

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

José Martího 31, 162 52 Praha 6

Specifikace zachycení transtibiálních protéz na pahýl

Bakalářská práce

Vedoucí práce:

Mgr. Rudolf Půlpán

Vypracovala:

Petra Mikšíčková

V Praze, 2010

Autor: Petra Mikšíčková

Název práce: Specifikace zachycení transtibiálních protéz na pahýl

Cíle: Hlavním cílem této práce je vytvoření přehledu možností zachycení transtibiální protézy na pahýlu klienta. Dalším cílem je posoudit vhodnost jednotlivých typů vybavení s ohledem na stav pahýlu a aktivitu pacienta.

Metody: Základem analytické části práce je literární rešerše. V praktické části jsem poznatky získané studiem literatury konzultovala s protetiky, kteří už několik let pracují v oboru. Samostatně jsem během souvislé odborné praxe prověřila většinu svých předpokladů. Tyto znalosti jsem využila při zpracování možností zachycení transtibiálních protéz na pahýl.

Výsledky: Z výsledků vyplývá použití konkrétního typu pahýlového lůžka podle zdravotních předpokladů klienta. To přispívá ke zjednodušení výběru jednotlivých komponentů a výběr zdůvodňuje.

Klíčová slova: transtibiální amputace, pahýlové lůžko, protézové chodidlo, protetik

Author: Petra Mikšíčková

Title: Specification of fixation transtibil prosthesis onto stump

Objectives: The main objective of this work is to create an overview of the capture of transtibial prosthesis to the client's stump. Another objective is to assess the suitability of different types of equipment with regard to state of stump and activity of the patient.

Methods: The basis of the analysis is a literature review. In practical part of my thesis I have consulted my knowledge with prosthetics, who have been working several years in the field. I have verified most of the presumptions during my practical experience.. This knowledge has been utilized in the process of fixing options transtibial prosthesis to the stump

Results: Based on results we can diagnose what kind of stump should match with specifically healthy needs of our client. This helps to simplify the selection of individual components and the selection of warrants.

Keywords: transtibial amputation, stump bed, prosthetic foot, prosthetic

Poděkování:

Touto cestou bych chtěla poděkovat Mgr. Rudolfu Půlpánovi za odborné vedení práce a

užitečné rady při jejím zpracovávání.

Dále protetikům, kteří mě vedli během souvislé odborné praxe, za možnost využít jejich zkušeností v praktické části práce.

Doc. Mudr. Ivanu Hadrabovi, CSc. za cenné rady a zkušenosti během mého studia oboru Ortotik-protetik.

Petra Mikšíčková

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně za použití uvedené literatury a svých zkušeností.

Prohlašuji, že citace použitých pramenů je úplná a že si nejsem vědoma porušení autorského práva (ve smyslu zákona č. 121/2000 Sb. O právu autorském, o právech souvisejících

s právem autorským a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů).

Svoluji k zapůjčení své bakalářské práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena řádná evidence vypůjčovatelů, kteří musejí pramen převzaté literatury řádně očíslovat.

V Praze dne 15. 4. 2010

Petra Mikšíčková

.....

Svoluji k zapůjčení své bakalářské práce ke studijním účelům.

Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musejí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení: Datum vypůjčení: Poznámka **Obsah:**

Obsah:	
1 Úvod	
2 Analytická část	
2.1 Amputace	
2.1.1 Historie amputací	
2.1.2 Rozvoj protetiky	
2.2 Transtibiální amputace	
2.2.1 Vliv délky pahýlu na vybavení a komfort klienta	
2.3 Biomechanika bércové protetiky	
2.3.1 Biomechanika uložení pahýlu	
2.3.1.1 Zatížitelné body	

2.3.1.2	Nezatížitelné body
2.3.2	Biomechanika stavby protézy
2.3.2.1	Statická stavba
2.3.2.1	Dynamická stavba protézy
2.4	Úloha protézového lůžka
2.5	Péče po amputaci
2.5.1	Multidisciplinární tým
2.5.2	Aktivita pacienta používání pomůcky
2.5.3	Postup péče
3	Praktická část
3.1	Metodika práce
3.1.1	Cíl a úkoly práce
3.1.2	Metoda práce
3.2	Pahýlové lůžko
3.3	Typy lůžek
3.3.1	UKB
3.3.2	PTB
3.3.3	KBM
3.3.4	PTS
3.3.5	TSB
3.4	Přídavné mechanismy zachycení
3.4.1	Bandáže a manžety
3.4.2	Suprakondylární objímka
3.4.3	Silikonový liner s trnem a zámkový adaptér
3.4.4	Podtlak
3.5	Protetická chodidla
3.6	Aktivita klienta a výběr vhodných komponentů
3.7	Délka pahýlu – vliv na protézu
4	Výsledky
5	Diskuze
6	Závěr

7 Referenční seznam	
Seznam citací	
Tištěné publikace	
Ústní sdělení a přednášky	
Zdroje dostupné na internetu	
Seznam použitých obrázků:	
Seznam tabulek	

1 Úvod

V naší populaci díky nárůstu civilizačních onemocnění anebo důsledkem úrazů přibývá lidí s amputací na dolních končetinách. Nejkritičtější bodem při řešení těchto amputací je pahýlové lůžko, které slouží k funkčnímu propojení těla pacienta s mechanismem protézy. Pahýlová lůžka procházejí stálým vývojem, jak po stránce volby materiálu, tak i tvarové.

Bakalářskou práci jsem zaměřila na možnosti zachycení transtibiálních protéz na pahýl. Správné připevnění pomůcky na tělo nositele je jedním v nejdůležitějších momentů při stavbě

protézy. Špatně přichycená pomůcka může být složena z výborných komponentů, ale klient ji nebude moci řádně využívat. Dobře připevněné lůžko má za úkol přenášet a zprostředkovávat veškeré síly působící mezi pahýlem a protézou, přenáší impulzy k pohybu a samozřejmě umožňuje oporu při stoji.

V analytické části jsem se zabývala amputací samotnou, následným stavem pahýlu a péčí o něj převážně z hlediska přípravy na protézu a vlastního protézování. Zaměřila jsem se především na stavbu protézy z hlediska možností zatížení pahýlu a úlohy protézového lůžka, protože s tím úzce souvisí výběr komponentů a tvar pomůcky.

Praktickou část jsem zaměřila na výrobu lůžka pomůcky, typy lůžek a možnosti, jak lůžko přichytit na pahýl. Prošla jsem problematikou od starších mechanismů a protéz, se kterými se ještě někdy můžeme na protetice při opravách setkat, až po současné vybavení, které je klientovi vytvořeno v dnešní době.

Cílem práce je shrnout poznatky z oboru protetiky a vytvořit stručný přehled pro praktické použití, eventuelně studium. Hodnotila jsem typy jednotlivých lůžek a mechanismy, kterými se lůžko připevní na pahýl amputovaného člověka. Dále jsem porovnávala vliv délky pahýlu na chůzi s pomůckou a možnost adekvátního vybavení. Ve výsledcích práce jsem zformulovala tabulky znázorňující přehledně vliv délky pahýlu na vybavení a souhrnnou tabulku znázorňující typ lůžka, vhodný mechanismus zachycení, aktivitu klienta a možnosti použití různých typů protetických chodidel. Tabulka má sloužit pro jednoduchou a rychlou orientaci v této problematice.

Studuji na fakultě obor ortotik-protetik. Práce shrnuje poznatky, které jsem získala během studia a praxí v protetických firmách. Protetiku jsem měla možnost navštěvovat i mimo praxi a zdokonalovat se tak v praktických dovednostech. Během této doby jsem sbírala zkušenosti a znalosti, které v práci využívám. V průběhu druhé souvislé letní praxe jsem se převážně zabývala problematikou transtibiálních amputací a začala jsem aktivně sbírat materiály pro tuto práci.

Byla bych ráda, kdyby má práce přispěla dalším studentům v jejich studiu a kdyby pomohla ucelit náhled na tuto problematiku.

2 Analytická část

2.1 Amputace

Z lékařského hlediska mluvíme o amputaci jako o odstranění periferně uložené části těla. Může se jednat o končetinu, pohlavní úd či prs apod. Důsledkem zákroku je funkční a kosmetická změna. Chirurgický výkon se provádí až tehdy, když již není naděje na záchranu příslušné části těla nebo když dochází k ohrožení celého organismu, např. rozsáhlou gangrénou či zhoubným nádorem. (cit. 11) Je-li třeba nahradit končetinu a její funkci, nahrazuje se odstraněná část těla

protézou. Jedná-li se o kosmetickou náhradu tkáně, používá se epitéza.

2.1.1 Historie amputací

Amputace patří k nejstarším lékařským (chirurgickým) výkonům. Již Hippokrates stanovil první zásady provádění amputací, které jsou platné dodnes, a to odstranit nemocnou tkáň, snížit invaliditu, zachránit život trpícího. Zásadní zlom přinesl středověk, kdy byly vynalezeny zbraně způsobující devastující zranění případně i smrt bojujícího. (cit. 13) Došlo k rozvoji medicíny a byly zaznamenány první pokusy o provedení plánované amputace. V této souvislosti lze konstatovat, že k největšímu rozvoji v technice zákroků docházelo vždy v souvislosti s válkami.

Velikým přínosem pro tuto oblast byl francouzský holič Ambroise Paré, který byl nakonec označován za největšího chirurga šestnáctého století. Ve svých devatenácti letech začal v Paříži v nemocnici Hôtel Dieu studovat chirurgii. V roce 1536 nastoupil do armády jako chirurg a pracoval zde přibližně třicet let. Během této doby se mu podařilo ošetřit a provést stovky amputací přímo ve „válečné zóně“ a také jako první úspěšně provedl a popsal ligaturu velkých cév. Nahradil tím do té doby hojně využívanou hemostázu vařicím olejem. (cit. 16)

2.1.2 Rozvoj protetiky

Nejstarší doklad o existenci pomůcky používané jako protéza se dochoval v Egyptě, kde se nachází malby staré již přes 4 000let. Ovšem nejstarší a dodnes zachovaný nález pochází z Kazachstánu. Zde bylo nalezeno tělo ženy žijící v období asi 2 300let př. n. l.. K mumifikovanému tělu byla připnuta primitivní bérková protéza. (cit. 14)

Materiály prvních pomůcek byly závislé na dostupnosti. Převážně se jednalo o klacky či větve přichycené lýkovými provázky nebo koženými řemínky. S rozvojem zpracování kovů, výrobou brnění a hodinářstvím byly spjaty první pokusy o exoskeletární protézy. Tyto pomůcky byly však dostupné pouze bohatým a často převažoval estetický dojem a propracovanost pomůcky nad jejím praktickým využitím.

V České republice dochází k rozvoji protetiky na přelomu 18. a 19. století. Josef Božek, mechanik, který se proslavil výrobou protézy pro knížete Ypsilantiho a ruského důstojníka Danilevského, byl jedním z prvních, který se alespoň částečně zabýval protetikou. Úspěšně ho pak následoval jeho mladší syn Romuald. (cit. 20.) Koncem 19. století vznikaly v Čechách první protetické firmy a v roce 1922 byla založena sekce ortopedicko-bandažistická.

