

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI**  
**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ**

**Bakalářská práce**

# FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B 5345

**Ondřej Červenka**

Studijní obor: Ortotik – protetik (534R026)

**Porovnání typů transtibiálních lůžek**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce: Mgr. Rita Firytová

Plzeň 2019





**Prohlášení**

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

V Plzni dne 29.3.2019

.....

vlastnoruční podpis

### **Poděkování**

Děkuji Mgr. Ritě Firýtové vedoucího práce za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů.

## **ANOTACE**

Příjmení a jméno: Červenka Ondřej

Katedra: Rehabilitačních oborů

Název práce: Porovnání typů transtibiálních lůžek

Vedoucí práce: Mgr. Rita Firýtová

Počet stran:61

Počet stran – číslované: 47

Počet stran – nečíslované: 14

Počet titulů použité literatury: 42

Klíčová slova: Transtibiální amputace, pahýlové lůžko, protéza, liner

### **Souhrn**

První kapitola popisuje kineziologii a anatomii dolní končetiny. Druhá kapitola se věnuje historickým mezníkům a historii protéz. Ve třetí kapitole se práce zaměřuje na amputace a jejich úskalí. Čtvrtá kapitola řeší pohybové stupně aktivity. Pátá kapitola poukazuje na komfort lůžek a výhody a nevýhody pahýlových lůžek. V šesté kapitole je navrženo optimální vybavení protetické pomůcky na základě stupně pohybové aktivity.

Annotation

Surname and name: Červenka Ondřej

Department: Rehabilitation Sciences

Title of thesis: Comparison of types of transtibial sockets

Consultant: Mgr. Rita Firýtová

Number of pages: 61

Number of pages – numbered: 47

Number of pages – unnumbered: 14

Number of literature items used: 42

Keywords: transtibial amputation, transtibial sockets, liner.

Summary:

The first chapter describes the kinesiology and anatomy of the lower extremity. The second chapter is devoted to historical milestones and the history of prostheses. The third chapter focuses on amputation of its pitfalls. The fourth chapter deals with movement levels of activity. The fifth chapter points to the comfort of sockets and the advantages and disadvantages of transtibial sockets. In the sixth chapter, the optimal equipment of a prosthetic device is proposed based on the degree of physical activity.



## Obsah

Seznam zkratk	11
Seznam tabulek	12
Seznam obrázků	13
Úvod	14
Cíl práce	15
1 Anatomie kolenního kloubu	16
1.1 Pohyby v kolenním kloubu	16
1.1.1 Flexe	16
1.1.2 Extenze	17
1.2 Kost stehenní	18
1.3 Kost holenní	19
1.3.1 Proximální část	19
1.3.2 Tělo	20
1.4 Kost lýtková	21
2 Historie amputace a protéz	22
2.1 Historie protéz	22
2.2 Historie materiálů	26
3 Amputace	28
3.1 Dělení amputace	28
3.2 Etiologie amputací dolních končetin	28
3.3 Indikace amputací dolních končetin	29
3.3.1 Cévní choroby končetin	29
3.3.2 Trauma	29
3.3.3 Infekce a nekróza	30
3.3.4 Tumory	30
3.3.5 Vrozené a získané vady	30

4	Stupně aktivity.....	31
5	Transtibiální protéza.....	33
5.1	Liner.....	34
5.1.1	Silikon (SIL).....	36
5.1.2	Kopolymer (TPE).....	36
5.1.3	Polyuretan (PUR).....	36
5.2	Pahýlové lůžko .....	38
5.2.1	Typ pahýlového lůžka PTB.....	42
5.2.2	Typ pahýlového lůžka PTS .....	43
5.2.3	Typ pahýlového lůžka KBM .....	44
5.2.4	Typ pahýlového lůžka TSB.....	49
5.3	Systém připojení.....	50
5.3.1	Přilnavost podkladového materiálu.....	50
5.3.2	Přenos horizontálně působících sil pro ovládání protézy a zprostředkování přilnutí mezi uživatelem a protézou.....	50
5.3.3	Distální připojení.....	51
6	Optimální sestavení komponentů dle pohybové aktivity pacienta.....	53
7	Diskuze.....	54
	Závěr.....	56
	Literatura .....	57

## SEZNAM ZKRATEK

°C	Stupeň Celsia
cm	Centimetr
KBM	Kondylen-Bettung Münster
lat	Laterální
m	Musculus
med	Mediální
např	Například
př. n. l.	Před naším letopočtem
PTB	Patellar Tendon Bearing
PTS	Prothese Tibiale Supracondylienne
PUR	Polyuretan
s	Strana
SIL	Silikon
tj	To jest
TPE	Kopolymer
TSB	Total Surface Bearing
tzv	Takzvaně

## **SEZNAM TABULEK**

Tabulka 1 Flexory kolenního kloubu	17
Tabulka 2 Extenzory kolenního kloubu	17
Tabulka 3 Optimální sestavení komponentů	53

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Sdružený pohyb kolenního kloubu	16
Obrázek 2 Stehenní kost zezadu	18
Obrázek 3 Stehenní kost zepředu	18
Obrázek 4 Popis stehenní kosti zezadu	19
Obrázek 5 Popis stehenní kosti zepředu	19
Obrázek 6 Kost holenní zepředu a zezadu	20
Obrázek 7 Popis kosti holenní zepředu a zezadu	20
Obrázek 8 Kost lýtková	21
Obrázek 9 Popis kosti lýtkové	21
Obrázek 10 Protéza z jižní Itálie	22
Obrázek 11 Ambroise Paré	24
Obrázek 12 Návrh protézy Ambroisem Parém	24
Obrázek 13 Podkolenní protéza dle Verduyna	25
Obrázek 14 Jüpa knee	26
Obrázek 15 Popis nezátížitelných a zatížitelných bodů	33
Obrázek 16 Části transtibiální protézy	34
Obrázek 17 Schématické znázornění sil působící na protézu a pahýl	35
Obrázek 18 Porovnání dvou pahýlů	42
Obrázek 19 Protéza PTB	43
Obrázek 20 Protéza PTS	44
Obrázek 21 Zatěžitelná místa z pohledu zepředu a zezadu	46
Obrázek 22 Protéza KBM zezadu	46
Obrázek 23 Protéza s vnitřním měkkým lůžkem	47
Obrázek 24 Protéza se stehenní objímkou	48
Obrázek 25 KBM lůžko zezadu	49
Obrázek 26 Protéza TSB	49
Obrázek 27 Sádrování za pomoci podtlaku	50
Obrázek 28 Jednocestný ventil s pasivním podtlakem	52
Obrázek 29 Komponent s aktivním podtlakem	52

## ÚVOD

Amputace je nenávratný stav, při němž dochází k oddělení části těla od ostatního organismu. Důvodem k amputaci může být úraz, onemocnění (na dolních končetinách zvláště ischemická choroba) nebo znetvoření končetiny výrazně zhoršující funkci. Osobě, která amputaci podstoupí, je zapotřebí pomoci s navržením kompenzační pomůcky pro dosažení co nejnáhornější samostatné lokomoce. Úzce spolupracující multidisciplinární tým urychlí adaptaci na pomůcku, pacientův návrat do běžných denních činností a do plnohodnotného života.

Protetika je stále rychle se rozvíjející obor, u kterého je cílem dosáhnout znova začlenění člověka po amputaci do běžného života. (Brozmanová, 2010)

Tento obor prodělal bouřlivý rozvoj, hlavně díky historickým událostem. V popředí můžeme poukázat na války, dále v důsledku častějších autonehod nebo živelné pohromy, ale také špatný životní styl populace se dá přisuzovat k rapidnějšímu rozvoji protetiky. Touto zásluhou má pro obor protetika velký přínos v použití nových materiálů pro zkvalitnění komfortu nošení protetické pomůcky.

Dnešní ortotik – protetik je považován za kvalifikovanou osobu a specialistu v oblasti technického vybavení hendikepovaných. S tím souvisí i poznatek o tom, že pro dosažení optimálního vybavení pacienta je nutné disponovat poměrně rozsáhlými znalostmi v oblasti anatomie, fyziologie a biomechaniky. Zároveň je nezbytné si znalosti po celý svůj profesní život udržovat a prohlubovat. Ortoticko – protetický pracovník vyhledává odborné informace převážně ze zahraniční literatury, ale pomalu začíná vznikat i česká odborná literatura, která je ovšem stále v malém zastoupení v porovnání s literaturou zahraniční.

