

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2018

Bohumír Chládek

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: specializace ve zdravotnictví B 5345

Bohumír Chládek

Studijní obor: Ortotik - protetik 5345R026

Biomechanika a stavba transtibiálních protéz

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Prof. Ing. Jiří Křen, CSc.

PLZEŇ 2018

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 28. 3. 2018

vlastnoruční podpis

Poděkování

Děkuji Jiřímu Křenovi za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů, bez kterých bych se v průběhu práce neobešel.

ANOTACE

Příjmení a jméno: Chládek Bohumír

Katedra: Rehabilitačních oborů

Název práce: Biomechanika a stavba transtibiálních protéz

Vedoucí práce: Prof. Ing. Jiří Křen, CSc. - KME

Počet stran – číslované: 50

Počet stran – nečíslované: 25

Počet příloh: 7

Počet titulů použité literatury: 29

Klíčová slova: stavba, biomechanika, amputace, protéza, chůze, chodidla

Souhrn

Tato práce se zabývá biomechanikou a stavbou transtibiálních protéz. Je rešeršního charakteru, tudíž jde hlavně o souhrn informací. V úvodní části je popsána jak historie biomechaniky, tak i protetiky. V hlavní části práce je popis pahýlových lůžek, základní a dynamická stavba protézy, rozdělení a popis protetických chodidel a modelová úloha zatížení protézy.

ANNOTATION

Surname and name: Chládek Bohumír

Department: Rehabilitation Sciences

Title of thesis: Biomechanics and construction of transtibial prostheses

Consultant: Prof. Ing. Jiří Křen, CSc. - KME

Number of pages – numbered: 50

Number of pages – unnumbered: 25

Number of appendices: 7

Number of literature items used: 29

Key words: construction, biomechanics, amputation, prosthesis, gait, feet

Summary:

The content of this thesis is the biomechanics and construction of transtibial prosthesis. It has research character, so it is mainly summary of information. The introductory part focuses on the history of biomechanics and prosthetics. The main part contains transtibial socket, basic and dynamic construction of transtibial prosthesis, distribution and description of prosthetic feet and model task of loading the prosthesis.

OBSAH

ÚVOD.....	13
1 CÍLE PRÁCE.....	15
1.1 Dílčí cíle	15
2 HISTORIE BIOMECHANIKY	16
2.1 Biomechanické problémy a jejich řešení.....	18
2.1.1 Problémy v lékařství	18
3 HISTORIE PROTETIKY	19
4 AMPUTACE.....	22
4.1 Techniky amputací	22
4.1.1 Gilotinové (cirkulární) amputace.....	22
4.1.2 Laloková amputace	23
4.2 Indikace k amputacím.....	24
4.3 Rozhodnutí o výši amputace.....	24
4.4 Vlastní výkon.....	25
4.5 Komplikace amputací	25
4.6 Bércová amputace.....	25
4.7 Péče o pacienty s amputací.....	25
4.8 Systém Mobis	26
5 BIOMECHANIKA BÉRCOVÉ PROTETIKY	27
5.1 Biomechanické vlivy	27
5.2 Nezatížitelné body na pahýlu	28
5.3 Zatížitelné plochy na pahýlu.....	29
6 PAHÝLOVÉ LŮŽKO	30
6.1 Požadavky pahýlového lůžka	30
6.2 Typy transtibiálních protézových lůžek	31
6.2.1 TSB lůžko (Total surface bearing).....	31

6.2.2	KBM lůžko (Kondylen Bettung Munster)	31
6.2.3	PTB lůžko (Patella Tendon Bearing).....	31
6.2.4	PTS lůžko (Prothese tibiale supracondylienne)	32
6.3	Komfort pahýlového lůžka	32
6.4	Materiály linerů	32
6.4.1	SIL – Silikon	32
6.4.2	TPE – Kopolymer	32
6.4.3	PUR – Polyuretan	33
6.5	Ulpívací mechanismy	33
6.5.1	Komprese měkkých tkání a vytlačování objemu	33
6.5.2	Elastické podélné pnutí	33
6.5.3	Adhezní tření.....	33
6.5.4	Pasivní vzpříčení tkáně	33
6.5.5	Vzpříčení svalstva	33
6.5.6	Pomocná zařízení	33
6.6	Systémy připojení	34
6.6.1	Vacuum - podtlak.....	34
6.6.2	Druhy aktivního podtlaku	34
6.6.3	Připojení na pin.....	35
6.6.4	Vtahovací systém	35
7	PROTETICKÁ CHODIDLA	36
7.1	Statická funkce chodidla.....	37
7.2	Dynamická funkce chodidla	38
7.3	Reakční síly	38
7.3.1	Vertikální složka	39
7.3.2	Podélná složka (anteroposteriorní)	39
7.3.3	Příčná složka (mediolaterální)	39

7.4	Rozdělení protetických chodidel	40
7.5	Rozdělení dle FOPTA 2017	41
7.5.1	Chodidla s malým návratem energie	41
7.5.2	Dynamická chodidla s větším návratem energie	41
7.6	Chodidlo SACH (Solid ankle cushion heel).....	42
7.7	Chodidlo SAFE (Stationary ankle flexible endoskeleton)	42
7.8	Chodidlo s víceosým kloubem	42
7.9	Chodidlo s krátkým pružným skeletem	42
7.10	Chodidlo s dlouhým pružným skeletem	42
7.11	Biomechanické strukturální chodidlo	43
7.12	Výběr protetického chodidla.....	43
8	ZÁKLADNÍ STAVBA.....	44
8.1	Statická stavba pomocí L.A.S.A.R. Posture.....	46
8.1.1	L.A.S.A.R. POSTURE (Laser assisted static alignment reference)	46
8.2	Individuální dynamická stavba.....	47
8.3	Obraz chůze amputovaného v bérce.....	48
9	POLOHA CHODIDLA	50
9.1	Anteriorní posunutí chodidla	50
9.2	Posteriorní posunutí chodidla	50
9.3	Mediální posunutí chodidla	50
9.4	Laterální posunutí chodidla	50
9.5	Plantární a dorsální flexe chodidla	51
9.6	Pronace a supinace chodidla.....	51
9.7	Rotace chodidla	51
10	BIOMECHANIKA PAHÝLU PŘI ZATÍŽENÍ.....	52
10.1	Odval paty	52
10.2	Střed stojné fáze.....	52

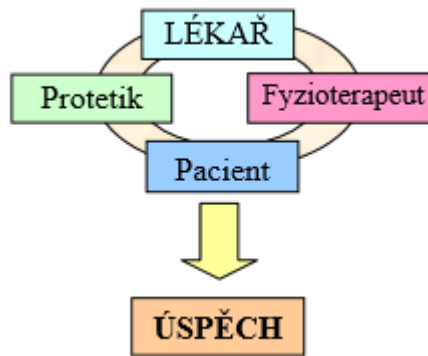
10.3	Odval přednoží.....	52
10.4	Biomechanika pahýlu při švihové fázi.....	52
11	MODELOVÁ ÚLOHA ZATÍŽENÍ TRANSTIBIÁLNÍ PROTÉZY	54
11.1	Anteriorní posunutí lůžka.....	57
11.2	Posteriorní posunutí lůžka.....	58
11.3	Anteriorní natočení lůžka (kolem LM osy)	59
12	DISKUZE.....	60
	ZÁVĚR.....	62
	LITERATURA A PRAMENY.....	54
	SEZNAM ZKRATEK	56
	SEZNAM TABULEK	57
	SEZNAM OBRÁZKŮ	58
	SEZNAM PŘÍLOH	59
	PŘÍLOHY	60

ÚVOD

Chůze je základním a nejdůležitějším jevem v prostoru a čase, odrážejícím posturální a pohybové znaky jednotlivce. Chůze je charakteristické řízení těla s paralelním ohýbáním těla, hlavy, horních a dolních končetin. Lidská chůze je vykonávána pomocí strategie, která se nazývá dvojitě kyvadlo. Pákové rotační pohyby segmentů dolních končetin se přenáší na pohyblivý souhyb v pánevních spojích. Většina zdravých lidí s oběma dolními končetinami má rozdělení vlastní tíhy 50:50, což je ideální symetrické zatížení. Při takovém rozložení vlastní tíhy se spotřeba energie nezvyšuje a nejsou tak nutné zbytečné kompenzační pohyby. Dle Sanderse je možno správnou stavbou a vhodným výběrem jednotlivých komponentů docílit toho, že je protéza schopna přenášet alespoň 40 % tělesné tíhy (Sanders, 1998; Bell, 1998). Podle Bowkera je konstrukce protézy empirický proces, který závisí na schopnostech ortopedického technika a na zpětné vazbě pacienta. Hlavními cíli správné konstrukce protézy na dolní končetině je zajistit jistotu, stabilitu, rovnováhu a pohodlí během stoje i chůze (Bowker, 1992).

Mnoho autorů ve svých odborných publikacích uvádí, že je nezbytně nutné určit konstrukční linii, což je libovolná svislá přímka směrem, k níž jsou umístěny jednotlivé komponenty protézy podle určitých pravidel. Protézy dolních končetin jsou pomůcky navrženy tak, aby co nejvíce nahrazovaly funkci a kosmetický vzhled chybějící dolní končetiny. Základní kategorie protéz dolních končetin jsou rozděleny podle amputační výšky na transtibiální (dále jen TT) a transfemorální protézy. Obvyklá TT protéza se skládá z protetického chodidla, trubkového adaptéru a bércového lůžka. Protézy dolních končetin mohou být exoskeletální (protéza s obvodovou nosností, jejíž nosným prvkem je plášť, který současně zajišťuje konstrukci a tvar; starší stavební systém s klasickým rozdělením protézy na pahýlové lůžko, kolenní kloub v jednom celku s lýtkem a chodidlo s kotníkem) nebo v dnešní době nejčastěji používaný typ endoskeletárně – modulární protéza s centrální zátěží. Nosnou funkci u těchto protéz zajišťují její jednotlivé komponenty (pahýlové lůžko, kolenní kloub, trubkový adaptér, chodidlo). Stabilizační aktivita končetiny/protézy závisí především na výšce amputace, což znamená na zbytkových svalech, které zůstaly na končetině. Při amputačním zásahu se svaly protínají v různých výškách v závislosti na poškození (Lee, Smith, Turner, 2003). Aby byla TT protéza funkční je zapotřebí pochopit biomechanické faktory, ve kterých se musí dosáhnout vhodného kompromisu. Zásadní je splnit jedinečné potřeby každého pacienta (Bowker, 1992).

Obrázek 1 Hierarchie tvůrčího týmu



Zdroj: Dungl, 2014

Tato bakalářská práce popisuje základní biomechaniku a správnou stavbu TT protéz s modelovou situací přenosu silových účinků.

1 CÍLE PRÁCE

Hlavním cílem práce je sumarizovat informace o biomechanice a stavbě TT protéz podle českých i zahraničních autorů. Snahou je vytvořit ucelený pohled na danou problematiku a popsat základní funkční principy, jež náleží správné konstrukci protéz.

1.1 Dílčí cíle

- Najít vhodnou literaturu.
- Shrnutí poznatků obecné biomechaniky a stavby bérceových protéz.
- Spolupráce s odborníky.
- Vytvořit modelovou situaci zatížení TT protézy.

2 HISTORIE BIOMECHANIKY

Co je to biomechanika? Na tuto otázku můžeme odpovědět jednoduše. Je to mechanika aplikovaná v biologii. Biomechanika je v současnosti samostatný vědní obor, který aplikuje poznatky a pravidla mechaniky v medicíně, biologii, tělovýchově a sportu, kriminalistice a různých dalších vědních oborech. Biomechanika studuje mechanické zákonitosti a vlastnosti biologických soustav, zkoumá a pozoruje reakce živého organismu způsobené zevními a vnitřními účinky z pohledu obecné mechaniky.

Biomechanika není jednosměrný proces, tudíž ji musíme obohacovat o nové poznatky, a proto musíme zdůraznit, že studium živého organismu musí vycházet ze skutečnosti, že organismus i jeho další části jsou otevřeným systémem, který neustále určitým způsobem směřuje k rovnováze. Nejzákladnější vlastností živého organismu je neustálý příjem a výdej hmoty, degradace a obnova. V biologickém organismu totiž probíhá nepřetržitě výměna informací s okolím.

Biomechanika je věda 20. století, jelikož v tomto století došlo k velkému rozvoji jiných disciplín jako je termodynamika, kybernetika, počítačové modelování a jiné. Začátky biomechaniky však musíme hledat daleko v minulosti. Jako první narazíme na historii mechaniky a biologie. Slovo mechanika poprvé použil ve své knize „*Dvě nové vědy*“ Galileo Galilei, ve které popisuje síly, pohyb a pevnost materiálů. Jeho ideje byly samozřejmě rozšířeny mnohými autory. Přírodní historii, tedy biologii, poprvé použil ve své publikaci Lamarck, ovšem největší zásluhy na této vědní disciplíně má G. R. Treviranus. V souvislosti s pojmy mechanika a biologie si musíme uvědomit, že biologický svět je součástí světa fyzikálního a z těchto základů můžeme říci, že se biomechanika snaží aplikovat zákony mechaniky na vysvětlení pochodů v živých organismech (Křen, 2001).

Za praotce biomechaniky lze považovat Aristotela, který ve svém díle zdůrazňuje propojení fyziky s živými objekty. Aristoteles mimo jiné prezentoval komplexní anatomický popis a fyziologickou funkci vnitřních orgánů, jako např. analýzu peristaltického pohybu močovodu při odvádění moče z ledvin do močového měchýře. K obnovení mechanické funkce zlomené kosti je zapotřebí kostní dřevě. O tento poznatek se zapříčinil Hippokrates. Dále je potřeba se zmínit o Leonardu da Vinci, který popsal mechaniku letu ptáků a mechaniku pohybu lidského těla. Koncem 16. století nastává velký rozvoj biomechaniky z důvodu rozvoje obecné mechaniky. Roku 1661 vytvořil celkový vědecký názor na proudění krve Marcello Malpighi objevením krevních kapilár pomocí

mikroskopu. O tento objev se snažil také William Harvey, který popsal, leč nesprávně, cirkulaci krve. Největším představitelem biomechaniky 16. století byl Galileo Galilei, který je považován za otce biomechaniky (spojení matematiky s přírodními vědami). Harvey či Santorio Santorio byli jeho žáky. Ze začátku byl Galileo na své vědecké cestě zaujat medicínou a fyzikou. Některé jeho objevy měly následně určitý směr k biomechanice, jako např. metoda měření krevního pulzu nebo vynález termoskopu. Dalšími představiteli byli Giovanni Alfonso Borelli, jež byl matematikem a astronomem. Robert Boyle se zabýval fyziologií živých jedinců. V jeho dílech můžeme narazit na objasnění funkce plic člověka, nebo také na fyziologii dýchání ryb. Další významnou osobností biomechaniky je Robert Hooke, známý díky lineárnímu zákonu mezi napětím a přetvořením materiálu. První popsal živočišnou buňku, která je základní stavební jednotkou živého organismu. Jan Evangelista Purkyně byl předním českým zástupcem v medicíně a mechanice, který tyto dva obory propojil. Jeho nejznámější dílo bylo Fyziologická dynamika. V oboru biomechanika se zabýval skladbou skloviny zubní hmoty, uspořádání lamel a buněk kostí, nebo popsal mechanismus pukání semeníků rostlin. Do historie se zapsal také Jean Poiseuille, vynálezce rtuťového manometru, kterým se dodnes měří tlak krve. Moderní termodynamikou se zabýval Herrmann von Helmholtz - z biomechanických objevů můžeme zmínit mechanismus zaostřování lidského oka a trichromatického pravidla barevného vidění. Je vynálezcem oftalmoskopu či stereoskopu. Yuan - Cheng Fung patří mezi současné představitele biomechaniky a z českých řad musíme zmínit Jaroslava Valentu, který zachytil vzestup tohoto oboru (Křen, 2001).

Struktura bio oborů je uvedena v příloze č.1

2.1 Biomechanické problémy a jejich řešení

Problém je situace objektu, jejíž řešení vyžaduje tvůrčí, rozhodovací a výkonné činnosti. Důraz je nutno klást právě na tvůrčí činnost. Žití ve společnosti je v každé historické době proces cílevědomých činností lidí. Rozbor struktur, vlastností a projevů mnoha lidí ve společnosti ve vztahu k vlastní organizaci a k procesům jejího řízení z pohledu cílového chování společnosti. Vyšetření a poznání přírodních věd ve vztahu k člověku, vytvoření vhodných životních podmínek a vytváření nových objektů s různým zaměřením. Činnosti lidstva, využívané k řešení takových problematik, můžeme členit na výkonné, rozhodovací a tvůrčí. Do výkonných činností zařadíme fyzické a psychické pochody, které jsou spojené s realizací popsaného postupu, jelikož sled operací je již znám. Myšlenkovým operacím, které probíhají v mozku člověka v určitých situacích, říkáme rozhodovací činnosti. Tvůrčí činnosti jsou ty, které jsou člověku doposud neznámé či zatím nerealizovatelné. Základní rozdělení biomechaniky člověka je uvedeno v příloze č. 2 (Křen, 2001).

2.1.1 Problémy v lékařství

V medicíně je objektem člověk, pro kterého je charakteristické, že je narozen, žije a nakonec umírá. Lidé mají svůj biologický život rozdělený na typické etapy. Zároveň lze přisoudit život i neživému technickému objektu (TO), o kterého se zajímá technika. V průběhu bytí TO se řeší různé problémy:

- Konstruktivní problém - zde záleží na společenské potřebě, kdy musí být ve vymezené době jasně formulován záměr TO. Tento druh problému má spousty souvisejících problémů od návrhově regulačních, pevnostních stabilitních, problémy výrobní -technologické a jiné.
- Poznávací problém - při existenci funkčního TO se snažíme zjistit kvantitativní nebo kvalitativní parametry. Znázorňující vlastnosti a chování.
- Rekonstruktivní problém - z analýzy výsledků problémů mohou vznikat odchylky z původního požadavku v konstruktivním problému. Cílem je rekonstrukce TO a dosažení požadovaných parametrů.
- Havarijní problém - v provozu nastala havárie čili neočekávaný stav. Úkolem je zjistit příčiny havárie a rychle provést nápravu.
- Likvidační problém - materiální likvidace TO z jasných a objektivizovaných důvodů. Všechny tyto uvedené problémy se nachází v biomechanice konstruktivní, implantační nebo rehabilitační (Křen, 2001).

