÍ	NÁSLEDNÉ
STUPEŇ AKTIVITY	2	3–4
ZÁVĚSNÝ MECHANISMUS	---	---
PAHÝLOVÁ OBJÍMKA	zkušební	definitivní
POUŽITÝ MATERIÁL	transparentní plast (ThermoLyn Steif)	ISNY (měkké lůžko / tvrdý rám)
TVAR OBJÍMKY	podélně oválný	podélně oválný
ULPĚNÍ NA PAHÝLU	pasivní podtlak	pasivní podtlak
VENTIL	automatický ventil (21Y21 ClickValve)	automatický ventil (21Y21 ClickValve)
KOLENNÍ KLOUB	3R78 (pneumatický)	C-LEG 4 (bionický kolenní kloub)
CHODIDLO	jednoduché dynamické (Dynamic Motion 1D35)	multiaxiální dynamické (C-WALK)
PŘÍDAVNÁ ZAŘÍZENÍ	---	---
DÉLKA PAHÝLU	32 cm (dlouhý pahýl)	32 cm (dlouhý pahýl)

Tab. 6: Přehled protetického vybavení probanda č. 5

Průběh protetické a rehabilitační terapie:

V červenci 2019 proběhl první kontakt s probandem v Ústřední vojenské nemocnici Praha na lůžkovém oddělení rehabilitační a fyzikální medicíny. Konzultace s probandem, ošetřujícím lékařem, fyzioterapeutem a ergoterapeutem vedla ke stanovení stupně aktivity 2 s předpokladem zvýšení na stupeň 3. Ošetřující rehabilitační lékař vypsál poukaz na ortopedickou pomůcku – prvovybavení, protetické pracoviště vypracovalo předběžnou kalkulaci pomůcky, kterou lékař společně s poukazem odeslal na příslušnou zdravotní pojišťovnu ke schválení. Revizní lékař pojišťovny podanou žádost schválil a byla zahájena výroba pomůcky.

Na konci července 2019 proběhla protetometrie a vyšetření fyzioterapeutem na protetickém pracovišti. Probandovi byla doporučena následná rehabilitace na RHB klinice Mediterra Malvazinky. Získaná data byla zanesena do počítačového software TF Design a vyrobena zkušební objímka z transparentního ThermoLynu Steif a objednány komponenty protézy u výrobce. Po dodání dílů byla započata výroba a kompletace protézy.

Původní vybavení

Stavba protézy

Základní stavba pomůcky byla provedena ve stavěcím stojanu L.A.S.A.R Assembly dle zásad pro stavbu TF protéz s ohledem na flekční a abdukční polohování lůžka.

Ve druhé polovině srpna 2019 došlo k předání tzv. zkušební protézy na protetickém pracovišti.

Statická optimalizace

Při statické zkoušce na přístroji L.A.S.A.R Posture došlo k malé úhlové korekci.

- *frontální rovina* – naklonění objímky o 1° laterálně v objímkovém adaptéru
- *transversální rovina* – zevní vytočení kloubu o 1° a vnitřní stočení chodidla o 1°

Mediální okraj objímky byl změkčen horkovzdušnou pistolí, zevně vyhnut a snížen cca o 3 mm.

Dynamická optimalizace (chůze)

Při zkoušce pomáhala ke stabilitě adjuvatika.

- *sagitální rovina* – snížení plantární flexe chodidla pro plynulejší odval přes špičku
- *transversální rovina* – zevní vytočení bércové části protézy o 1°

Oblast objímky pod tuber os ischii byl zpevněn pryskyřicí Siegelharz s příměsí sádry pro větší pevnost a syntetický sklolaminátový obvaz zpevnil adaptér objímky. Všechny šrouby byly dotaženy momentovým klíčem příslušných hodnot. Pomůcka byla předána do užívání.

Shrnutí

Ve stejném týdnu proband nastoupil na RHB kliniku Malvazinky, kde prodělal čtyřtýdenní velmi intenzivní rehabilitaci v rámci školy chůze, při které došlo během krátké doby po aplikaci prvovybavení k výraznému posunu aktivity, zvýšení samostatnosti při ADL činnostech a odstranění opory o adjuvatika. Během pobytu bylo nutné přizpůsobit objímku objemovým změnám a zmenšit její vnitřní prostor. Na konci švihové fáze docházelo k tvrdému extenčnímu dorazu a bylo třeba tlumení extenze seřídít. Podobně jako u probanda 1 docházelo k proslápnutí chodidla a kolenní systém se stal pro probanda nevyhovující.

Proband je zaměstnán ve stavební firmě, kde protézu využívá denně, při chůzi ze schodů i v náročném terénu, adjuvatika nepoužívá. Dosud byl aktivním sportovcem, vyjádřil přání ve sportování pokračovat (jízda na kole, v zimním období běh na lyžích).

V listopadu 2019 se proband dostavil na protetiku ke konzultaci ohledně nové protézy. Protetik stanovil stupeň aktivity 3 s předpokladem zvýšení na stupeň 4. Protetické pracoviště vypracovalo kalkulaci pomůcky, rehabilitační lékař vypsál poukaz a po domluvě ji odeslal na příslušnou zdravotní pojišťovnu. Proband obdržel formulář ke schválení úhrady stehenní protézy se systémem bionického kolenního kloubu.

Zároveň byl probandovi zapůjčen kolenní kloub C-Leg, který bez problémů po krátkém zácviku zvládal a zvýšila se jistota při stojné fázi i běžné lokomoci. Dle pokynů pojišťovny byla pořízena obrazová dokumentaci jako podklad pro schvalování.

Zápůjčce kolenního kloubu C-Leg předcházelo nastavení bionického kloubu a instruktáž obdobná jako u probanda číslo 1.

Kladné vyjádření ze strany pojišťovny zahájilo proces výroby.

Proband byl do protetického zařízení objednan na konec listopadu 2019, kdy proběhla protetometrie. Zkušební objímka byla vyhotovena podle zaznamenaných měr korekcí původního sádrového modelu a vyrobena pomocí hlubokého tažení zkušební objímky z transparentního ThermoLynu Steif. Komponenty protézy byly objednány u výrobce. Po dodání dílů byla započata výroba a kompletace protézy.

Následné vybavení

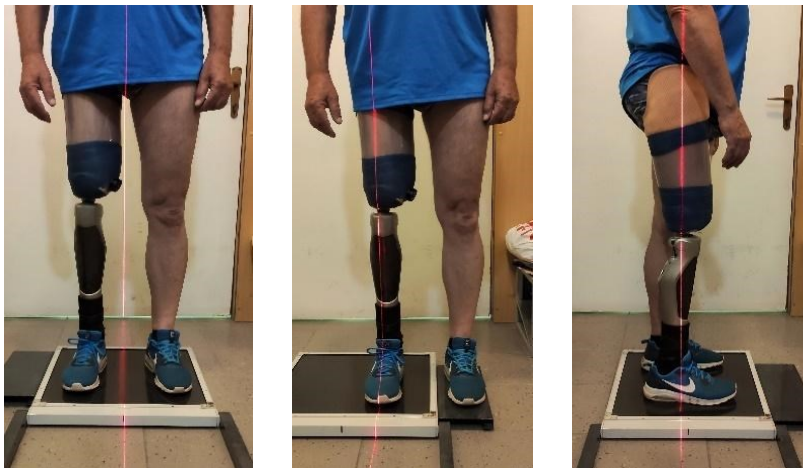
Stavba protézy

Základní stavba pomůcky byla provedena ve stavěcím stojanu L.A.S.A.R Assembly dle zásad pro stavbu TF protéz s ohledem na flekční a abdukční polohování lůžka.