Pro svou bakalářskou práci jsem si vybral téma transtibiálních lůžek hlavně z důvodu toho, že bych rád sjednotil získané poznatky a převedl je do jednotné a ucelené formy.

Tato práce bude rešeršního charakteru, kde se budu snažit porovnat typy transtibiálních lůžek pro větší přehled o protetickém vybavení u transtibiálních amputací. V práci se budu snažit chronologicky popsat jednotlivé části v kapitolách, které jsou podstatné pro transtibiální lůžka.

## CÍL PRÁCE

Tato bakalářská práce je rešeršního charakteru a jejím cílem je vytvořit ucelený náhled na dané téma. Cílem mé práce je poukázat na problematiku a úskalí transtibiálních lůžek, rovněž sepsat a přiblížit vlastnosti jednotlivých komponentů transtibiálních lůžek a zaměřit se na výhody a nevýhody lůžek a materiálů. Shrnutím tuzemské literatury, která je ovšem v nesrovnatelném zastoupení oproti literatuře zahraniční, se budu snažit přiblížit dané téma, ve kterém chci poukázat na různé možnosti vybavení pacientů s transtibiální amputací. Získané poznatky z literatury budu chtít proložit svými znalostmi, které jsem získal po dobu studia ortotiky – protetiky.

Touto prací chci docílit, aby tato práce byla přínosem v oboru ortotiky – protetiky v praxi. Dále se budu snažit, aby veškeré informace o dané problematice byly utříděné, stručné a zajistily lepší informovanost techniků ve výrobě ortopedicko – protetických pomůcek.

# 1 ANATOMIE KOLENNÍHO KLOUBU

Kloub kolenní (articulatio genus) se skládá se ze tří kostí – kost stehenní (femur), kosti holenní (tibia) a česky (patella). Je to nejvíce zatěžovaný kloub, který má kloubní pouzdro silné a zpevněné zesilujícími vazy. Řadíme ho mezi kloub složený ze dvou částí – articulatio femoropatellaris (kloub plochý), kdy hlavicí (konvexitu) tvoří patella, která je připojena ke stehenní kosti a do kloubu zasahuje jen zadní plochou, jamku (konkavitu) tvoří fascie patellaris femoris. Articulatio femorotibialis (kloub kladkový a válcový) konvexitu tvoří kondylly femuru a konkavitu tibie s menisky, které vyrovnávají nerovnoměrnou geometrii kondylů femuru. (Čihák, 2001).

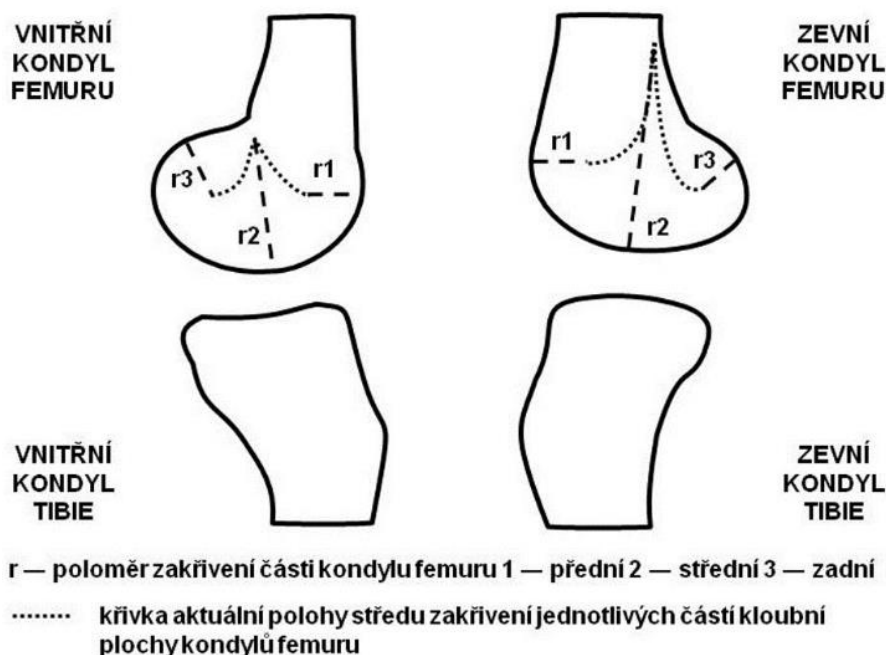
## 1.1 Pohyby v kolenním kloubu

### 1.1.1 Flexe

130° až 160°

Počátek flektování (flexe) kolenního kloubu začíná mírnou rotací laterálního kondylu, při němž dochází k jeho otáčení a následně posunu mediálního kondylu (odemknutí kolenního kloubu). Následuje valivý pohyb femuru po plochách tibie a menisků. V závěrečné rotaci se zmenšuje kontakt femuru s tibií, menisky se sunou dozadu (Kott, 2016).

Obrázek 1 Sdružený pohyb kolenního kloubu



Zdroj: Vařeka, 2012, s. 14



**Tabulka 1** Flexory kolenního kloubu

Sval	Začátek	Úpon
m. semitendinosus	tuber ischiadicum	pes anserinus
m. semimembranosus	tuber ischiadicum	zadní strana tibie
m. biceps femoris	tuber ischiadicum zadní straně femuru	hlavičku fibuly
m. sartorius	spina iliaca anterior superior	pes anserinus
m. gracillis	medialní kondyl femuru	pes anserinus

Zdroj: Dauber, 2007

### 1.1.2 Extenze

0° až -10°

Zámek kolena jsou postranní vazy a mediální část předního zkříženého vazy.

Při extenzi je celý postup pohybu v opačném pořadí, než v jakém byl při pohybu do flexe.

**Tabulka 2** Extenzory kolenního kloubu

Sval	Hlava	Začátek	Úpon
m. quadriceps femoris	m. rectus femoris	spina iliaca anterior inferior	tuberositas <u>tibiae</u>
	m. vastus medialis	labium mediale lineae asperae	
	m. vastus intermedius	linea intertrochanterica	
	m. vastus lateralis	labium laterale lineae asperae	

Zdroj: (Dauber, 2007)

Patologické postavení osy

- Osa femur – osa bérce
- Genua valga – olní končetiny do písmene X
- Genua vara – Dolní končetiny do písmene O

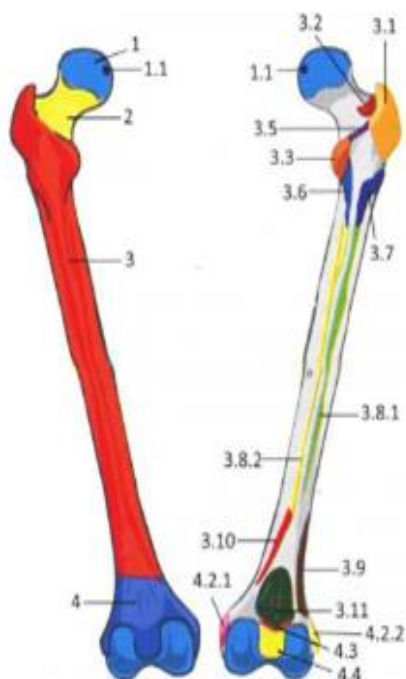
Genua recurvatum – kolena jsou zvrácená dozadu. Je výrazně oslabený m. quadriceps femoris.

(Kott, 2016).