K tomuto období se vážou známá jména profesora Pavlíka či Hanouska, kteří značně přispěli k rozvoji oboru a také vynalezli pomůcky, které dodnes pomáhají (např. Pavlíkovi třmeny při léčbě vývojové dysplazie kyčle). (cit. 14)

2.2 Transtibiální amputace

Jako transtibiální amputaci označujeme stav, kdy dochází k zachování kolenního kloubu s tím, že kloub hlezenní je odejmut. O tom, v jaké výšce bude končetina amputována se chirurg rozhoduje podle zkušeností, na základě konzultací s protetikem nebo podle stavu pacienta (jednalo se o život ohrožující stav, je potřeba rychlé a radikální řešení). Aby došlo ke správnému zformování pahýlu resekuje se fibula proximálněji než tibia. (cit. 2) Tím se zároveň také sníží výskyt otlaků o kostní prominence a zabrání se vzájemnému pohybu fibuly a tibie.

Z důvodu úplného vyloučení pohybu fibuly a tibie se někdy fibula s tibií spojí kostním můstkem. V takovém případě se však jedná o mnohem složitější operaci.

Při zachování velmi krátkého pahýlu může nastat problém při rehabilitaci a protézování, neboť často dochází ke vzniku flekčních kontraktur. (cit. 15)

Důvodů amputací může být mnoho. Rozdělit je můžeme například podle příčiny stavu, který k amputaci vedl. Velkou část tvoří příčiny vzniklé následkem vnějších vlivů (např. pracovní úrazy, zranění ve válce a ostatní traumatické události).

V současné době nejčastěji dochází k amputaci z důvodu nemoci. Diabetes mellitus spojený s poruchou prokrvení a záněty – osteomyelitidy jsou časté u dospělých. U dětí převažují bohužel zhoubná nádorová bujení. Velmi často se jedná o osteosarkom. (cit. 12)

Třetí skupina zahrnuje malformace. Jsou sice již méně časté, ale jejich chirurgické a poté i následné protetické řešení je spojeno s řadou komplikací. Často se naráží na problém vniklý patologickým stavem celé končetiny. V takové situaci je pak nutné, aby jak chirurg, tak protetik bral ohled na skutečný stav končetiny a konkrétnímu stavu se přizpůsobil.

2.2.1 Vliv délky pahýlu na vybavení a komfort klienta

V ideálním případě by měl při každé amputaci s lékařem spolupracovat ortopedický technik. To je důležité zejména proto, že jedině tak lze dopředu naplánovat předpokládanou výšku amputace a umístění jizvy. Později je pak možné klienta lépe vybavit a vyhnout se potížím například se stavební výškou pomůcky. Samozřejmě takto nelze postupovat, jestliže se jedná o polytrauma, nebo jiný život ohrožující stav. Zde se nehledí příliš do budoucna a lékař se snaží především zachránit lidský život. Tento fakt však později klade větší nároky na protetického technika, kterému občas nezbyvá, než se uchýlit k ne tak úplně klasickému řešení pomůcky a ke hledání jiných alternativ – např. speciální odlehčování jizev či použití jiných materiálů.

Transtibiální amputace je z hlediska mobility a samostatnosti klienta nejpříjemnější. Není dokonce ani považována za handicap a klient, jedná-li se o běžné denní činnosti, je v podstatě schopný provozovat stejné aktivity jako před operací. Amputace v chodidle sice zachová nášlapnou část končetiny, ale dochází k problému při chůzi. Konkrétně při odvalu, když se přechází z opory pahýlu na pomůcku. Odval není plynulý a to má vliv na rovnoměrnou chůzi. Transfemorální amputace využívá protézového chodidla stejně jako transtibiální. Velikou nevýhodou je však nutnost náhrady kolenního kloubu. Protože se jedná o kloub složený, nejsme zatím schopni ho plnohodnotně nahradit.

Nejvhodnější je k protézování transtibiální, přibližně dvoutřetinový pahýl. Je dostatečně krátký na to, abychom byli schopni sestavit pomůcku ze standardních dílů a dostatečně dlouhý, aby zbylé svalové skupiny mohli protézu plnohodnotně ovládat.

Lze říci, že úroveň amputace je v pevné vazbě s funkcionalitou. Čím je amputace vyšší (proximálněji), tím je nižší ovladatelnost pomůcky. Pahýl má menší svalovou sílu a také kratší páku. Pomůcka působí jako velice těžká. Oproti tomu, jedná-li se o nižší amputaci (distálněji), zhoršují se podmínky pro stavbu pomůcky. Jednotlivé komponenty pomůcky mají svou stavební výšku a protetik je vázán délkou klientovi nehandicapované končetiny. Velmi často je složité najít kompromisní řešení.

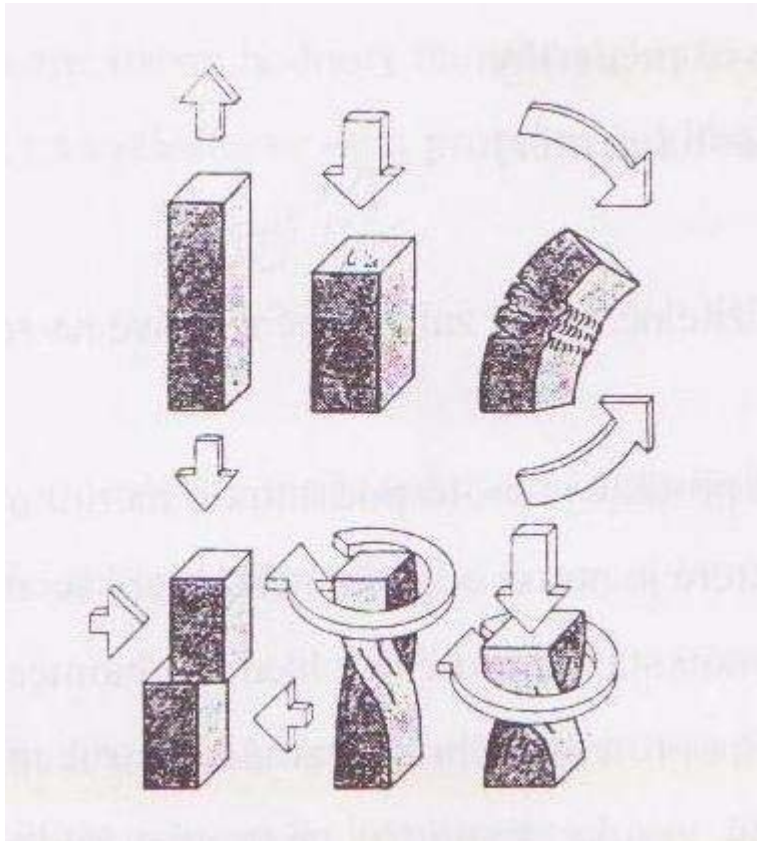
Lékaři – chirurgové se učí, že nejlepší je zachovat co nejdelší končetinu. Obecně lze říci, že je to správné, přesto ne vždy by toto pravidlo mělo být uplatňováno.

2.3 Biomechanika bércevé protetiky

Z hlediska zatížitelnosti je možné rozlišit u bércevého pahýlu oblasti, které zatížit lze, oblasti citlivé na zatížení a místa prakticky nezatížitelná. Abychom dosáhli komfortu a funkčnosti protézy, je nutné tuto skutečnost akceptovat. Špatně tvarované lůžko, ale také špatná konstrukce protézy může vyvolat síly, točivé momenty i tlaky na tolik vysoké, že to znesnadní a zkomplikuje praktické používání pomůcky.

Protetika se proto především zabývá silami působícími mezi pahýlem a protézou a silami, které působí mezi protézou a zemí. Tyto síly lze rozdělit:

- síly tlakové – způsobené klientem vlivem vertikálního zatížení,
- síly tahové – tj, síly, které působí ve švihové fázi kroku),
- ohybové momenty (medio-laterální, antero-posteriorní),
- točivé momenty (např. v kloubech) a
- torzní momenty (při otáčení kolem vertikální osy). (cit. 5)



Obrázek č. 1 Znáornění sil působících na protézu

V praxi není možné se uvedeným silám vyhnout. Jejich působení se musí s citem rozložit, protichůdné síly vykompenzovat nebo jejich působení co nejlépe fyziologicky zachytit. Toho lze dosáhnout tak, že se optimalizuje tvar a kontury pahýlového lůžka. (cit. 5)

2.3.1 Biomechanika uložení pahýlu

Pahýlové lůžko by mělo přenášet síly (jak statické, tak dynamické) a pohyby. Protože současně zprostředkovává držení protézy na pahýlu, je také místem přenášejícím síly a tedy způsobujícím tlak na tkáň, které jsou s lůžkem v kontaktu. Velikost tlaku můžeme rozložit,

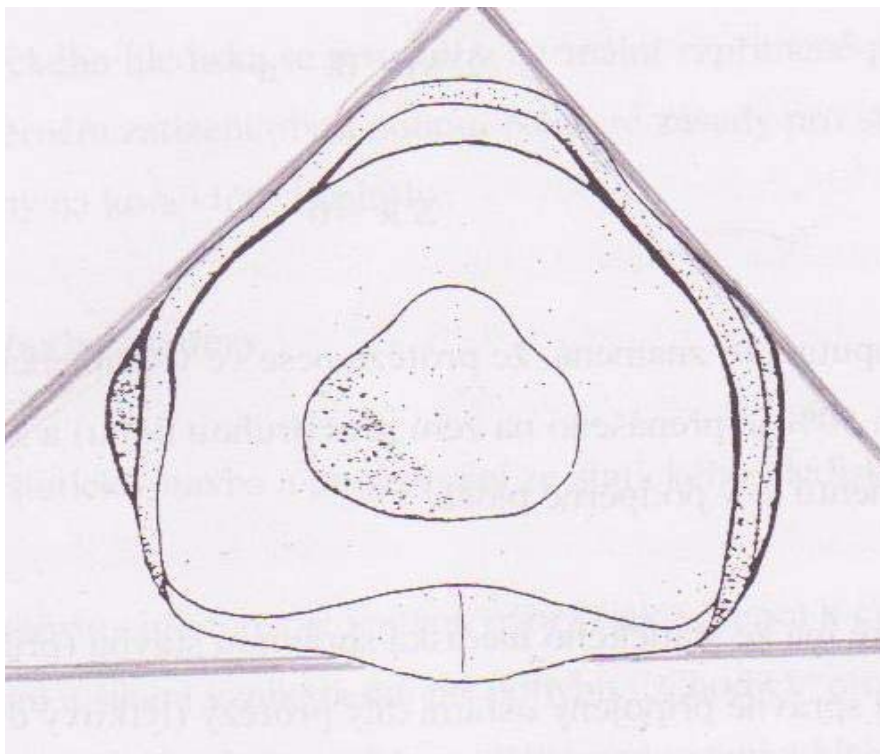
To znamená snížit jeho působení zvětšením plochy, na kterou působí.

$$Tlak = \frac{Síla}{Plocha}$$

$$P = \frac{F}{A}$$

V protetice ovšem nelze uplatňovat pouze fyzikální kritéria. Rozložení tlaku musí splňovat také fyziologické podmínky. Musí být bráno v úvahu, která místa zatížena být mohou a která ne. (cit. 5)

Již při snímání sádrových podkladů se tvaruje negativ tak, aby odlehčil, případně zatížil, požadovaná místa. Úplná redukce se nakonec provádí u pozitivu, a to zejména na stlačitelných svalových plochách. Tímto postupem vznikne požadovaný trojúhelníkový tvar lůžka protézy, který brání nechtěné rotaci.