Statická optimalizace

Pro statickou optimalizaci byla použita L.A.S.A.R Posture, úhlová korekce nebyla nutná.

- *Dorsální rovina* – prodloužení bérkové části protézy o 4 mm



Obr. 103: Průběh zátěžové linie (následné vybavení) – pohled frontální / sagitální

Dynamická optimalizace (chůze)

Při dynamické zkoušce byl nastaven C-Leg s pomocí počítačového software C-Soft Plus. Data byla přenesena ze zapůjčeného kloubu do programu v počítači a následně nahrána do objednaného kloubu patřící probandovi. Proband byl s vlastnostmi kloubu

dříve seznámen, jeho funkce vyzkoušel, proto tato část zkoušky nebyla dlouhá a proběhla bez úhlové korekce.

Podrobnější popis nastavení kolenního kloubu a jednotlivé kroky pomocí programu Data Station (spolu s mobilní aplikací Cockpit) byl již uveden u případu probanda č. 1.

Objímka byla zpevněna syntetickým sklolaminátovým obvazem v oblasti adaptéru objímky i dosedacího věnce. Pod tuber os ischii zpevnění nebylo nutné.

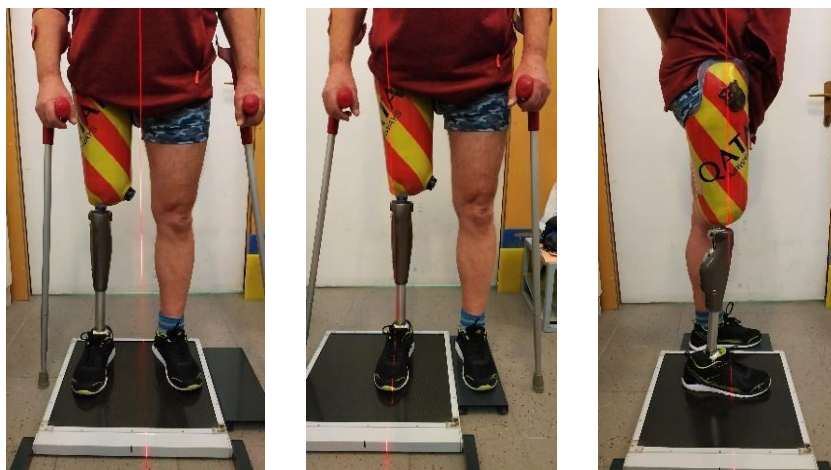
Laterální část objímky v oblasti trochanteru byla vylepena polstrovacím materiálem. Na vnitřní i vnější stranu byl použit perforovaný pedilin o tloušťce 2 mm. Jeho funkcí bylo zesílení této oblasti z důvodu tenkého okraje objímky.

Na kolenní kloub byl nainstalován ochranný kryt – protektor a poté byla protéza předána do užívání.

Během zkušebního období docházel proband ambulantně na RHB kliniku Malvazinky z důvodu dalšího nácviku v rámci školy chůze. Zejména se jednalo o co nejefektivnější využití funkcí kolenního kloubu a chodidla při nácviku pohybových vzorců u aktivit jako běh na lyžích nebo jízda na kole, čemuž předcházela chůze v terénu, po různých povrchích, nebo zvládání různorodých překážek.

V této době nedošlo u probanda k žádným objemovým změnám a bylo tak možno přistoupit k vyhotovení definitivní objímky. Během prosince 2019 byla vyrobena objímka typu ISNY (Island Sweden New York), což je měkké lůžko v kombinaci tvrdého rámu, které je pro uživatele komfortnější jak při chůzi, tak i při sezení.

Při předávání pomůcky do užívání, v tomto případě po výměně plastového lůžka za lůžko ISNY se také provádí úhlová korekce během statické i dynamické části zkoušky, kalibruje se kloub s daty uloženými v počítači, na kloub se dává jako ochrana před mechanickými vlivy protektor a všechny šrouby se dotahují momentovým klíčem.



Obr. 104: Průběh zátěžové linie (definitivní vybavení) – pohled frontální / sagitální

Jiný design definitivní ISNY objímky je zobrazen níže na obr. 105



Obr. 105: Design ISNY objímky – pohled frontální / sagitální

Celkové shrnutí

Proband číslo 5 je z pohledu protetického technika i rehabilitačního týmu ideálním probandem – pacientem. Dobrý zdravotní stav, fyzická zdatnost, psychická odolnost a aktivní a pozitivní přístup k terapii urychlil nejen proces rehabilitace, ale i získání speciálního protetického vybavení se systémem bionického kloubu po prvovybavení. K rychlému vybavení probanda tímto kloubem přispěla i ochota revizního lékaře a rozhodnutí pojišťovny pomůcku schválit.

V první polovině pobytu v RHB zařízení Malvazinky došlo ke skokovému zvýšení stupně aktivity probanda a obdobným limitujícím faktorům ze strany protézy, jako u probanda číslo 1. Pro zachování mobility byl doporučen kolenní kloub C-Leg, který zlepšuje celkový obraz chůze, umožňuje uživateli překonávat schody směrem dolů střídavou chůzí, přizpůsobí se různým rychlostem chůze a dovoluje uživateli vykonávat i sportovní aktivity.

Proband má dlouhý pahýl s výborným rozsahem pohybů do všech směrů, který v kombinaci s podtlakovým systémem ulpění umožňuje uživateli výbornou kontrolu protézy.

Spolupráce probanda a multidisciplinárního týmu v průběhu celé rehabilitace byla v tomto případě ukázková.

10 VÝSLEDKY

10.1 Odpovědi na vědecké otázky

VO1: Jsou komponenty protézy určené pro méně aktivní jedince limitujícím faktorem ve zvyšování jejich stupně aktivity?

Odpověď na tuto otázku zní ano. U čtyř probandů došlo ke zvýšení stupně aktivity o jeden až dva stupně a dosáhli tak na komponenty určené pro vyšší stupeň aktivity. Třem probandům byl změněn typ kolenního kloubu, z toho dvěma probandům bylo vyměněno i chodidlo. Jeden proband výměnu stávajícího kolenního kloubu odmítl. Největšího pokroku dosáhli probandi číslo 1 a 5, kteří měli svá prvovybavení s konvenčním typem kolenního kloubu a během krátké doby, přibližně po 4-5 měsících od první konzultace byli vybaveni bionickým kloubem C-Leg.

VO2: Znamenají komponenty protézy určené pro vyšší stupeň aktivity automatický posun uživatelů do vyššího stupně aktivity?

Odpověď na tuto otázku zní ne. U probanda číslo 4 došlo ke snížení jeho stupně aktivity o jeden stupeň. Původně byl vybaven polycentrickým kloubem 3R78 určeným pro stupeň aktivity 2. Proband však nebyl schopen přenášet dostatek váhy na protézu, zároveň tlačit pahýlem dozadu a udržovat vzpřímený stoj, aniž by tím byla ohrožena jeho stabilita. Tak byla snížena funkčnost i bezpečnost kolenního kloubu, na jehož výkon mělo vliv flekční postavení pahýlu způsobené kontrakturou v kyčelním kloubu. Původní protetický kloub byl pro probanda nevyhovující a do jisté míry i nebezpečný.