## 1.2 Kost stehenní

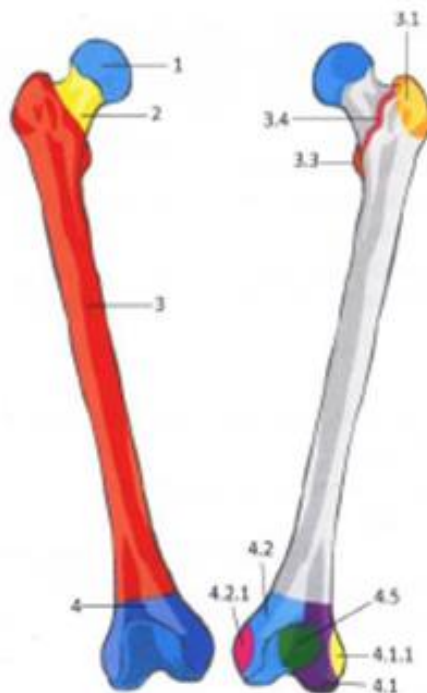
Stehenní kost řadíme v lidském těle mezi nejdelší a nejmohutnější. V sagitální rovině je stehenní kost (femur) mírně prohnutá vpřed. Hlavice stehenní kosti (caput femoris) má v proximální části tvar koule o průměru kolem 4.5 cm, v jejímž středu se nachází trojboká jamka (fovea capitis). Na hlavici nalézáme kloubní plochu, která odpovídá 3/4 plochy koule. Nad tělem kosti stehenní se nachází krček (collum femoris). Dále v proximální části kosti stehenní nalézáme malý chocholík (trochanter minor), který vybíhá dorsomediálně a velký chocholík (trochanter major), který vybíhá laterokraniálně. Oba trochantery můžeme označit jako jedny z orientačních bodů na stehenní kosti. V přední části oba trochantery spojuje drsnatina (linea trochanterica), zezadu pak koresponduje kostní hrana (crista intertrochanterica). Tělo femuru začíná pod malým chocholíkem. Zezadu vystupuje linie sbíhající ve středu zadní strany femuru kostní hřeben (linea aspera) a skládající se ze dvou souběžných hran (labium mediale et laterale). Mezi nimi se rozšiřuje facies poplitea, která je distálně ukončena hranou linea intercondylaris. Na konci těla femuru se nachází hrboly stehenní kosti (lat. et med. epicondyl femuru), které jsou pokryté kloubními plochami (condylus medialis et lateralis) pro spojení s tíbí. (Čihák, 2001; Hudák, 2013).

Obrázek 2 Stehenní kost zezadu



Zdroj: Hudák, 2013, s. 52

Obrázek 3 Stehenní kost zepředu



Zdroj: Hudák, 2013, s. 52

#### **Obrázek 4** Popis stehenní kosti zezadu

1. Caput femoris
2. Collum femoris
3. Corpus femoris
  - 3.1. Trochanter majot
  - 3.2. Fossa trochanterica
  - 3.3. Trochanter minor
  - 3.4. Linea intertrochanterica
  - 3.5. Christa Intertrochanterica
  - 3.6. Tuberositas pectinea
  - 3.7. Tuberositas glutea
  - 3.8. Linea aspera
    - 3.8.1. Labium laterale
    - 3.8.2. Labium mediale

Zdroj: Hudák, 2013, s. 52

#### **Obrázek 5** Popis stehenní kosti zepředu

4. Condily femuru
  - 4.1. Condylus lateralis femoris
    - 4.1.1. Epicondylus medialis femoris
    - 4.1.2. Sulcus popliteus
  - 4.2. Condylus medialis femoris
    - 4.2.1. Epicondylus medialis femoris
    - 4.2.2. Tubercolum adductorum
  - 4.3. Linea intercondylaris
  - 4.4. Fossa intercondylaris
  - 4.5. Facies patellaris

Zdroj: Hudák, 2013, s. 52

### **1.3 Kost holenní**

Kost holenní, nebo-li tibia, se nachází vpředu mediálně oproti fibule. Její funkce je nosná. Rozdělujeme ji na 3 části – proximální část (laterální a mediální kondyl), tělo kosti (corpus tibiae) a distální část v podobě vnitřního kotníku (malleolus medialis). Podrobně popíši pouze proximální část a corpus tibiae, protože tyto dvě části jsou podstatné pro transtibiální amputaci. (Čihák, 2001; Hudák, 2013).

#### **1.3.1 Proximální část**

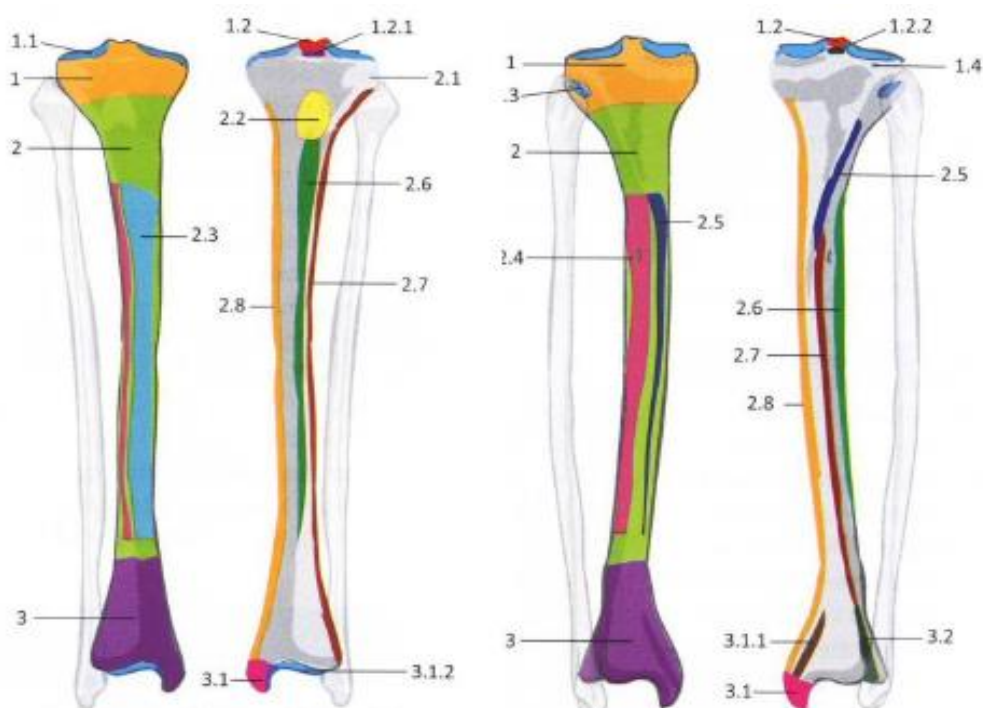
Proximální část kosti holenní je složena z mediálního kondylu, který je oválný a hluboký. A kondylu laterálního, který je v porovnání s mediálním kondylem kulatější a mělký. Na mediální kondyl tibiae se společně upínají šlachy m. sartorius, m. gracillis a m. semitendinosus. Mezi kondyly se ve střední části nachází vyvýšenina (eminentia intercondylaris), vpředu a vzadu se nachází místa úponu zkřížených vazů (area intercondylaris anterior et area intercondylaris posterior). Další útvar na kondylech tvoří plocha pro spojení s fibulou (facies articularis fibularis). V přední části tibie nalézáme drsnatinu (tuberositas

tibiae), což je místo, kam se upíná m. quadriceps femoris (ligamentum patellae) (Čihák, 2001; Hudák, 2013).

### 1.3.2 Tělo

Corpus tibiae má trojboký tvar v podobě třech částí (facies medialis – není kryta svalstvem, lateralis et posterior – zde se nachází linea musculi solei, což je místem pro úpon m. soleus). Dále se tělo skládá ze třech okrajů (hran) margo anterior – hmatný okraj, margo interosseus – úpon membrána interossea cruris a margo medialis. (Čihák, 2001; Hudák, 2013).

**Obrázek 6** Kost holenní zepředu a zezadu



Zdroj: Hudák, 2013, s. 53

**Obrázek 7** Popis kosti holenní zepředu a zezadu

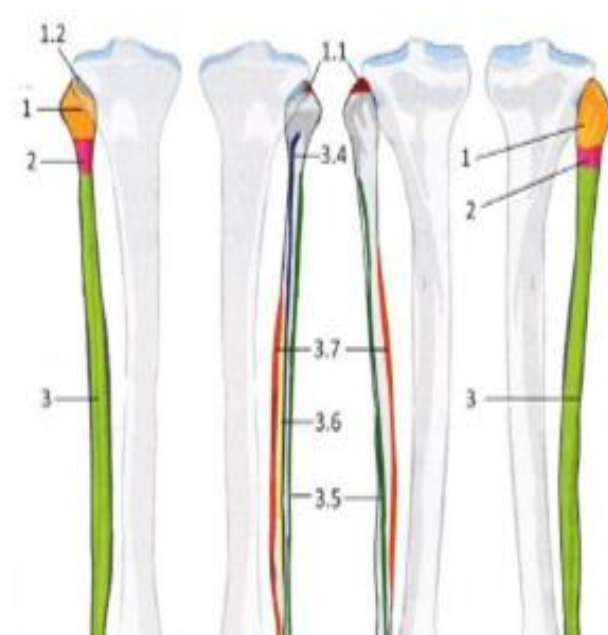
<p>1. Condylus tibiae</p> <p>1.1. Facies articularis superior</p> <p>1.2. Eminentia intercondylaris</p> <p>1.2.1. Area intercondylaris anterior</p> <p>1.2.2. Area intercondylaris posterior</p> <p>1.3. Facies articularis fibularis</p> <p>1.4. Tuberositas tractus iliotibialis</p>	<p>2. Corpus tibiae</p> <p>2.1. Facies articularis superior</p> <p>2.2. Eminentia intercondylaris</p> <p>2.2.1. Area intercondylaris anterior</p> <p>2.3. Area intercondylaris posterior</p> <p>Facies articularis fibularis</p> <p>2.4. Tuberositas tractus iliotibialis</p>
--	---