Obrázek č. 2 Tvar bércevého lůžka

2.3.1.1 Zatížitelné body

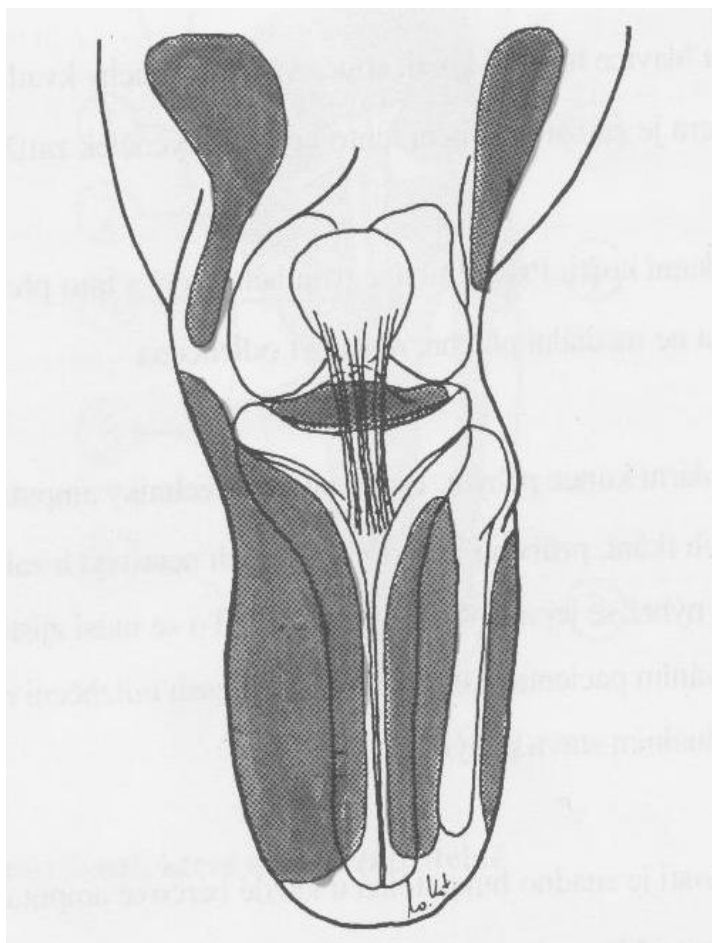
Jedná se o body nebo místa, na která můžeme vyvinout i vyšší tlak a která by měla pojmout největší působení sil.

- 1 Mediální plocha tibie od hlavice až po konec pahýlu
- 2 Plocha mezi tibií a fibulou, opět od hlavice až ke kostěným koncům pahýlu tibie a fibuly. (m.tibialis anterior a m. peronaeus)
- 3 Šlacha kvadricepsu, ne však její úpony

Možnost zatížit šlachu využívá například protéza PTB.

- 1 Mediální plocha kondylu femuru
- 2 Laterální suprakondylární plocha

(cit. 14)



Obrázek č. 3 Zátěžové plochy transtibiálního pahýlu

Plochy nad kondyly femuru zachycují boční tlakové síly a zamezují medio-laterálnímu přetěžování kolenního kloubu.

2.3.1.2 Nezatížitelné body

Mezi body, které bychom neměli zatěžovat, patří především výstupky kostí a bolavá místa která určí sám klient. Pozornost je třeba zaměřit především na:

- 1 Hranu mediálního kondylu femuru (Lze jí nahmatat pouze při ohnutém koleni. Problém může představovat je-li na ní přenesena zátěž, když klient sedí.)
- 2 Mediální drsnatinu hlavice tibie
- 3 Laterální drsnatinu hlavice tibie
- 4 Přední drsnatinu tibie a zároveň úpon šlachy kvadricepsu
- 5 Přední hranu tibie
- 6 Kostěný a muskulární konec pahýlu (podle klienta se při ohmatání pahýlu zjistí citlivá místa a ta se odlehčí)
- 7 Hlavice fibuly
- 8 Distální konec fibuly (cit. 5)

Tato místa by se měla akceptovat, ale vždy záleží na citlivosti tkání. Je proto velmi důležitá komunikace s klientem a zaznamenání citlivých míst do podkladů pro výrobu protézy.

2.3.2 Biomechanika stavby protézy

Stavba protézy by měla splňovat kritéria jak statická, tak dynamická. Tvarování lůžka, stavba protézy i dynamické seřízení se v bércové protetice navzájem ovlivňují. Lze s jistotou říci,

že změnou jednoho parametru dojde ke změně parametru jiného. (cit. 13) To je způsobeno tím, že se jedná o pevně spjatý komplex, pro který však neexistují přesná pravidla. Je nutné tedy vycházet z předchozích zkušeností. Aby bylo dosaženo co nejefektivnějšího nastavení, je často nutné odzkoušet velké množství kombinací a změn. Jedná se proto o proces komplikovaný a zdlouhavý, který však vede k dosažení ideálního výsledku.

2.3.2.1 Statická stavba

K dosažení rovnováhy při vzpřímeném stoji na obou končetinách by statická stavba protézy měla splnit dvě podmínky. Součet velikostí sil, které se přenáší z protézy na zem, a sil přenášených ze země na protézu, se musí rovnat nule. To stejné by mělo platit také u momentů sil. Jejich absolutní součet by měl být roven nule.

$$\sum M(M_1 + M_2 + \dots + M(n)) = 0$$

$$\sum F(F_1 + F_2 + \dots + F(n)) = 0$$

V praxi to znamená, že klient ve vzpřímeném stoji nese na jedné končetině 50% své tělesné hmotnosti s tím, že, výslednice všech momentů a sil by se měla nacházet v bodě kontaktu pomůcky a podložky. V ideálním případě by se měla rovnat nule. (cit. 5)

Při klidném stoji na obou nohách by nemělo docházet k momentům zvratu a ohybu a také by měly být minimalizovány točivé a kroutivé momenty. Nedosáhne-li se takového stavu, klient nebude schopen kompenzovat tyto síly a jeho stoj nebude přirozený. Může se naklánět frontálně, laterálně, dorzálně nebo korigovat stoj pohybem protézy – předsunutím, posunutím do strany nebo zvrácením. V takovém případě není protéza správně postavena a klient by ji neměl používat. Docházelo by totiž k tomu, že by nevědomě korigoval chybné postavení. To by mohlo vést ke zhoršení zdravotního stavu, např. bolestem zad nebo kolene.

Pokud je pahýl volně pohyblivý, mělo by být lůžko postaveno do mírné flexe, 0 – 5°. To zajistí nastavení plochy nesoucí zatížení z vertikální do zkosené polohy a umožní se tak rozložení sil na plochu. Lůžko transtibiální protézy se nestaví do abdukce ani addukce. Akceptuje se

anatomie pahýlu a jeho postavení. Zavádějící ovšem může být, je-li pahýl krátký a atrofovaný. Tehdy se zdánlivě nachází v abdukční poloze. Ovšem nejedná se o abdukci, nýbrž o fyziologickou polohu. Je tedy nutné toto vybočení akceptovat. (cit. 15)

Výška protézy se volí podle postavení pánve tak, aby se spiny nacházely v jedné vodorovné linii. Má-li klient špatné držení páteře, je přípustné protézu zkrátit až o jeden centimetr. Tento rozdíl v délce končetin je často patrný i u neamputovaných lidí a nachází se v toleranci, která ještě nevyžaduje léčbu.

2.3.2.1 Dynamická stavba protézy

Při pohybu vznikají a působí na protézu nové síly. Proto je nutné zabývat se při stavbě protézy také dynamikou pohybu. Pro kontrolu a seřízení pomůcky jsou důležité hlavně tři fáze kroku. Jedná se o nášlap na patu, střední stojnou fázi a odraz z prstů. Základní analýzu chůze provádíme na rovném podkladu. Později by také měla být zkontrolována chůze na šikmé ploše a po schodech.

Již zmiňované tři fáze kroku ovlivňujeme následujícími parametry:

- 1 Posunutí chodidla vpřed
- 2 Posunutí chodidla vzad
- 3 Středové posunutí chodidla
- 4 Stranové posunutí chodidla
- 5 Plantární flexe chodidla
- 6 Dorzální flexe chodidla
- 7 Pronace chodidla
- 8 Supinace chodidla
- 9 Vnitřní rotace chodidla
- 10 Vnější rotace chodidla (cit. 5)

Toto je deset možností jak optimalizovat dynamickou stavbu protézy. Jednotlivé varianty

se vyskytují především v kombinacích, proto je nutné použít komponenty, které umožní optimální nastavení.

- 3 Posunutí středu chodidla dopředu se při nášlapu na patu projeví zkrácením páky zadní části chodidla. Moment dotyku paty s podložkou se zmenší. Při odvalování prstů ovšem stoupá jistota kolene a odval se zpomaluje (ztěžuje). Tato korekce chodidla je vhodná pro posílení důvěry klienta v protézu. Naopak posunutím chodidla dozadu se protéza při kontaktu s podložkou jakoby “předbíhá“. Snižuje se jistota kolene a ulehčuje se odval. Chůze působí sportovněji, rychleji a je více ekonomická. (cit. 12)
- 4 Mediální posunutí chodidla způsobí, že při nášlapu na patu se přenesou silový impuls od země. Pokud směr tohoto impulzu neprobíhá středem paty, vzniká točivý moment, který protézu naklápí laterálně. Z tohoto důvodu mohou vznikat místa s otlaky. Současně tento moment pootočí špičku ve směru vnější rotace. Toto posunutí pak má na chůzi a fyziologii kloubů klienta špatný dopad. Proto nebývá mediální posunutí chodidla používáno často. Užívá se pouze jako korekce do neutrální polohy. Oproti tomu laterální posunutí může na chůzi působit stabilizujícím způsobem. Není tolik nevhodné, neboť dynamický vektor probíhá šikmě laterálně a jeho působení je snadněji fyziologicky vyrovnatelné. (cit. 12)
- 5 Plantární flexe je využívána, v případě potřeby kompenzace větší výšky podpatku bot. Pokud se přesáhne úhel výšky podpatku, pak působí větší síla na břicho protézového chodidla. Tím se znesnadní pohyb při odvalu u slabších nebo starších klientů a zajistí se tak větší stabilita kolenního kloubu. Dorzální flexe urychluje kontakt paty se zemí a také ohyb kolene. Cyklus kroku se zrychlí a klient musí vynaložit více sil na zpomalení kroku neamputovanou končetinou. (cit. 12)
- 6 Vnější rotaci nastavujeme už při statické stavbě. Střed kolenního kloubu směřuje mezi první a druhý prst.

Další korekce se používá pouze tehdy, nesouhlasí-li nastavená rotace s fyziologickou rotací druhé nohy.

2.4 Úloha protézového lůžka

Protézové lůžko by mělo plnit několik zásadních úkolů. Musí být schopno pojmout celý objem pahýlu. Nemůže být příliš volné, protože by docházelo k nechtěným rotacím, ani příliš těsné, protože by se klient do něho nemusel vejít. Úkolem protézového lůžka je přenést statické a dynamické síly a pohyb na pahýl. Zprostředkovává také impuls pro pohyb protézy, který je evokován pohybem pahýlu. Dalším a velmi důležitým úkolem je zprostředkovat zachycení protézy na pahýlu.

2.5 Péče po amputaci

Při plánované amputaci informuje pacienta o operaci lékař. Pokud je to možné tak by v rámci předoperačního vyšetření měl doktor spolupracovat s protetikem. Důležité rozhodnutí v jaké výšce amputovat a na kterém místě udělat jizvu ovlivňuje později následnou péči a umožňuje vytvořit pro klienta nejvhodnější protetické vybavení.