3 HISTORIE PROTETIKY

Z dostupných zdrojů se můžeme domnívat, že první protetické vybavení pocházelo ze starověké Indie. V sanskrtské literatuře se dočteme o umělých zubech, očích, ale i o umělých nohách. Žádné další záznamy však nejsou z této doby zaznamenány, i když lidé umělé nohy potřebovali vinou častých válek. V historické knize od Hérodota najdeme první protetickou zmínku, jelikož popisuje příběh Řeka, který byl vězněn Spartány. Při snaze o svou záchranu byl nucen si amputovat svou nohu a poté si dle vlastní potřeby vyrobil protézu. V Itálii roku 1858 byla objevena nejstarší protéza, která byla na dlouhý čas viděna v londýnském Muzeu královské školy chirurgie a léčení. Roku 1941, kdy byl Londýn bombardován, byla ztracena. Nyní jsou k nahlédnutí pouze fotografie a popis. Údajně byla vyrobena z dřevěného jádra s bronzovými pláty a nýty. Obrázky starých umělých končetin lze nalézt na staré italské urně, fragmentech vázy, které byly objeveny v Louvru v roce 1862, a na mozaice v katedrále Lescar v jižní Francii. Umělé končetiny mají tvar chůdy s pootočenou základnou pro zvýšení nosnosti. Protéza byla k pahýlu připevněna lůžkem z popruhů. Obecně se předpokládá, že umělé končetiny byly většinou vyrobeny ze dřeva s kovovou výztuží. Tento předpoklad potvrdili archeologové, kteří v roce 1885 objevili protézu v římském hrobu u města Capua. Protéza byla datována již 300 let před naším letopočtem. Skládala se z dřevěného kůlu, zpevněného bronzovými pláty, které byly ke dřevu přidělány hřebíky. V literatuře se můžeme dočíst, že ne každý amputovaný používal protézu, mnoho z nich k pohybu používalo berle. Během středověku se používal speciální typ protézy, kterému se říkalo Kneewalker. Tato protéza byla pevná tyč, trochu kratší než druhá noha. Horní část se skládala z čalouněné podpěry se třemi vyvýšenými stranami, zejména mediálními a laterálními, pro upevnění protézy na stehno. Frontální strana byla také mírně zvýšena, aby nemohl pahýl z protézy sklouznout. Protéza byla připevněna ke stehnu koženými řemínky pod ohnutým kolenem. Tato protéza byla cenově dostupná, snadná ke zhotovení a ohnuté koleno bylo dobrým bodem pro přenos tíhy lidského těla. Protéza měla však i nevýhody, jako například hlasité došlapování, abnormální vzorec chůze kvůli tuhému kolenu nebo nebezpečí uklouznutí, kvůli poměrně malé základně protézy. Většina uživatelů si na tyto nevýhody ale zvykli. Většina protéz dolních končetin navržená v tomto období byly protézami transtibiálními. Transfemorální protézy již také existovaly, ale byly výjimečné. Návrháři se už dokonce pokoušeli vypořádat s problémy, jako je hmotnost protézy, přenos sil a zavěšení. V období středověku se dochovala protéza ruky Götza von Behrlingena. Měla nastavitelné prsty do polohy, která umožňovala držet meč. Kombinace materiálů jako useň, dřevo, ocel se začala

využívat v osmnáctém století, ale jako dříve byla vysoká cena produktu, a tudíž si je mohli dovolit jen bohatí lidé. V těchto časech byly už první pokusy hromadné výroby protéz, které se ale rozvinuly až po první světové válce. Začátkem 19. století bratři Brožkové navrhli mechanickou protézu umožňující úchop a stehenní protézu exartikulační s kloubem. V polovině tohoto století se objevuje první kyčelní exartikulační protéza, kterou vyrobil profesor Berrman. Za rozvojem protetiky ve středověku stojí Ambroise Parré. Francouz, který napsal spis *Pix liveres de la chirurgie*, ve kterém byly zobrazeny nákresy protéz horních a dolních končetin. Sám také navrhl mechanickou protézu s chodidlem, avšak problém této pomůcky byl ve vysoké hmotnosti. Vážila totiž kolem sedmi kilogramů. Pro bérkové amputace se stále používala protéza kneewalker, ale pro stehenní amputace se začaly vymýšlet a vyrábět různé modely protéz. Bérková protéza byla vyrobena ze dřeva, kůže, kovu. Návrháři se začali snažit o vyřešení problémů s přenosem tělesné tíhy, ulpěním lůžka k pahýlu, ale také o zachycení vertikálních sil. Protetické chodidlo mělo v této době obvykle jednoosý kloub. Pro snadnější chůzi s těmito chodidly byly přidány špičaté závěsy se spirálovými pružinami. Pro stehenní amputace byly vytvořeny uzamčené kolenní klouby, které se daly povolit, když si chtěl uživatel sednout. Od roku 1816 se tvořily návrhy s kolenním kloubem, který se mohl pohybovat během chůze. Většina protéz byla vyrobena stále jen pro jednoho uživatele, ale objevily se už takové úspěšné kousky, které se daly vyrábět komerčně. Zavedení anestézie poskytlo chirurgovi dostatek času zaměřit svou pozornost na techniku amputace. Prováděly se osteoplastické amputace, jenže tyto amputace nebyly vždy vhodné, a proto se někteří chirurgové přikláněli spíše k myoplastice. Ne každý chirurg ji preferoval a do druhé světové války se nacházely dosti odlišné názory. Po druhé světové válce se objevily nové techniky jako osteomyoplastika v TT amputacích a myodéza v amputacích trans-femorálních. Protézy po válce byly modifikacemi podkolenních protéz dle Verduina a pro nadkolenní protézy dle Angleseya. Během první světové války se zvýšila poptávka po protézách, a proto byla přijata zvláštní opatření, která vedla k založení protetického průmyslu v několika zemích. Po zavedení této standardizace se protetické součásti neustále zlepšovaly, až to vedlo k novým návrhům pahýlových lůžek jako je model PTB (Patella tendon bearing), PTS (Prothese tibiale supracondylienne) a KBM (Kondylen bettung munster). V devadesátých letech došlo k mohutnému rozvoji moderních materiálů. Začaly se používat plasty, různé slitiny či uhlíková vlákna. Tento způsob měl za následek snížení hmotnosti protéz, zlepšení hygienických vlastností a lepší uložení amputačního pahýlu

v lůžku. V dnešní době se používají systémy hydrauliky, elektroniky či pneumatiky. Tímto pokrokem došlo ke zlepšení fyziologického obrazu chůze (Brozmanová a kol., 2010; Kálal, 2003; Meij, 1995).

4 AMPUTACE

Amputací rozumíme odstranění periferní části těla s přerušением skeletu. Je to nejstarší prováděný chirurgický výkon. K jejím zvláštnostem patří to, že kromě léčebného účelu měly i rituální nebo trestní výsledek. K velkého rozvoji amputací došlo za válek, jelikož to bylo jedno z nejrychlejších chirurgických řešení. Jen v první světové válce došlo asi k 100 000 amputacím. V průběhu let se amputace zdokonalovaly. Nejprve se prováděly gilotinové (cirkulární) amputace bez anestezie, krvácení se zastavovalo zaškrcením nebo ponořením do teplého oleje. Později se hemostáza olejem nahradila ligaturou velkých cév. Tuto metodu vyvinul Ambroa Paré. Moderní laloková amputace byla publikována v roce 1837 Listerem a Brittainem. Autoři v této publikaci popsali podvazování cév s využitím muskulokutáních laloků. Tyto techniky jsou využívány dodnes (Dungl, 2014; Sosna, 2001).

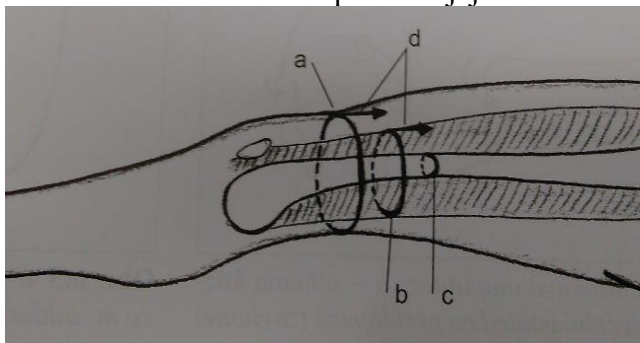
4.1 Techniky amputací

Amputace lze rozdělit do dvou skupin - gilotinové a lalokové, které se provádějí otevřenou nebo zavřenou metodou. U otevřeného typu amputace není rána primárně uzavřená, a proto bude nutná nejméně ještě jedna operace k vytvoření hodnotného pahýlu.

4.1.1 Gilotinové (cirkulární) amputace

U těchto amputací se nejprve cirkulárně přeruší kůže a po její retrakci se přeruší i svaly s podvazem cév a ošetřením nervů. Poté se v nejproximálnější linii přeruší kost. Pahýl můžeme dále upravovat reamputací. To znamená, že končetinu reamputujeme proximálněji stejným způsobem. Revizí pahýlu rozumíme odstranění granulační a zjizvené tkáně, kost se zkrátí a upraví se laloky. Tímto změníme gilotinovou amputaci na lalokovou, a proto je lepší užívat pojem konverze pahýlu. Třetím způsobem úpravy pahýlu je plastická úprava, kdy se pouze modelují tkáně bez zásahu na kosti.

Obrázek 2 Gilotinová amputace a její linie

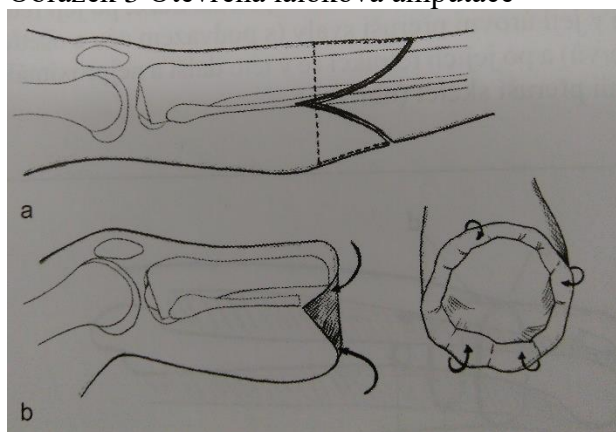


Zdroj: Dungl, 2014

4.1.2 Laloková amputace

Laloková amputace se může provádět jak otevřená či zavřená. V případě otevřené amputace je doporučována technika invertovaných kožních laloků, které jsou symetricky nebo atypicky založeny, poté jsou překlopeny a dočasně přešity. Ještě před začátkem amputace se musí naplánovat umístění laloků měkkých tkání z důvodu odstranění patologických tkání. Skelet musí být dostatečně kryt měkkými tkáněmi, aby bylo možné pahýl vymodelovat do kónického tvaru. Zároveň usilujeme o zachování motoriky, čehož lze dosáhnout myoplastikou nebo myodézou. Podstatou myoplastiky je spojení přerušovaných svalů s antagonisty jedné motorické skupiny. Další možností je kostní reinzerce čili myodéza, kdy se vytvoří nový svalový úpon. Přerušená kost se překryje připraveným periostálním lalokem pro zachování výživy v celém jejím průběhu (Dungl, 2014).

Obrázek 3 Otevřená laloková amputace



Zdroj: Dungl, 2014

4.2 Indikace k amputacím

Jestliže najdeme odvahu k amputaci, musíme snížit riziko vlastního operačního výkonu na minimum, což znamená, že pacient by měl být v co nejlepším stavu. Indikace se dělí na:

- Trauma - v dnešní době jediná jednoznačná indikace k amputaci.
- Infekt - operační řešení kvůli infektu je život zachraňující, jelikož jde o dlouhodobé místní procesy nebo akutní sepsi.
- Nekróza - poranění v důsledku popálení, omrzlin, poranění elektrickým proudem.
- Tumory - radikální řešení u maligních novotvarů.
- Afunkce, kongenitální anomálie - jde o vrozené vady, následky operací i traumatu.
- Nervová onemocnění - u paraplegiků amputujeme výjimečně. U neuropatie způsobující trofické vředy se amputace obvykle provede.
- Choroby cév - amputace u diabetické angiopatie nebo arteriální insuficience (Dungl, 2014; Sosna, 2001).

4.3 Rozhodnutí o výši amputace

Zde rozhoduje aktuální stav měkkých tkání. Základními měřítky jsou:

- Kožní kryt - multioborová spolupráce s plastickými chirurgy (zejména laloky, tkáňové štěpy).
- Svaly - zásady čtyři C. Kontraktilita, barva, vlasečnicové krvácení, konzistence.
- Nervová tkán - případné neurotrofické defekty.
- Cévní zásobení - historicky nejpočetnější indikace, tepenné nebo žilní postižení.
- Možnosti protetického vybavení - délku pahýlu je nutné konzultovat s protetikem. Čím je pahýl delší, tím snižujeme energetické nároky při chůzi (Dungl, 2014).

4.4 Vlastní výkon

Operační výkon amputace obvykle zahrnuje tyto postupy:

- Bezkrví - užívání turniketů.
- Úprava kožních laloků - distální část pahýlu ukončena kvalitním kožním krytem.
- Protětí svalů - distální protětí svalů asi 10 cm od kostní amputace. Protilehlé svaly se k sobě sešijí.
- Ošetření cév a nervů - izolace velkých cévních kmenů podvazem.
- Úprava kostního pahýlu - oscilační pilou se provádí osteomie a kostní prominence jsou zešikmeny. U amputace v bérce se fibula zkracuje o 1 cm oproti tibií.
- Drenáž - zajištění Redonovou drenáží a prevence hematomu (Sosna, 2001).

4.5 Komplikace amputací

Do komplikací po snesení (amputaci) končetiny patří: hematom, kožní nekróza, rozestup rány, gangréna, otok, kontraktura, infekce. Do zvláštní skupiny patří fantomové obtíže. Ty se dělí na fantomové pocity a bolesti. Pocit charakterizujeme tím, že pacient neustále vnímá snesenou končetinu. Někdy také vznikají špatným ošetřením nervového pahýlu. U přetrvávající bolesti je někdy nutná revize nervu (Dungl, 2014; Sosna, 2001).

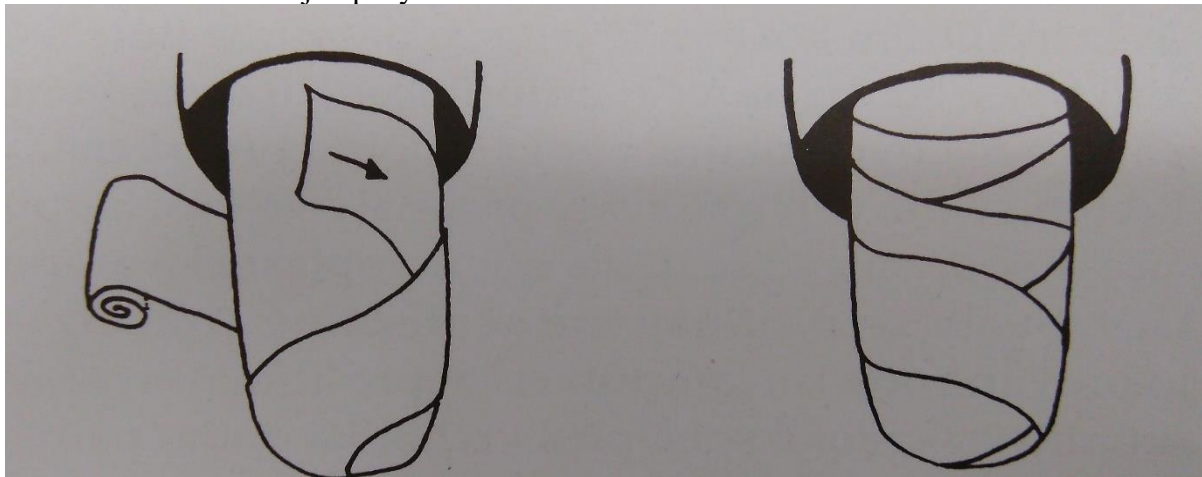
4.6 Bércová amputace

U amputace bérce je rozhodující resekovat fibulu vždy proximálněji než tibií a zešikmit hranu tibie. Díky těmto úkonům umožníme správné formování pahýlu do požadovaného tvaru. Občas se doporučuje spojit fibulu s tibií kostním můstkem nebo kostním rukávem, aby nedocházelo k vzájemnému pohybu těchto dvou kostí (Dungl, 2014).

4.7 Péče o pacienty s amputací

První péče nastává už na operačním stole, kdy se rozhoduje o výši amputace a úpravě pahýlu. Rána je kryta sterilní gázou a mastným tylem. Důležité je po převezení pacienta na lůžko správně polohovat pahýl. Pahýl formujeme do optimálního tvaru elastickým obinadlem, kterým se také snižuje pooperační otok. Někdy bývá značně poškozena psychika amputovaného. Ihned po amputaci začínáme cvičit ostatní klouby a svaly a začínáme nacvičovat chůzi o berlích. Nejdříve po rovině a poté do schodů a ze schodů. Asi po čtvrt roce pacient dostává zhotovenou protézu a následně podstupuje intenzivní rehabilitaci a rehabilitační pracovníci ho učí, jak chodit o dvou holích, poté o jedné a následně bez pomůcek (Vyhnánek, 1997; Sosna, 2001).

Obrázek 4 Obvaz tvarující pahýl



Zdroj: Sosna, 2001

4.8 Systém Mobis

Firma OTTO BOCK vyvinula systém Mobis pro hodnocení stupně aktivity uživatelů. Cílem je zaručit pro amputované klienty optimální protetické vybavení. Pomocí tohoto systému by měl být ortotik - protetik schopen říci pro který stupeň aktivity a do jaké maximální hmotnosti je každý díl protézy doporučen.

Stupeň aktivity 1

Chůze v interiéru – amputovaný bude chodit s protézou hlavně doma, po hladkém a rovném povrchu stálou a pomalou rychlostí. Ušlá vzdálenost při chůzi o protéze je vzhledem ke zdravotnímu stavu uživatele značně omezena.

Stupeň aktivity 2

Omezená chůze v exteriéru – amputovaný bude chodit s protézou ven v méně složitém terénu s překonáním malých přírodních nerovností a bariér při pomalé rychlosti chůze.

Stupeň aktivity 3

Neomezená chůze v exteriéru – amputovaný bude chodit venku ve složitějším terénu, kde bude moci používat protézu ve střední až vysoké rychlosti chůze. Hlavním předpokladem je překonávání větších nerovností a bariér.