Zdroj: Hudák, 2013,

## 1.4 Kost lýtková

V proximální části se nachází hlavičky fibuly (caput fibulae), která má proximálně směřující výběžek (apex capitis fibulae). Na vnitřní straně hlavičky fibuly najdeme kloubní plochu pro skloubení s tibií (facies articularis capitis fibulae). Krček (collum fibulae) je v nejužší části mezi hlavičkou a tělem kosti lýtkové. Kolem krčku obíhá n. fibularis communis. Jelikož tento nerv probíhá takřka jako na periostu kosti, může se snadno přetrhnout, pokud v místě hlavičky a krčku fibuly je oblast zatížena např. fixační sádkou nebo pahýlovým lůžkem. Na těle lýtkové kosti máme stejně jako na holenní kosti tři plochy – facies medialis, lateralis, posterior a tři okraje – margo anterior, posterior, interosseum. (Čihák, 2001; Hudák, 2013).

**Obrázek 8** Kost lýtková



Zdroj: Hudák, 2013, s. 54

**Obrázek 9** Popis kosti lýtkové

1. Caput fibulae
  - 1.1. Apex capitis fibulae
  - 1.2. Facies articularis capitis fibulae
2. Collum fibulae
3. Corpus fibulae
  - 3.1. Facies lateralis
  - 3.2. Facies medialis
  - 3.3. Facies posterior
  - 3.4. Margo anterior
  - 3.5. Margo posterior
  - 3.6. Margo interosseum

Zdroj: Hudák, 2013, s. 54

## 2 HISTORIE AMPUTACE A PROTÉZ

### 2.1 Historie protéz

Již po celá tisíciletí jsou dochovány poznatky o protetických pomůckách, důkazem jsou spisy, anebo zachované samotné protézy z časů Římské říše, starověkého Egypta či ze středověku. Jedna z nejstarších dochovaných písemných zpráv je od řeckého historika Herodota z 5. století př. n. l. Herodotos zaznamenal případ zajatého řeckého vojáka, který si odřízl nohu, aby se osvobodil z pout a mohl utéci ze zajetí. Následně nosil dřevěnou protézu, se kterou dokonce v bitvách bojoval. (Meij, 1995).

Nejstarší zachovaná a zdokumentovaná protéza dolní končetiny je z doby 3. – 4. století př. n. l. Byla vykopána z hrobu v Capuji v jižní Itálii. Protéza měla bronzovou nadkolenní objímku a dřevěné chodidlo. (Koreň, 2016).

**Obrázek 10** Protéza z jižní Itálie



Zdroj: Koreň, 2016, s. 10

Jiná literatura uvádí, že první datovaný nález protézy dolní končetiny byl kolem roku 2300 př. n. l. Objev se týkal primitivní bérkové protézy s kontaktním pahýlovým lůžkem na skeletu ženy v Kazachstánu. (Hadraba, 1976).

Amputace patří k nejstarším prováděným výkonům, které jsou doloženy historiky. Často byla amputace prováděna z léčebného důvodu, ale také se mohlo jednat o rituál (například přinášení

oběti bohům). Další amputace mohly být provedené jako forma trestu (mohlo se jednat o odstrašující případ nebo za účelem neschopnosti utéct). (Dungl 2014).

Za nejvýznamnější a nejznámější postavu ještě z dob před naším letopočtem je považován Hippokrates, který je označován za otce medicíny, protože se začal pokoušet nahradit tehdejší šarlatánství vědou. Své zkušenosti se snažil sesbírat cestováním po Řecku, Malé Asii a Egyptě. Během cesty pochytil spoustu znalostí v medicínském oboru a byl v této době velice vyhledávaným lékařem. Také mu bývá přisuzováno autorství Hippokratovy přísahy a dalších sbírek etických pravidel jednání lékaře. Mimo jiné popsal amputaci nohy v jedné ze svých mnoha knih, kde popisuje zásady, které jsou platné dodnes. Kupříkladu gilotinová amputace, kdy veškeré tkáně jsou odděleny ve stejné úrovni. Také se zmiňuje o problematice hemostázy, ke které navrhl pálení rány (kauterizace). (Meij, 1995).

Principy protézování už tehdy vedly k tomu, aby amputovanému pro jeho lepší lokomoci byl pahýl podle potřeby doplněn výškově nastavitelnou chůdou, s níž by se mohl pohybovat po zemi. (Greitemann, 2016).

Historie taktéž nejvíce poukazuje na mistra chirurga Ambroise Parého z Paříže, který se v roce 1536 stal armádním chirurgem a následně za nepřetržitých 30 let v této roli vymyslel několik lékařských nástrojů. Přišel též s novou metodou - tzv. ligatura neboli podvazování tepen, která často přinášela řadu komplikací v podobě infekcí, avšak na tehdejší dobu to byl průlomový objev. Místo kauterizace začal používat metodu bandážování pahýlu obvazy, ve kterých byla nasáklá směsice žloutků a oleje, což se dozajista ukázalo pro pacienta jako méně bolestivá varianta, která se i rychleji hojila. Vůbec jako první se začínal zmiňovat o fantomových bolestech, o kterých vytvořil spis, v němž poukazoval na bolestivé vjemy, které se odehrávají v mozku, nikoliv ve zbytku končetiny, což dnešní medicína potvrzuje. (Kálal, 2016).

Mimo jiné se snažil navrhnout a konstruovat svým pacientům protézy z různých kovů. (Meij 1995; Dungl 2014).

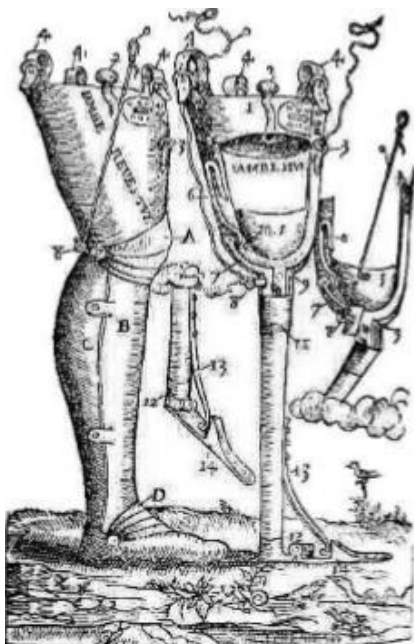
**Obrázek 11** Ambroise



Zdroj: Meil, 1995, s. 56

Protézy vzhledově často připomínaly brnění rytířů. Pod exoskeletem plechové zbroje protéza obsahovala dva klouby. Přednožní část a kolenní kloub, který byl na dnešní dobu velmi primitivního charakteru v podobě jednoosého pantu. (Meij, 1995).

**Obrázek 12** Návrh protézy  
Ambroisem Parém

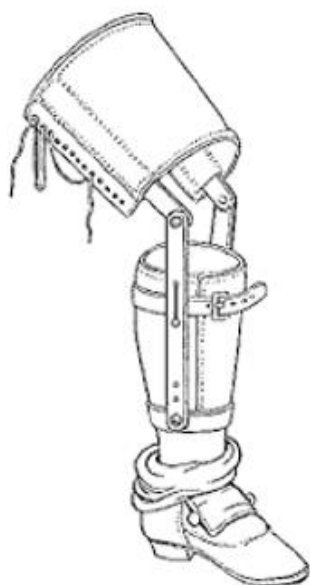


Zdroj: Greitemann, 2016, s 163



V roce 1695 anticipoval Holanďan Verduyn protézu bérce se stehenní objímkou. Běžnými se však protézy staly až zhruba o 200 let později, kdy byl pahýl vkládán do protézy ve svém fyziologickém postavení. Uživatel tak mohl aktivně hýbat kolenem a mít nad protézou kontrolu. Držení zprostředkovávala kožená stehenní objímka. Pomocí bočních dlah bylo spojení s bérceovou částí ohebné nebo pevné. Protéza bérce se stehenní objímkou patřila ke standardnímu ošetření v období během obou světových válek a i po nich. (Meij, 1995).