Je-li příčinou k amputaci diabetes mellitus operují lékaři nejčastěji transfemorálně. Vede je k tomu fakt, že se jedná o přerušení pouze jedné kosti a oblast je již mimo periferii těla. S tím je spojeno rychlejší hojení a minimalizují se problémy, které mohou vzniknout při hojení.

Velice výhodnou operací pro následnou péči, ovšem ne tak častou, je exartikulace v kolenním kloubu. U diabetu není vhodná, jelikož se jedná o zatížitelný pahýl a pro tělo se z tohoto místa stává periferie. Výhodou této operace je zatížitelnost distální části pahýlu (přenos zátěže zprostředkují kondyly femuru), jedná se o fyziologický přenos zátěže.

Transtibiální amputace je svázána s delším a komplikovanějším hojením. Největší výhodou je zachování vlastního kolene. Při transtibiální amputaci se také jednodušeji vytváří důvěra amputovaného člověka v protézu. Protože zde není použito protézové koleno, odpadá tak možnost „podlomení“ protézy a následný pád. (cit. 1)

2.5.1 Multidisciplinární tým

V ideálním případě by se o pacienta měl starat multidisciplinární tým skládající se z psychologa, lékaře, zdravotní sestry, fyzioterapeuta, protetika, fyzioterapeuta (rehabilitační oddělení) a ergoterapeuta. (cit. 12)

Jeden z prvních specialistů starajících se o pacienta ještě před amputací by měl být psycholog. Bohužel v praxi se to stává málo kdy. Samotné amputaci by mělo předcházet sezení s psychologem a „loučení se s částí těla“. Postup se praktikuje především v zahraničí, kde jsou patrné dobré výsledky s opětovným navrácením pacienta zpět do společnosti a vyrovnáním se s vlastním handicapem. V Čechách jsou tato sezení bohužel ojedinělá. Pacientovi proto až postupem času dochází, že o končetinu definitivně přišel. Velmi často si to uvědomí až v momentě, kdy uvidí protetickou pomůcku. Problém pak může nastat, uzavře-li se do sebe a začne-li pomůcku odmítat.

Také péče fyzioterapeuta by měla začít ještě před operací. Je třeba, aby si pacienta vyšetřil a zmapoval. Od druhého dne po amputaci lze s pacientem už cvičit. Tím se zabrání vzniku kontraktur. Vertikalizace pacienta a nácvik rovnováhy by měla být samozřejmostí, stejně tak jako postupné učení chůze o berlích.

Úkolem zdravotní sestry je naučit pacienta správnému bandážování pahýlu. Bandážování omezuje otok po operaci, podporuje hojení a formuje pahýl. Ideální je použít elastická krátkotažná obinadla, kterými jsme schopni regulovat utažení jednotlivých otoček. Eventuelně se může aplikovat elastický kompresivní pahýlový návlek, který v distální části působí více kompresně než v proximální. Jeho použití je vhodné zejména u starších lidí, kterým dělá problém si pahýl samostatně bandážovat. V rámci péče o pahýl by se nemělo zapomínat ani na jizvu. I když jsou ještě v ráně stehy, je nutné palpací jemně okolí jizvy masírovat a mazat. Stav jizvy se ustálí asi po roce. Pokud by se tato péče zanedbala, mohou po zatížení (chůzi na protéze) vznikat puchýře. (cit. 12)

Po vyndání stehů je vhodná doba k sejmutí měrných podkladů pro první protézování. Pahýl by měl být zhojen a jeho objem a tvar alespoň částečně stabilizován díky pravidelnému bandážování. Konečný tvar pahýlu se ustálí asi až po dvou letech. (cit. 8)

Pomůcku navrhuje protetik ve spolupráci s ošetřujícím lékařem. Indikuje se podle předpokládané aktivity klienta. Zohlednit se také musí, zda bude či nebude klient potřebovat pomoc při nasazování protézy. Velmi důležité je vědět, jestli má ve svém okolí osobu schopnou mu pomoci a jak často se může na tuto pomoc spolehnout. (cit. 14)

Poté, co je pomůcka zhotovena by měla následovat péče fyzioterapeuta a ergoterapeuta. Společnými silami by měli klienta naučit, jak pomůcku správně používat a jak její pomocí dosáhnout samostatnosti.

2.5.2 Aktivita pacienta používání pomůcky

Při hodnocení aktivity pacienta v protetice je nejvýhodnější vycházet z mezinárodně uznávané čtyřstupňové škály. V České republice se využívá hodnocení pětistupňového, kdy se přidá stupeň aktivity 0, tj. nechodící pacient. Stupeň aktivity určuje míru schopnosti uživatele (fyzické a psychické předpoklady) provádět běžné denní aktivity.

Před prvním protézováním se určuje předpokládaný stupeň aktivity, zejména vzhledem k předchozímu stylu života a tělesné kondici. Podle toho se staví první klientovo vybavení. Později se už bere ohled na aktuální stav. Posuzuje se vždy minulost uživatele, současný stav a jeho pozitivní motivace využívat pomůcku. (cit. 21)

- 2 **Stupeň aktivity 1** – interiérový typ uživatele. Uživatel je schopný nebo se předpokládá, že bude používat protézu pro pohyb na rovném povrchu a při pomalé rychlosti chůze. Doba používání a překonávání vzdálenosti je výrazně limitována. Cílem se stává zabezpečení stoje v protéze, využití protézy pro chůzi v interiéru. (cit. 21)
- 3 **Stupeň aktivity 2** – limitovaný exteriérový typ uživatele. Uživatel má schopnost nebo předpoklady používat protézu i pro překonávání malých přírodních nerovností a bariér (nerovný povrch, schody apod.). Limitována je doba používání pomůcky vzhledem ke klientovu zdravotnímu stavu. Pomůcka je používána v interiéru a limitovaně v exteriéru. (cit. 21)
- 5 **Stupeň aktivity 3** – nelimitovaný exteriérový typ uživatele. Klient používá protézu i při střední a vysoké poměrné rychlosti chůze. Překonává většinu přírodních nerovností a bariér. Je schopen provozovat pracovní, terapeutické a jiné

pohybové aktivity. Doba používání pomůcky a překonávání vzdálenosti při chůzi v protéze jsou ve srovnání s člověkem bez postižení pouze nepatrně limitovány. Klient využívá protézu pro chůzi v interiéru a exteriéru téměř bez omezení. (cit. 21)

- 7 **Stupeň aktivity 4** – nelimitovaný exteriérový typ uživatele se zvláštními požadavky. Uživatel má schopnosti stejné jako při stupni 3. Navíc se zde vzhledem k vysoké aktivitě uživatele protézy vyskytuje výrazné mechanické zatížení protézy. Doba používání pomůcky není ve srovnání s člověkem bez postižení limitovaná. Typickým příkladem je dítě nebo vysoce aktivní dospělý uživatel nebo sportovec. (cit. 21)

Určení stupně aktivity má být zaznamenáno do dokumentace uživatele a má popisovat stávající úroveň aktivity uživatele, zejména očekávané předpoklady a přínosy s navrženým technickým vybavením protézy. Užitná doba protéz u prvovybavení není omezená, u ostatních je 24 měsíců. Dětské protézy mají individuální dobu užití u všech druhů protéz. Pacient, který používá individuálně zhotovené protézy, má nárok na dvoje funkční vybavení ve standardním provedení. (cit. 21)

2.5.3 Postup péče

Pro úspěšnou léčbu a zlepšení kvality života amputovaného pacienta je důležitá kromě dobře zvolené pomůcky také jeho příprava na protézování a dostatečná informovanost o následné péči a rehabilitaci. (cit. 9)

- 2 Od prvního dne je nutná adekvátní péče o pahýl.
- 3 Do 14 dnů by měl klient přijít do styku s protetikem a během jeho návštěvy by se mělo rozhodnout o protézování (míry se berou až částečném ustálení objemu

pahýlu)

- 4 Přibližně kolem jednoho měsíce po amputaci (záleží na stavu operační rány) se pacient přesouvá na rehabilitační oddělení, kde by mělo dojít co nejdříve k odebrání měrných podkladů na protetické vybavení.
- 5 Po vybavení klienta pomůckou může začít nácvik chůze na protéze za asistence fyzioterapeuta. (cit. 8)

Z retrospektivní studie MUDr. Petra Krawczyka (cit. 8) vyplývá, že klient čeká na protézu průměrně tři měsíce. V jedné třetině je tato doba způsobena komplikacemi při hojení pahýlu, které znemožňují odběr měrných podkladů a aplikaci pomůcky. Ve zbývajících případech je to způsobeno tím, že se protetik s klientem setkal až po jeho propuštění z rehabilitačního oddělení nemocnice. Pokud nebyl pacient dostatečně poučen, nepečoval po tuto dobu řádně o pahýl a necvičil, došlo k nežádoucím změnám na pahýlu a snížení klientovi kondice. (cit. 8)

Tato studie byla provedena v roce 2003. Od té doby se informovanost zvýšila a například v Praze protetici spolupracují přímo s nemocničním oddělením. Bohužel tomu tak není po celé republice.

3 Praktická část

3.1 Metodika práce

3.1.1 Cíl a úkoly práce

Cílem práce je shrnout poznatky z oboru protetiky a vytvořit stručný přehled pro praktické použití, eventuálně další studium. Hodnotila jsem typy jednotlivých lůžek a mechanismy přípevních lůžek na pahýl amputovaného člověka. Dále byl porovnáván vliv délky pahýlu na chůzi s pomůckou a možnost adekvátního vybavení. Ve výsledcích práce je sestavena tabulka, která porovnává dostupná pahýlová lůžka a definuje okruhy pacientů, pro které jsou jednotlivé typy lůžek vhodné.

Pro splnění cíle jsem si stanovila následující úkoly:

1. Sehnat a prostudovat odbornou literaturu, která se problematikou zabývá.
2. V rámci letní praxe získat informace k problematice.
3. Požádat o komentář odborníky pracující v oboru.
4. Porovnat jednotlivé typy lůžek a zhodnotit je.
5. Vytvořit stručné a přehledné znázornění výsledků práce.

3.1.2 Metoda práce

Většina práce je rešeršního charakteru. Analytická část je zaměřena na problematiku amputace a péče o klienta. Je zde popsán průběh péče i zastoupení jednotlivých zdravotnických odvětví podílejících se na ní.

Práce je zaměřena na přípravu klienta na protézu a vlastní protézování s důrazem především na stavbu protézy podle možností zatížení pahýlu a úlohy protézového lůžka a s tím úzce související výběr komponentů a tvar pomůcky.

V praktické části se zabývám hlavní problematikou, tedy způsoby, jak je zachyceno lůžko na pahýlu, typy lůžek a porovnáním jejich kladů a záporů. V této části jsem využila poznatků z praxe a odborných znalostí protetiků. Prošla jsem problematikou od starších mechanismů a protéz, se kterými se ještě můžeme na protetice při opravách setkat, až po současné vybavení, které je klientovi poskytováno v dnešní době.

Ve výsledcích práce jsem zformulovala tabulky znázorňující přehledně vliv délky pahýlu

na vybavení, dále souhrnnou tabulku znázorňující typ lůžka, vhodný mechanismus zachycení, aktivitu klienta a možnosti použití různých typů protetických chodidel. Tabulka má sloužit pro jednoduchou a rychlou orientaci v problematice.

Během zpracovávání práce jsem využila metody preview, interview, kategorizace a katalogizace dat.