VO3: Má délka amputačního pahýlu vliv na dosažení vyššího stupně aktivity jedinců vybavených transfemorální protézou?

Odpověď na tuto otázku zní ne. Všichni probandi mají nadpoloviční délku amputačního pahýlu, z toho mají tři probandi pahýl dvoutřetinové délky. U čtyř probandů došlo ke zvýšení stupně aktivity, z toho u dvou přispěla ke zvýšení stupně nadpoloviční délka pahýlu. U jednoho probanda s dvoutřetinovou délkou pahýlu došlo naopak ke snížení stupně aktivity. Proband nebyl schopen aktivně zapojit zachovalé svalové skupiny pahýlu a využít je při ovládní protézy. Délka pahýlu mu činila problémy i při nasazování protézy, kdy nebyl schopen provléknout pásek, který pomůcku přidrží na pahýlu.

Z biomechanického pohledu je mnohem výhodnější mít co nejdelší femorální pahýl z důvodu zachování svalových skupin v rovnováze, což snižuje nežádoucí abdukční postavení pahýlu a zvyšuje ovladatelnost protézy z důvodu dlouhé páky a plochy pro ulpění objímky.

11 DISKUZE

Současná nabídka na trhu komponent protetických pomůcek i vysoká úroveň protetických pracovišť umožňuje nabídnout amputovanému velmi širokou škálu sestav kompletních protéz dolních končetin. Tento rozsah však není pouze kvantitativní, ale i kvalitativní, cena pomůcky se může pohybovat od řádu desetitisíců korun až po statisícové rozpočty za jeden kus protézy.

A stejně jako je tomu u předepisování medikamentů nebo komplexních léčebných postupů, i zde se v první fázi střetává proti sobě obchodní zájem poskytovatele dílů a služeb proti reálnému rozpočtu zdravotních pojišťoven. Oproti jiným zdravotním oborům je však v případě protetiky zásadním vstupem pro zařazení do dané kategorie nejen momentální zdravotní stav pacienta, ale i jeho celková motivace dosáhnout s pomocí pomůcky na úroveň aktivity co nejvíce se blížící stavu před invazivním zákrokem.

U jiné zdravotní újmy nebo onemocnění, kde se do celkového stavu promítá kromě medikace nebo terapie i osobní účast v podobě individuálního cvičení, změny stravovacích návyků nebo naopak úspěšné potlačení zdraví ohrožujících návyků, je až na výjimky (např. zubní lékařství) v našem zdravotnictví poskytována - a ze zdravotního pojištění hrazena - stále stejná, tj. maximální možná a dostupná péče bez ohledu na pacientův osobní přístup. V tomto ohledu je obor protetiky výjimečný, ovšem opačně výjimečný, než je výše uvedené zubní lékařství. Úroveň poskytovaného vybavení (nikoli samotné péče) mnohem více kopíruje osobní přístup, tedy motivaci, ukázněnost i vůli.

Popsaných případových studií je v této práci celkem pět, což je odpovídající počet pro pozorování po dobu cca 6 měsíců. Z tohoto malého vzorku je patrné, že motivace k udržení aktivního způsobu života u lidí po traumatu (proband 1,2,5) je odlišná od motivace amputovaných příčinou cévní choroby (proband 3) nebo diabetu (proband 4). Zatímco u prvně jmenovaných je od samého počátku péče viditelná snaha se vrátit k co

nejlepší mobilitě, u obou postižených civilizačním onemocněním více koresponduje přístup k nošení pomůcky jednak s pokročilejším věkem, kdy již celkový fyzický stav neumožňuje tolik aktivit vykonávat, ale zároveň i s vyšší mírou pasivity, případně rezignace na potřebnou osobní disciplínu. Pro vyslovení tvrzení, že existuje prokazatelná souvislost mezi amputovanými v důsledku civilizačního onemocnění a méně nákladným vybavením nižší úrovně, by však bylo nutné provést rozsáhlou plošnou analýzu s mnohem širším reprezentativním vzorkem probandů. Takto zůstává jeden z výstupů této práce pouze ve stádiu hypotézy.

Za osobní přístup k reakci na životní změnu po ztrátě končetiny lze považovat i stav, který je určen vnějšími podmínkami, přesto se nakonec promítá jako přístup osobní. Tímto stavem je prostý fakt, zda amputovaný žije sám a je tedy nucen k mnohem větší samostatnosti, nebo zda žije v soužití s partnerem nebo rodinou, kde je předpoklad určité pomoci. Tato pomoc nemusí být nutně pomocí osobní, stačí pouze, že jiný člen rodiny začne s ohledem na novou okolnost vykonávat některé z činností, které se váží k běžné údržbě a chodu domácnosti.

Každý amputovaný má ze zákona nárok každé dva roky na nové vybavení. Tento časový odstup se nevztahuje na harmonogram mezi poskytnutím prvovybavení a standardního vybavení, kde je lhůta dodání za cca 3-4 měsíce. Pojišťovna je tedy připravena pokrýt poměrně vysoké náklady každé dva roky, zvláště jedná-li se o vybavení pro stupně 3 a 4. Na první pohled tak může laik vidět poměrně nespravedlivé dělení finanční podpory mezi osoby užívající protetickou pomůcku nahrazující chybějící končetinu a například osoby užívající vlastně také svým způsobem protetickou pomůcku – dioptrické brýle. Přitom statistiky vad zraku, na rozdíl od statistik ztrát končetin, jsou přesně v opačném poměru: vady zraku jsou z valné většiny nezaviněné, geneticky dané. Finanční podpora pro dospělé na korekční pomůcku, kterou brýle jsou, je však v poměru s jejich cenou naprosto zanedbatelná. Přitom kvalitní, především dobře padnoucí a lehké brýle mají přímou úměrou vliv na kvalitu života svého nositele. Důvod odlišné přístupu pojišťoven je však naprosto zřejmý. Očními vadami trpí minimálně čtvrtina populace, zatímco osoby s amputací jsou v řádu tisíců.

Jak je to tedy s úměrou nákladnosti protézy a jejím užitkem a vlivem na kvalitu života amputovaného? Odpověď lze vyčíst z popsaných případových studií. Nákladnost a technická úroveň protézy není sama o sobě zárukou zvýšení kvality života. V některých případech by dokonce mohla předimenzovaná konfigurace vést k úrazu či zhoršení zdravotního stavu amputovaného, např. v důsledku špatného držení těla vedoucího k přetěžování páteře nebo nepřiměřenému zatížení jiných částí těla. Pokud bych měla uvést nějaké srozumitelné přirovnání, použila bych příměr k vlastnictví motocyklu. Silný a těžký stroj může ovládat pouze zdatný jezdec, který kromě svých fyzických předpokladů je zároveň i dobrým řidičem schopným přizpůsobovat jízdu svým dovednostem i vnějším okolnostem. Naopak pro člověka vyššího věku, který již není ani tak zdatný ani nemá potřebné požadované rychlé reakce, bude tou pravou motoristickou volbou jednoduchý, slabší a lehčí skútr.