**Obrázek 13** Podkolenní protéza dle Verduyna



Zdroj: Meij, 1995, s. 75

Z novodobější historie byl největší rozvoj a rozmach amputací během 1. světové války, kdy tato doba ještě neměla moc technických a medikamentózních možností, proto amputace byla často jediným řešením pro záchranu života. Odhaduje se, že jen během první světové války (přezdívané válkou zákopovou) bylo provedeno přes 100 000 amputací. (Dungl, 2014).

Proto v meziválečném období vzniká především v Německu průmyslová a sériová výroba ortopedicko – protetických pomůcek s názvem Otto Bock, jež nese název po zakladateli firmy. Jedná se o firmu se stoletou tradicí, která v dnešní době udává trend, a díky svým dceřiným společnostem je nejlepší na trhu. Po druhé světové válce se firma přesídlila a znovu začala fungovat v saském Duderstadtu. Čtyři roky po druhé světové válce firma představuje kolenní kloub s brzdou, který se nazývá Jüpa knee. Tento kolenní kloub nabízel vysokou stabilitu ve stojné fázi, což byl velice slavný průlom této doby. (Meij, 1995; Ottobock).

**Obrázek 14** Jüpa knee



Zdroj: Meij, 1995, s. 176

## 2.2 Historie materiálů

Jelikož středověká doba ještě nebyla na tak vyspělé strojní a technické úrovni, aby byla protéza opracována a zhotovena co nejrychleji, musely být pro stavbu protézy voleny vhodné a snadně dostupné materiály, které se daly lehce opracovávat. Z prvopočátku se ke stavbě protéz využívaly výhradně přírodní materiály v podobě dřeva, textilu, kůže, gum a železa. Tyto materiály ovšem přináší omezené vlastnosti v dynamice, díky které dochází k většímu opotřebení materiálu. První výše jmenovaný materiál – dřevo – má dlouhou historii svého využití. Už v antice bylo dřevo považováno za základní materiál ke zhotovení protéz dolní končetiny. Nicméně největší rozmach nastal se zavedením strojního zařízení v období druhé poloviny 18. století, jelikož se do výroby mohly zapojit frézky, brusky a pily pro rychlejší opracování protézy. Lehkost a snadné obrábění při dostatečné pevnosti a houževnatosti dřeva v praxi zajišťovalo spolehlivý a ověřený produkt umělých protéz. (ortopedickáprotetika).

Kůže se nejvíce využívala jako opracovaná úseň (jelenice), když bylo zapotřebí uložit pahýl do měkkého lůžka, které nemá působit jako ulpívající mechanismus. Dále kůže byla vhodná u protézy s přitaženou šňorovací objímkou, jelikož je velice poddajným materiálem

a dokáže se snadno přizpůsobit pahýlovým změnám v objemu. Kov představoval obrovskou trvanlivost, mechanickou odolnost a možnost udržet zvýšenou hygienu protézy oproti kůži. Nevýhodou do jisté míry byla hmotnost a robustní stavba, na které se musel spolupodílet kovář. Pro snížení hmotnosti a kompaktnější konstrukci se začala prosazovat ocel. Byl to poměrně rychlý rozvoj v oblasti technologie výroby, do kterého se následně vnáší obráběné slitiny lehkých kovů. Společnou nevýhodou kůže a kovu bylo obtížné konstituovat jednotlivé díly proti sobě a uložit vychýlený pahýl do osy protézy. Vyskytla-li se taková nutnost, například při flekční kontraktuře, bylo pak velice těžké ustanovit dolní část stehenní objímky i bércevého lůžka do správné osy zatížení. (Učík, 1969; Černý, 2011).

V osmdesátých letech minulého století přichází z leteckého průmyslu nové materiály v podobě uhlíku a titanu, které se dají velice dobře využít i v protetice. Díky těmto materiálům se jednalo zejména o vytvoření lehčích, silnějších a více odolnějších protéz. Karbon je se svými vlastnostmi pevný, avšak zároveň i křehký. (Marshall, 2015).

Titan je velmi pevný kov, odolný vůči korozi i například ve slané vodě. V tom samém období přichází zavedení technologie lůžek se silikonovými linery Össurem Kristinssonem. (Greitemann, 2016)

### 3 AMPUTACE

Amputací se rozumí přerušení skeletu a odstranění některé z periferních částí těla včetně krytu a měkkých tkání, důsledkem je vždy funkční a kosmetická změna s následnou možností protetického vybavení. (Dungl 2014).

Jedná se o chirurgický zákrok, při němž se odstraňuje část horní nebo dolní končetiny. K tomuto chirurgickému zákroku lékaři přistupují, probíhají-li v postižené části končetiny patologické procesy s následným špatným prokrvováním končetiny. Zákrok se provádí až tehdy, jestliže neexistuje žádná naděje na záchranu části těla, a nebo dochází-li k ohrožení celého organismu. (Vokurka, Hugo, 2004).

Amputace má dopad na celistvost organismu, což má v konečném součtu vliv na pacientův psychický i fyzický stav. Proto je zapotřebí, abychom do péče po amputaci intenzivně zapojili nejen lékaře s ortopedicko – protetickým technikem, který zhotoví optimální prvovybavení, ale je důležité navázat úzkou spolupráci s dalšími odbornými pracovníky tvořícími komplexní multidisciplinární tým. Do tohoto týmu patří nelékařský personál v podobě fyzioterapeutů, ergoterapeutů, sester, dále psycholog a sociální pracovník. Ti všichni mají společný cíl – podporovat, motivovat a znovu začleňovat pacienta do běžného života. (Kolář, 2009).

#### 3.1 Dělení amputace

Amputací se odstraňuje periferní část končetiny, ve které nastává akutní nebo progredující stav ohrožující pacientův život, a nebo pokud daná část končetiny zabraňuje provedení pohybu a je nefunkční. Rozdělujeme amputace do třech časových odvětví. (Paneš, 1993).

- primární – časná amputace, provedená bezprostředně po úrazu
- sekundární – vyčkává se s amputací podle průběhu onemocnění
- terciální – pozdní amputace, provedená za účelem zlepšení funkce nebo z kosmetických důvodů (Paneš, 1993).

#### 3.2 Etiologie amputací dolních končetin

Pojem etiologie představuje soustavný výklad a hledání příčin v lékařské sféře. Společně s etiologií amputace se do jisté míry kryje indikace amputace. V České republice se každoročně provede několik tisíc amputací. Nejčastější důvody amputace jsou rozděleny procentuálně do následujících pěti odrážek. (Engstrom, 1999).

- cévní příčina amputace – celkově 87 %, z toho: cévní příčina amputace bez podílu diabetes mellitus 60 %, cévní příčina amputace s podílem diabetes mellitus 27 % – syndrom diabetické nohy (diabetická polyneuropatie s mikroangiopatií, často s podílem makroangiopatie).
- traumatická příčina amputace 4 %,
- infekční příčina amputací 2 %,
- tumory 2 %,
- vrozené a získané vady 5 %. (Engstrom 1999).

### **3.3 Indikace amputací dolních končetin**

#### **3.3.1 Cévní choroby končetin**

Dle statistik jsou cévní choroby nejčastější příčinou indikace v rozvinutých zemích. Cévních onemocnění spojené s diabetem může vyústit do diabetické snědi s infekcí. Tato vaskulární onemocnění nejvíce postihují starší populaci, které se dostatečně neprokrvují končetiny (ischémie dolních končetin). V akutním stádium ischémie jsou riziky trombóza a následná embolie. Diagnosticky je těžké rozeznat pravděpodobnost příčiny ischémie. U chronické ischémie může nastat komplikace spojená s gangrénou. Syndrom diabetické nohy s sebou přináší destrukci a ulceraci tkání spojených s neuropatií či s dalšími typy ischémie, velmi často dochází k infekci (Smith, 2007; Sosna, 2001).