3.2 Pahýlové lůžko

Každá protéza je složena z pahýlového lůžka a periferní části. Pahýlové lůžko určuje komfort protézy a umožňuje přenos podnětů na periferní část, která má na starosti mechanické vlastnosti pomůcky.

V základním rozdělení se můžeme setkat s lůžky:

- 1 Závěsnými
- 2 Semikontaktními
- 3 Plně kontaktními (Ulpívacími) (cit. 3)

Pahýlové lůžko závěsného vychází z tvaru amputačního pahýlu. K jeho retenci je nutné závěsné zařízení. Výhodou tohoto lůžka je jeho snadná aplikace a možnost využití i na pahýl bizardního tvaru. Nevýhodou je kromě přídavné části také snížená ovladatelnost lůžka (a tím i celé protézy) amputačním pahýlem. Hmotnost těla je přenášena přes opěrné body.

Semikontaktní lůžko vyžaduje také retenční zařízení. Je zde však mnohem lepší kontakt zevního povrchu amputačního pahýlu a pahýlového lůžka. Je také zvětšena kontaktní plocha pahýlu s protézou, čímž dochází k lepšímu ovládnutí pomůcky. (cit. 3)

Plně kontaktní lůžko, nebo-li lůžko ulpívací je dokonale vytvarováno podle povrchu amputačního pahýlu. Dochází k plnému kontaktu s vnějším povrchem pahýlu za současného vzniku podtlaku. Podtlak je v lůžku regulován „podtlakovým ventilem“.

Lůžka se silikonovou vložkou a lůžka polyuretanová patří mezi lůžka ulpívací. Jsou fixována na pahýl svým elastickým napětím v celé ploše. Podle jejich zevního povrchu se vytvoří oporné tvrdé lůžko, na které je připevněna periferní část protézy. Výhodou tohoto lůžka je jednak

subjektivní zvýšení komfortu klienta v lůžku a zatím asi nejpřesnější v praxi používaný přenos sil. Nevýhodou může být zvýšená náročnost na údržbu, protože se lůžko aplikuje na „holou kůži“ pahýlu.

(cit. 3)

S rozvojem nových technologických postupů již neplatí, že pro dobrou funkci protézy je důležité zachovat každý centimetr tkáně. Naopak, amputační pahýl by měl být dokonale připraven pro následující protetické vybavení jak délkou, tak svým tvarem. Pro moderní ulpivací lůžka je nejvýhodnější lehce kónický tvar pahýlu střední délky.

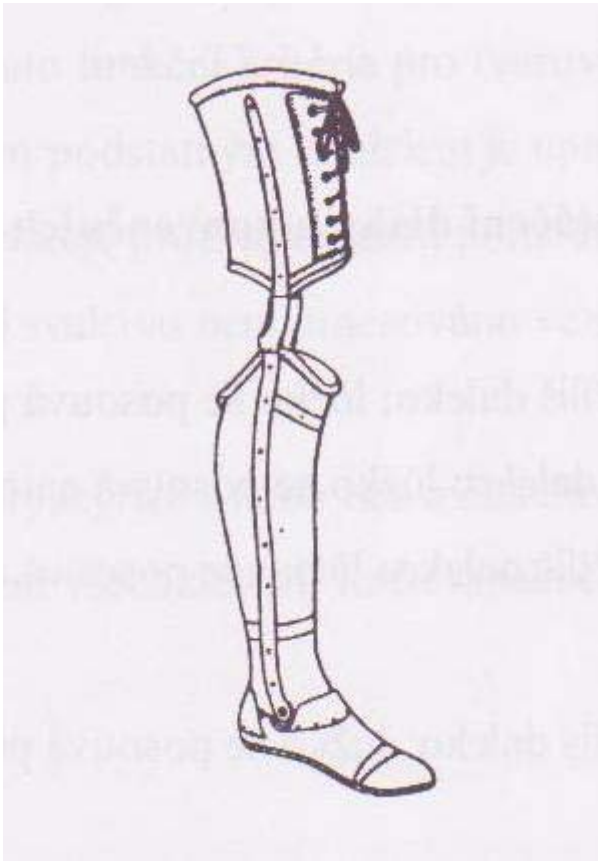
3.3 Typy lůžek

3.3.1 UKB

Bércová protéza UKB se vyráběla bez ohledu na šlachy kvadricepsu, patelu a kondyly femuru. K připevnění bylo zapotřebí stehenní objímky, protože chyběl optimální kontakt mezi lůžkem a pahýlem. Vznikající síly se převedli do objímky, zatímco protézové lůžko sloužilo k přenosu pohybu. Protéza byla vyráběna z různých materiálů – dřeva, hliníku nebo kůže.

Pokud je možné využít nové technologie, tak se již dřevo, jako materiál pro protetické lůžko nepoužívá. Tam, kde není možné dřevo nahradit, má tento materiál uplatnění ještě dnes (např. země třetího světa). Obecně lze však říci, že protéza UKB má již odslouženo. V této práci jí uvádím zejména z důvodu, že z tohoto typu vychází další typy lůžek a také proto, že je zástupcem závěsného typu amputačního lůžka. (cit. 5)

V dnešní době je protéza UKB pro klienta nevhodná. Častým používáním stehenní objímky dochází k atrofii měkkých tkání – svalů, patologickému tvarování tkáně a přiškrcování nervů a cév. Příčinou je komprese způsobená utažením objímky aby protéza nepadala. Díky novým technologiím a materiálům lze zachycení řešit jiným způsobem i u velmi krátkých pahýlů. Nicméně stehenní objímku je možné stále použít u méně aktivních klientů s velmi krátkým pahýlem. Její připevnění je jednoduché a není potřeba asistence jiného člověka, což může být při volbě pomůcky rozhodující.



Obrázek č. 4 Protéza UKB

3.3.2 PTB

Bércová protéza s opřením o patelární šlachu byla první z protéz, u které se přestalo využívat velkých stehenních manžet a objímek k zachycení síly. Lůžko bylo tvarované a sahalo mediálně a laterálně výše než UKB lůžko. Jeho podstatou je přenesení zátěže na šlachu musculus kvadriceps. Fixace proti sklouznutí je zajištěna pomocí osmičkové nebo kruhové bandáže nad čéškou. (cit. 5) Tím se neomezuje stehenní svalstvo ve svém rozvoji a odpadá jeho zaškrcení. PTB je vyrobena z pryskyřice a je předchůdcem hojně využívané protézy KBM.



Obrázek č. 5 Protéza PTB

3.3.3 KBM

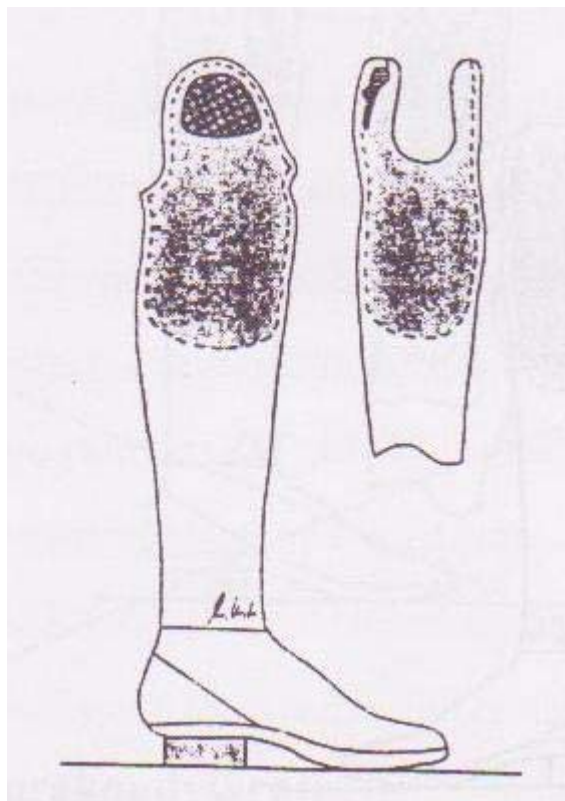
Kondylární protéza – Münster (KBM) má stejně tvarovanou spodní část lůžka jako PTB. V horní části obepíná mediálně a laterálně kondyly femuru a tím fixuje protézu k pahýlu. (cit. 5) „Ucha“ protézy svírají anatomickou strukturu kondylů femuru, v přední části kopírují postavení česky a zabraňují tak pístovému pohybu nebo sklouzávání protézy. (cit. 6) Tento způsob zavěšení se označuje jako suprakondylární objímka a je hojně využíván.

Protéza KBM je tvořena měkkým lůžkem z polyformu s „čepičkou“ pro distální část

pahýlu z měkčího plastazotu. Tvrdá skořepina je laminovaná za pomoci podtlaku přes polyformové lůžko. Polyform kopíruje tvar pahýlu. Jeho výhodou je možnost před laminací zesílit polyform na určitých místech a pozměnit (upravit) tím tvar pahýlu. Má-li pahýl větší rozměry v distální části než části střední, jsme schopni touto úpravou usnadnit nasazování protézy. Měkké lůžko vyrovná tento rozdíl a tvrdé laminované lůžko bude už mít snadno nasazovatelný tvar. Pro krátký pahýl, lze využít silikonového lineru s trnem a do tvrdé skořepiny zabudovat adaptér se zámkem. Další možností je prodloužit uchycení nad kondyly femuru.

Nejčastěji se protéza KBM kombinuje s chodidlem SACH. Pro starší klienty je vhodné chodidlo geriatrické, které je odlehčené a snižuje namáhavost manipulace s pomůckou. Aktivní – dynamická chodidla mohou být využita u klientů se stupněm aktivity 3 – 4. (cit. 15)

Lůžko KBM je vhodné pro různý tvar pahýlu. Jeho technologie výroby je schopná minimalizovat tvarové odchylky (kromě extrémních tvarů, ty se musí řešit vždy individuálně). Otázkou však zůstává, do jaké míry je touto technologií protézovatelný krátký pahýl. Technologie KBM využívá závěsných a opěrných bodů. Není-li jich dostatek, musí se volit jiné řešení.



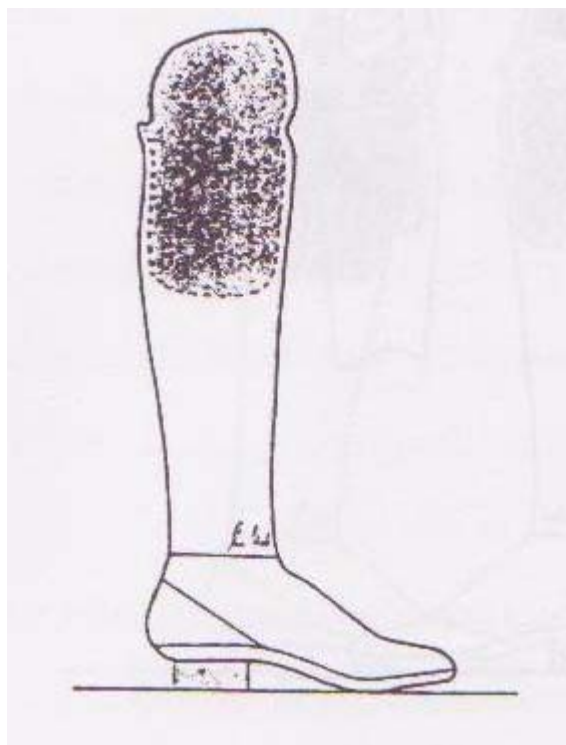
Obrázek č. 6 Protéza KBM



Obrázek č. 7 Protéza KBM pohled zezadu

3.3.4 PTS

Protéza PTS je suprakondylární objímkou srovnatelná s KBM. Liší se úplným začleněním pately a v zachycení zátěže. (cit. 5) Protéza obepíná větší plochu (skoro celou patelu) než je zapotřebí, jelikož česka je stejně k přenosu zátěže nevhodná. Zmenšuje se přenos síly přes šlachu kvadricepsu a dochází k přenosu části sil přes frontálně-laterální plochu pahýlu. Horní lem objímky funguje jako závěs a tím drží pomůcku na těle nositele. (cit. 6) PTS je tedy vhodná pro delší, dobře zhojené pahýly s minimem citlivých míst. U krátkých pahýlů lze použít silikonové lůžko s trnem a zámkovým adaptérem.