Zákonem danou dvouletou lhůtu pro obměnu vybavení shledávám jako adekvátní. Pouhý rok je dle mých zkušeností doba příliš krátká pro celkovou a úplnou adaptaci na novou životní situaci i vypěstování návyků a potřebné fyzické kondice. Doba tří let by pak byla naopak příliš dlouhá při čekání na novou příležitost získat vyšší vybavení odpovídající lepší fyzické připravenosti. V obou případech je však míněna situace pacienta využívajícího krytí zdravotní pojišťovny, nikoli samoplátce.

I v průběhu tohoto dvouletého období má každý pacient při změně zdravotního stavu nárok na pojišťovnou hrazenou úpravu své pomůcky, tento zákrok je zařazen pod jiný kód číselníku zdravotních pojišťoven. Během prvních 6–12 měsíců dochází běžně k největším objemovým změnám pahýlu, minimálně úpravy lůžka jsou nezbytné. Patová situace ovšem nastává, pokud pacient po obdržení standardního vybavení se vlastní vinou stane obézním a jeho hmotnost přesáhne limity použitých komponent. Záleží pak na přístupu protetického pracoviště, zda se bude řídit striktně předepsanými normami nebo zda poskytne pacientovi iniciativně pomoc. Danou situaci mohou protetici řešit zapůjčením komponent určených pro vyšší hmotnostní zátěž, pokud takovým vybavením pracoviště momentálně disponuje.

Za svého působení v oblasti protetiky jsem se setkala s mnoha případy, kdy byl klient vybaven, ať už první nebo následující, v tu danou dobu i optimální pomůckou vzhledem k jeho aktuálnímu stupni aktivity, a přesto téměř ihned žádal o jiné a jeho slovy řečeno “lepší“ vybavení, za které byl ochoten si připlatit. Tito lidé se ve většině odkazovali na média nebo internet, kde viděli amputované chodit nebo běhat na protéze, většinou s bionickým kloubem a více pohyblivým chodidlem. Pohyb s takovou protézou vypadá samozřejmě jednoduše a bezpracně. Medializované jsou však právě a převážně tyto technologické špičky a začne-li osoba po amputaci sama aktivně vyhledávat pro sebe možnosti vybavení, dostane se zpravidla jen ke zlomku informací, kterou je tento protetický vrchol. S ním se spojí budoucí očekávání, která pak ale nebývají naplněna. Platí totiž, že nikdo, kdo o končetinu nepřišel, není schopen si ani přibližně představit, jak odlišná je motorika s protézou oproti motorice bez hendikepu. Člověk s protézou při pohybu vlastně permanentně vykonává cvičení, není to jen prostý a pro zdravého člověka plně zautomatizovaný pohyb, je to nutnost vědomě koordinovat své tělo a vynakládat k tomu úsilí. Sebekvalitnější protéza toto cvičení a nutnost koordinace nenahradí.

12 ZÁVĚR

Záměrem této práce bylo vyjma kategorizace komponent a úrovní celkového vybavení, především poukázat na podmíněnost dobré fyzické kondice a ochoty k pohybové aktivitě při užívání protetické pomůcky. Čím lepší je celková připravenost amputovaného, a to jak po fyzické, tak po psychické stránce, tím se zvyšuje jeho šance na získání špičkového vybavení jako náhrady za ztracenou končetinu. Text práce, a především pak případové studie, jsou zaměřeny na postupy vybavování protézou s účastí zdravotní pojišťovny, přesto lze získané závěry zobecnit i na případy, kdy by jednotlivec volil kompletní financování vybavení z vlastních zdrojů.

Udržování dobré fyzické zdatnosti a tělesné hmotnosti bez nadváhy je samozřejmě jedním ze základních předpokladů, který má přímý vliv na celkovou kvalitu života každého člověka, ale u zdravých lidí lze, na rozdíl od amputovaných, v péči o svou kondici značně polevit, aniž by byl život dané osoby nějak zásadně limitován. Toto však neplatí pro člověka s amputací, kde činnost či nečinnost nositele pomůcky umocní užitný výkon poskytnutého vybavení.

Text mé práce by mohl být přínosem jednak pro začínající protetické techniky, kde v první části práce naleznou utříděný přehled komponent pro stavbu pomůcky, které jsou v současnosti na našem trhu, zároveň by obsažená informace měla být dostatečně zdůrazněna každému pacientovi, který je ohrožen amputací v důsledku civilizační choroby. Představa, že po amputaci bude končetina pouze nahrazena stejně výkonnou technikou, je totiž mylná.

V mé profesi je pro mě osobně nejlepším ohodnocením stav, kdy pacientova aktivita spolu s mou prací vytvoří takový výsledek, že kvalita jeho života zůstane i po amputaci téměř ve stejné úrovni. Pokud takový člověk zůstane i přes svůj hendikep u některého ze sportů, pak je maximálně splněn cíl tohoto oboru.

REFERENČNÍ SEZNAM

1. BAUMGARTNER, René. *Amputation und Prothesenversorgung*. 3.vyd. Stuttgart: Thieme, 2008. 469s. ISBN 978-3-13-136153-0.
2. BUREŠ, Jan, Jiří HORÁČEK a Jaroslav MALÝ. *Vnitřní lékařství*. 2., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, c2014. ISBN 978-80-7492-145-2.
3. CIFU, David. *Physical Medicine and Rehabilitation*. 6th Edition, Elsevier, 2020. ISBN 978-0-323-62539-5
4. ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0367-6.
5. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
6. DUNGL, Pavel et al. *Ortopedie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.
7. DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
8. GÖTTINGER, F. *Erfahrungen mit der M.A.S. Technologie*. Orthopadie-Technik. 2005. roč. 56, č. 2, s. 111-117.
9. HADRABA, I. *Ortopedická protetika*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2006. 106 s. ISBN 80-246-1296-8.
10. HÁJEK, Marcel. *Chirurgie v extrémních podmínkách: odborný přehled pro lékaře a zdravotníky na zahraničních praxích*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4587-9.
11. JANDA, Vladimír et al. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0722-5.
12. KAISER, Radek. *Chirurgie hlavových a periferních nervů s atlasem přístupů*. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5808-4.
13. KÁLAL, Jan. Rehabilitace u pacientů po amputaci končetin. In: KOLÁŘ, Pavel et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Druhé vydání. Praha: Galén, 2020. ISBN 9788074925009.
14. KAPHINGST, Wieland. *Protetika: Základy protetiky dolních a horních končetin*. Praha: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2002.
15. KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Druhé vydání. Praha: Galén, 2020. ISBN 9788074925009.
16. KOREŇ, Ján. *Ortopedické pomůcky*. Vydanie: prvé. Bratislava: NEOPROT spol. s r.o., 2016. 224 s. ISBN 978-80-972338-0-8
17. KUBEŠ, Radovan. Amputace. In: DUNGL, Pavel et al. *Ortopedie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014, 117 - 123. ISBN 978-80-247-4357-8.