Stupeň aktivity 4

Neomezená chůze v exteriéru se zvláštními požadavky – amputovaný s protézou zvládne téměř cokoli. Zvládne chodit po členitém terénu, běhat, lyžovat. Ve srovnání se zdravým člověkem nenajdeme velké rozdíly při překonávání vzdálenosti (OttoBock, a; Půlpán, 2011).

5 BIOMECHANIKA BÉRCOVÉ PROTETIKY

Na protézu působí různé vlivy, které můžeme rozdělit na fyziologické, patofyziologické, biomechanické a mechanické.

Fyziologické: věk, pohlaví, průvodní onemocnění jak vnitřních orgánů, tak i svalového a pohybového aparátu, celkový psychický a tělesný stav.

Patofyziologické: úroveň a technika amputace, délka pahýlu, cirkulace krve, kompaktnost tkáně, stav svalů, pokožky a žílev, pohyblivost a zatížitelnost.

5.1 Biomechanické vlivy

Tyto vlivy jsou součástí biologie a fyziologie člověka. Na druhé straně vznikají síly (statika a dynamika), které se přenášejí díky protéze na podložku a zase naopak na pacienta. Biomechanické podmínky ovlivňují také kinematiku chůze s protetikou náhradou.

Do mechanických vlivů také patří biomechanické síly, které působí mezi pahýlem a protézou. Nesprávně tvarované lůžko nebo špatná konstrukce mohou vytvořit síly, točivé momenty a tlaky, což může zapříčinit neadekvátní podmínky pro užívání protézy (Kaphingst, 2002).

Silové účinky, které působí z pahýlu na protézu a obráceně (princip akce a reakce), můžeme obecně rozdělit na:

- Tlakové síly (vertikální zatížení).
- Tahové síly (ve švihové fázi).
- Ohybové momenty (mediolaterální, anteroposteriorní).
- Točivé momenty (ve stojné fázi).
- Torzní momenty (kolem vertikální osy).

Tyto silové účinky jsou ovlivněny fyzikálními zákony, které se nedají zrušit ani tou nejlepší protézou a v tom spočívá umění protetiky, který umí rozložit, odvést, kompenzovat nebo zachytit síly působící v protéze. Tlak jde teoreticky minimalizovat, jestliže se povrch lůžka maximálně zvětší a vytvoří se maximální nosná plocha. To se dá znázornit na vztahu:

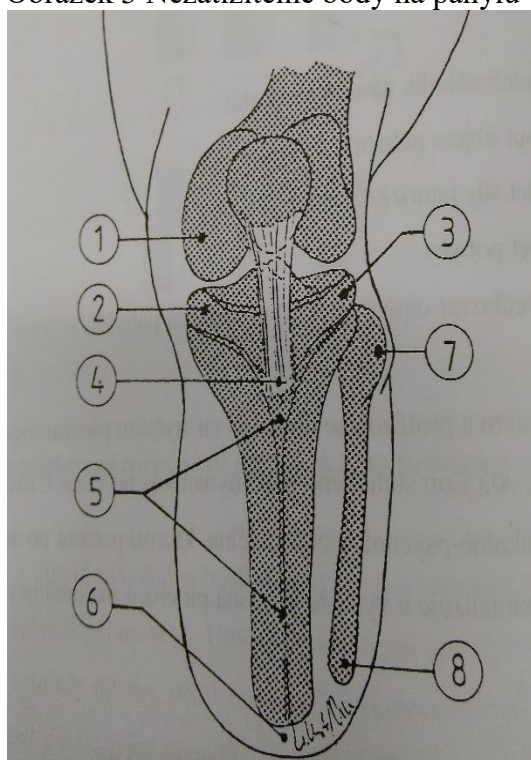
$$Tlak = \frac{Síla}{Plocha}, \quad p = \frac{F}{A}, \quad \text{kde } p \text{ je tlak [Pa], } F \text{ je síla [N] a } A \text{ je plocha [m}^2\text{].}$$

Kvalita, schopnost a komfort bérceových protéz jsou určovány zohledněním určitých oblastí na pahýlu, které musíme odlehčit nebo je lze naopak zatížit.

5.2 Nezatížitelné body na pahýlu

- Mediální kondyl femuru, který můžeme nahmatat jedině ve flektovaném kolenním kloubu. Problém nastává v případě přenesení zátěže, jestliže pacient sedí.
- Mediální rozšíření proximálního konce holenní kosti.
- Laterální rozšíření proximálního konce holenní kosti. Je to velice citlivé místo a musí být odlehčeno.
- Úpon šlachy kvadricepsu a tuberositas tibiae.
- Margo anterior tibie.
- Kostěný a svalový konec pahýlu. Toto místo je skoro vždy citlivé, a proto jej individuálně řešíme s každým klientem.
- Caput fibulae.
- Distální konec fibuli (Kaphingst, 2002; Půlpán, 2011).

Obrázek 5 Nezatížitelné body na pahýlu

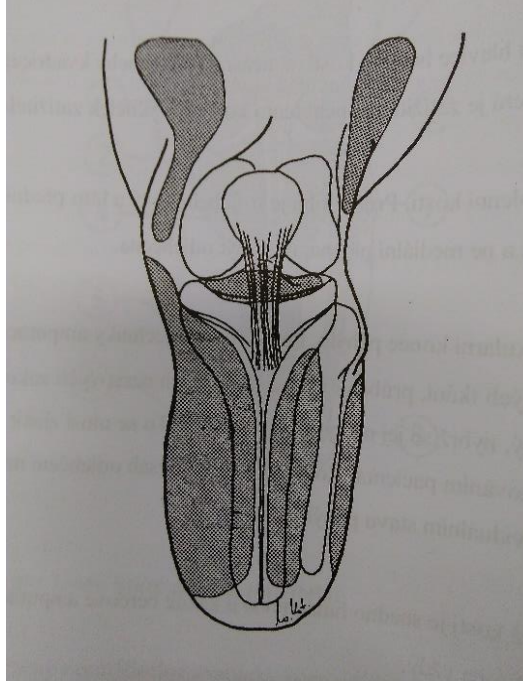


Zdroj: Kaphingst, 2002

5.3 Zatížitelné plochy na pahýlu

- Celá mediální plocha tibie. Od hlavice až po distální konec pahýlu.
- Prostor mezi tibií a fibulou (m. tibialis anterior).
- Šlacha m. quadriceps femoris.
- Mediální kondyl femuru (zabránění mediolaterálnímu přetěžování).
- Laterální suprakondylární prostor (Kaphingst, 2002; Půlpán, 2011).

Obrázek 6 Zatížitelné plochy na pahýlu



Zdroj: Kaphingst, 2002

6 PAHÝLOVÉ LŮŽKO

„S optimálně padnoucím lůžkem stojí a padá kvalita celého protetického vybavení“
(Baumgartner, 2008, s. 156).

Dělení TT lůžek je provedeno podle základních používaných typů. Je známa celá řada dalších variant provedení, která mohou být ve prospěch uživatele. Pahýlové lůžko je nutné navrhnout dle individuálních potřeb uživatele a stavu pahýlu (FOPTO, 2017).

6.1 Požadavky pahýlového lůžka

Pahýlové lůžko musí splňovat značné množství důležitých úkolů jako je přenášení statických a dynamických sil, pojmout tvar a objem pahýlu, přenášet pohyby a poskytnout ulpění protézy na pahýlu, jelikož se veškeré síly, ať jsou statické či dynamické, přenášejí na styčnou plochu pahýlu. Podle fyziologických kritérií musíme brát zřetel na rozložení tlaku v lůžku protézy, a proto jsou některá místa zatížitelná a některé ne, jak bylo zmíněno výše (Kaphingst, 2002).

Základní funkce pahýlového lůžka dle Baumgartnera:

- Pevné spojení mezi pahýlem a lůžkem – díky nedokonalému spojení mezi pahýlem a lůžkem se zhoršuje řízení celé protézy a ztrácí se jistota při stožení a chůzi. Také se zvyšuje spotřeba energie při pohybu.
- Plný kontakt – ve všech oblastech lůžka musí být dokonale těsný kontakt s pahýlem. Nejde jen o přenos sil, ale i o proprioceptivní vnímání. Jestliže toho není pahýl schopen, je možnost situaci zlepšit konzervativně nebo operativně.
- Zatížitelný distální konec – zatížení distální části je podmíněno anatomickou situací. Pahýly, které jsou amputované napříč kostí a exartikulace v kolenním kloubu jsou plně zatížitelné.
- Pevné spojení při tahu a tlaku – při užívání protézy dochází k neustálému střídání tlakových a tahových sil, díky kterým vzniká pístový pohyb. Volbou správného materiálu a konstrukce lůžka se snažíme tento pohyb zredukovat.
- Spolehlivé ulpění – odpojení pahýlu z lůžka představuje pro amputovaného katastrofální situaci, a proto je zapotřebí zapojit několik ulpívacích mechanismů.

- Nenarušovat krevní oběh a inervaci – plný kontakt pozitivně ovlivňuje cévní i lymfatický oběh. Jestliže je proximální část lůžka příliš úzká, dojde zanedlouho v distální části pahýlu k otokům a městnáním.
- Jednoduché nasazování – amputovaný musí být schopen samostatně nasadit a následně opět sundat protézu (FOPTO, 2017).

6.2 Typy transtibiálních protézových lůžek

- Účelově tvarované s vnitřním měkkým lůžkem, typ KBM.
- Účelově tvarované s linerem a mechanickou aretací.
- Plně kontaktní lůžko s linerem a pasivním podtlakem.
- Plně kontaktní lůžko s linerem a aktivním podtlakem (FOPTO, 2017).

6.2.1 TSB lůžko (Total surface bearing)

V České republice nejčastěji používané lůžko, které čerpá z dřívějších kontaktních lůžek, avšak hlavní rozdíl najdeme v technologickém procesu při získávání sádrového negativu. Sádruje se za pomoci podtlaku a po vytvoření pozitivu se přikročí k 4 – 5 % rovnoměrné redukci, při které se ale nesmí změnit tvar modelu. Díky lineru, který imituje měkké lůžko, se předchází vzniku otlaků a odřenin. Do laminátového lůžka se poté zabuduje jednocestný ventil, kterým se vytvoří podtlak, jež také podporuje prokrvení pahýlu. Oproti KBM lůžku má 100 % možný povrchový kontakt se zbytkovou končetinou. Díky maximálnímu rozložení tlaku v lůžku se zvyšuje schopnost propiocepce (Kaphingst, 2002; Princ, 2017; Půlpán, 2011).

6.2.2 KBM lůžko (Kondylen Bettung Munster)

Kondylární lůžko má podobný tvar distální části jako PTB lůžko, ale v proximální části obepíná mediálně a laterálně kondyly femuru, čímž se lůžko zafixuje k pahýlu. V přední části kopíruje postavení česky, která je uložena ve spodní třetině. Je účelově tvarované do trojúhelníkového tvaru. Indikuje se, když nejde zatížit distální část nebo klient neakceptuje TSB tvar (Kaphingst, 2002).

6.2.3 PTB lůžko (Patella Tendon Bearing)

PTB lůžko je také účelově tvarované, ale přenos silových účinků probíhá přes šlachy m. quadriceps femoris. Ulpění je zajištěno osmičkovou nebo kruhovou bandáží proti sklouznutí. Tím nejsou stehenní svaly omezovány a nedochází k zaškrcení (Kaphingst, 2002).

6.2.4 PTS lůžko (Prothese tibiale supracondylienne)

Typ lůžka, který se v dnešní době používá zřídka. Svou suprakondylární objímkou je protéza srovnatelná s KBM protézou, ale rozdíl spočívá v kompletním schování česky, přes kterou se nevhodně přenášejí síly (Kaphingst, 2002).

6.3 Komfort pažní lůžka

Z pohledu amputovaného je třeba v lůžku zajistit takové prostředí v lůžku, aby neumožnilo působícím silovým účinkům poškodit pažní.

Faktory ovlivňující komfort lůžka:

- Materiál lineru.
- Správný systém připojení.
- Plnokontaktní nebo účelové tvarování.

V dnešní době už 70 % pomůcek využívá liner. A co to vlastně liner je? Liner je návlek, který si amputovaný navlékne na pažní. Funguje jako určitý druh další vrstvy pokožky. Spojuje tedy pažní s protézou, čímž tvoří ochrannou vrstvu jeho pokožky (Princ, 2017).

6.4 Materiály linerů

6.4.1 SIL – Silikon

Tento typ linerů indikujeme pacientům s nízkým stupněm aktivity, kteří by měli mít pažní válcového tvaru s dostatečným krytím s dobře zhojenými jizvami bez prominujících kostí. Silikon je antialergický materiál, který se vyznačuje vysokou permeabilitou, což je velmi důležité, jelikož pažní může dýchat. Dále se vyznačuje kvalitním ulpěním a velkou kompresí. Dá se sterilizovat do 120 stupňů, aniž by ztratil svůj tvar. Silikonové návleky ocení pacienti s chronickými otlaky, defekty kožního krytu nebo s velmi hypotonickými tkáněmi. Jsou nevhodné u pacientů s hluboce vtaženými jizvami, jelikož zde dochází k hromadění potu, a tím k zánětlivým reakcím (Princ, 2017; Ottobock, a).

6.4.2 TPE – Kopolymer

Nejuniverzálnější liner, který se indikuje starším pacientům se suchou pokožkou vyžadující vlhkost s nízkým až středním stupněm aktivity. Má vysokou elasticitu, avšak není možná sterilizace. Obsahuje ale minerální olej, který se při užívání postupně vstřebává do pokožky a vyživuje ji. Pozitiva kopolymeru je levná cena, snadná údržba. Liner by se měl měnit po půl roce užívání, jelikož dojde ke ztenčení materiálu a úbytku léčebného oleje (Princ, 2017; Ottobock, a).

6.4.3 PUR – Polyuretan

Liner, který přináší vysoký komfort tím, že kopíruje křivky pahýlu. Ze všech uvedených materiálů, má nejlepší tlumení nárazů a vysokou viskoelasticitu. Dokáže absorbovat až 0,75 [l] potu, a proto je nutné jej velmi precizně čistit. Je to materiál, který dlouho schne, tudíž je vhodné, aby měl pacient dva linery na střídání. Je vhodný pro citlivé, zjizvené, kostnaté pahýly. Ovšem díky uvedeným kladům tohoto materiálu je také nejdražší (Princ, 2017; Ottobock, a; Krawczyk, 2000).

6.5 Ulpívací mechanismy

6.5.1 Komprese měkkých tkání a vytlačování objemu

Mechanismus, který se používá hlavně v ortotice, kde je hlavní tlak a expanzní prostor. Jedná se o přesunutí objemu tkání na jiné místo. Většinou se někde cirkulárně zatlačí, a tím vznikne ulpení. To je ale špatné pro prokrvení tkání.

6.5.2 Elastické podélné pnutí

Zásadní typ ulpívacího mechanismu u transfemorálně amputovaných. Využití fyzikálních vlastností tkání. Princip péra – distální protažení a adheze.

6.5.3 Adhezní tření

Možnosti materiálů – měkké lůžko, HTV lůžko a silikon zvyšují adhezi. Nevýhoda je ve zvýšeném pocení, které snižuje adhezi.

6.5.4 Pasivní vzpříčení tkáně

Typ mechanismu převážně u transtibiálně amputovaných. Jde o fixaci nad kondyly (KBM protéza, radiální protézy). Problém nastává při nazouvání a vyzouvání pomůcky. Zde je důležité vhodně zvolit materiál, ze kterého je vyrobeno měkké lůžko.

6.5.5 Vzpříčení svalstva

Využití u nekvalitního pahýlu s atrofovaným svalstvem a sníženou funkcí. Systém, který ale není a nefunguje jako hlavní ulpívací mechanismus.

6.5.6 Pomocná zařízení

Bandáže, systém KISS Lanyard (Princ, 2017).

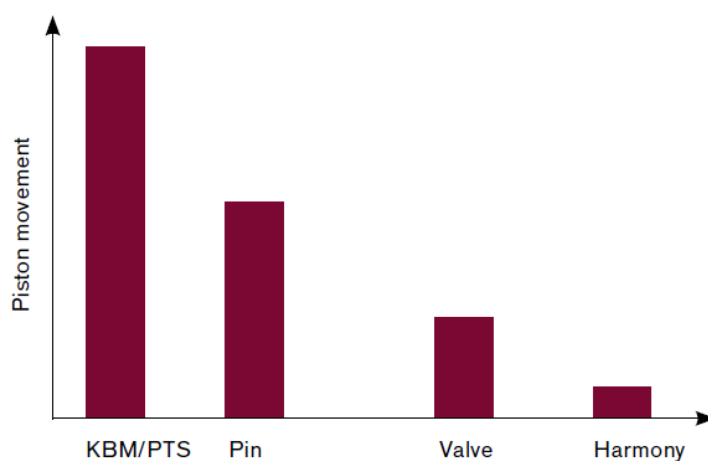
6.6 Systémy připojení

Pro správnou funkci protézy je důležitý systém připojení pahýlu k lůžku protézy, který rovněž ovlivňuje rozložení silových účinků na pahýl amputovaného.

6.6.1 Vacuum - podtlak

Systém připojení pahýlu k lůžku pomocí podtlaku. Lůžko se k pahýlu přisaje a dojde k silnému ulpění. Systém můžeme rozdělit na aktivní a pasivní podtlak. Při pasivním podtlaku protéza využívá pouze jednocestného ventilu, který je zabudován v laminátovém lůžku. Podtlak je vytvořen jen ve švihové fázi. Aktivní podtlak je tvořen v obou fázích kroku pumpou, která je umístěna pod lůžkem. Všeobecně se podtlakem sníží pístový pohyb a zajistí se torzní stabilita. Indikuje se jak pro transtibiálně amputované, tak i pro pacienty s transfemorální amputací. Nejdůležitější vlastností podtlaku je možnost dokonalého rozložení tělesné tíhy na celý povrch pahýlu (Princ, 2017; Ottobock, a; Bachura, 2015).