Obrázek č. 8 Protéza PTS

3.3.5 TSB

Protéza TSB čerpá z předchozích typů kontaktních bércových protéz. Odlišuje se zásadně technologickým postupem při získávání negativního odlitku, který je určující pro konečný tvar pahýlového lůžka. (cit. 15)

Protézu tohoto typu nedovolí použít několik kontraindikací:

- 1 Hruškovitý tvar pahýlu (není možné zajistit podtlak)
- 2 Krátký pahýl (není možné zajistit optimální podtlak a tudíž kvalitní ulpění protézy)
- 3 Diabetes mellitus (podtlak může u některých jedinců omezit správné prokrvení pahýlu)

Při protézování je nutné brát ohled na tvar pahýlu. TSB nelze využít je-li pahýl hruškovitý, protože TSB používá k ulpění na pahýlu podtlak. U hruškovitého tvaru je zajištění podtlaku nemožné. Ideální je pahýl normálního až lehce kónického tvaru. Dalším kritériem pro výběr lůžka je délka pahýlu. Při krátkém pahýlu nemůžeme dosáhnout potřebného podtlaku, a tudíž není zajištěno kvalitní držení protézové objímky na pahýlu.

Protéza TSB je specifická již svojí výrobou. Přejíždí se z klasického ručního sádrování pahýlu na sádrování za pomoci podtlaku. Po vytvoření sádrového pozitivu se ubírá rovnoměrně po celém obvodu 4 – 5% z původních rozměrů a vytváří se model. Rovnoměrné ubírání je velmi důležité aby se tvar modelu nezměnil.

Protetické lůžko TSB je tvořeno měkkým lůžkem (linerem), které předchází vzniku otlaků a odřenin, a laminátovým lůžkem s jednocestným ventilem. Pro aktivnější uživatele a jejich větší komfort lze TSB spojit s technologií firmy Otto Bock – systémem Harmony. (cit. 4)



Obrázek č. 9 Protéza TSB pohled zezadu

Obrázek č. 10 Protéza TSB pohled z boku

3.4 Přídavné mechanismy zachycení

Protéza svým tvarem sama na pahýlu neдрží. Je proto nutné využít některý ze způsobů zachycení. Jejich vhodnost je diskutabilní. Každý klient preferuje něco jiného a stav pahýlu často výběr omezuje. V dnešní době dostupné mechanismy popisují v následujících kapitolách.

3.4.1 Bandáže a manžety

Jedná se o hojně využívaný způsob zachycující protézy především v první polovině dvacátého století. K protéze, nejčastěji dřevěné nebo kožené se pomocí kovových dlah připevnila široká stehenní manžeta. Jejím úkolem bylo zprostředkovávat veškeré působení sil mezi pomůckou a končetinou. Zabraňovala uvolnění pomůcky a přenášela zátěž. Proto bylo nutné manžetu řádně utáhnout. Při častém užívání pomůcky docházelo k zhmoždění svalů stehna a vlivem neustále vyvolávaného tlaku až k jejich atrofii. Manžeta také omezovala nervy a přivod krve do periferní části – distálně od upnuté manžety.

Později se začalo u vhodných pahýlů využívat jednoduššího a méně omezujícího způsobu zachycení v podobě kruhové nebo osmičkové bandáže nad patelou. Bandáž zachycuje protézu a zamezuje jejímu sklouznutí z pahýlu. Není využívána k přenosu sil při zatížení pomůcky. Tuto funkci přebírá už protéza, především její pahýlové lůžko.

3.4.2 Suprakondylární objímka

Zachycení pomocí suprakondylární objímky je užíváno například u protéz KBM nebo PTS. Jedná se o vytvarování horní části objímky tak, aby se zabránilo rotaci, pohybu a padání pomůcky. Využívá se nezatížitelných a zatížitelných bodů. Máme tedy možnost použít kondylů femuru k nesení hmotnosti protézy, když pomůcka není v kontaktu s podložkou. Při změně sil, během přenesení váhy na protézu, se využívá šlacha musculus kvadriceps, částečně také mediální

plocha tibie a plocha mezi tibií a fibulou. Patela by měla být odlehčena, protože nesnese dlouhodobé zatížení. Je tedy obepnuta „uchy“ pomůcky, která po stranách vybíhají ke kondylům femuru. Díky tomuto vytvarování se zabrání rotaci lůžka na pahýlu.

Suprakondylární objímka se tvaruje už při sádrování. Při tuhnutí sádrových obinadel protetik pomocí dlaní a prstů tvaruje „ucha“ nad kondyly a také hranu, o kterou se opírá šlacha kvadricepsu. Tuto hranu je možné, někdy i nutné, při zhotovování modelu ještě zvýraznit.

Při středních a dlouhých pahýlech je tento způsob zachycení dostačující, není třeba ho ničím doplňovat. Zachycení krátkých pahýlů se někdy kombinuje se silikonovým linerem s trnem a do lůžka vbudovaným zámkem.

3.4.3 Silikonový liner s trnem a zámkový adaptér

Protéza drží díky přilnavosti silikonového lineru, který se nasadí přímo na pahýl. Na špici lineru, v distální části pahýlu, je připevněn trn, který pasuje do zámku zabudovaného v pahýlovém lůžku. Nevýhodou tohoto systému je složitější způsob nasazování. Trn musí být na pahýlu přesně proti zámku tak, aby šlo přes liner nasadit pevné lůžko a trn se v zámku uchytí. Díky tomuto zachycení protéza výborně na pahýlu drží.

Použití této metody ovlivňuje stavební výška pomůcky. Vzhledem k rozměrům zámkového adaptéru se tento typ zachycení nehodí pro dlouhé pahýly. Výhodné je použití u krátkých pahýlů, které výborně drží v protéze.

3.4.4 Podtlak

Podtlak je v poslední době zřejmě nejrozšířenější způsob zachycení protéz. Jeho nevýhodou podtlaku jsou kontraindikace. Pozor by se měl dávat především při amputacích způsobených cévním onemocněním nebo diabetem mellitus. Podtlak může ovlivňovat prokrvení v distální části pahýlu.

V protézovém lůžku jde zajistit podtlak pasivní, pomocí jednocestného ventilu. Při nasazování protézy na pahýl se jeho pomocí odčerpá všechen vzduch. Měkké tkáně pahýlu se

rozloží v lůžku tak, že zabraňují opětovnému nasátí vzduchu. Zároveň je kraj lůžka překryt kolenní propojující gelovitou bandáží, která zabraňuje vnikání vzduchu a zaručuje bezpečnou přilnavost protézy. Vzniká podtlak, díky kterému drží protéza na pahýlu. Při snímání pomůcky se ventil uvolní, tlak se vyrovná a pomůcku lze sejmout.

Aktivního podtlaku využívá například systém Harmony. Jedná se o mechanické čerpadlo, které při každém kroku aktivně obnovuje podtlak v lůžku protézy. Tím zajišťuje jeden z nejlepších způsobů přilnutí protézy. Zároveň je v systému zintegrována funkce tlumení a torze. (cit. 4) Problém může uživateli nastat v momentě, kdy delší dobu sedí. Podtlak se sníží a klient může mít při prvních krocích pocit, že protéza dobře nedrží. Další nevýhodou tohoto systému je skutečnost, že pokud se hmotnost klienta blíží maximální nosnosti pomůcky, pak velice snadno a rychle dochází k jejímu opotřebení.

3.5 Protetická chodidla

1 SACH (solid ankle cushion heel)

Jedná se o flexibilní chodidlo skládající se v oblasti kotníku a nártu z vnitřního dřevěného jádra, které je obaleno integrální pěnou ve tvaru chodidla. V oblasti paty je měkký polyuretanový pěnový díl, který změkčuje nášlap na patu. Pružná integrální pěna v přední části umožňuje odval chodidla.

V transtibiální protetice se toto chodidlo velice osvědčilo. Je vhodné pro klienty se stupněm aktivity 1 – 2 a také pro klienty se zvláštními požadavky na stabilitu. (cit. 5)

2 Chodidla s hlezenním kloubem

Svou základní stavbou jsou podobná chodidlu SACH s tím, že připojení chodidla k bérce je kloubovité, nikoli tuhé.

- jednoosý hlezenní kloub umožňuje teoreticky plantární a dorzální flexi

chodidla. Pohyb chodidla je tlumen pomocí silent blocků (gumové tlumící polštářky).

- Víceosý hlezenní kloub, až tříosý, připomíná pohyby fyziologického hlezenního kloubu – plantární a dorzální flexi (m-l pohyblivost), inverzi a everzi (a-p pohyblivost), rotaci (kolem podélné osy, i když fyziologicky normálně vzniká v kyčelním kloubu). Jeho výhodou je schopnost přizpůsobit se nerovnému terénu. Za nevýhodu můžeme označit snížení stability a s tím související vyšší nárok na aktivitu a kondici klienta.

3 Dynamická chodidla

Dynamická chodidla zajišťují bezpečnost a pohodlí v každodenních aktivitách. Jedná se o nejčastěji používaná protetická chodidla, protože jsou schopná se přizpůsobit požadavkům na stabilitu a dynamiku chůze. Technologie chodidla využívá rozdílného vypětí a pružinového elementu. (cit. 19)

Chodidla umožňují dynamický přechod ze stojné do švihové fáze kroku a jsou schopná vyrovnávat vlivy nerovností povrchu. Dynamická chodidla jsou vhodná pro klienty se stupněm aktivity 2 a 3. (cit. 19) Jedná se o aktivní klienty, kteří potřebují zvládat chůzi po různém povrchu v interiéru i exteriéru. Jejich požadavky na chodidlo jsou vyšší.

4 Geriatrické chodidlo

Chodidlo vhodné pro klienty s nízkou úrovní aktivity. Technologie výroby se zaměřuje na lehké materiály. Díky tomu je chodidlo vhodné pro méně aktivní klienty, kteří ho používají jen pro zajištění základní mobility. Geriatrické chodidlo je velice stabilní při stožení a tím podporuje klientovu důvěru v protézu. (cit. 17)

5 Chodidlo s karbonovou pružinou

Výhodou karbonových chodidel je možnost kumulování energie a její zpětné vydávání. Při náslapu na patu dochází díky pružinám k pozvolnému tlumení, které se kladně projeví během přenosu váhy na přední část chodidla. Protéza dostane impulz od pružin a aktivnímu odvalu. Tím se chůze při hodnocení aspektů jeví plynulejší a odstraní se „tvrdé“ přechody mezi jednotlivými fázemi kroku. Dochází k zlepšení symetrie chůze a snížení její namáhavosti. Karbonová chodidla jsou vhodná pro chůzi po různém terénu různou rychlostí.