18. KRAWCZYK, Petr. *Ortopedická protetika*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2011. ISBN 978-80-7464-096-4.
19. KŘEN, J., ROSENBERG, J., JANÍČEK, P., *Biomechanika*. Vydavatelství ZČU, Plzeň 2001, ISBN 80-7082-365-8.
20. LEJČKO, J, 2019. Anesteziologie a intenzivní medicína. Fantomová bolest - klinický obraz a léčba. 2019, č. 1, s. 27-32. ISSN 1214-2158.
21. LINKEMEYER, Ludger. *Klassifikation von Schaftsystemen und Stumpfbettungen*. Germany. Orthopädie-Technik. 2009. s.38. Odborný časopis.
22. MARUNA, Pavel. Patofyziologie endokrinního systému. In: VOKURKA, Martin et al. *Patofyziologie pro nelékařské směry*. 3., upr. vyd. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-246-2032-9.
23. MATĚJÍČEK, Michal. Ortopedická protetika. In DUNGL, Pavel et al. *Ortopedie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.
24. MAY, Bella J. a LOCKARD, Margery A. 2011. *Prosthetics & orthotics in clinical practice: a case study approach*. Philadelphia: F. A. Davis, xviii, 418 p. ISBN 0803622570.
25. PERRY, Jacquelin a Judith M. BURNFIELD. *Gaitanalysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Thorofare, N. J.: SLACK, c2010. ISBN 978-1-55642-766-4.
26. PŮLPÁN, Rudolf. *Základy protetiky*. Praha: Epimedia, 2011. ISBN 978-80-260-0027-3.
27. PRINC, Vladan. *Transfemorální pahýlová lůžka*. Ortopedická protetika. Odborný časopis. 2018. Zápý: Federace ortopedických protetiků technických oborů. č.21, 20-29. ISSN 1212-6705
28. ROSICKÝ, Jiří. Ortopedická protetika: *Protetická chodidla a jejich vlastnosti*. Federace ortopedických protetiků technických oborů. 2000.
29. RYBKA, Jaroslav. *Diabetes mellitus - komplikace a přidružená onemocnění: diagnostické a léčebné postupy*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-802-4716-718.
30. SEYMOUR, Ron. 2002. *Prosthetics and orthotics: lower limb and spinal*. Philadelphia: Lippincott Williams, xiv, 485 p. ISBN 07-817-2854-1.
31. SIBBEL, B. *Kritéria návrhu proximální části u podélně oválných lůžek*. Ortopedická protetika. 2003. roč. 5, č. 9, s. 21-27. ISSN 1212-6705.
32. SMITH, Douglas G, John W MICHAEL a John H BOWKER. 2004. *Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles*. 3rd ed. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons, xvii, 965 p. ISBN 978-089-2033-133.
33. SMUTNÝ, Milan. *Informace pro pacienty po amputaci končetiny*. 2. vyd. Přeložil Sylva HOMOLOVÁ. Brno: MS ortoprotetika, 2013. ISBN 978-80-260-3903-7.
34. SOSNA, Antonín et al. *Základy ortopedie*. Praha: Triton, 2001. ISBN 80-725-4202-8.

35. SPIRES, M. Catherine, KELLY Brian a DAVIS Alicia J. *Prosthetic restoration and rehabilitation of the upper and lower extremity*. New York: Demos Medical. 2014. ISBN 978-1-936287-66-6.
36. VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-725-4837-9.
37. VALOUCHOVÁ, Petra. *Vyšetření posturálních funkcí*. In: KOLÁŘ, Pavel et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Druhé vydání. Praha: Galén, 2020. ISBN 9788074925009.
38. VODIČKA, Josef. *Speciální chirurgie*. 2., dopl. vyd. Praha: Karolinum, 2014. ISBN 978-80-246-2512-6.
39. ZEMAN, Miroslav. *Speciální chirurgie*. 2. vyd. Praha: Galén, c2004. ISBN 80-726-2260-9.

Elektronické publikace

40. AMBLER, Zdeněk. *Neurologie pro praxi. Diabetes mellitus a neuropatie*. [online]. 2012, 13 (Suppl.E) [cit. 2020-03-20]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2012/90/02.pdf>. ISSN 1803-5280.
41. ANDRYSEK, Jan; ESHRAGHI, Arezoo. *Influence of Prosthetic Socket Design and Fitting on Gait*. In: Muller B. et al. (eds) *Handbook of Human Motion*, 2017. [cit. 2020-06-21]. DOI 10.1007/978-3-319-30808-1_76-2. ISBN 978-3-319-308008-1.
42. APELQVIST, Jan. 2014. *Epidemiology of diabetic foot disease and etiology of ulceration*. [online]. [cit. 2020-09-12]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/303168221_Epidemiology_of_diabetic_foot_disease_and_etiology_of_ulceration
43. FOPTO. 2017. *Standardy protetických pomůcek*. Ortopedická protetika. [online]. [cit. 2020-09-12]. Dostupné z: <https://www.fopto.cz/publikace/standardy-protetickych-pomucek/>
44. LACIGOVÁ, Silvie et al. 2016. *Diabetologie, metabolismus, endokrinologie, výživa. Doporučený postup diagnostiky a léčby diabetické neuropatie*. [online]. [cit. 2020-09-11]. Dostupné z: <https://www.tigis.cz/casopisy/pro-lekare/diabetologie-metabolismus-endokrinologie-vyiva/item/1032-dmev-2-2016>
45. LUSARDI, Michelle M, Millee JORGE a Caroline C NIELSEN. 2013. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 3rd ed. St. Louis, MO: ElsevierHealthSciences, xii, 851 s. ISBN 978-1-4377-1936-9.
46. MAJOR, Matthew J; SCHAM, Joel; ORENDURFF, Michael. *The effect of common footwear on stance-phase mechanical properties of the prosthetic foot-shoe system*. *Prosthetics and Orthotics International* 2018, Vol. 42(2) 198–207. SAHE Journals. [cit. 2020-09-21]. Dostupné z: https://journals.lww.com/poijournal/Abstract/2018/42020/The_effects_of_common_footwear_on_stance_phase.11.aspx