Obrázek 7 Velikost pístového pohybu



Zdroj: Ortopedická protetika, 2015

6.6.2 Druhy aktivního podtlaku

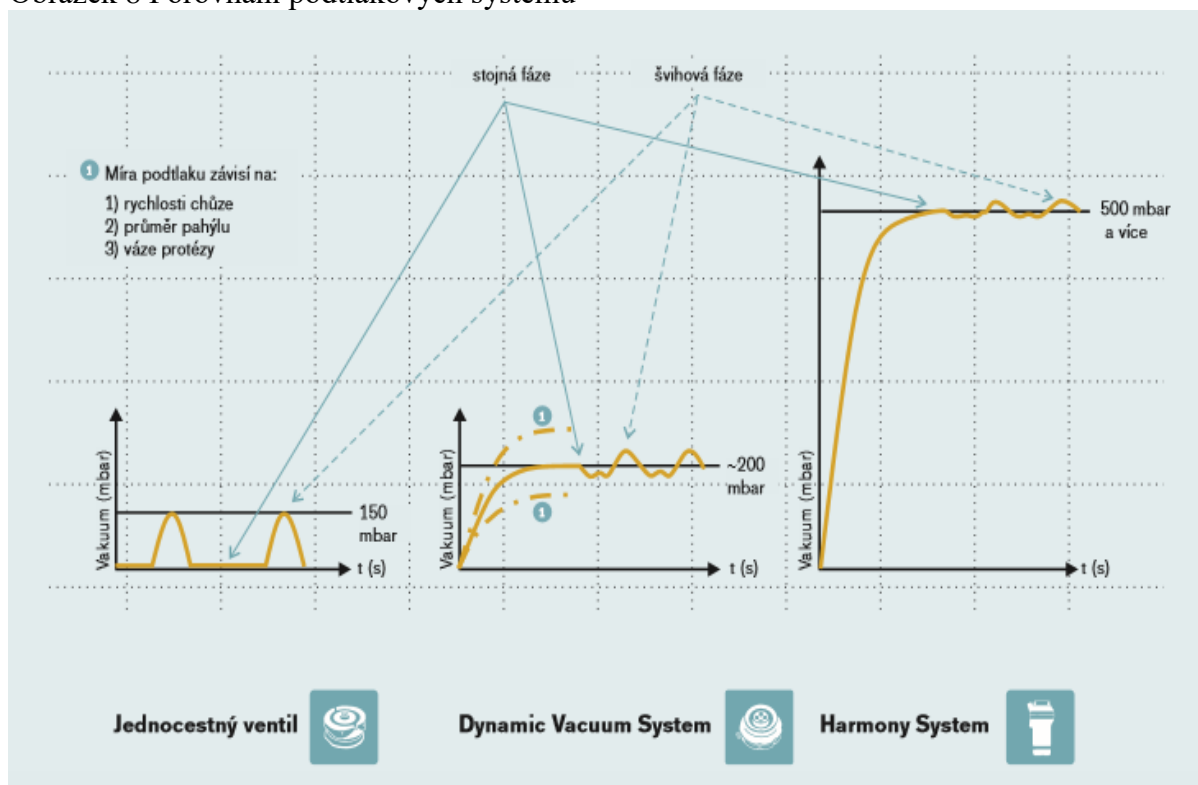
- Systém DVS – Dynamic vacuum system

Dynamický podtlakový systém se přizpůsobuje uživateli při každém kroku. Při zvýšené aktivitě se zvýší podtlak, čili se vytlačí vzduch. Oproti systému Harmony je podtlak nižší.

- Systém Harmony

Harmony je mechanická pumpa, která nastavuje podtlak v lůžku v každém kroku podle zatížení a kadence. Odčerpává a reguluje veškerý vzduch v lůžku. Systém Harmony nejde použít u pacientů s hmotností vyšší než 150 [kg] a u velmi dlouhých pahýlů z důvodu stavební výšky. Systém je ale vhodný použit u pacientů s cévními poruchami, u diabetiků, s problémovými jizvami nebo při kolísání objemu pahýlu. Harmony nelze použít u dialyzovaných pacientů, kde se očekávají markantní změny objemu nebo při aplikaci protetického prvovybavení (Ottobock, a; Fiala, 2005).

Obrázek 8 Porovnání podtlakových systémů



Zdroj: Ottobock, c

6.6.3 Připojení na pin

Pin je distální připojení shuttle lock v lůžku. Na spodním konci lineru je trn, který zapadne do zámku protézy. Toto připojení drží lůžko na pahýlu ve švihové fázi. Negativně ovlivňuje distální konec pahýlu. Dochází k tvorbě mozolu (Ottobock, a).

6.6.4 Vtahovací systém

Uživatel si vtáhne pahýl do lůžka pomocí pásu. V případě použití systému KISS Lanyard od firmy Otto Bock se podstatně sníží rotační i pístové pohyby v lůžku. Tento druh vtahování se používá u stehenních amputací pro nízký stupeň aktivity (Princ, 2017; Ottobock, a).

7 PROTETICKÁ CHODIDLA

Velmi důležitou komponentou pro stavbu protézy dolní končetiny je protetické chodidlo, které zcela ovlivňuje dynamiku bércové protézy. V souvislosti s kolenním kloubem ale ovlivňuje i stehenní protézy. Z anatomického hlediska protetické chodidlo nahrazuje zdravé lidské chodidlo a talokrurální skloubení. K zajištění správné funkčnosti protézy by protetické chodidlo mělo co nejpřesněji napodobovat funkci lidského chodidla k zachování běžného vzorce chůze (Bowker, 1992; Rosický, 2000).

Aby se protetické chodidlo mohlo užívat ve standardním typu obuvi, musí být zachován tvar lidského chodidla, což většina výrobců splňuje. Zde hovoříme o kosmetickém požadavku. Ale aby byla nahrazena i správná funkce, musí protetické chodidlo zabezpečovat funkci statickou a dynamickou. Základním požadavkem na protetické chodidlo je dynamická funkce, tedy přenos sil v sagitální rovině při odvalu chodidla (Bowker, 1992; Rosický, 2000).

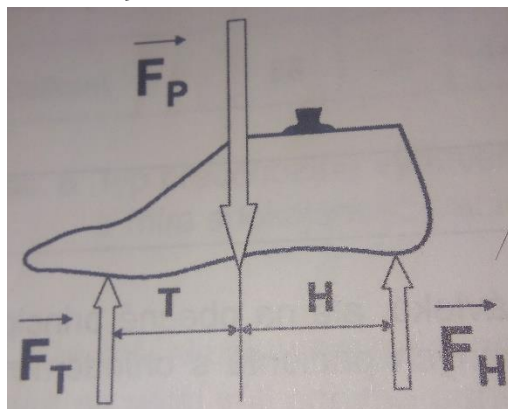
Během počátečního kontaktu je hlavní funkcí nohy tlumení nárazů. Protetické chodidlo musí absorbovat náraz paty a minimalizovat počáteční síly, které se přenášejí na zbytkovou končetinu. V případě TT amputace může příliš velká absorpce mít za následek špatné generování normálního momentu flexe kolena a vést k nepřírozenému napřimění kolenního kloubu. Během fáze kontaktu paty s podložkou, chodidlo musí zahrnovat kontrolu plantární flexe. Reakční silový vektor podložky se nachází posteriorně vzhledem k hlezennímu kloubu, a proto plantární flekční moment nastává během kontaktu paty s podložkou. V lidském hlezenním kloubu a chodidle je tento moment kontrolován dorsálními flexory hlezenního kloubu. Tyto svaly se kontrahují excentricky a umožňují plynulou a kontrolovanou plantární flexi chodidla k podložce. V momentě kdy chodidlo dopadne na podložku, jde tibie rázem kupředu, což vytváří pohyb celé končetiny vpřed. Kontrola nad plantární flexí umožňuje rychlý pohyb tibie vpřed. Plantární flexe protézy může být značně ovlivněna tuhostí patní části protetického chodidla. Obecně vzato platí, že čím tužší je patní část protetického chodidla, tím větší je plantární flekční moment. Ve střední části kroku musí protéza poskytnout řízený postup tibie vpřed. Pohyb končetiny ve švihové fázi a dopředný pokles tělesné tíhy vytváří dorsiflekční točivý moment, který přenáší pozici tibie z plantární flexe do stojné fáze. Pata i přední část nohy zůstávají v kontaktu s podložkou po celou dobu. Svaly gastrocnemius i soleus jsou aktivní při řízení rychlosti a při udržování stability. Protetická chodidla simulují tento vzorec svalů tím, že poskytují stabilitu přes tuhý, polotuhý nebo pružný kýl v noze. Během závěrečné fáze musí chodidlo poskytnout kontrolované odlepení paty od podložky a přesunutí tíhy na přednoží.

Během této fáze je chodidlo a kotník v uzamčeném postavení kvůli odlepení paty od podložky, a tibie tak pokračuje v posunu vpřed. Během postupu tibie vpřed je tíha celého těla postupně přenášena na přednoží, které by mělo mít správnou energetickou účinnost. Protetické chodidlo musí zároveň podpořit závěrečnou fázi stoje a mělo by simulovat dorsiflexi při zahájení švihové fáze (Bowker, 1992; Rosický, 2000).

7.1 Statická funkce chodidla

Statickou funkcí rozumíme optimální dosažení rovnováhy ve stoji. Vnější statické zatížení chodidla představuje svislá síla F_p přenášená protézou. Tato síla je zachycena reakčními silami, které se nachází mezi chodidlem a podložkou.

Obrázek 9 Statické zatížení



Zdroj: Ortopedická protetika, 2000

Vzhledem k chodidlu je statická zátěžná síla doporučena výrobcem a zajišťuje statickou stavbu protézy. Rozdílnost mezi klasickými a dynamickými chodidly je v místě působení zátěžné síly F_p . U klasických je v prostřední třetině chodidla a díky tomu je rozložení sil poměrně rovnoměrné. Naopak u dynamických se přesouvá více k patní části protetického chodidla.

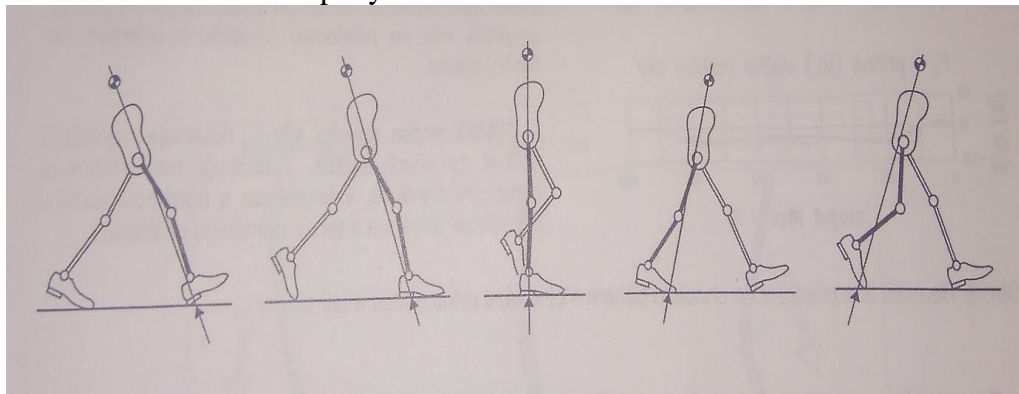
$$\text{Složková podmínka rovnováhy: } F_p = F_t + F_h.$$

$$\text{Momentová podmínka rovnováhy: } F_t * T = F_h * H.$$

7.2 Dynamická funkce chodidla

Tuto funkci plní chodidlo během stojné fáze, při které dochází k největšímu vzájemnému silovému působení mezi podložkou a chodidlem. Pro správnou funkci chodidla v dorzální a plantární flexi je důležitý pohyb v sagitální rovině.

Obrázek 10 Kinematika pohybu



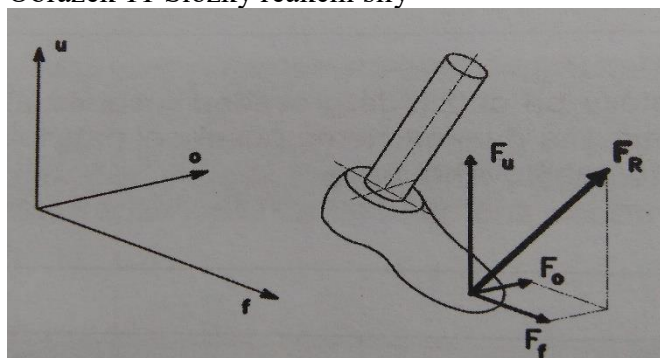
Zdroj: Ortopedická protetika, 2000

Chodidlo po nášlapu na patu přechází do kontaktu s podložkou, a tím vytváří plantární flexi, která se poté snižuje až na nulovou hodnotu během střední stojné fáze. Po odvalu dochází k odlepení paty od podložky, a tím dojde k dorzální flexi chodidla. Ve švihové fázi je chodidlo v základním postavení (Rosický, 2000).

7.3 Reakční síly

Tato část se zabývá silovými účinky, které vznikají při odvalu mezi chodidlem a podložkou. Výsledná reakční síla se v průběhu odvalu vždy mění a můžeme ji rozdělit na svislou (vertikální) F_u , podélnou F_f a příčnou složku F_o .

Obrázek 11 Složky reakční síly

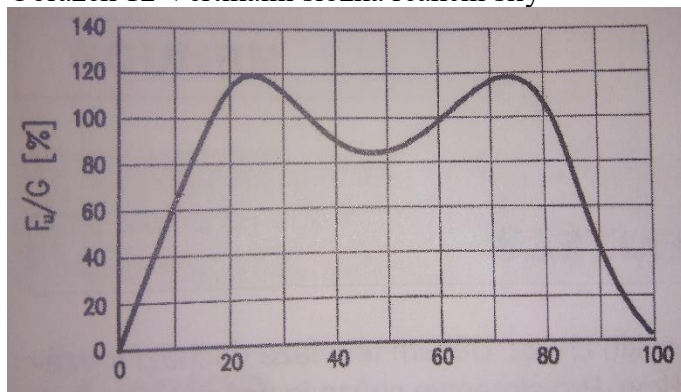


Zdroj: Ortopedická protetika, 2004

7.3.1 Vertikální složka

Tato složka F_u představuje největší část silového zatížení a zároveň vytváří ohybové a tlakové momenty. Při stojné fázi má vertikální složka sil dvě maxima, a to při nášlapu na patu a odrazu ze špičky. Tyto hodnoty mohou dosahovat až 120 % celkového zatížení (Rosický, 2000).

Obrázek 12 Vertikální složka reakční síly

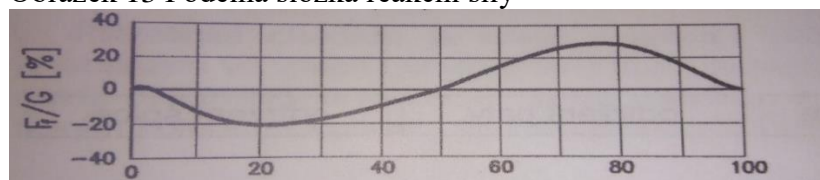


Zdroj: Ortopedická protetika, 2000

7.3.2 Podélná složka (anteroposteriorní)

U podélné složky F_f , která způsobuje předozadní namáhání, jsou maximální hodnoty nižší než u vertikální síly. Zde je zřejmý sinusový průběh reakční síly. Při došlapu na patní část chodidla jsou vyvolány smykové síly, které působí na chodidlo dorzálně. U následného odrazu ze špičky působí potom na přednoží smykové síly (Rosický, 2000).

Obrázek 13 Podélná složka reakční síly

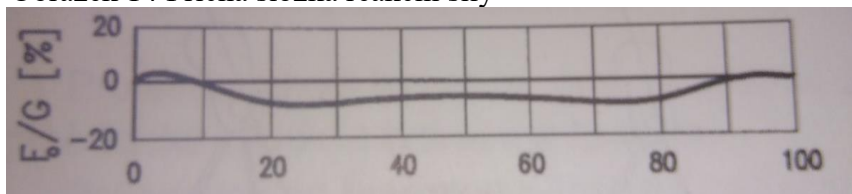


Zdroj: Ortopedická protetika, 2000

7.3.3 Příčná složka (mediolaterální)

Nejnižších hodnot dosahuje příčná složka F_o , která vytváří mediolaterální namáhání a v kombinaci s podélnou složkou vytváří smykové a torzní síly.

Obrázek 14 Příčná složka reakční síly



Zdroj: Ortopedická protetika, 2000

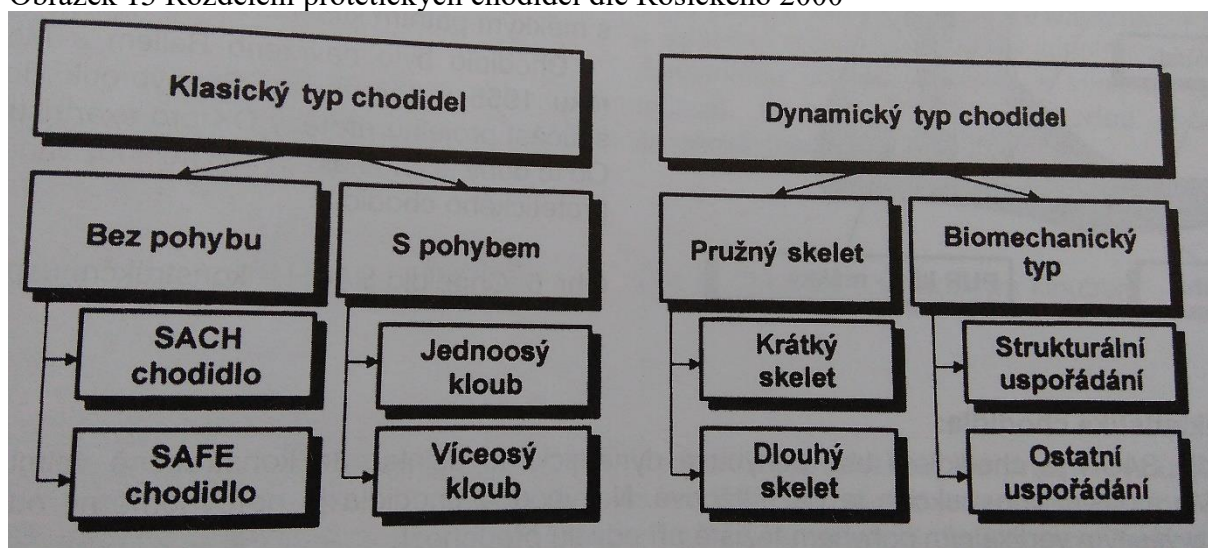
Z uvedených obrázků a následného rozboru je evidentní, že protetické chodidlo je nejvíce namáháno při nášlapu na patu, tedy při začátku stojné fáze, a v momentu odrazu špičky od podložky. Protetické chodidlo musí být schopno absorbovat mechanickou rázovou energii při nášlapu na patu, aby nedocházelo k přenosu rázu do pahýlového lůžka. Klasické typy chodidel tuto vlastnost splňují. Dynamické typy se však vyznačují schopností tuto vytvořenou energii využít. Protetické chodidlo musí poskytnout dostatečnou oporu pro odraz ze špičky a následný rozvoj švihové fáze. Na konci stojné fáze však nesmí být přednoží příliš tuhé, což by negativně ovlivňovalo jeho odval. Rozdílná konstrukce klasických a dynamických chodidel velmi ovlivňuje jejich chování na konci stojné fáze, a proto schopnost chodidla přenášet silové působení určuje jeho dynamiku (Rosický, 2000).