#### **3.3.2 Trauma**

Zde nejvíce platí indikační zásady, které stanovil Hippokrates už 500 let před naším letopočtem:

- Odstranit nemocnou tkáň
- Snižit invaliditu
- Zachránit život (Dungl, 2014)

Traumatické amputace se většinou týkají mladých pacientů, kteří neprodělali žádné onemocnění. Může se jednat o pracovní úraz, válečné zranění či další nešťastnou traumatickou událost. Jak zmiňují, jedná se převážně o populaci mladých lidí, které trauma postihuje. Hojení po amputačním zákroku u mladých lidí bývá zpravidla progresivnější, dokonce jsou tito pacienti více mobilní oproti pacientům s amputací v důsledku cévního onemocnění. Velice často se ovšem stává, že amputační zákrok musí proběhnout co nejrychleji, bez rozsáhlejší přípravy, s účelem záchrany pacientova života. To s sebou přináší problematické pahýly s řadou

plastik nebo vtaženými jizvami, což v konečném důsledku snižuje kvalitu, nosnost a využitelnost páhýlu. (Smith, 2007; Dungal, 2014).

### **3.3.3 Infekce a nekróza**

V případě amputace zapříčiněné infekcí se běžně jedná o život zachraňující operaci. Typicky se k těmto zákrokům přistupuje v případě nezvládnutelných akutních infekcí nebo při chronické osteomyelitidě, u které se již nevyplatí komplexnější terapie. (Dungal, 2014; Sosna, 2001)

Nekrózy jsou mnohdy způsobené fyzikálními vlivy a prostředím, tj. poranění elektrickým proudem, popáleniny, omrzliny. O výšce amputace rozhoduje lékař na základě svých zkušeností o demarkaci nekrot. (Dungal, 2014; Kolář, 2009).

### **3.3.4 Tumory**

Úroveň amputace u nádorů je dána velikostí, umístěním a typem tumoru. Nejčastěji dochází k zákrokům u pacientů s maligními tumory v pokročilých stádiích. (Dungal, 2014; Sosna, 2001)

### **3.3.5 Vrozené a získané vady**

Tyto zákroky vedou především ke zkvalitnění pohybu, respektive postižení brání k plné funkci nebo je obtížné nefunkční malformovanou končetinu protézovat ortopedicko – protetickými pomůcky. (Sosna, 2001)

## 4 STUPNĚ AKTIVITY

Tento termín je mezinárodně uznávaný, na základě určení stupně aktivity se vytvořila stupnice, ve které se zohledňuje pacientův psychický a fyzický stav, celkové možnosti uživatele provádět běžné denní činnosti a potenciální schopnosti. V určení stupně aktivity následně hraje významnou roli technické vybavení a provedení protézy (vztahuje se na protetické části protézy kromě pahýlové lůžka). (Půlpán, 2011).

Stupeň aktivity je důležitý nejen pro protetiky či lékaře, ale hlavně pro zdravotní pojišťovny, protože pojišťovna podle svého „sazebníku“ stanovuje výši úhrady a schvaluje budoucímu nositeli indikovanou pomůcku. V závislosti na návrhu protézy protetikem a předepsání poukazu lékařem zdravotní pojišťovna musí tento návrh a předpis buď schválit, nebo zamítnout s udáním důvodu. (Metodika SZP ČR, 2017; Půlpán, 2011).

- **Stupeň aktivity 0** – Pacient není schopen pro bezpečnou lokomoci využívat protézu samostatně ani s pomocí dalších osob. Tento stupeň může být definován pojmem *nechodící pacient*. V takovém případě by pacientovi neměla být doporučena indikace protézy, nýbrž náhradní varianta v podobě vozíku. (Půlpán, 2011).
- **Stupeň aktivity 1** – Můžeme si představit pacienta tohoto typu jako uživatele, který je schopný používat protézu pro své potřeby v domácnosti, proto tento stupeň přezdíváme jako *interiérový typ*. Pohybuje se pomalou rychlostí a delší vzdálenost je pro tohoto uživatele vzhledem k jeho zdravotnímu stavu nereálná. Jedná se většinou o geriatrické pacienty, kteří mají malou fyzickou sílu a problematické držení těla s řadou přidružených onemocnění. Volíme co nejjednodušší, nejbezpečnější a hmotnostně nejlehčí typ protézy pro snadné zacházení. Hlavním cílem je zajištění pacientova přesunu z vozíku za pomoci protézy a stoje při denních činnostech. (Půlpán, 2011).
- **Stupeň aktivity 2** – Uživatel je schopný s protézou překonat nerovný povrch a bariéry mimo své domácí prostředí v podobě schodů či vysokých prahů. Pacient je stále omezený a limitovaný, ale oproti předchozí aktivitě disponuje větší fyzickou kondicí a je schopnější zvládat většinu běžných denních aktivit. Dokáže se pohybovat pouze v okolí svého bydliště, řádově ve stovkách metrů. Doporučené jsou komponenty s přiměřenými vlastnostmi na aktivitu pro celodenní chůzi s protézou. (Půlpán, 2011).

- **Stupeň aktivity 3** – přezdívaný jako *nelimitovaný exteriérový typ*, u kterého jsou předpoklady používat protézu ve složitějším terénu nebo při delších vzdálenostech, které nejsou výrazně kratší než u člověka bez postižení. Jeho dobrý zdravotní stav mu dovoluje se pohybovat v proměnlivější rychlosti chůze. Uživatel má aktivní životní styl, dokáže uzvednout těžké předměty a může bez omezení fungovat v zaměstnání. U tohoto pacienta volíme dynamické typy chodidel s tlumením rázu a systémy s aktivním podtlakem. (Půlpán, 2011).
- **Stupeň aktivity 4** – Jedná se o uživatele se stejnými schopnostmi jako v případě stupně aktivity 3, ale vzhledem k vyšší aktivitě uživatele jsou u něj výraznější rázové a mechanické dispozice, tudíž je nositel radící se do tohoto stupně aktivity schopen překonávat náročný terén bez jakéhokoliv omezení. Tento typ často náleží vysoce aktivním dospělým jedincům, dětem nebo sportovcům. V tomto případě volíme dynamická chodidla s rychlým návratem energie. (Půlpán, 2011).

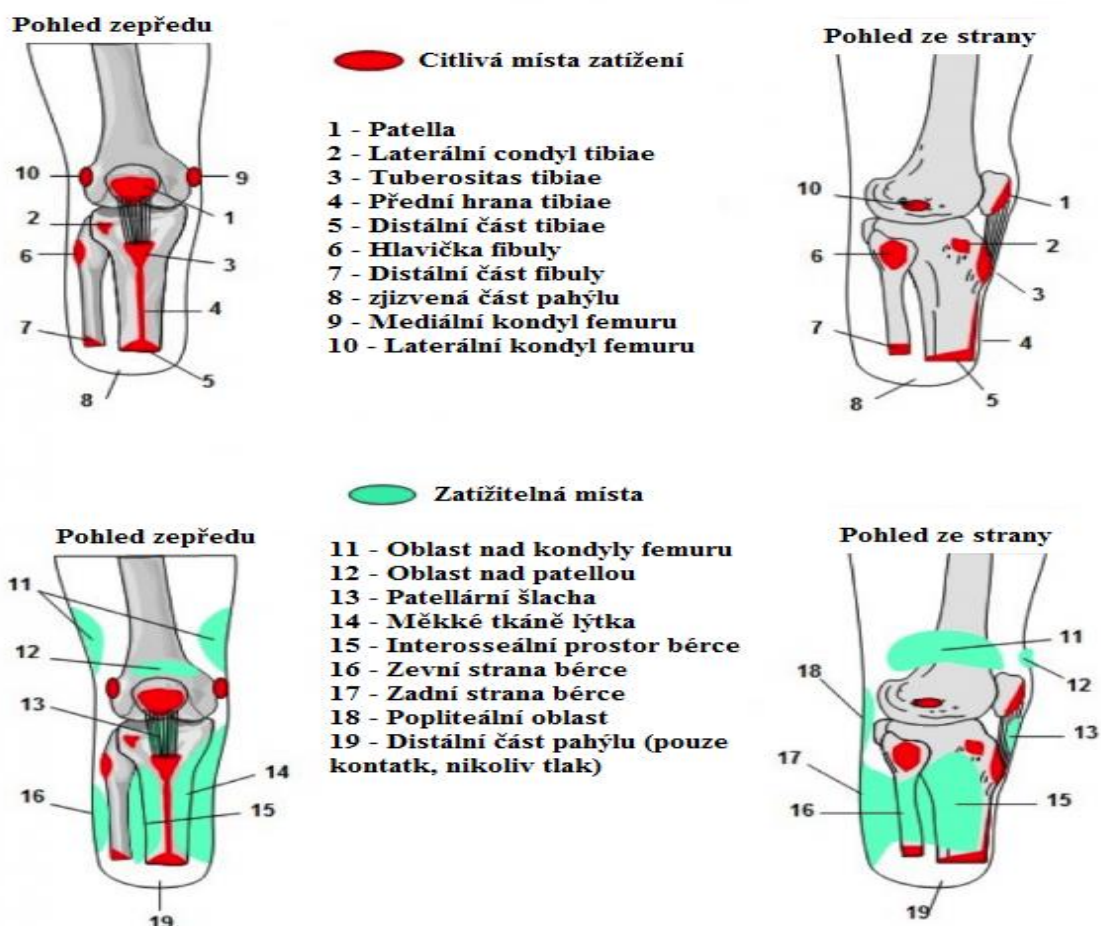


## 5 TRANSTIBIÁLNÍ PROTÉZA

Protéza je dle slovníku definována jako umělá náhrada části těla, která plní funkci chybějícího orgánu. (Vokurka, 2004).