47. MYERS, Mitchell et al. 2021. *Above the Knee Amputations*. In: Stat Pearls Publishing [online]. [cit. 2021-03-19]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK544350/>
48. PEJŠKOVÁ, Ivana a MAREČEK, Aleš. 2010. *Medicína pro praxi. Rehabilitační a protetická péče o pacienty – diabetiky po amputaci končetiny*. [online]. 2010, č. 7, s. 216-220 [cit. 2019-03-23]. Dostupné z: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2010/05/03.pdf>
49. POUL, Jan et al. 2012. *Pediatric pro praxi. Vyšetření v laboratoři chůze (instrumentální pohybová analýza)*. [online]. [cit. 2020-07-04]. Dostupné z: https://www.solen.cz/artkey/ped-201201-0017_Vysetreni_v_laboratori_chuze_instrumentalni_pohybova_analyza.php
50. RAJŤUKOVÁ, V., Michalíková, M. et al. 2014. 96/2014, 382-391 s. *Biomechanics of Lower Limb Protheses*. [cit. 2021-04-17]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877705814031580#!>
51. TALPOVÁ, E., 2011. *Rehabilitace u klienta po amputaci dolních končetin*. Sestra [online]. Praha: Sanoma Magazines. 6/2011, 39-41 s. [cit. 2021-04-17]. ISSN 1210-0404. Dostupné z: <http://zdravi.euro.cz/clanek/sestra/rehabilitace-u-klienta-po-amputaci-dolnich-koncetin46034>
52. VRABLICOVÁ, M., BIDRMANOVÁ H., ČERVENÝ J. et al. 2008. *Rehabilitace a fyzikální lékařství. Komplexní rehabilitační péče u pacientů po amputaci dolní končetiny*. [online]. 15(3): 105-109. [cit. 2019-03-23]. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2008-3/komplexni-rehabilitacni-pece-u-pacientu-po-amputaci-dolni-koncetiny-2176>
53. SHAPER, NC et al. 2016. *Prevention and management of foot problems in diabetes: a Summary Guidance for Daily Practice 2015, based on the IWGDF Guidance Documents*. [online]. [cit. 2020-09-12]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26335366/>
54. SCHUCH, C. M. 2002. *Transfemoral Amputation: Prosthetic Management*. In: Digital Resource Foundation for the Orthotics Prosthetics Community [online]. [cit. 2020-01-26]. Dostupné z: <http://www.oandplibrary.org/alp/chap20-02.asp>
55. SZP ČR: *Metodika SZP ČR k Číselníku zdravotnických prostředků SZP ČR*. Metodika SZP ČR. Praha: Svaz zdravotních pojišťoven České republiky. 2021. Dostupné také z: https://szpcr.cz/zdravotnicke_prostredky
56. UNIFY ČR: UNIFY-CR.cz. 2015. *Fyzioterapeutické standardy*. Verlag Dashöfer: FYZIO/4 - Amputace dolní končetiny [online]. [cit. 2020-09-11]. Dostupné také z: <http://www.unify-cr.cz/fyzioterapeuticke-standardy>
57. VZP ČR: *Metodika k Úhradovému katalogu VZP – ZP*. Metodika. Praha: Všeobecná zdravotní pojišťovna České republiky. 2021. Dostupné také z: <https://www.vzp.cz/poskytovatele/ciselniky/zdravotnicke-prostredky>

Elektronické zdroje

58. APP: Asociace protetických pacientů z.s. *Chráníme zájmy zdravotně postižených*. [online]. 2021 [cit. 2021-06-01]. Dostupné z: <https://www.protetickypacient.cz/>

59. FSS MU: Fakulta sportovních studií Masarykovy Univerzity. Základy sportovní kineziologie. *Segmenty těla, těžiště těla*. 2021 [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/segmenty_teziste.html
60. FTVS UK: Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy. Těžiště lidského těla. 2021 [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-1377.html>
61. ING: Lifeisemotion. *Stupně aktivity pacienta - výběrová tabulka*. [online]. 2021. [cit. 2021-06-06]. Dostupné z: <http://www.ingcorporation.cz/cs/dily-protez/uvod.php>
62. Integrum: Osseointegration for Limb Prosthesis. *A strong connection between implant and bone* [online]. 2021 [cit. 2021-11-01]. Dostupné z: <https://integrum.se/what-we-do/osseointegration/>
63. ISO 8549: International Organization for Standardization. *Prosthetics and orthotics*. [online]. 2021 [cit. 2021-11-01]. Dostupné z: <https://www.iso.org/standard/79495.html>
64. mojeprteza: MojeProtéza.cz. *Časová osa vybavení protézou*. [online]. 2021 [cit. 2021-11-01] Dostupné z: <https://mojeproteza.cz/cerstva-amputace/casova-osa-vybaveni-protezou/2021-10-01>.
65. mojeprteza: MojeProtéza.cz. *Části stehenní protézy*. [online]. 2021 [cit. 2021-11-01] Dostupné z: <https://mojeproteza.cz/cerstva-amputace/prubeh-vybaveni-protezou/doporuceni-pro-vybaveni/casti-stehenni-protezy/>
66. MZČR: Ministerstvo zdravotnictví České republiky. Portál pro pacienty a patientské organizace. *Schválení novely zákona o veřejném zdravotním pojištění*. [online]. 2021 [cit. 2021-11-01]. Dostupné z: <https://patientskeorganizace.mzcr.cz/index.php?pg=home&aid=136>
67. NFNS: No Foot No Stress. No problem. [online]. 2021 [cit. 2021-06-01]. Dostupné z: <https://www.nofoot.cz/>
68. OFFEI FAQ: Orthopaedie Frey Far East, INC. [online]. [cit. 2021-11-01]. Dostupné z: <https://www.orthofreyph.org/faq>
69. ÖSSUR: Life Without Limitation. *Feet*. [online]. 2021 [cit. 2021-06-06]. Dostupné z: <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/feet>
70. ÖSSUR: Life Without Limitation. *Knees*. [online]. 2021 [cit. 2021-06-06]. Dostupné z: <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/knees>
71. Ottobock DE. *Aufbau von Beinprothesen*. [online]. 2021 [cit. 2021-06-06]. Dostupné z: <https://www.ottobock.de/mobil-nach-amputation/leben-mit-beinamputation/nach-der-beinamputation/prothesenversorgung/>
72. Ottobock CZ. *Stupně aktivity*. [online]. 2021 [cit. 2021-06-06]. Dostupné z: <https://www.ottobock.cz/protetika/informace-pro-amputovane/stupne-aktivity/>
73. Physiopedia: Physiopedia. *Prosthetic Knees*. [online]. 2021 [cit. 2021-11-01]. Dostupné z: https://www.physio-pedia.com/Prosthetic_Knees

74. STÖCKEL, Tino, et al. *The mental representation of the human gait in young and older adults*. *Frontiers in Psychology* [online]. 2015, vol. 6 [cit. 2020-02-01]. DOI:10.3389/fpsyg.2015.00943. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/Article/10.3389/fpsyg.2015.00943/abstract>
75. Golubovič, Ivan & Stojiljkovič et al. 2012. Gasgangrene following an open tibial fracture – a case report. [online] *Acta Medica Medianae*. [cit. 2021-11-01]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/figure/Right-thigh-stump-after-guillotine-amputation-of-the-right-thigh-in-the-middle-third-The_fig4_269465776

Ústní sdělení

76. BIDRMANOVÁ, Hana. Fyzioterapeut [ústní sdělení]. Lůžkové rehabilitační oddělení Vršovická zdravotní a.s. Praha. 18. 05. 2021
77. ČERVENÝ, Jan. Ortotik-protetik [ústní sdělení]. NZZ Protetika Medica. Praha. 10. 10. 2021.
78. KOHOUTOVÁ, Hana. *Fitness den pro amputované*. [ústní sdělení]. Rehabilitační klinika Malvazinky. Praha. 22. 02. 2020
79. PRINC, Vladan. Ortotik-protetik [ústní sdělení]. Otto Bock ČR s.r.o. Zruč-Senec. 07. 04. 2020
80. VOTRUBOVÁ, Barbora. Fyzioterapeutické vyšetření a rehabilitace klienta. [ústní sdělení]. NZZ Protetika Medica. Praha. 10. 10. 2021.

Jiné

81. ČERVENÝ, Jan. *Aktuální nástrahy pro protetiky*. Odborná konference FOPTO 2021. Plzeň. 14. 10 – 15. 10. 2021
82. KOHOUTOVÁ, Hana. Škola chůze. Mezinárodní školení Ottobock. Hustopeče. 17. 10 – 18. 10. 2019
83. ŠNYTR, Jan. *Biomechanika a stavba protéz*. Přednášky. Praha. UK FTVS. 14. 05. 2017.
84. ÚZIS ČR. 2021. Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR, Institute of Health Information and Statistics of the Czech Republic.
85. Otto Bock Health Care: *Prothetik – Untere Extremitäten*. 2021. Duderstadt. Germany. Technické listy
86. Otto Bock Health Care: *Anatomical SIT-Cast*. 2021. Duderstadt. Germany. Technické listy
87. Otto Bock Health Care: *Consulting, Planning, and Equipping*. 2020. United States. Technické listy
88. Streifeneder: Streifeneder orthoproduction GmbH: *Prosthetics - Lower Limb*. 2021.Emmering. Germany. Technické listy.