7.4 Rozdělení protetických chodidel

Chodidla jsou rozdělena do skupin podle základních funkčních principů, přičemž v každé skupině existuje velké množství jednotlivých typů od různých výrobců. Jejich vlastnosti nejsou srovnatelné nebo zaměnitelné, a proto jen ortotik – protetik může vybrat optimální chodidlo pro daného uživatele (FOPTO, 2017).

Základními typy chodidel jsou klasická a dynamická chodidla, která se dále podrobněji rozdělují podle různých hledisek.

Obrázek 15 Rozdělení protetických chodidel dle Rosického 2000



Zdroj: Ortopedická protetika, 2000

7.5 Rozdělení dle FOPTA 2017

- Malý návrat energie a krátká páka přednoží. Pohyb v jedné rovině.
- Střední návrat energie. Hlavní pohyb je ve více rovinách.
- Vysoký návrat energie a dlouhá účinná páka přednoží.
- Bionická chodidla (FOPTO, 2017).

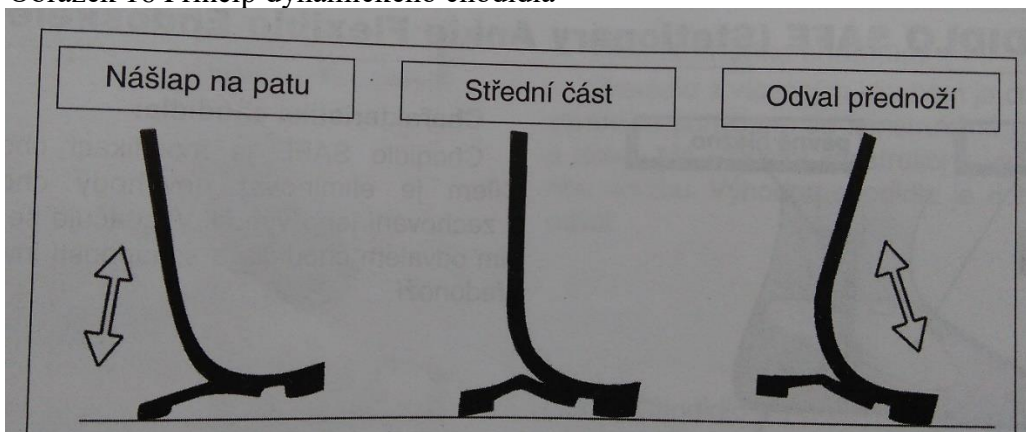
7.5.1 Chodidla s malým návratem energie

Tyto typy chodidel jsou zaměřeny na základní požadavky. Umožnit průběh plantární a dorzální flexe, tlumení mechanických rázů při nášlapu na patu a lehkého odvalu přednoží. Oproti dynamickým chodidlům neumožňuje akumulaci a využitelnost mechanické energie během odvalu chodidla. Tím pádem můžeme říci, že klasická chodidla jsou konstrukčně i vývojově starší. Hlavní funkce těchto chodidel je výhodná stabilita (Rosický, 2000).

7.5.2 Dynamická chodidla s větším návratem energie

Jak už bylo zmíněno, dynamická chodidla pracují na principu akumulace a využití mechanické energie během odvalu. Tento typ chodidel ocení aktivní uživatelé, jelikož se vyznačuje nižší energetickou náročností při vyšší pohybové aktivitě.

Obrázek 16 Princip dynamického chodidla



Zdroj: Ortopedická protetika, 2000

Při nášlapu na patu dochází ke snížení rázové mechanické energie, jelikož dojde k vratné deformaci patní pružiny. Tato energie je pružinou akumulována a uvolněna při odvalu do střední stojné fáze cyklu. Při odvalu přednoží dojde k deformaci hlavní pružiny. Následně se energie využije na konci stojné fázi k rozvoji švihové fáze.

7.6 Chodidlo SACH (Solid ankle cushion heel)

Chodidlo SACH bylo navrženo Bellem a Mc Laurinem v Torontu roku 1955. Chodidlo je bez pohybu a dynamického účinku. Konstrukčně je jednoduché s lehkou údržbou. Nosnou část tvoří dlouhý dřevěný skelet, který je v PUR obalu. Patní část je měkká s klínem. Nevýhodou chodidla je nerovnoměrný odval. Je vhodné pro méně aktivní uživatele (Rosický, 2000).

7.7 Chodidlo SAFE (Stationary ankle flexible endoskeleton)

Modifikace chodidla SACH. Výhoda SAFE spočívá v lepším odvalu chodidla díky zkrácenému dřevěnému skeletu, které je nahrazeno PUR jádrem, což umožňuje inverzi a everzi. Je vhodné pro méně a středně aktivní uživatele. Chodidlo s pohybem v sagitální rovině tvořené dřevěným skeletem a pružnou výztuhou. Rozdíl oproti již zmíněným chodidlům je v umístění gumového dorazu v patní části chodidla. Je vhodné pro stehenní protézy (Rosický, 2000).

7.8 Chodidlo s víceosým kloubem

Modifikace jednoosého chodidla, které vylepšuje odval při chůzi. Je poměrně těžké a robustní. Je vhodné pro užívání v nerovném terénu.

7.9 Chodidlo s krátkým pružným skeletem

Typ chodidla, který je vybaven dynamickým pružným skeletem ve tvaru listové pružiny, vyrobené nejčastěji z uhlíkového kompozitu. Konstrukčně je chodidlo složité, ale snadné na údržbu. Má výborné vlastnosti ve fyziologickém odvalu chodidla a má schopnost inverze a everze při nízké energetické náročnosti. Skelet chodidla je umístěn v pružném kosmetickém obalu. Je vhodné pro středně až vysoce aktivní pacienty, u kterých se předpokládá velice dynamická chůze (Rosický, 2001).

7.10 Chodidlo s dlouhým pružným skeletem

Jak je již patrné z názvu, má tento typ chodidla dlouhý dynamický skelet, u kterého je dosaženo nejlepšího poměru akumulované mechanické energie při odvalu chodidla. Má výborný fyziologický odval a nízkou energetickou náročnost. Materiál skeletu je vyroben výhradně z kompozitu. Chodidlo je vhodné pro vysoce aktivní uživatele, kde je předpoklad dynamicky proměnné chůze (Rosický, 2001).

7.11 Biomechanické strukturální chodidlo

Tento typ chodidla se snaží vycházet z funkční imitace lidského chodidla. Pochopitelně je konstrukčně velice náročné. Jádro chodidla tvoří vícedílné tělo, které je spojeno s patním dílem a dílem přednoží. Správný fyziologický odval je podmíněn vícesou kinematikou s použitím tlumících dorazů. Mechanická část je vyrobena také z kompozitu. Je vhodné zejména pro vysoce aktivní uživatele, u kterých je podmínkou velmi dynamická chůze nebo sportovní aktivita (Rosický, 2001).

Obrázek 17 Přehled protetických chodidel



Zdroj: Bowker, 1992

7.12 Výběr protetického chodidla

Při volbě chodidla musíme vždy zohlednit určitá kritéria amputovaného jednice. Např. stupeň aktivity pacienta, fyziologické parametry pacienta a některá další kritéria jako je typ sportu atp.

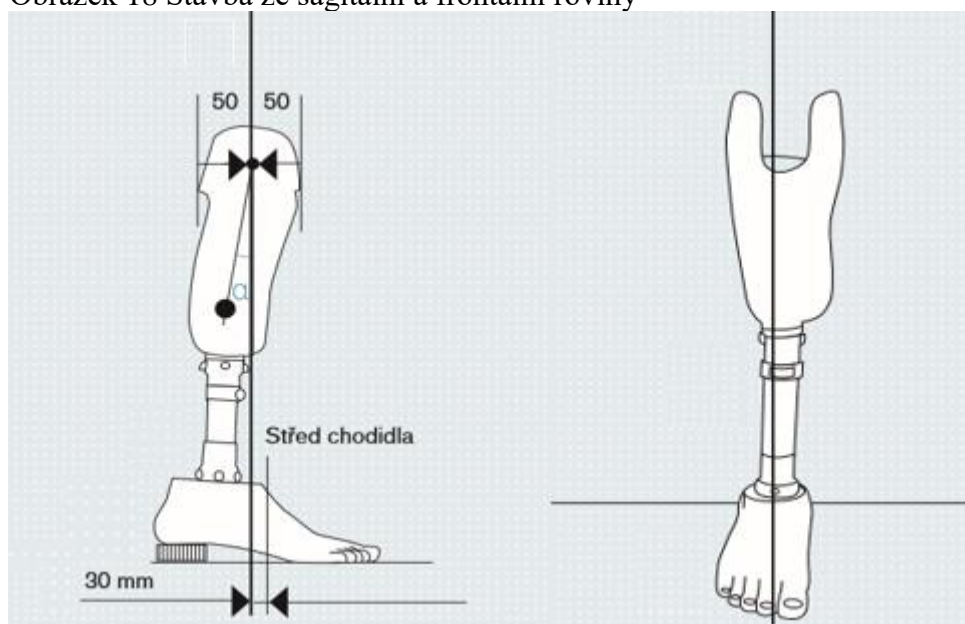
Jako chodidlo s nízkou dynamikou a menší schopností přizpůsobit se nerovnostem na povrchu vyhovuje chodidlo typu SACH nebo jednoosé chodidlo, které využijí uživatelé se stupněm aktivity 1, čili pohyb v místnosti s konstantní rychlostí. Pro stupně aktivity 2 je vhodné chodidlo s nízkou dynamikou, ale už s lepší schopností přizpůsobit se nerovnému povrchu. Těmto požadavkům odpovídá např. chodidlo SAFE nebo chodidlo s vícesým kloubem. Pro stupně aktivity 3 a 4 je vhodné využít typ chodidla s pružným kompozitním skeletem, protože potřebujeme docílit více dynamické chůze na nerovném povrchu nebo při sportovním výkonu. Porozumění biomechaniky protetických chodidel je zásadní, protože samotná selekce chodidla má hluboký dopad na konečný úspěch nebo selhání protézy (Rosický, 2001; Bowker, 1992).

8 ZÁKLADNÍ STAVBA

Tato kapitola popisuje základní statickou stavbu, dynamickou stavbu a další aspekty, jež náleží správné konstrukci protězy.

Základní nastavení protězy se provádí bez pacienta. Stavba bércevého pahýlového lůžka se provádí v sagitální rovině v malé flexi kolem 5° s vycentrováním vůči stavební linii 50:50. Jedná se o fyziologickou polohu konstrukce. Tím se naklání tibiální plocha nesoucí tíhu pahýlu z vertikály do zkosené polohy. Rozložení zátěže se místo kónusovitého tvaru rozloží na plochu. Poté si musíme nastavit výšku podpatku, to je efektivní výška podpatku plus 5 mm, nastavit chodidlo do zevní rotace kolem 5° a seřadit stavební linii 30 mm za střed protézového chodidla. Ve frontální rovině se chodidlo polohuje tak, aby stavební linie procházela mezi palcem a druhým prstem na noze. Stavební linie musí procházet na laterální hraně pately. Také ale nesmíme opomíjet abdukční/addukční postavení lůžka (Kaphingst, 2002; Blumentritt, 1998).

Obrázek 18 Stavba ze sagitální a frontální roviny

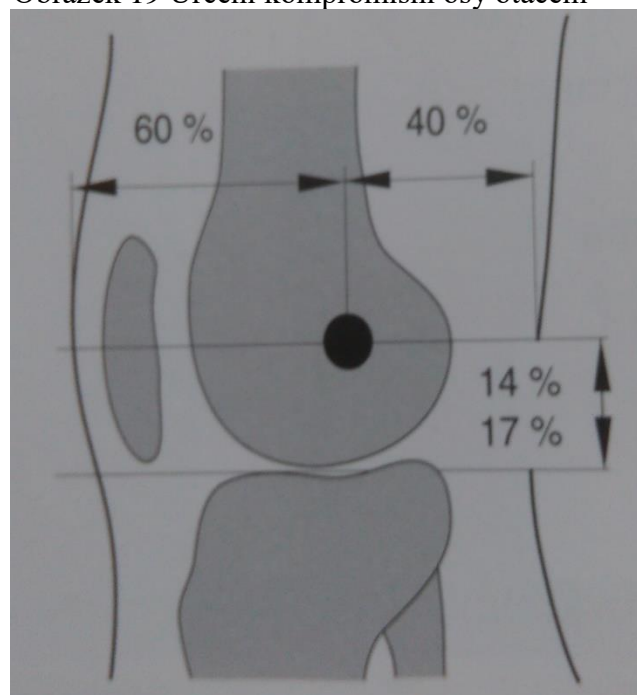


Zdroj: OttoBock, b

Stavba protězy určuje neustálé namáhání kolenního kloubu na amputované končetině, tudíž externí pohybové momenty kolena, a tím i zatížení vazů a svalů v kolenním kloubu se při flexi nebo extenzi chodidla soustavně a silně mění. Natahovače stabilizují kolenní kloub ve stoji při externích ohybových momentech, ale také se smršťují právě tehdy, jestli se nachází zátěžová linie anteriorně vůči ose kolena, a to ve vzdálenosti kratší než 15 mm. M. biceps femoris nepřebírá celkovou ochranou funkci při větších extenčních ohybových momentech kolena, které jsou vyvolány špičkovým postavením

chodidla. Kolenní pouzdro a posteriorní vazy jsou pak příliš namáhány. Správná stavba protézy z biomechanického hlediska, která umožňuje komfortní a efektivní stoj, kdy se kolenní struktury namáhají minimálně, je podle biomechanických faktorů ta, u které je individuální zátěžová přímka asi 15 mm před kompromisní osou otáčení. Kompromisní osa otáčení kolenního kloubu se dle Nieterta nachází asi 20 mm proximálně od kolenní štěrbiny. V anteroposteriorním směru se nachází kompromisní osa otáčení ve vzdálenosti asi 60 % A – P rozměru kolena posteriorně od pately. Poloha osy otáčení je stanovena na kolenním kloubu bez protézy. Jestliže při zatěžování kolena působí reakční síla podložky ve vzdálenosti od osy menší než 15 mm posteriorně nebo anteriorně, je stabilita dosažena svalovou prací m. quadriceps femoris. Vyvinutí svalové síly ovšem znamená metabolickou spotřebu energie a velké namáhání pasivních struktur kolenního kloubu. Dlouhodobě to však znamená zvýšené riziko poškození kolene. Jestli se však koleno posune vůči zátěžové linii správně cca o 15 mm, vznikne slabší zatěžování, kterým se šetří energie a samozřejmě také vazivový aparát kolenního kloubu (Kaphingst, 2002; Blumentritt, 1998).

Obrázek 19 Určení kompromisní osy otáčení



Zdroj: Půlpán, 2011

8.1 Statická stavba pomocí L.A.S.A.R. Posture

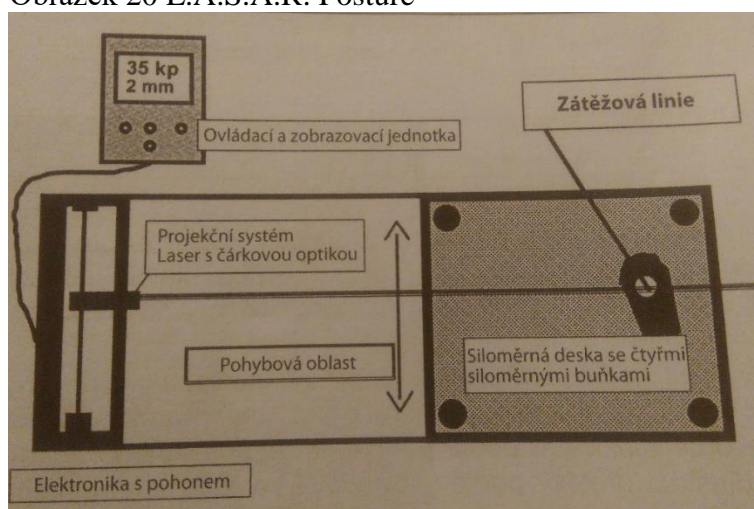
Ve statické stavbě protézy je důležité vytvořit rovnovážný stav sil, které se přenášejí ze země na protézu a naopak. Tyto silové účinky se musejí vzájemně kompenzovat tak, aby suma všech sil a momentů byla rovna nule. Musí se tedy nacházet v podmínkách silové rovnováhy. Pro pacienta po TT amputaci to znamená, že v normálním stoji by protéza měla nést 50 % tělesné tíhy. Lůžko protézy, které má náležitou stavbu a dále jsou pak na něj korektně připojeny ostatní komponenty protézy, nevyvolává v normálním stoji žádné momenty zvratu, ohybu nebo točivé a kroučící momenty, které by nebyly vyrovnány stejnými reakčními silami. Stavba TT protéz velmi ovlivňuje finální kvalitu vybavení bérceových amputací. Aby amputovaný dosáhl co nejlepší mobility s protézou je nutné, kromě dobře padnoucího pahýlového lůžka a správně zvoleného protetického chodidla, brát v potaz stavbu protézy a její funkční vlastnosti. Primárním předpokladem je dosažení pohodlného stoje. Doporučení pro stavbu protéz, které udávají výrobci pro použití komponentů, nejsou navržena pro individuální výkonnost amputovaného. Můžeme je tedy využít pouze pro základní stavbu protézy, která musí být během statické a následně dynamické zkoušky optimalizována podle pocitů amputovaného. Optimální využití protézy vyžaduje seřízení protézy podle tělesného stavu a hlavně podle výkonnosti pahýlu. Seřízení protézy se v současné době provádí subjektivně. Platí to jak pro statickou, tak i dynamickou zkoušku protézy. Vše ale závisí na zkušenostech ortotika – protetika. Stavba je samozřejmě časově náročná a vyžaduje neustálé vyhodnocování ze strany amputovaného. Subjektivní postup vede k množství variací jak sestavit protetickou pomůcku, jelikož i při opakované kompletní stavbě různými technikami se stejnými komponenty dochází k značným rozdílům (Kaphingst, 2002; Blumentritt, 1998).