Taktéž podléhá fyziologickým, biomechanickým a mechanickým podmínkám a vlivům. Existuje jednoduché pravidlo – čím více se odlehčí citlivá místa na tlak a čím více se zatíží zatížitelné plochy, tím bude spolehlivější silový zámek a plný kontakt mezi pahýlem a pahýlovým lůžkem a tím pádem nastane méně komplikací při chůzi s protézou. V době snímání sádrového negativu si protetik na pahýlu vyznačí a vytvaruje místa, která jsou snesitelná tlakem. Místa, která těžko snáší tlak, se musí odlehčit, aby se zajistil optimální komfort pahýlového lůžka (Kaphingst, 2002).

**Obrázek 15** Popis nezatížitelných a zatížitelných bodů



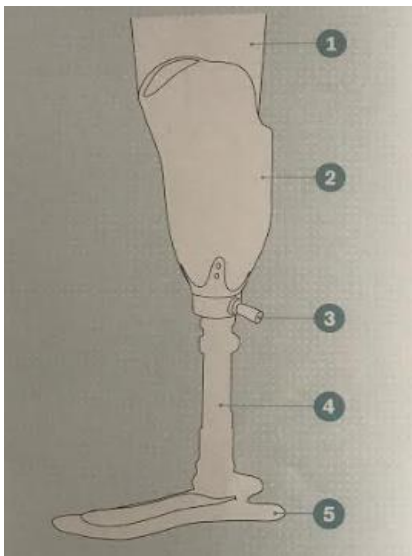
Zdroj: Muller, 2014

Části transtibiální protézy jsou:

1. **Liner** neboli návlek, který má ochrannou funkci před poškozením pahýlu. Odděluje pahýl od pahýlového lůžka.
2. **Pahýlové lůžko**
3. **Systém připojení** (spojovací adaptéry)
4. **Trubkový adaptér**
5. **Chodidlo**

(Ortopedická protetika, 2017).

**Obrázek 16** Části transtibiální protézy

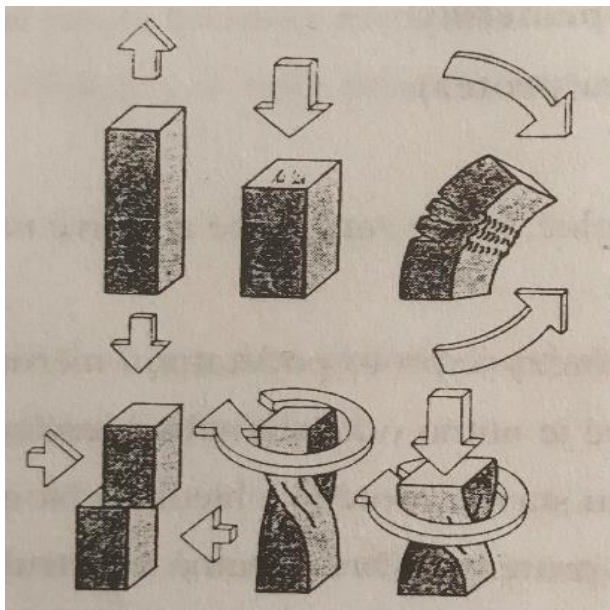


Zdroj: Otto Bock a, s. 6

## 5.1 Liner

Liner musí zajistit komfortní prostředí pahýlu, které nikdy neumožní, aby síly v pahýlu nebo jejich kombinace dosáhly takové úrovně, aby došlo k poškození tkáně. Hlavní úkolem lineru je ochrana měkkých tkání, ran, jizev a prevence otoku. (Greitemann, 2016).

**Obrázek 17** Schématické znázornění sil působící na protézu a pahýl



Zdroj: Kaphings, 2002, s. 11

Požadavky, příp. biomechanické úlohy pahýlového lůžka, bez ohledu na lůžkový systém, lze definovat následovně:

- Pojmutí objemu pahýlu
- Přenos osových sil pro převzetí zátěže
- Přenos horizontálně působících sil pro ovládání protézy

Zprostředkování přichycení mezi uživatelem a protézou

(Brückner, 2018).

Každý uživatel má různé individuální potřeby (tvar pahýlu a stupeň tělesné aktivity). Pro péči o lidi s amputovaným bérce existuje velký počet linerů z různých materiálů, které jsou k dispozici pro zhotovení moderních typů lůžek dle indikace. I když dnes v protetice bérce provádějí již převážně lůžka s nejrůznějšími technologiemi linerů, stále existuje mnoho důvodů, které hovoří pro klasickou protézu bérce se zahrnutím kondylu a s měkkým vnitřním lůžkem. Posouzení, kdy vzniká indikace pro konvenční lůžko nebo liner, musí být komplexní. Celkově existuje taková nabídka linerů pro protetiku dolních končetin, kterou lze jen stěží obsáhnout. V podstatě se vyrábí linery ze tří rozdílných materiálů: silikon, kopolymer a polyuretan. (Greitemann, 2016).

### **5.1.1 Silikon (SIL)**

Jedná se o tuhý materiál s vysokou houževnatostí, který disponuje rychlým návratem do původního tvaru. V mechanickém namáhání má silikon obrovskou výdrž v natahování a roztahování, zároveň má nejvyšší koeficienty při tření jakéhokoliv materiálů, které lze použít v konstrukci pomocných komponentů. V porovnání s ostatními linery je neoptimálnější v kompresi a ulpění na pokožku. Silikon lze snadno sterilizovat až do teploty 120 °C. Nelze jej tepelně tvarovat a je vhodný pro pahýl s pevnou tkání, bez prominujících kosterních struktur a dobrým kožním krytím. Dokáže do sebe absorbovat pot, ale pouze v místě bezprostředního kontaktu mezi pokožkou a linerem. Vytvoří-li se vzduchová kapsa mezi pokožkou a linerem, může dojít ke kožním nepříjemnostem pahýlu, protože do prostoru mezi silikonem a měkkou tkání se začne shromažďovat vyšší množství potu. Jeho hlavní funkce je ulpění na pahýl (Össur; Brunelli, 2013).

### **5.1.2 Kopolymer (TPE)**

Je to velice elastický materiál, který pro udržení vláhivosti materiálu obsahuje zdravotnický minerální olej, jenž se během používání pomalu uvolňuje, tudíž je kopolymerový liner vhodný zejména pro pahýly se suchou pokožkou. Oproti silikonu, lze tento typ materiálu tepelně tvarovat na pahýl, má také nízkou propustnost vodních par a plynů. Snadno se čistí a je pouze omyvatelný, nedá se sterilizovat ve vroucí vodě. Kopolymer může snížit pocení po celé délce pahýlu, včetně oblastí, kde kůže a liner nejsou v kontaktu. Díky volné molekulární vazbě se na kopolymer může navázat další materiál. Jeho hlavní funkce je funkce ochranná. (Wagner Polymertechnik; Ottobock; Brückner, 2018).