6 Sportovní pylonová chodidla

Jedná se o sportovní chodidla vhodná pro stupeň aktivity klienta 3 a 4, kdy jsou na chodidlo kladeny vysoké požadavky. Jejich výhodou je nízká hmotnost a malá náročnost na údržbu. (cit. 17) Chodidlo akumuluje energii v elastickém pylonu a je schopno ji zpět vydat s minimálními ztrátami. Technologie využívá kompozitních materiálů, díky kterým má chodidlo větší pružnost, nižší hmotnost a minimum spojovacích prvků.

Pylonové chodidlo je vhodné pro kratší amputace, kde lépe vyniknou jeho vlastnosti.

3.6 Aktivita klienta a výběr vhodných komponentů

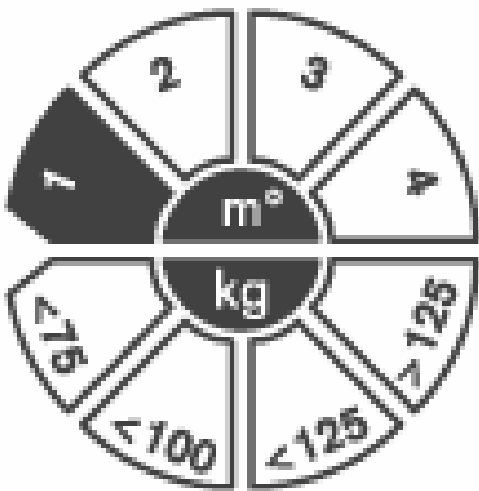
Výběr vhodných komponentů je velice důležitá část stavby protézy. Snahou je akceptovat a co nejlépe splnit přání klienta, skloubit ho se znalostmi protetika a vybrat vhodné dílce ke stavbě pomůcky. Protetik by měl být řádně seznámen se zdravím, zázemím, prací a stylem života klienta. Před začátkem výběru dílců pomůcky je stanoven stupeň aktivity klienta. V protetice rozlišujeme stupeň aktivity 1 – 4, o kterých se zmiňuji v první, analytické části práce. Dalším kritériem pro volbu vhodného komponentu je jeho nosnost. Odolnost stavebního dílu určují materiály a technologie použité pro jeho výrobu. O vhodnosti dílu pro klienta rozhoduje

kompromis mezi odolností, nosností, váhou a vlastnostmi komponentu.

Firma Otto Bock pro zjednodušení výběru zboží ze svého sortimentu vytvořila přehledný systém Mobis, který vznikl na základě klasifikačního systému. Systém zpřehledňuje a zjednodušuje vybírání vhodných komponentů. Podle symbolu Mobis rozezná protetik na první pohled pro jaký stupeň aktivity a hmotnost klienta je daný díl vhodný.

Symbol Mobis je kruh rozdělený na dvě části. Horní půlkruh znázorňuje pro jaký stupeň/stupně aktivity je komponent vhodný. Může se jednat o chůzi v interiéru, omezenou exteriérovou chůzi, chůzi v exteriéru nebo chůzi bez omezení v exteriéru s vysokými nároky. Dolní část definuje hmotnostní třídu. Hmotnost klienta se dělí do skupin do 75kg, do100kg, do125kg a nad 125kg. (cit. 18)

Díky tomuto systému sjednocuje Otto Bock údaje potřebné pro výběr komponentů protéz. Pro omezení maximální nosnosti pomůcky rozhoduje komponent z nejnižší hmotnostní třídy.



Obrázek č. 11 Symbol Mobis od firmy Otto Bock

3.7 Délka pahýlu – vliv na protézu

O kvalitě klientova vybavení rozhoduje částečně už amputace. Při plánované operaci má možnost lékař volit místo zkrácení na základě svých zkušeností a znalostí nebo po konzultaci s protetikem. Jestliže se však jedná o polytrauma nebo jinak život ohrožující stav, je hlavním

úkolem operátora zachránit pacientovi život. Provede amputaci, končetinu stabilizuje a věnuje se ostatním zdravotním problémům. Nemá tak dost času přemýšlet, kde přesně amputaci provést a zda bude později možno pacienta vhodně vybavit pomůckou.

Může se tedy stát, že se k protetikovi dostaví klient s nevhodnou délkou pahýlu. V takovém případě je pak problematické najít způsob jak pomůcku na pahýl zachytit. Podobně také kvalita a tvar pahýlu omezují výběr možných komponentů pomůcky.

S délkou pahýlu se pojí také jeho stav. Čím je pahýl kratší, tím více je náchylný ke vzniku flekční kontraktury. Tento stav bývá také umocňován špatnými návyky klientů, v případě kdy nejsou řádně poučeni o polohování a cvičení s pahýlem. Pro amputovaného člověka jsou příjemné polohy, kdy se pahýl nachází ve flekčním postavení. Mezi takové polohy patří například leh na zádech s kolenem podloženým polštářem nebo sed s „nohou přes nohu“. (cit. 9) Už v prvních dnech po amputaci je tedy nutné, aby byl klient nemocničním personálem poučen a co nejdříve začal s pahýlem cvičit. Pro správný přenos zátěže je důležitá absence kontraktur. Osa přenosu zátěže na amputované končetině by měla být co nejvíce podobná fyziologické ose přenosu zátěže.

Délka pahýlu je přímo úměrná síle páky pahýlu, která ovládá protézu. Lze tedy tvrdit, že pro klienta s delším amputačním pahýlem je pohyb méně namáhavý a méně vyčerpávající. I když jsou svalové skupiny u krátkého a dlouhého pahýlu stejné, provádí pohyb delšího pahýlu více svalové hmoty, která je schopna působit větší silou.

Stavba pomůcky je velkou měrou ovlivňována délkou pahýlu. Protetik je vázán délkou nehandicapované končetiny a neměl by jí u bérkové protézy překročit. V opačném případě by došlo ke změně osy zátěže. Tato změna se projeví velmi rychle na zdraví klienta např. bolestí zad.

Dlouhé pahýly jsou problematické z důvodu stavební výšky pomůcky. Pod pahýl musí být umístěno minimálně protetické chodidlo, adaptér na připevnění k lůžku a ohled je třeba brát i na tloušťku/sílu lůžka. Nejvyšší z vyjmenovaných komponentů je protetické chodidlo. Průměrná výška nejčastěji používaných chodidel se pohybuje okolo šesti až sedmi centimetrů. Připočteme-li k tomu adaptér pro připevnění a sílu materiálu lůžka, dostaneme se na hodnotu okolo 15cm vzdálenosti od podložky. To sice neznamená, že bychom nebyli schopni vybavit pomůckou klienta s delší amputací, jsme ale omezeni ve výběru chodidla. Protetik musí volit chodidlo s nižší stavební výškou a těch není na trhu takový výběr.

Velmi krátký pahýl je problematický s hlediska zachycení pomůcky.

4 Výsledky

Výsledky práce jsou uvedeny v tabulkách č. 1 a 2.

Tabulka č. 1. znázorňuje délku pahýlu a její vliv na stavbu pomůcky a propojenost mezi délkou pahýlu a možnostmi stavby pomůcky.

U ultra krátkých pahýlů nejsme omezeni při výběru komponentů pomůcky, avšak zachycení pahýlu a přenos dynamických sil je problematický. Oproti tomu dlouhé pahýly nemají problémy se zachycením, ale výběr komponentů je omezen stavební výškou protézy.

charakteristika			
	délka v % (100% = délka tibie)	stavební výška protézy	zachycení protézy
ultra krátký pahýl	< 20%	vhodná pro adekvátní vybavení - výběr komponentů není limitován	velmi problematické
krátký pahýl	< 25%	vhodná pro adekvátní vybavení - výběr komponentů není limitován	problematické
střední pahýl	25% - 75%	vhodná pro adekvátní vybavení - výběr komponentů není limitován	dobré
dlouhý pahýl	>75%	výběr komponentů je limitován	dobré

Tabulka č. 1 Vliv délky pahýlu na stavbu protézy

Tabulka č. 2 zobrazuje celkové výsledky práce. Zde jsou znázorněny možnosti kombinace lůžek a dalších mechanismů pomůcky. Lze vyčíst vhodnost kombinace jednotlivých typů chodidel s lůžky, vhodný mechanismus zachycení pro dané lůžko a vhodnost lůžka pro určitou délku pahýlu.

	UKB	PTB	KBM	PTS	TSB	
aktivita pacienta	1 až 2	1 až 3	1 až 4	1 až 3	1 až 4	
délka pahýlu	15-80%	<50%	20-75%	<25%	<75%	
hmotnost klienta	bez limitu	do 125kg	do 125kg	do 125kg	do 125kg	
přídavné mechanismy zachycení	stehenní manžeta	ano	ne	ne	ne	ne
	patelární závěs	ne	ano	ne	ne	ne
	suprakondylární objímka	ne	ne	ano	ano	ne
	trnový adaptér + silikonové lůžko	ne	ano	ano	ne	ano
	podtlak - jednocestný ventil	ne	ano	ano	ano	ano
	podtlak - harmony	ne	ne	ne	ano	ano
protézová chodidla	SACH	ano	ano	ano	ano	ano
	dynamické chodidlo	ne	ano	ano	ano	ano
	geriatrické chodidlo	ne	ano	ano	ano	ano
	karbonové - C-Walk	ne	ano	ano	ano	ano
	chodidlo s pohybem v hlezením kloubu	ano	ano	ano	ano	ano
	sportovní pylonové chodidlo	ne	ne	ano	ano	ano

Tabulka č. 2 Pahýlová lůžka

5 Diskuze

V průběhu zpracování práce jsem se setkala s odlišnými názory na stejnou problematiku. Vzhledem k tomu, že protetika není v české odborné literatuře často řešené téma, musela jsem

hledat pomocné zdroje v odborné cizojazyčné literatuře.

Kromě publikací o protetice, jsem v analytické části vycházela také z lékařských publikací, např. knihy Ortopedie (Dungl, 2005). Setkala jsem se tedy s různými názory na průběh a způsob amputace, popřípadě v jakém místě je vhodné končetinu amputovat. Ve většině zdrojů převládá názor, že nejvýhodnější pro pacienta je zachovat co největší množství zdravé tkáně. Tento názor je popisován ve starších knihách a někteří současní autoři s ním souhlasí. Z hlediska humánního, je to myšlenka správná. Při amputaci je odebírána část těla, a proto by tato část měla být co nejmenší. To je pravda, ale nemělo by se přitom zapomínat na budoucnost pacienta.

Někdy se stane, že do protetické firmy přijde klient po transtibiální amputaci, který má zachované maximální možné množství tkáně. Kost pahýlu není pevně ukotvena a lze říci, že „plave“ v množství okolních tkání. V takovém případě může mít protetik s přichycením pomůcky a klient s chůzí. Impuls k chůzi je přenášen přes kosti. Přesněji řečeno, pohyb kosti dává pomůcce podnět k vykonání kroku. Jestliže avšak tibie vykoná pohyb, který je utlumen okolní tkání, je pohyb pomůcky menší nebo dokonce žádný. Pacient pak musí z důvodu vyrovnání pohybu amputované končetiny a končetiny bez handicapu vykonávat pohyb větší silou a ve větším rozsahu.

Jiný problém může nastat, pokud lékaři amputují končetinu tak, aby byla co nejdelší. To je situace, kdy se pomůckou nahrazuje co nejméně. Při protetickém řešení však nastává problém se stavební výškou pomůcky. Protézu je nutné postavit tak, aby délka handicapované končetiny včetně pomůcky byla shodná s délkou druhé končetiny. Protetik má omezený výběr komponentů a omezené možnosti jejich kombinací. Při kratší amputaci by mohl klientovi nabídnout lepší, v některých případech i variantní řešení.