8.1.1 L.A.S.A.R. POSTURE (Laser assisted static alignment reference)

Díky měřicímu přístroji L.A.S.A.R Posture zjistíme vertikální složku reakční síly od podložky, která se přenáší na siloměrnou desku. Při stoji na obou nohách na desce se určí tíhová síla pacienta a poloha zátěžové linie. Jestliže stojí amputovaný o protéze na desce jen jednou nohou (druhá je mimo desku), určí se hodnota podpůrné síly, z níž vyplývá poloha zátěžové linie. Dalšími komponenty přístroje jsou elektronické obvody s motorovým pohonem laseru, projekční systém, displej a ovládací jednotky. Senzory siloměrných buněk jsou v rozích desky. Velikost reakční síly od podložky a polohu jejího působení zjistíme s využitím řídicí elektroniky, která také ovládá motor laseru. Za pomoci

čárkové optiky a laserového paprsku se promítne světlo na měřenou osobu do oblasti, ve které se nachází bod působení síly (Kaphingst, 2002; Blumentritt, 1998).

Obrázek 20 L.A.S.A.R. Posture



Zdroj: Orthopädie Technik, 1998

K pochopení praktického postupu při zkoušce protézy pomocí měřicího přístroje slouží souhrn poznatků z biomechaniky amputovaných v bérce. Nejdůležitější rozdíly mezi zdravým pohybem kolena a pohybem kolena amputovaného v bérce vyplývají ze ztráty veškerého lýtkového svalstva. Rozhraní mezi pahýlem a pahýlovým lůžkem lze přirovnat k pseudoartróze, jelikož je změněn tok silových účinků v končetině vybavené protézou (Kaphingst, 2002; Blumentritt, 1998).

8.2 Individuální dynamická stavba

Kontrolu stavby sledujeme během cyklu kroku od nášlapu na patu na pozorované končetině přes stojnou a švihovou fázi k následnému nášlapu paty na stejné končetině. Obvykle se v praxi provádí jako první sagitální nastavení, kdy amputovaný stojí na měřicím přístroji. Protetik nastaví flexi chodidla tak, aby se kompromisní osa otáčení kolena nacházela 15 mm posteriorně vůči zátěžové linii, jak bylo zmíněno výše, nezávisle na typu chodidla nebo hmotnosti pacienta. Tímto nastavením se pro amputovaného pacienta stává stoj komfortnějším a zároveň dochází k adjustaci střední stojné fáze. Následně by měl amputovaný udělat několik kroků, pokud možno plynule. Protetik pozoruje kinematiku kolena po nášlapu na patu při přesunutí zátěže. Kolenní kloub nesmí být v této fázi cyklu zatěžován v napnuté poloze, nýbrž by měl být zatěžován fyziologicky v ohnutí, přičemž se musíme vyhnout nadměrnému ohnutí. Jestliže není výsledek uspokojivý, změním sagitální polohu chodidla. Prostřednictvím měřicího přístroje probíhá nepřetržitá kontrola vlivu těchto změn na zatížení, resp. se provede případná korekce.

Pokud amputovaný směřuje pohyb kolena příliš dopředu, posune se chodidlo dopředu. Naopak, jestliže amputovaný chodí příliš vzpřímeně, chodidlo se posune více posteriorně. Nejdůležitější při dynamické zkoušce je najít přechod mezi chůzí s tendencí k flexi kolena a chůzí k tendenci do extenze pomocí variací sagitální polohy protézového chodidla. Přístrojem L.A.S.A.R. Posture je možné adjustovat frontální polohu chodidla se supinační a pronační polohou. Vnější polohu chodidla je možné symetricky nastavit podle kontralaterálního chodidla vizuálně (Kaphingst, 2002; Blumentritt, 1998).

8.3 Obraz chůze amputovaného v bérce

Z analýzy obrazu chůze je známo, že ani při optimálních výsledcích protetické pomůcky není obraz chůze totožný s chůzí zdravého jedince. Liší se např. úhel kolena ve stejné fázi cyklu chůze u amputovaného oproti úhlu kolena u neamputovaného. Úhel kolena při dopadu patní části a maximální úhel flexe kolena ve stejné fázi je menší než u zdravých lidí. Kolenní kloub dokonce může zůstat během celé stejné fáze v extenzi. U neamputovaných nastupuje švihová fáze rychleji, ale nemění se pohyb kolena během pohybu, čili zůstává stejný jak u zdravých lidí, tak i amputovaných lidí. U normální chůze je charakteristická flexe v kolenním kloubu při zatížení ve stejné fázi, jelikož jsou aktivovány svaly přední strany stehna. Tato fyziologická situace má jak skeletální, tak i stabilizační význam v cyklu chůze, a proto by se neměla opomíjet při vybavování pacientů po amputacích v bérce. Vnější obraz sagitálního pohybu kolena se vytváří koordinací svalových sil v oblasti kolenního kloubu, což je zřejmý důsledek sagitálního postavení protézy. Úhel flexe v kolenním kloubu během přenášení tělesné tíhy na stojnou nohu na začátku stejné fáze je velmi ovlivňována sagitální polohou chodidla. Jestliže se chodidlo nachází v příliš anteriorní pozici, tak amputovaný chodí s kolenním kloubem v extenzi. Pokud je ale chodidlo postaveno příliš posteriorně, vzniká po dopadu paty náchylnost k nadměrné flexi v kolenním kloubu. Nicméně flexe v kolenním kloubu zůstává před dopadem paty, a to i ve střední stejné fázi a je do jisté části neovlivněna sagitální polohou chodidla. Ve střední stejné fázi rozhoduje vyvážená plantární flexe protetického chodidla podstatnou měrou o podílově kompenzovaném působení extenzorů a flexorů kolena. Ischiokrurální svaly ovlivňují špičkové postavení nohy. Jestliže je poloha nohy hákovitá, vede to ke zvýšené aktivitě kolenních extenzorů. Dále je flekčním postavením nohy ovlivňován moment páky přednoží, který je účinný až při odvalu chodidla. Ve frontální rovině jsou patrné snížené flekční momenty kolenního kloubu, jež souvisí s lateralizací chodidla, která má velký biomechanický význam, jelikož vyvažuje smykové síly pahýlu.

Pacienti amputovaní v bérce mají jinou tělesnou statiku oproti neamputovaným, a proto ischiokrurální svalstvo na vybavované končetině přebírá úlohu řízení rovnováhy místo lýtkového svalstva (Blumentritt, 1998).

Během chůze do kopce a z kopce má amputovaný tendenci k nadměrné anteflexi a lateroflexi v oblasti trupu, čímž může vznikat asymetrické zatížení dolní končetiny a protézy. Díky těmto sekundárním nedostatkům mohou vznikat bolesti zad v oblasti bederní páteře, což snižuje celkový komfort chůze (Murray, 2017).

Analýza normální chůze amputovaného v bérce se provádí zprvu na rovném povrchu, ale poté by měla být posuzována chůze na šikmém povrchu, nerovném terénu nebo chůze po schodech nahoru či dolů. Fáze kroku jako je nášlap na patu, střední stojná fáze a odraz ze špičky jsou ovlivňovány několika konstrukčními parametry. Obvykle se uvádí:

- Posunutí chodidla vpřed a zpět.
- Mediální a laterální posunutí chodidla.
- Plantární a dorzální flexe chodidla.
- Supinace a pronace chodidla.
- Vnitřní a vnější rotace.

9 POLOHA CHODIDLA

9.1 Anteriorní posunutí chodidla

Posunutím protézového chodidla dopředu se zkrátí páka dorzální části chodidla. Tím se zmenší moment paty pro zahájení střední stojné fáze. Při odvalu přednoží dojde k prodloužení páky, a naopak se znesnadní postup při odvalu. Pocit jistoty v kolenním kloubu stoupá. Přílišné posunutí chodidla negativně ovlivňuje dynamickou funkci při odvalu, a tím se stává pohyb pomalejší a nekomfortní (Kaphingst, 2002).

9.2 Posteriovní posunutí chodidla

Posunutím protézového chodidla dozadu se zvětší moment paty pro zahájení střední stojné fáze cyklu chůze. Naopak při odvalu se zkrátí páka přednoží čili se zmenšuje odvalový moment a jistota kolenního kloubu se značně sníží. Zvýší se dynamický obraz chůze, jelikož je odval ulehčen menší pákou. Větší posunutí chodidla tímto směrem ocení uživatelé při sportovních aktivitách. V pahýlovém lůžku se ale mohou objevit zvýšené tlaky v momentu prvního kontaktu s podložkou a v momentu před odrazem špičky od podložky (Kaphingst, 2002; Seymour, 2002).

9.3 Mediální posunutí chodidla

Jestliže se chodidlo posune příliš mediálně, vznikne silný točivý moment, který bude vychylovat protézu laterálně. Tím se mohou objevit zvýšená tlaková místa. Bezprostředně poté vznikne torzní moment u osy protézy, který obrátí špičku chodidla k linii vnější rotace. Amputovaný se bude snažit korigovat protézu větší abdukcí ve střední stojné fázi. Všeobecně má mediální adjustace nefyziologický dopad.

9.4 Laterální posunutí chodidla

Toto posunutí není až tak závažné jako mediální posunutí, ale vytvářejí se zde také točivé momenty, které naklápí protézu. Pokud je lateralizace příliš velká vzniká tlak na capitulum fibulae. Laterální adjustace dokáže vyrovnat silové poměry u dynamického zatížení, jelikož má šikmý směr a také působí stabilizačně při dynamické chůzi (Kaphingst, 2002; Seymour 2002).

9.5 Plantární a dorsální flexe chodidla

Zvětšenou plantární flexí se u slabších nebo starších lidí docílí větší jistoty v kolenním kloubu, ale nemělo by to nikdy vést k hyperextenzi. Nadměrnou plantární flexí dojde k tomu, že pacient musí vynaložit větší sílu při odvalu chodidla. To je ale ve výsledku nefyziologické a neekonomické, jelikož je vygenerován větší točivý moment. Dorsální flexí chodidla se cyklus kroku zrychlí, protože dojde k rychlejšímu dotyku paty s podložkou, což vyvine rychlejší flexi v kolenním kloubu (Kaphingst, 2002).

9.6 Pronace a supinace chodidla

Pronace a supinace se provádí tehdy, jestliže pacient chodí ve větší addukci nebo abdukci.

9.7 Rotace chodidla

Při základním nastavení je chodidlo rovnoběžné se směrem chůze. Vizuálně by mělo protetické chodidlo kopírovat zdravé chodidlo, a tedy blížit se k laterálním hodnotám kolem 5°. Správná rotace chodidla působí na vzhled i funkčnost protézy (Kaphingst, 2002; Princ, 2017).

10 BIOMECHANIKA PAHÝLU PŘI ZATÍŽENÍ

K zatížení bércevého pahýlu dochází v protéze během stojné i švihové fáze kroku.

10.1 Odval paty

Při odvalu paty dochází k narůstání reakční síly, kdy je pahýl vtlačován do lůžka, a přitom reakční síla působí vzhledem ke kolennímu kloubu na proměnném rameni, což vytváří flekční moment dopředného pohybu. Momentové působení silových účinků generuje dvě protilehlé síly, které působí na dorzální straně kolena a na ventrálně distálním konci bércevého pahýlu (Rosický, 2004).

10.2 Střed stojné fáze

V této části cyklu chůze je pahýl vtlačován do lůžka vertikální zátěžnou silou, která působí na stejné nositelce jako reakční síla, přičemž nedochází k momentovým působením lůžka na pahýl (Rosický, 2004).

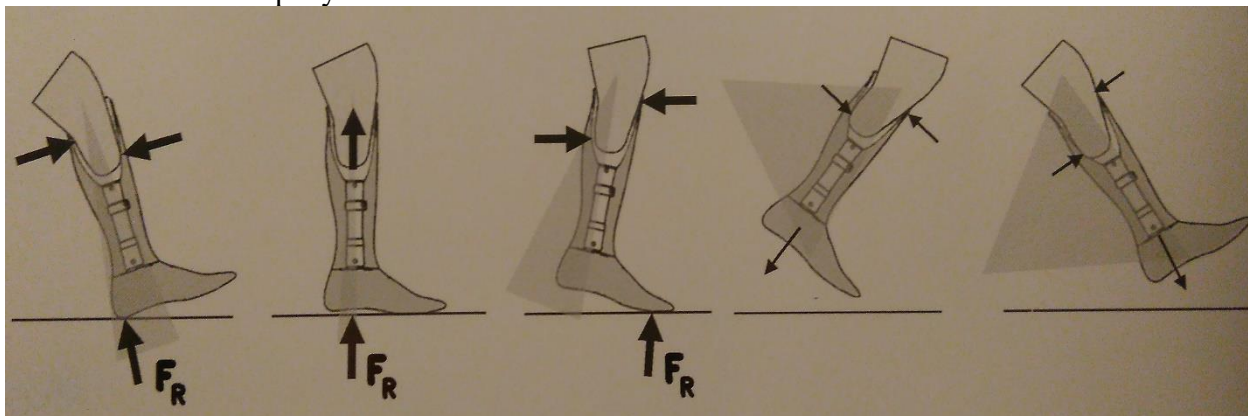
10.3 Odval přednoží

Při odvalu přednoží dochází k odtržení paty a následné odlepení špičky od podložky. Zde je pahýl vtlačován do lůžka, ale po dosažení maximální síly dochází k značnému poklesu těchto sil. Vzhledem ke kolennímu kloubu vzniká extenční moment, při kterém dochází ke změně protilehlých sil. Síly působí dorzálně na distálním konci pahýlu a ventrálně pod patelou (Rosický, 2004).

10.4 Biomechanika pahýlu při švihové fázi

Švihová fáze při cyklu chůze se rozděluje na tři části: akcelerační, střední a decelerační. Při první části švihové fáze dochází ke zpětnému kyvu, kdy je protéza zrychlena flektujícím kolenním kloubem a zatížena přídatnou dynamickou silou (odstředivá síla), čímž je pahýl z lůžka vytahován. Ve druhé části švihové fáze se mění zpětný kyv na dopředný a silové poměry pahýlu se následně změny v opačné. U decelerační části švihové fáze dochází k dopřednému kyvu, ale zde je už protéza zpomalována pahýlem. Opět působí setrvační síly jako u zpětného kyvu a pahýl je vytahován z lůžka (Rosický, 2004).

Obrázek 21 Zatížení pahýlu

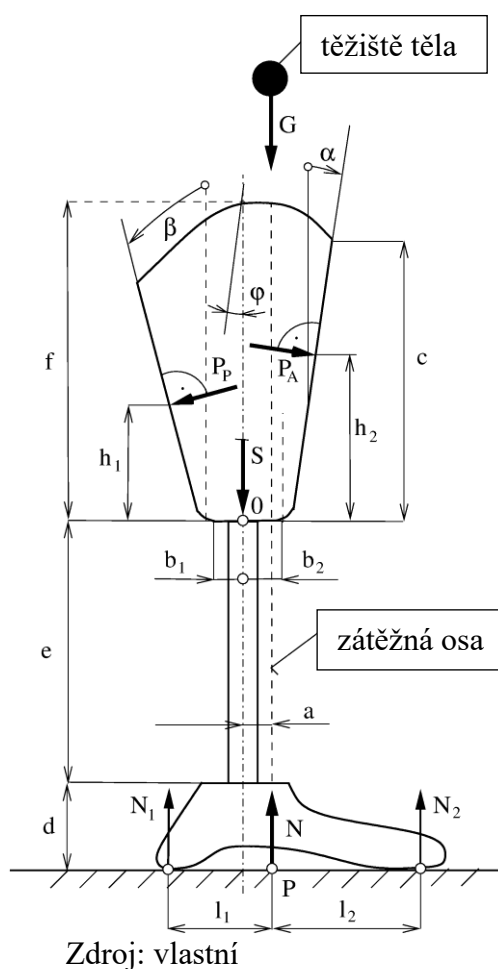


Zdroj: Ortopedická protetika, 2004

11 MODELOVÁ ÚLOHA ZATÍŽENÍ TRANSTIBIÁLNÍ PROTÉZY

Silové poměry na lůžku TT protézy jsou měřítkem silového působení lůžka na pahýl amputované končetiny člověka (princip akce a reakce). Obecně se jedná o značně složitý prostorový problém rovnováhy tělesa zatíženého obecnou prostorovou soustavou sil. Zde provedeme pouze velmi zjednodušený výpočet silových poměrů na lůžku protézy, který ale může dát jistý náhled na skutečné rozložení sil v lůžku protézy, resp. na změnu silových poměrů lůžka v závislosti na jeho poloze.

Obrázek 22 Model zatížení transtibiální protézy



Zatížení TT protézy vlastní tíhou lidského těla je schematicky znázorněno na modelu na obr. 22, kde se pro jednoduchost uvažuje stoj na jedné noze ve stejné fázi a plné zátěži. Při řešení budeme dále pro jednoduchost předpokládat, že všechny síly působící na model protézy leží v jedné rovině (sagitální rovina). Z pohledu mechaniky řešíme tedy

rovinný problém rovnováhy vázaného tělesa, které je zatíženo obecnou rovinnou soustavou sil.

Vazbu mezi lůžkem protézy a trubkovým adaptérem, a rovněž tak vazbu mezi tímto adaptérem a chodidlem, budeme považovat za dokonale tuhou. Chodidlo je rovněž předpokládáno jako dokonale tuhé těleso.