SEZNAM PŘÍLOH

- 1. Vyjádření etické komise UK FTVS**
- 2. Informovaný souhlas**
- 3. Seznam použitých tabulek a obrázků**

Vyjádření etické komise UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Možnosti protetického vybavení a jeho vliv na fyzickou aktivitu osob s unilaterální transfemorální amputací

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: 06 / 2019 – 02 / 2020

Předkladatel: Barbora Vlková, Bc.

Hlavní řešitel: Barbora Vlková, Bc.

Místo výzkumu (pracoviště): Nestátní zdravotnické zařízení (anonymizováno)

Vedoucí práce (v případě studentské práce): PaedDr. Šolc Zdeněk

Popis projektu: Projekt je vedený jako empirický kvalitativní výzkum. Základem teoretické části bude literární rešerše, doplněná neformálním rozhovorem s odborníky z oblasti protetiky.

Bude použita metoda případové studie 3-5 zletilých probandů s unilaterální transfemorální amputací. Jeden či dva teprve krátce po amputaci a dva či tři 1 až 2 roky po amputaci. Časová osa pozorování bude v délce 6 měsíců od první konzultace na protetickém pracovišti. Cílem výzkumu bude shromáždit a sumarizovat informace o možnostech protetického vybavení, které je v současné době dostupné na tuzemském trhu a zhodnotit jeho vliv na fyzickou aktivitu dospělých osob s unilaterální transfemorální amputací.

Charakteristika účastníků výzkumu: Předpokládaný počet je v rozmezí 3 - 5 zletilých osob. Jednotliví účastníci budou vybíráni pod odborným dohledem protetického technika. Měření a výzkum bude probíhat se souhlasem majitele Nestátního zdravotnické zařízení. Vzhledem k výzkumu není zapotřebí předešlá zkušenost účastníků.

Zajištění bezpečnosti: Protetická pomůcka bude předána za odborného dozoru majitele Nestátního zdravotnické zařízení. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika v rámci tohoto typu výzkumu. Pro výzkum nebude použita žádná invazivní metoda.

Etické aspekty výzkumu: Výzkumu se nezúčastní vulnerabilní skupina ani jedinec. Získaná data, osobní data, fotodokumentace, průběh a výsledky výzkumu budou zpracována a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích, prezentována na odborných konferencích, nebo budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů, částí těla, či znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince.

Neanonymizované údaje bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači uzamčeném prostoru. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Anonymizace osobních dat bude provedena do jednoho dne po testování.

Neanonymizované fotografie budou po ukončení výzkumu smazány.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Text informovaného souhlasu: příložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzují, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 2. 5. 2019

Podpis předkladatele:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 133/2019

dne: 9. 5. 2019

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6
razítko UK FTVS

podpis předsedkyně EK UK FTVS

Informovaný souhlas

Vážený pane, vážená paní,

ve souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce na UK FTVS s názvem „Možnosti protetického vybavení a jeho vliv na fyzickou aktivitu osob s unilaterální transfemorální amputací“.

Cílem výzkumného projektu je zhodnotit vliv protetického vybavení na fyzickou aktivitu zletilých osob s unilaterální transfemorální amputací. Všichni zúčastnění ve výzkumu jsou zletilí s jednostrannou stehenní amputací. Celková doba pozorování bude v délce 6 měsíců od první konzultace na protetickém pracovišti. Při první konzultaci zapíšete vstupní data, jako je Váš věk, tělesná hmotnost, pohlaví, důvod amputace, zaměstnání, rodina, přidružená onemocnění, očekávané cíle, měrné podklady, pokud již protézu máte, tak původní vybavení.

Zúčastníte se jako pozorovatel každé Vaší návštěvy, kterou budete na protetickém pracovišti mít v rámci konzultace, jakékoli úpravy nebo jiného zásahu do protézy, rehabilitace, či náviku chůze.

Protetická pomůcka bude předána za odborného dozoru majitele Nestátního zdravotnického zařízení. Pro výzkum nebude použita žádná invazivní metoda. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika v rámci tohoto typu výzkumu. Pro výzkum nebude použita žádná invazivní metoda.

Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocena.

Výsledky diplomové práce budou zveřejněny v rámci UK FTVS v elektronické podobě v repozitáři závěrečných prací UK, originál svazku diplomové práce bude k nahlédnutí ve studovně UK FTVS, eventuálně po vyžádání na emailové adrese: bvlkova@email.cz

Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Vaše anonymita na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličeje, části těla, či znaků, které by mohly vést k identifikaci. Neanonymizované údaje bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači uzamčeném prostoru. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Anonymizace osobních dat bude provedena do jednoho dne po testování. Neanonymizované fotografie budou po ukončení výzkumu smazány.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Barbora Vlková

Podpis:

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. Barbora Vlková

Podpis:

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl (a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal (a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl (a) jsem poučen (a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum:

Jméno a příjmení účastníka:

Podpis:

Seznam použitých tabulek a obrázků

- Tab. 1: Číselník pro předepisování TF protéz (vlastní)
Tab. 2: Přehled protetického vybavení probanda č. 1 (vlastní)
Tab. 3: Přehled protetického vybavení probanda č. 2 (vlastní)
Tab. 4: Přehled protetického vybavení probanda č. 3 (vlastní)
Tab. 5: Přehled protetického vybavení probanda č. 4 (vlastní)
Tab. 6: Přehled protetického vybavení probanda č. 5 (vlastní)
- Obr. 1: Amputace v oblasti pánve a stehna (Seymour, 2002)
Obr. 2: Amputace v oblasti bérce (Seymour, 2002)
Obr. 3: Amputace v oblasti nohy (Seymour, 2002)
Obr. 4: Gilotinová amputace (Golubovič, 2012)
Obr. 5: Laloková amputace (Smith, 2004)
Obr. 6: Flekční postavení pahýlu – pohled sagitální (Baumgartner, 2008)
Obr. 7: Abdukční postavení pahýlu – pohled frontální (Baumgartner, 2008)
Obr. 8: Polohování a protahování pahýlu (vlastní)
Obr. 9: Bandážování stehenního pahýlu (OFFEI FAQ)
Obr. 10: Cyklus chůze (Stöckel, 2015)
Obr. 11: Cyklus chůze s TF protézou (vlastní)
Obr. 12: Poukaz na pomůcku – přední strana / zadní strana (vlastní)
Obr. 13: Protéza dočasná (zkušební) (vlastní)
Obr. 14: Protéza trvalá (definitivní) (vlastní)
Obr. 15: Exoskeletární protéza (archiv OttoBock)
Obr. 16: Endoskeletární protéza (archiv OttoBock)
Obr. 17: Karta klienta / měrný list (vlastní)
Obr. 18: Sádrovací stojan / sádrování v zatížení SIT Cast (Otto Bock Health Care, 2021)
Obr. 19: TF design – délkové míry / objemové míry a redukce (vlastní)
Obr. 20: Části TF protézy (vlastní)
Obr. 21: Liner pro systém KISS (vlastní)
Obr. 22: Příčně oválný tvar lůžka (vlastní)
Obr. 23: Podélně oválný tvar lůžka (vlastní)
Obr. 24: Rozdíl mužská a ženská pánev – frontální / transversální rovina (Čihák, 2016)
Obr. 25: Srovnání tvarů TF pahýlových lůžek, zleva kvadrilaterální, podélně oválné, M.A.S. (vlastní)
Obr. 26: Funkční části lůžka (Princ, 2018)
Obr. 27: Laterální peloty (Princ, 2018)
Obr. 28: Distální část lůžka (vlastní)
Obr. 29: Slezská bandáž (vlastní)
Obr. 30: Zpevňovací stehenní bandáž (Otto Bock Health Care, 2021)
Obr. 31: Liner systému KISS (vlastní)
Obr. 32: Uchycení lineru k objímce typu KISS (vlastní)
Obr. 33: Liner ProSeal / objímka ProSeal / zk. objímka ProSeal (vlastní / Otto Bock Health Care, 2021 / vlastní)
Obr. 34: Šušťákový navlékač (vlastní)
Obr. 35: Detail el. pumpy / umístění mezi objímkou a kloubem (vlastní)
Obr. 36: Osseointegrace (vlastní)
Obr. 37: Připojení protézy k čepu OPRA™ (Integrum, 2021)
Obr. 38: Trubkový adaptér (Otto Bock Health Care, 2021)
Obr. 39: Dvojitý a posuvný adaptér (Otto Bock Health Care, 2021)
Obr. 40: Laminační kotva (Otto Bock Health Care, 2021)
Obr. 41: Objímkový adaptér (Otto Bock Health Care, 2021)
Obr. 42: Rotační adaptér (Otto Bock Health Care, 2021)
Obr. 43: Rychloupínací adaptér (Otto Bock Health Care, 2021)

- Obr. 44: Tlumič rázů s torzní funkcí Delta Twist® (Otto Bock Health Care, 2021)
- Obr. 45: Torzní adaptér (Otto Bock Health Care, 2021)
- Obr. 46: ICR u polycentrického kloubu (technické listy Otto Bock, 2021)
- Obr. 47: 3R93 (Otto Bock Health Care, 2021)
- Obr. 48: KINEGEN.smart 3A860 (Streifeneder, 2021)
- Obr. 49: Balance™ Knee OFM2 (ÖSSUR, 2021)
- Obr. 50: 3R78 (Otto Bock Health Care, 2021)
- Obr. 51: KINEGEN.air 3A1000 (Streifeneder, 2021)
- Obr. 52: Total Knee® 1900 (ÖSSUR, 2021)
- Obr. 53: 3R106 (Otto Bock Health Care, 2021)
- Obr. 54: KINEGEN.air 3A1800 (Streifeneder, 2021)
- Obr. 55: Mauch® Knee (ÖSSUR, 2021)
- Obr. 56: 3R80 (Otto Bock Health Care, 2021)
- Obr. 57: KINEGEN.stream3A2500 (Streifeneder, 2021)
- Obr. 58: RHEO KNEE® XC (ÖSSUR, 2021)
- Obr. 59: Funkční části protézového chodidla (vlastní)
- Obr. 60: 1C11 Terion K2 (Otto Bock Health Care, 2021)
- Obr. 61: GO.smart 5A410 (Streifeneder, 2021)
- Obr. 62: Balance™ Foot S (ÖSSUR, 2021)
- Obr. 63: 1D35 Dynamic Motion (Otto Bock Health Care, 2021)
- Obr. 64: GO.relax (Streifeneder, 2021)
- Obr. 65: K2 Sensation® (ÖSSUR, 2021)
- Obr. 66: 1C40 C-Walk (Otto Bock Health Care, 2021)
- Obr. 67: GO.free (Streifeneder, 2021)
- Obr. 68: Pro-Flex® XC (ÖSSUR, 2021)
- Obr. 69: 1C68 Triton (Otto Bock Health Care, 2021)
- Obr. 70: GO.adventure (Streifeneder, 2021)
- Obr. 71: Re-Flex Shock™ (ÖSSUR, 2021)
- Obr. 72: Zátěžové linie ve stoji – pohled sagitální (vlastní)
- Obr. 73: Zátěžové linie ve stoji – pohled frontální (vlastní)
- Obr. 74: L.A.S.A.R Assembly (vlastní)
- Obr. 75: Stavební linie (vlastní)
- Obr. 76: Stavební linie – pohled frontální (vlastní)
- Obr. 77: Příklad stavby protéz pro různé typy kloubů – pohled sagitální (vlastní)
- Obr. 78: Měřidlo 50:50 (Otto Bock Health Care, 2021)
- Obr. 79: Referenční bod stavby (Otto Bock Health Care, 2021)
- Obr. 80: L.A.S.A.R Posture (Otto Bock Health Care, 2021)
- Obr. 81: Zátěžová linie – pohled frontální (vlastní)
- Obr. 82: Zátěžové linie pro různé typy kloubů – pohled sagitální (vlastní)
- Obr. 83: Poloha pahýlu – pohled frontální / sagitální (vlastní)
- Obr. 84: Průběh zátěžové linie (původní vybavení) – pohled frontální / sagitální (vlastní)
- Obr. 85: Průběh zátěžové linie (následné vybavení) – pohled frontální / sagitální (vlastní)
- Obr. 86: Zpevnění objímky – pohled dorso-mediální (vlastní)
- Obr. 87: Definitivní vybavení – pohled frontální / sagitální (vlastní)
- Obr. 88: Poloha pahýlu – pohled frontální / sagitální (vlastní)
- Obr. 89: Průběh zátěžové linie (původní vybavení) – pohled frontální / sagitální (vlastní)
- Obr. 90: Vymezovací pelota / umístění peloty v lůžku (vlastní)
- Obr. 91: Původní stavba / laterální a dorsální posun bérce – pohled frontální / sagitální (vlastní)
- Obr. 92: Následné vybavení po posunutí objímky – pohled frontální / sagitální / dorsální (vlastní)
- Obr. 93: Následné vybavení – pohled frontální / sagitální (vlastní)
- Obr. 94: Původní vybavení – pohled frontální / sagitální (vlastní)
- Obr. 95: Zkušební a definitivní objímka (vlastní)
- Obr. 96: Objímka ISNY – pohled frontální / sagitální (vlastní)

- Obr. 97: Následné vybavení – pohled frontální / sagitální (vlastní)
Obr. 98: DAMI pro systém KISS (vlastní)
Obr. 99: Stavba protézy ve stojanu (vlastní)
Obr. 100: Následné vybavení – pohled frontální / sagitální (vlastní)
Obr. 101: Následné vybavení systém KISS / detail vedení pásu (vlastní)
Obr. 102: Poloha pahýlu – pohled frontální / sagitální (vlastní)
Obr. 103: Průběh zátěžové linie (následné vybavení) – pohled frontální / sagitální (vlastní)
Obr. 104: Průběh zátěžové linie (definitivní vybavení) – pohled frontální / sagitální (vlastní)
Obr. 105: Design ISNY objímky – pohled frontální / sagitální (vlastní)