Z výše uvedených důvodů je zřejmé, že by každá amputace, u které je to možné, měla být konzultována s protetikem. Operátor určí místo operace a technik zjistí a vyhodnotí situaci tak, aby bylo možné pacienta vybavit co nejvhodnější pomůckou.

Správná komunikace mezi jednotlivými pracovníky zdravotnických oborů je pro spokojenost pacienta nejdůležitější. Zaručuje nejlepší možnou péči a omezuje možnost vzniku problémů. V rámci nemocničního zařízení je tato péče zajištěna. Problém nastává v komunikaci mimo něj. Často například protetik a ergoterapeut řeší problémy zpětně, až se k nim klient dostaví. Podle mého názoru by se dalo takovým situacím předcházet včasnou komunikací. Řešení tohoto problému ale není jednoduché. Předpokládá totiž zajištění komplexní péče v rámci celé

republiky a to je možné pouze uměnou některých zákonů týkajících se zdravotnických oborů.

6 Závěr

Před začátkem psaní bakalářské práce jsem si stanovila několik úkolů. Hlavním cílem bylo vytvořit přehledné rozdělení lůžek transtibiálních protéz na základě možností jejich zachycení na amputační pahýl. Pracovala jsem s typy lůžek UKB, PTB, KBM, PTS a TSB. Takový výběr jsem volila z důvodu, že právě s těmito lůžky se lze v praxi setkat. Lůžka KBM se

v dnešní době stále na protetikách vyrábějí. S lůžky UKB a PTB se protetik může setkat při opravách nebo by měl být schopen je vyrobit na přání klienta, který je na tento typ pomůcky zvyklý.

V práci jsem se zaměřila na možnosti zachycení těchto lůžek. Určila jsem, pomocí jaké síly mechanismy drží na pahýlu a podle toho je rozdělila do čtyř kategorií. Bandáže a manžety, suprakondylární objímka, silikonové vnitřní lůžko a zámkový adaptér. Jako poslední jsem volila skupinu zachycení na základě podtlaku. Popsala jsem, jak který mechanismus funguje a pro kterého klienta je vhodný. Mechanismy jsou také hodnoceny podle vhodnosti využití s určitým typem lůžka.

Velmi důležité pro výběr komponentů pomůcky je znát stupeň aktivity klienta a jeho hmotnost. Stupeň aktivity vymezení vhodné komponenty, ze kterých můžeme pomůcku stavět. Komponenty odlehčené a stabilní jsou vhodné pro nízký stupeň aktivity. V mnoha případech určuje vhodnost přímo výrobce, který do návodu stavby k parametrům dílu přiřazuje také vhodnou aktivitu klienta a jeho maximální hmotnost pro bezproblémové užívání pomůcky.

Čím jsou jednotlivé díly lehčí (a s nimi také protéza), tím je jejich používání je pro klienta snadnější. Nepotřebuje tolik síly pro ovládnutí pomůcky a šetří energii. S rostoucí aktivitou amputovaného je zapotřebí lepších a odolnějších konstrukcí a materiálů. Klient většinou odmítá větší stabilitu a volí možnost plynulé a efektivní chůze. S vyššími nároky na pomůcku také úměrně roste hmotnost vybavení. Protéza musí být odolnější a musí zvládat náročnější terén.

S chůzí po různých terénech je úzce spjatý výběr protetického chodidla. Pokud je to možné, je výhodné je volit podle přání a pocitu klienta, kdy se cítí na protéze bezpečně. Při výběru chodidla se také používá stupně aktivity. V první řadě se vychází z prostředí, ve kterém se bude klient pohybovat. Dále pak volíme mezi aktivitou a stabilitou, respektive snažíme se najít vhodný kompromis.

To vše je popsáno v praktické části práce a konečný přehled problematiky je shrnut ve výsledné tabulce. K typům lůžek jsou přiřazeny jednotlivé komponenty, dále je zde znázorněno, co je vhodné nebo naopak nevhodné použít.

Analytická část je zpracována jako rešerše. Vycházela jsem z české a zahraniční literatury, zápisků přednášek prezentovaných na fakultě a materiálů získaných v protetických firmách, většinou v elektronické podobě. V práci jsem shrnula poamputační péči o klienta a pahýl, přípravu na používání pomůcky a také stavbu pomůcky z hlediska možnosti zatížení

pahýlu a úlohy protézového lůžka.

Práce je dle mého názoru přínosná pro praxi. Vytváří přehled, rozděluje a třídí poznatky o zachycení transtibiálních protéz na pahýlu. Právě tato problematika je jednou z nejdůležitějších při stavbě protézy. Klient může dostat výborně sestavenou pomůcku, ale v případě, kdy nebude správně zvolené a provedené připevnění na pahýl, tak s největší pravděpodobností pomůcku odloží. Byla bych ráda, kdyby tato práce posloužila dalším studentům oboru, jako zdroj informací, které budou později moci využít v praxi.

7 Referenční seznam

Seznam citací

Tištěné publikace

1. ARWERT, Henk J. Residual-limb quality and functional mobility 1 year after transtibial amputation caused by vascular insufficiency. *JRRD : Journal of rehabilitation research and development*. 2007, n. 5, s. 717–722.
2. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie* 1. vyd. 2. Praha: Grada, 2001. 516 s. ISBN 80–7169-970–5.
3. DUNGL, Pavel, et al. *Ortopedie*. Praha: Grada, 2005. 1280 s. ISBN 80–247-0550–8
4. FIALA, Pavel. Systém Harmony : Kompletní systém bércevého pahýlového lůžka. *Ortopedická protetika*. 2005, č. 12, s. 20–23.
5. FOPTO. *Protetika: Základy protetiky dolních a horních končetin*. Praha: Svoboda, 2002. 313 s.
6. HADRABA, Ivan. *Sádrovací technika v ortopedické protetice*. Praha: SPOFA, 1971. 172 s.
7. HENDL, J. *Přehled statistických metod zpracování dat*. Praha: Portál 2004. ISBN 80–7178-820–1
8. KRAWCZYK, Petr. Hodnocení protetické péče u pacientů s amputací DK. *Ortopedická protetika*. 2003, č. 8, s. 10–16.
9. SMUTNÝ, Milan. *Informace pro pacienty po amputaci končetiny*. vyd. 1. Praha: FOPTO, 2009. 64 s. ISBN 978–80-254–3820-6.
10. VÉLE, František. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. vyd. 2. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80–7254-837–9.

11. VOKURKA, Martin, et al. *Velký lékařský slovník*. vyd. 8. Praha: Maxdorf, 2009. 1144 s. ISBN 978–80-7345–166-0

Ústní sdělení

12. Červený, J. *Škola chůze* (přednášky) Praha: FTVS UK dne 3. 12. 2009
13. Hadraba, I. *Stavba protetických pomůcek* (přednášky) Praha: FTVS UK dne 1. 4. 2008
14. Princ, V. *Protetika* (přednáška) Praha: FTVS UK dne 21. 3. 2008
15. Půlpán, R. *Základy ortotiky a protetiky* (přednášky) Praha: FTVS UK dne 7. 12. 2007

Zdroje dostupné na internetu

16. *Internet FAQ Archives : Online Education* [online]. 2009 [cit. 2010–03-08]. Biography . Dostupné z WWW:
<<http://www.faqs.org/health/bios/81/Ambroise-Par.html>>.
17. Otto Bock. *Ottobock.cz* [online]. c2010 [cit. 2010–03-13]. Protézová chodidla. Dostupné z WWW:
<http://www.ottobock.cz/cps/rde/xchg/ob_cz_cs/hs.xsl/401.html >
18. Otto Bock. *Ottobock.cz* [online]. c2010 [cit. 2010–03-07]. MOBIS – systém mobility. Dostupné z WWW:
<http://www.ottobock.cz/cps/rde/xchg/ob_cz_cs/hs.xsl/603.html?

openteaser1>.

19. Otto Bock. *Ottobock.cz* [online]. c2010 [cit. 2010–04-01]. Functional – The 1D10/1D11 Dynamic Foot. Dostupné z WWW: <http://www.ottobock.cz/cps/rde/xchg/ob_cz_cs/hs.xsl/1805.html?openteaser=1>.
20. VLACHOVÁ, Magda. *Vedci.wz.cz : Slavní matematici, fyzici a vynálezci* [online]. 2009 [cit. 2010–03-08]. Osobnosti/Bozek_J. Dostupné z WWW: <http://vedci.wz.cz/Osobnosti/Bozek_J.htm>.
21. Vokál protetika, spol. s.r.o. *Protetikadecin.cz* [online]. 2007 [cit. 2010–03-03]. ORTOPEDICKOPROTETICKÉ POMŮCKY INDIVIDUÁLNĚ ZHOTOVOVANÉ. Dostupné z WWW: <<http://www.protetikadecin.cz/index.php?call=pod05>>.

Seznam použitých obrázků:

Obrázek č. 1 Znázornění sil působících na protézu

Převzat z knihy: FOPTO. *Protetika: Základy protetiky dolních a horních končetin*. Praha: Svoboda, 2002. strana 11

Obrázek č. 2 Tvar bércového lůžka

Převzat z knihy: FOPTO. *Protetika: Základy protetiky dolních a horních končetin*. Praha: Svoboda, 2002. strana 18

Obrázek č. 3 Zátěžové plochy transtibiálního pahýlu

Převzat z knihy: FOPTO. *Protetika: Základy protetiky dolních a horních končetin*. Praha: Svoboda, 2002. strana 15

Obrázek č. 4 Protéza UKB

Převzat z knihy: FOPTO. *Protetika: Základy protetiky dolních a horních končetin*. Praha: Svoboda, 2002. strana 42

Obrázek č. 5 Protéza PTB

Převzat z knihy: FOPTO. *Protetika: Základy protetiky dolních a horních končetin*. Praha: Svoboda, 2002. strana 45

Obrázek č. 6 Protéza KBM

Převzat z knihy: FOPTO. *Protetika: Základy protetiky dolních a horních končetin*. Praha: Svoboda, 2002. strana 46

Obrázek č. 7 Protéza KBM pohled zezadu

Fotografie pořízena na pracovišti: Ortopedické pomůcky s.r.o.,
Jana Zajíce 12, Praha 7

Obrázek č. 8 Protéza PTS

Převzat z knihy: FOPTO. *Protetika: Základy protetiky dolních a horních končetin*. Praha: Svoboda, 2002. strana 47

Obrázek č. 9 Protéza TSB pohled zezadu

Fotografie pořízena na pracovišti: Ortopedické pomůcky s.r.o.,
Jana Zajíce 12, Praha 7

Obrázek č. 10 Protéza TSB pohled z boku

Fotografie pořízena na pracovišti: Ortopedické pomůcky s.r.o.,
Jana Zajíce 12, Praha 7

Obrázek č. 11 Symbol Mobis od firmy Otto Bock

Převzat z webových stránek firmy: Otto Bock. *Ottobock.cz* [online]. c2010 [cit. 2010–04-01]. MOBIS – systém mobility. Dostupné z WWW: <http://www.ottobock.cz/cps/rde/xchg/ob_cz_cs/hs.xsl/603.html?openteaser=1>.

Seznam tabulek

Tabulka č. 1 Vliv délky pahýlu na stavbu protézy

Tabulka byla sestavena pro potřeby této bakalářské práce

Tabulka č. 2 Pahýlová lůžka

Tabulka byla sestavena pro potřeby této bakalářské práce