Nejdříve se budeme zabývat rovnováhou celého těla. Platí, že v rovnováze jsou vždy vnější síly (vlastní tíha G) a vnější reakce (N_1 a N_2 , resp. výsledná reakce N), tj. silový účinek podložky na chodidlo protézy. Vzhledem k tomu, že tyto síly modelu chápeme jako rovnoběžnou soustavu sil v rovině, tak podmínky rovnováhy mají tvar

$$\begin{aligned}\sum F_{iy} &= N_1 + N_2 - G = 0 \\ \sum M_{iP} &= N_1 * l_1 - N_2 * l_2 = 0\end{aligned}\quad (1)$$

Řešením této soustavy rovnic dostaneme

$$N_1 = \frac{G * l_2}{l_1 + l_2}, \quad N_2 = \frac{G * l_1}{l_1 + l_2}, \quad \text{resp.} \quad N = N_1 + N_2 = G. \quad (2)$$

Nyní provedeme uvolnění vlastní TT protézy a uvedený model zatížíme osamělými silami $N = G$, silou P_A (výsledná síla působící kolmo na přední část modelu lůžka protézy, resp. je to výslednice tlakového zatížení této části protézy), silou P_P (výsledná síla působící kolmo na zadní část modelu lůžka protézy, resp. je to výslednice tlakového zatížení této části protézy) a osamělou silou S , která reprezentuje výslednici všech svislých silových složek působících na model lůžka protézy. Z obr. 22 vyplývá, že se jedná o obecnou rovinnou soustavu sil. Podmínky rovnováhy mají tvar

$$\begin{aligned}\sum F_{iy} &= N - S - P_P * \sin \beta - P_A * \sin \alpha = 0, \\ \sum F_{ix} &= P_P * \cos \beta - P_A * \cos \alpha = 0, \\ \sum M_{i0} &= N * a + S * x - P_A * (b_2 + h_2 * \tan \alpha) * \sin \alpha - P_A * h_2 * \cos \alpha + \\ &\quad + P_P * h_1 * \cos \beta + P_P * (b_1 + h_1 * \tan \beta) * \sin \beta = 0,\end{aligned}\quad (3)$$

kde x je posunutí (dopředu nebo dozadu) geometrického středu lůžka protézy vzhledem k bodu 0 (střed trubkového adaptéru). Tuto soustavu lineárních algebraických rovnic přepíšeme do maticového tvaru (\mathbf{q} je vektor neznámých)

$$\mathbf{A} * \mathbf{q} = \mathbf{f}, \quad (4)$$

kde jednotlivé matice mají tvar

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 & \sin \alpha & \sin \beta \\ 0 & -\cos \alpha & \cos \beta \\ x & K_1 & K_2 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{q} = [S \quad P_A \quad P_P]^T, \quad \mathbf{f} = [G \quad 0 \quad G * a]^T \quad (5)$$

a pro koeficienty K_1 a K_2 platí

$$\begin{aligned} K_1 &= (b_2 + h_2 * \tan \alpha) * \sin \alpha + h_2 * \cos \alpha, \\ K_2 &= -(b_1 + h_1 * \tan \beta) * \sin \beta - h_1 * \cos \beta. \end{aligned} \quad (6)$$

V soustavě lineárních algebraických rovnic (3), resp. (4), postupně měníme velikost parametru x podle zvoleného kroku posunutí (znaménko mínus – anterior posunutí, znaménko plus – posterior posunutí, zvolený krok=0.001 [m]), a nebo měníme úhel φ natočení lůžka modelu TT protézy kolem LM osy (pouze anterior natočení, zvětšení flexe kolena, krok=0.001 [rad]). Opakovaným řešením soustavy rovnic (3), resp. (4), získáme průběh hledaných osamělých sil, působících na lůžko modelu protézy, v závislosti na zvoleném parametru. Vlastní výpočet byl proveden v interpretu MATLAB. Použité parametry modelu TT protézy jsou souhrnně uvedené v tab. 1. Dosažené numerické výsledky jsou potom graficky znázorněné na následujících obrázcích.

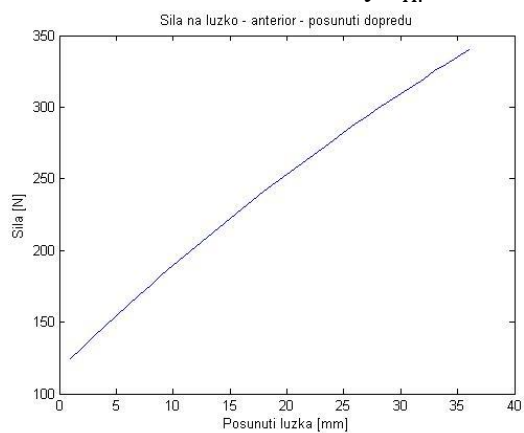
Tabulka 1. Parametry modelu transtibiální protézy

Úhly $\alpha = 5 [^\circ]$	Rozměry $l_1 = 82.5 [mm]$	$c = 223 [mm]$
$\beta = 13 [^\circ]$	$l_2 = 165.5 [mm]$	$d = 78 [mm]$
$\varphi = 5 [^\circ]$	$a = 14.5 [mm]$	$e = 156 [mm]$
Hmotnost $m = 80 [m]$	$b_1 = 35 [mm]$	$h_1 = 100 [mm]$
Zrychlení $g = 9.81 [m/s^2]$	$b_2 = 35 [mm]$	$h_2 = 200 [mm]$

Zdroj: vlastní

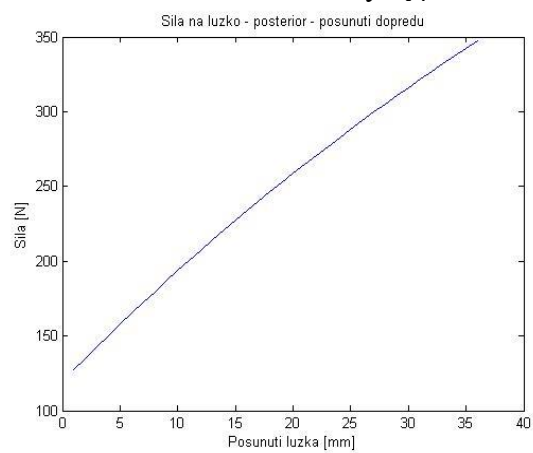
11.1 Anteriorní posunutí lůžka

Obrázek 23 Průběh síly P_A .



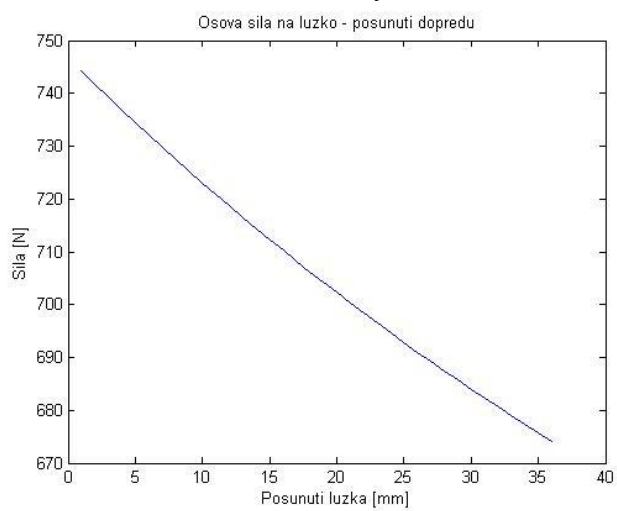
Zdroj: vlastní

Obrázek 24 Průběh síly P_P .



Zdroj: vlastní

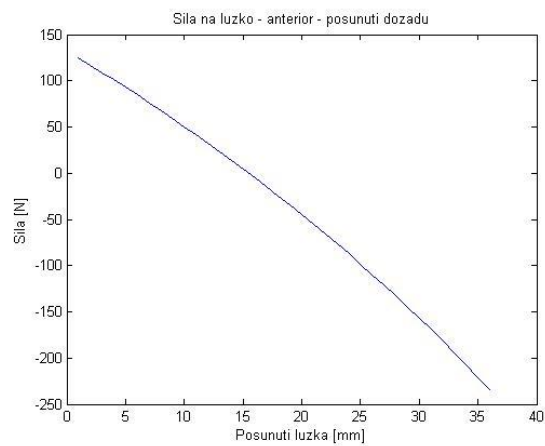
Obrázek 25 Průběh síly S .



Zdroj: vlastní

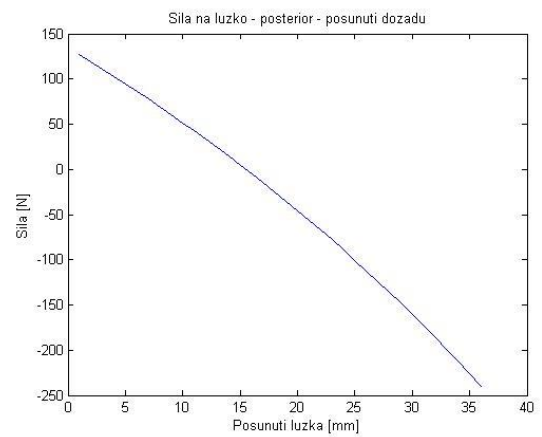
11.2 Posterioční posunutí lůžka

Obrázek 26 Průběh síly P_A .



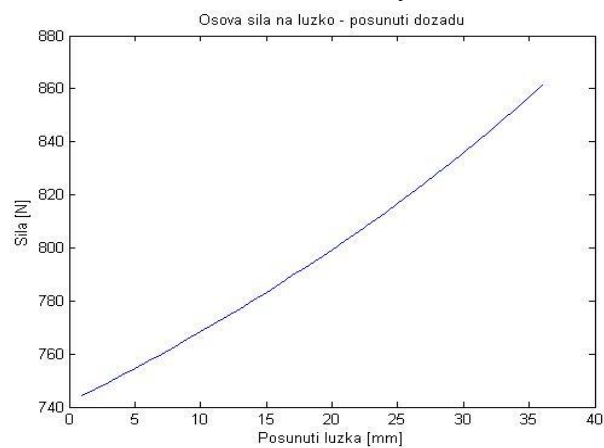
Zdroj: vlastní

Obrázek 27 Průběh síly P_P .



Zdroj: vlastní

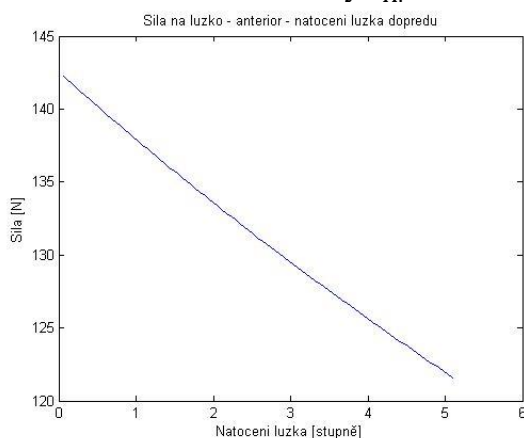
Obrázek 28 Průběh síly S .



Zdroj: vlastní

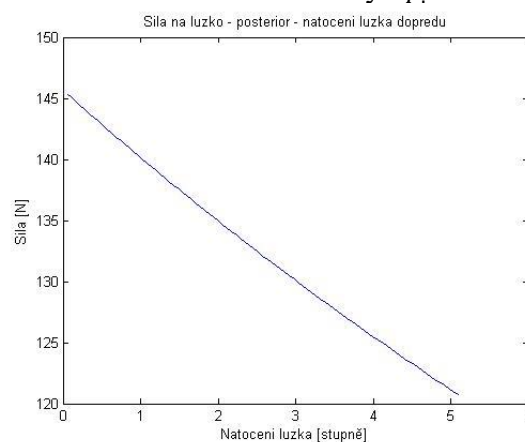
11.3 Anteriorní natočení lůžka (kolem LM osy)

Obrázek 29 Průběh síly P_A .



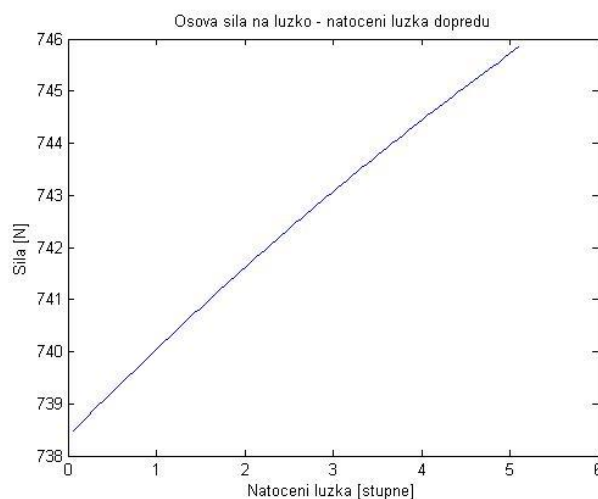
Zdroj: vlastní

Obrázek 30 Průběh síly P_P .



Zdroj: vlastní

Obrázek 31 Průběh síly S .



Zdroj: vlastní

Ze znázornění na těchto obrázcích je zřejmé, že při změně polohy modelu lůžka TT protézy dochází ke změně sledovaných osamělých sil. Můžeme konstatovat, že při úhlové změně polohy geometrické osy (natočení kolem LM osy) lůžka nedochází k podstatným změnám velikosti sledovaných sil. Podstatné změny lze však detekovat u posunutí lůžka protézy v anteriorním či posteriorním směru. Zvláště posteriorní směr posunu lůžka vyvolává podstatné změny ve velikosti sledovaných osamělých sil (obr. 26 až obr. 29).

Můžeme tedy konstatovat, že je nutné věnovat náležitou pozornost geometrické přesnosti při konstrukci protézy. Všechny uvedené silové změny se jistým způsobem promítají do zátěže amputované končetiny, neboť musí být kryty silovým působením příslušné skupiny svalů dolní končetiny. Tento jev se samozřejmě promítá do komfortu a funkčního projevu protetické pomůcky.

12 DISKUZE

V této bakalářské práci bylo primárním cílem uvést ucelený souhrn poznatků ze zahraniční a české literatury o biomechanice a stavbě transtibiálních protéz. Vzhledem k tomu, že je tato práce rešeršního charakteru, pracoval jsem hlavně na principu analýzy a syntézy literárních zdrojů. Během studování literatury jsem zjistil, že obsah českých textů o této problematice není nijak obsáhlý. Federace ortopedických techniků technických oborů vydává během roku časopis *Ortopedická protetika*, ve které jsem našel mnoho článků o stavbě protéz. Ovšem ročníky časopisu, ze kterých jsem čerpal, jsou staršího typu a v nových číslech se autoři touto problematikou nezabývají. Z toho vyplývá, že z česky psané literatury není moc velký a dobrý výběr, a bylo tedy nutno se poohlédnout po cizojazyčné literatuře. Nejvíce dostupné jsou německé zdroje, a tak jsem se dále snažil prostudovat německé časopisy *Orthopädie Technik*, které jsem měl k dispozici z firmy Otto Bock ve Zruči během své souvislé praxe. Nicméně ani v nich jsem nebyl moc úspěšný při hledání aktuálních informací. Nejaktuálnější informace jsou nakonec z mezinárodních odborných konferencí a z katalogů a plakátů od firmy Otto Bock, které jsem měl k dispozici. Z oblasti historie protetiky jsem velice využil knihu „*No leg to stand on*“ (Meij, 1995), ve které autor popisuje základní principy amputací, a hlavně aplikaci protéz v různých historických obdobích až po současnost. V této publikaci jsem narazil na to, že už v dávné době protetici pojednávali o úskalí přenosu sil, přenosu tělesné tíhy, ulpění lůžka k pahýlu nebo použití chodidla příslušné velikosti. U pahýlových lůžek se většina autorů shoduje v tom, že nejlepší a nejefektivnější je princip TSB lůžka, jelikož dochází k maximálnímu využití plochy pahýlu. Na druhé straně je ale obecně známé, že i když je tento tvar lůžka velice komfortní, ne všichni pacienti jsou s ním spokojeni. Např. pacienti, kteří mají dlouhou dobu protézu typu KBM, se na nový styl protézy velmi těžko adaptují, resp. se neadaptují vůbec. Protéza typu KBM je charakteristická svým trojúhelníkovým tvarováním, při kterém dochází k podstatně vyššímu pístovému pohybu, než je tomu u TSB tvaru. Svým zachycením nad kondyly femuru také výrazně přispívá k atrofii svalstva, což je hlavní důvod, proč nejde tak snadno přejít k TSB tvaru, který potřebuje rovnoměrné ulpění. Tímto se, ale dostáváme k důležitosti linerů. V dnešní době je už většina pacientů vybavena tímto návlekem, ale ne každý návlek je ideální. Může se použít silnější či slabší nebo dokonce anatomicky tvarovaný. To záleží na stavu pokožky, svalů a vystupujících kostí. Bohužel, ale ty nejkomfortnější linery jsou také nejdražší, tudíž si je mohou dovolit jen ti pacienti, kteří jsou dostatečně finančně zajištěni nebo dostatečně podporováni pojišťovnou. Většina názorů, které udávají autoři o stavbě protéz se nevyklučují, a řekl

bych, že se spíše podporují, nicméně jak již bylo zmíněno výše z důvodu nedostatku odborné literatury jsem nemohl danou problematiku popsat obsáhleji. Domnívám se však, že je ale jasně dáno, jak má stavba protézy vypadat. Vždy se musí vycházet z potřeb klienta, zda je pahýl v normálním postavení nebo ve flekční kontraktuře atd. Protetik by se měl vždy snažit postavit protézu tak, aby zajišťovala bezpečnost a stabilitu při stoji a chůzi. Pacient by se neměl bát protézu užívat. Z praxe vím, že kromě normálního L.A.S.A.R. Posture, přišla nedávno na trh nová 3D verze tohoto zařízení, která dokáže lépe znázornit linie průběhu sil. Ovšem v žádném protetickém časopise jej ještě nikdo nepopsal. U protetických chodidel je tomu tak, že se indikují podle aktivity pacienta. Pro méně aktivní pacienty se většinou doporučují chodidla bezpečná s malým návratem energie. Pro aktivnější zase chodidla s vysokým návratem energie nebo dokonce řízená mikroprocesorem. U stavby lůžka se autoři shodují, že nejefektivnější natočení lůžka je kolem 5°, ale je tomu opravdu tak? S touto otázkou mi pomohla modelová úloha zatížení TT protézy, která potvrzuje, že při takovém natočení lůžka jsou síly menší. Naproti tomu při posunutí lůžka v anteriorním nebo posteriorním směru jsou viditelné velké změny osamělých sil, které se mohou přenášet do protézy, což by přicházelo do úvahy při špatné stavbě protézy.

ZÁVĚR

Tato bakalářská práce pojednává o biomechanice a správné stavbě transtibiálních protéz. Hlavním cílem práce je shromáždit informace a seskupit je do uceleného textu, který by mohl pomoci k pochopení správné konstrukce protéz. V úvodu je částečně popsán obraz chůze amputovaného a je provedeno rozdělení protéz po TT amputaci. Dále je zde uveden konkrétní problém, kterým se zabývá mnoho autorů, a to stanovení konstrukční linie, jelikož se bez ní stavba protézy neobejde. V první části o biomechanice jsou popsány základní pojmy, které je důležité znát při přemýšlení nad danou problematikou, a také jsou zde zmíněni autoři, kteří se postarali o rozvoj samotné vědy. V literatuře o historii protetiky jsem hledal texty, které by zmiňovaly biomechaniku nebo stavbu protéz. Jedna z nejdůležitějších částí protézy je pahýlové lůžko, které přenáší příslušné silové účinky. Je proto velmi důležité znát možnosti výroby a typy pahýlových lůžek, kterými protetik může amputovaného pacienta vybavit. Jestliže pacienta vybavíme lůžkem, se kterým nebude spokojený, je důležité to okamžitě řešit a hledat jiný způsob, jak docílit maximálního komfortu. Neméně důležitou částí této práce je kapitola o protetických chodidlech. Tato kapitola pojednává o základním rozdělení a o popisu sil, které se přenášejí chodidlem. Protetik by měl znát protetická chodidla, které jsou na trhu, a po zhodnocení aktivity uživatele by se měl rozhodnout jaké chodidlo je pro pacienta nejvhodnější, jelikož je mnoho výrobců a mnoho chodidel s odlišnými parametry. Pro tuto bakalářskou práci je nejtěžejnější kapitola o stavbě transtibiálních protéz, ve které jsem se snažil popsat správné seřízení jednotlivých komponent. Z prostudované literatury jsem zjistil, jak je důležité vzájemné spojení jednotlivých dílů, které dodávají výrobci, jelikož ani optimálně padnoucí lůžko nebo nejlepší bionické chodidlo nemůže přinést požadovaný komfort při chůzi, jestliže budou komponenty sestaveny chybně. Při základní stavbě se musí protetik řídit určitými pravidly, kterými dosáhne optimální stavby, která probíhá ve stavěcím aparátu ještě za nepřítomnosti pacienta. Jestliže je tato část hotová, přikročí se ke statické a následně dynamické zkoušce. Nejdříve protetik hodnotí plynulost chůze a její cykly. V obou fázích je důležitá spolupráce s pacientem, který dává najevo svou spokojenost nebo nespokojenost. Pevně věřím, že práce bude dobrým studijním zdrojem pro budoucí studenty oboru ortotik – protetik, a rovněž tak pro odbornou veřejnost.

LITERATURA A PRAMENY

- BAUMGARTNER, René. *Amputation und Prothesenversorgung*. 3. Stuttgart: Thieme, 2008. ISBN 978-3-13-136153-0.
- BACHURA, Marek. PRINC, Vladan. *Využitie podtlaku v protetike DK*. Ortopedická protetika. FOPTO, 2015, (15), 8-9. ISSN 1212-6705.
- BLUMENTRITT, S. *Aufbau von Unterschenkelprothesen mittels L.A.S.A.R. Posture*. Orthopädie Technik. Dortmund, 1998, (12), 2-6.
- BOWKER, John H. a John W. MICHAEL. *Atlas of limb prosthetics: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles*. 2nd ed. St. Louis: Mosby Year Book, c1992. ISBN 0-8016-0209-2.
- BROZMANOVÁ, B. - SPIŠÁKOVÁ, J. - KOKAVEC, M. *Aktuality z ortopedickej protetiky* 1. vyd. Bratislava: Herba, 2010. 149 s. ISBN 978-80-89171-77-4
- DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. 2. Praha: GRADA, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.
- FIALA, Pavel. *Systém harmony: Kompletní systém bércevého pahýlového lůžka*. Ortopedická protetika. Praha: FOPTO, 2005, (12), 20-23. ISSN 1212-6705.
- FOPTO. *Protetika: Základy protetiky dolních a horních končetin*. 1. Praha: Svoboda, 2002.
- FOPTO. *Standardy současných protetických pomůcek*. Ortopedická protetika. 2017, **20**(1), 1-19. ISSN 1212-6705
- KÁLAL, J. *Rehabilitace amputovaných*. 1.vyd., Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem. Ústav zdravotnických studií, 2003. 78 s. ISBN 80-7044-483-5
- KRAWCZYK, Petr. *Aplikace silikonových návleků u pacientů s amputací bérce: Retrospektivní studie 1995-1999*. Ortopedická protetika. Frýdek Místek, 2000, **2**(3), 11-17. ISSN 1212-6705.
- KŘEN, J., ROSENBERG, J., JANÍČEK, P., *Biomechanika*. Vydavatelství ZČU, Plzeň 2001, ISBN 80-7082-365-8.
- LEE, R.Y. a SMITH, TURNER -. *The influence of the length of lower-limb prosthesis on spinal kinematics*. *Arch Phys Med Rehabil*. Elsevier, 2003, Sv. 84, 9.
- MEIJ, W. K. N. van der. *No leg to stand on: historical relation between amputation surgery and prostheseology*. Groningen: W.K.N. van der Meij, 1995. ISBN 90-9008240-9
- MURRAY, Amanda M., Brecca M. GAFFNEY, Bradley S. DAVIDSON, Cory L. CHRISTIANSEN a Steven GARD. *Biomechanical compensations of the trunk and lower extremities during stepping tasks after unilateral transtibial amputation* [online]. [cit. 2018-03-01]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2017.08.010. ISBN

10.1016/j.clinbiomech.2017.08.010. Dostupné z:

<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003317301912>

OTTOBOCK.a. *Cesta k optimálnímu protetickému vybavení*. Příručka. 646A271=CS-03-1310

OTTOBOCK.b. *Doporučení pro stavbu modulárních TT protéz*. Plakát. 646F336=CS-01-1205

OTTOBOCK.c. *Prosthetics, Lower limbs*. Katalog: 646K2=GG-03-141

OTTOBOCK. *Feet*. [online]. 2016 [cit. 2018-03-13]. Dostupné z:

<https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet--Mechanical/c/1100?q=%3Arelevance&text=#>

OSSUR. *Prosthetic solutions catalogue*. [online]. [cit. 2018-03-13]. Dostupné z: <https://assets.ossur.com/library/33928>

PRINC, Vladan. *Biomechanika a indikace*. Hustopeče: Dne: 19. – 20. 10. 2017

PŮLPÁN, Rudolf. *Základy protetiky*. 1. Praha: Epimedia Publishing, 2011. ISBN 978-80-260-0027-3.

ROSICKÝ, Jiří. *Protetická chodidla a jejich vlastnosti*. Ortopedická protetika. Frýdek Místek: FOPTO, 2000, 2(3), 18-23. ISSN 1212-6705.

ROSICKÝ, Jiří. *Protetická chodidla a jejich vlastnosti*. Ortopedická protetika. Frýdek Místek: FOPTO, 2001, 3(4), 22-24. ISSN 1212-6705.

ROSICKÝ, Jiří. *Biomechanika protéz DK: Zatížení pahýlu bércové protézy při chůzi*. Ortopedická protetika. Frýdek Místek: FOPTO, 2004, 6(11), 23-32. ISSN 1212-6705.

SANDERS, J.E., BELL, D.M., OKUMURA, R.M., DRALLE, A.J. *Effects of alignment changes on stance phase pressures and shear stresses on transtibial amputees: measurements from 13 transducer sites*. New York: IEEE Trans Rehabil Eng, 1998. ISSN 1063-6528.

SEYMOUR, Ron. *Prosthetics and orthotics: lower limb and spinal*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, c2002. ISBN 978-0781728546.

SOSNA, Antonín. *Základy ortopedie*. Praha: TRITON, 2001. ISBN 978-80-7254-202-4.

VYHNÁNEK, František. *Chirurgie I pro střední zdravotnické školy*. Praha: Informatorium, 1997. ISBN 8086073076.

SEZNAM ZKRATEK

A – P – anteroposteriorní

DVS – dynamic vacuum system

HTV - high temperature vulcanization

KBM - kondylen bettung munster

Kg - kilogram

L.A.S.A.R. - laser assisted static alignment reference

LM - lateromediální

M - musculus

PTB - patella tendon bearing

PTS - prothese tibiale supracondylienne

PUR - polyuretan

SACH - solid ankle cushion heel

SAFE - stationary ankle flexible endoskeleton

SIL – silikon

TT - transtibiální

TPE - kopolymer

TSB – total surface bearing

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1

Parametry modelu transtibiální protézy

SEZNAM OBRÁZKŮ

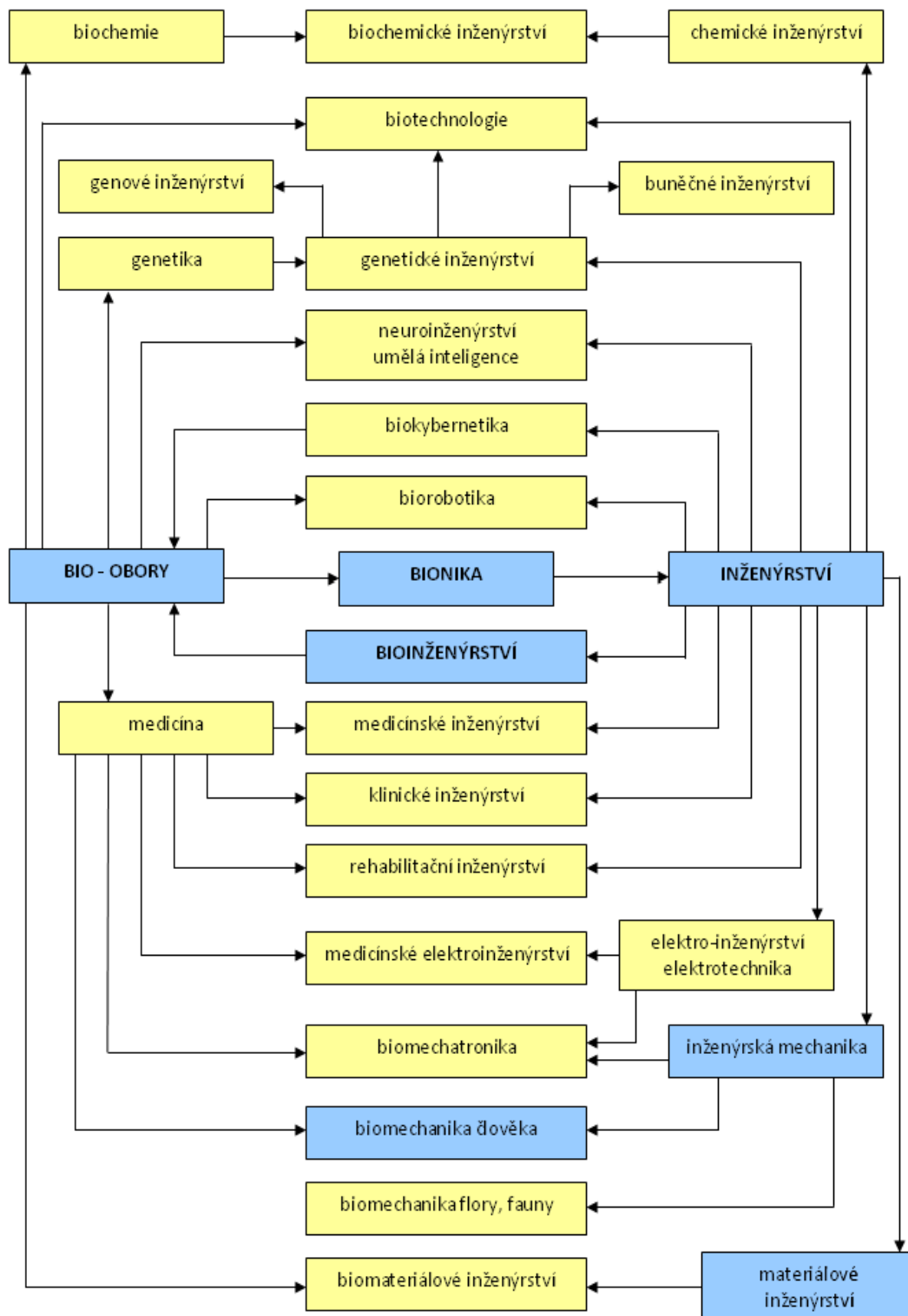
Obrázek 1 Hierarchie tvůrčího týmu	14
Obrázek 2 Gilotinová amputace a její linie	22
Obrázek 3 Otevřená laloková amputace	23
Obrázek 4 Obvaz tvarující pahýl	26
Obrázek 5 Nezatížitelné body na pahýlu	28
Obrázek 6 Zatížitelné plochy na pahýlu	29
Obrázek 7 Velikost pístového pohybu	34
Obrázek 8 Porovnání podtlakových systémů	35
Obrázek 9 Statické zatížení	37
Obrázek 10 Kinematika pohybu	38
Obrázek 11 Složky reakčních sil	38
Obrázek 12 Vertikální složka reakční síly	39
Obrázek 13 Podélná složka reakční síly	39
Obrázek 14 Příčná složka reakční síly	39
Obrázek 15 Rozdělení protetických chodidel dle Rosického 2000	40
Obrázek 16 Princip dynamického chodidla	41
Obrázek 17 Přehled protetických chodidel	43
Obrázek 18 Stavba ze sagitální a frontální roviny	44
Obrázek 19 Určení kompromisní osy otáčení	45
Obrázek 20 L.A.S.A.R. Posture	47
Obrázek 21 Zatížení pahýlu	53
Obrázek 22 Model zatížení transtibiální protézy	54
Obrázek 23 Průběh síly P_a	57
Obrázek 24 Průběh síly P_p	57
Obrázek 25 Průběh síly S	57
Obrázek 26 Průběh síly P_a	58
Obrázek 27 Průběh síly P_p	58
Obrázek 28 Průběh síly S	58
Obrázek 29 Průběh síly P_a	59
Obrázek 30 Průběh síly P_p	59
Obrázek 31 Průběh síly S	59

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1	Struktura bio – oborů
Příloha 2	Biomechanika člověka
Příloha 3	Chodidla s malým návratem energie
Příloha 4	Chodidla s vyšším návratem energie
Příloha 5	Chodidla s vysokým návratem energie
Příloha 6	Bionická chodidla
Příloha 7	Protetická chodidla od firmy Ossur

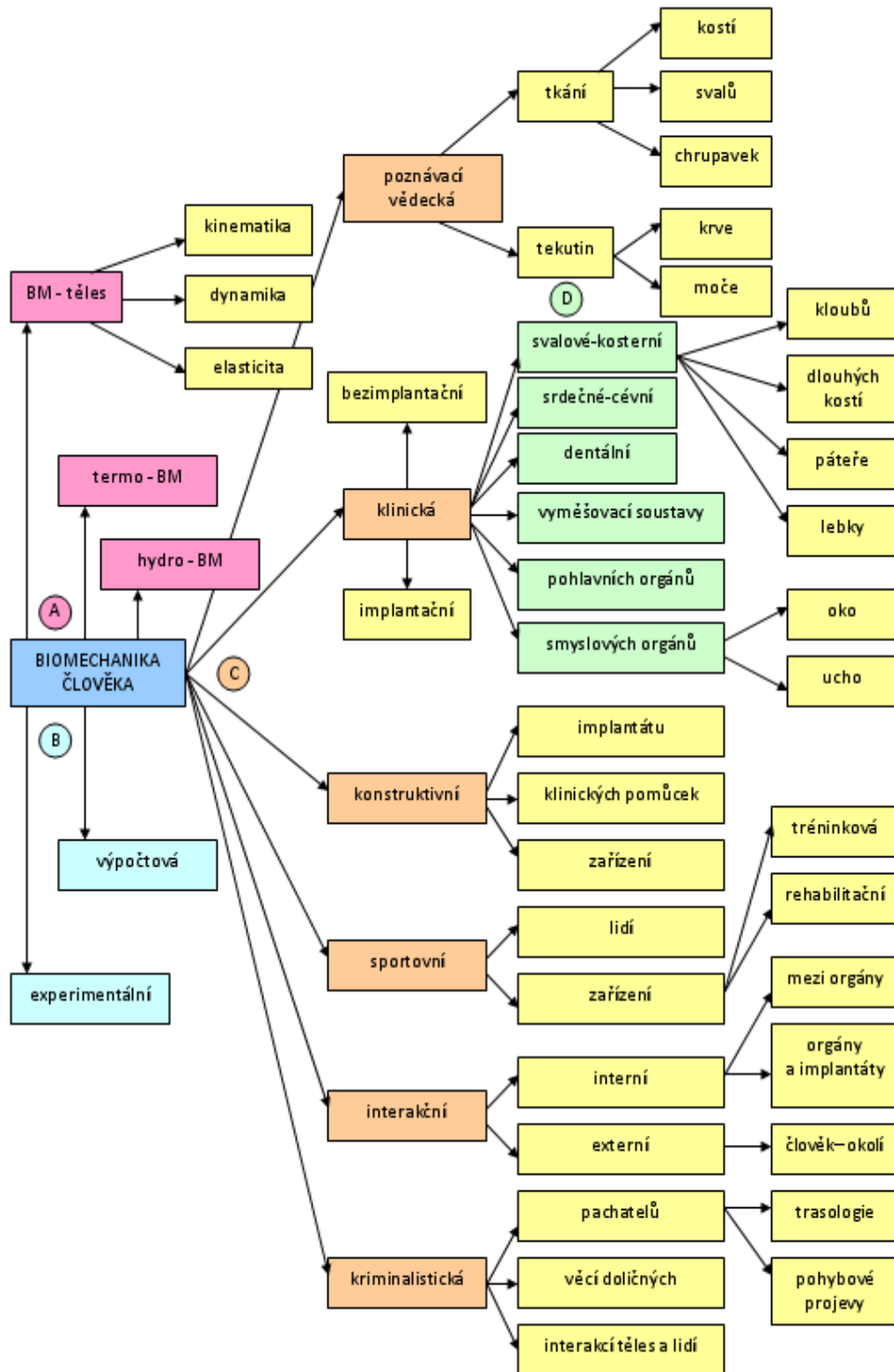
PŘÍLOHY

Příloha 1 Struktura BIO oborů



Zdroj: Křen, 2001

Příloha 2 Biomechanika člověka



Zdroj: Křen, 2001

Příloha 3 Chodidla s malým návratem energie



Zdroj: <https://professionals.ottobockus.com>

Příloha 4 Chodidla s vyšším návratem energie



Zdroj: <https://professionals.ottobockus.com>

Příloha 5 Chodidla s vysokým návratem energie



Zdroj: <https://professionals.ottobockus.com>

Příloha 6 Bionická chodidla



Zdroj: <https://professionals.ottobockus.com>

Příloha 7 Protetická chodidla od firmy Ossur



Zdroj: <https://assets.ossur.com>