### **5.1.3 Polyuretan (PUR)**

Tento materiál díky vysoké viskoelasticitě dokáže zajistit přesné a pohodlné ulpění pahýlu. Umí perfektně tlumit rázy a stejně tak dokáže perfektně rovnoměrně rozprostřít tlak do okolí, proto je polyuretan optimální pro citlivé, zjizvené a kostnaté pahýly. Absorbuje do sebe pot a stejně jako TPE, tak i PUR je termoplastický, tudíž lze tepelně přizpůsobit tvaru pahýlu. Jeho obrovskou nevýhodou je vysoká cena. Další nevýhodou je údržba lineru, poněvadž po mytí dlouho usychá, tudíž pacienti musí mít pro optimální a každodenní použití dva takové polyuretanové linery. Navíc v porovnání s ostatními linery dochází k mechanickému opotřebení materiálu, proto se polyuretanový liner musí častěji nahrazovat. Tento liner je vhodný pro všechny úrovně pohybové aktivity. (Össur; Rosický).

Pro uložení pahýlu jsou k dispozici různé materiály. Výběr provádí ortotik – protetik ve spolupráci s pacientem po amputaci a v ideálním případě i s předepisujícím lékařem. Zaměřují se mimo jiné na podmínky pahýlu nebo také na individuální přání uživatele ohledně nasazování a využívání protézy (např. sport, jízda na kole, časté sezení atd.). (Brückner, 2018).

#### 5.1.3.1 Obecné indikace a kontraindikace linerů

Indikace:

- Divergence tibie a fibuly – Liner zajistí zpevnění a ustálení obou kostí, aby nedocházelo k vzájemnému odchýlení.
- Objemové změny měkkých tkání – Stejně jako bandáž, tak i liner můžeme využít pro ideální tvar pahýlu a adaptaci na tlak.
- Prominující kosti bérce – V tomto případě liner plní ochrannou funkci před poškozením kožního krytu pahýlu, jelikož pod kůží vyčnívá periost kosti bez dalších okolních měkkých tkání.
- Konický tvar pahýlu – Ideální nasazování lineru s následnou výrobou protézy.
- Hypermobilita fibuly – Díky nasazení lineru docílíme celkového stažení a zafixování měkkých tkání, tudíž by u fibuly nemělo docházet k odchýlení do laterální strany. (Krawczyk, 1999).

Kontraindikace:

- U pacientů s chronickým nehojícím se infektem měkkých tkání – V takovém případě se musí počkat na odstranění infekce a zahojení rány
- Hluboce vtažené jizvy na pahýlu – V tomto případě přichází varianta výroby individuálního lineru s vyplněním do vtažených jizev. V důsledku zamezíme nahromadění potu a dalších nečistot v místě vtažené jizvy a lineru
- Psychicky labilní nebo nespolupracující pacienti – Pokud má pacient problém se soběstačností nebo není schopen edukace o lineru, je na zvážení a rozhodnutí protetika, zda zaedukuje rodinného příslušníka pacienta nebo zvolí jiný postup řešení.
- Špatná hygiena – Může vést ke zvýšení potivosti a množení bakterií, což dále vede k velmi závažným kožním defektům. (Krawczyk, 1999).

## 5.2 Pahýlové lůžko

Pahýlové lůžko je nosnou součástí pahýlu a musí pojmout objem pahýlu. Je důležité, aby lůžko bylo správně vytvarováno a uživatel protézy se cítil komfortně, proto výroba pahýlového lůžka musí být individuální a na míru. Cílem je, aby protéza pevně držela a obepínala pahýl. (Greitemann, 2016).

S přizpůsobením lůžka stojí a padá kvalita protézy. Přizpůsobení musí vyhovovat nejrůznějším požadavkům:

- Pevné spojení mezi pahýlem a lůžkem
- Plný / těsný kontakt
- Koncová zatížitelnost
- Pevné držení v tahu a tlaku
- Nízká hmotnost
- Spolehlivé přilnutí
- Neporušená cirkulace a inervace
- Maximální komfort při nošení
- Jednoduché nasazení a sundání bez pomoci
- Symetrické vnější rozměry
- Jednoduchá péče
- Následné úpravy bez větších výdajů
- Trvanlivost

(Greitemann, 2016)

- Pevné spojení mezi pahýlem a lůžkem

Pevné spojení mezi pahýlem a protézou vyžaduje precizní výrobu pahýlového lůžka. Co je pro pevné spojení mezi nohou a sportovní obuví tak důležité, musí být zajištěno také při spojení mezi pahýlem a jeho lůžkem – tedy protézou. Každá nepatrná nuance zabraňují přesnému vedení protézy, snižují jistotu při stání i chůzi a zvyšují spotřebu energie. (Greitemann, 2016).

- Plný kontakt

Cílem plného kontaktu je přiléhavé spojení mezi pahýlem a lůžkem ve všech úrovních. Takzvaná nezatížitelná místa by se neměla na pahýlu nacházet. Každé místo nese

přínejmenším kontakt a tím současně, byť nepatrný, tlak. Nejde pouze o přenos síly, ale také o senzoryckou zpětnou vazbu. Pokud by pahýl těmto požadavkům nevyhovoval, vzniká otázka zlepšení kvality prostředky konzervativních nebo operativních opatření v předprotetické péči. Na rozdíl od předchozích pohledů by neměl pahýl nikdy viset volně ve vzduchu. Ještě horší je, když je náhrada opěrné plochy umístěna proximálně, což nevyhnutelně vede k chronickému otoku konce pahýlu a činí ho ještě méně zatížitelným. Pokožka v oblasti zatížení je chronicky přetížena a stále více ztrácí schopnost zatížení nést. (Greitemann, 2016).

- **Koncová zatížitelnost**

Pokud koncová zatížitelnost pahýlu není s lůžkem v plném kontaktu, typicky dochází k chronickým edematózním stavům spojených se změnou zbarvení. To je zvláště patrné u variant protéz, které jsou fixovány na tělo aktivním nebo pasivním podtlakem. Dokonce i malé vzduchové kapsy a nedostatek plného kontaktu zde mohou vést k edému na pólu pahýlu. Částečně flexibilní konstrukce lůžka mu dovoluje adaptovat se na tlak, aniž by současně docházelo k expanzi v pružných částech. Požadavek na maximální koncovou zatížitelnost má více než jen mechanický význam.

Distální částí pahýlu se stává „náhradní podrážkou“ a prostřednictvím senzoryckého nervového systému zprostředkovává nositeli důležité proprioceptivní informace, např. o tlaku na podložku a nerovnosti. Plná koncová zatížitelnost je jediná účinná fyziologická metoda, která zabraňuje odvápnění kostí v důsledku sníženého zatížení. U dětí je navíc koncová zatížitelnost důležitým faktorem ke stimulaci růstu. Dále se díky ní podporuje látková výměna a cirkulace v pahýlu, za předpokladu, že lůžko (proximálně) nebrzdí lymfatický a žilní tok. Kolik zatížení pahýl snese, záleží jak na výšce amputace, kvalitě měkkých tkání, tak i na technice operace. Pahýl je možné zatížit velmi brzy, pokud jizva prochází mimo oblast zatížení. Nicméně i samotná jizva v oblasti zatížení se dá plně zatížit, avšak se značným zpožděním. (Greitemann, 2016).

- **Tah a tlak**

Pevného přilnutí v tahu a tlaku dosáhneme jedině správnou konstrukcí a vhodným vytvarováním lůžka. Hlavním účelem je optimálního přenesení sil z pahýlu na protézu a k zemi zároveň. Přenos tlaku neboli přenos zatížení nám zajišťuje stejná fáze. Tah je spojený s každou švihovou fází. Protézy dolních končetin zatěžují pahýl převážně ve

směru nárazu, přičemž se rádo zapomíná, že po každém zatížení ve stojné fázi je protéza okamžitě vystavena odstředivým silám během fáze švihové. Nežádoucí pohyb protézy se musí snížit pomocí vhodného tvaru a materiálu na absolutní minimum, neboť oslabuje pevné spojení mezi pahýlem a protézou. (Greitemann, 2016).

- Nízká váha

Moderní materiály a technologie umožňují např. zhotovení protézy bérce s hmotností méně než 2000 gramů. S tím jsou spojeny i nepatrné síly, které se přenáší z pahýlu na lůžko, pokožka je tak více šetřena. Boj o nízkou hmotnost se týká především komponentů. Technický výrobní proces má velký vliv na čistou hmotnost. Pač hmotnost protézy je závislá na mnoha faktorech. Nejen na materiálu a výrobních technologiích, ale též na délce pahýlu a stupni aktivity daného uživatele. (Greitemann, 2016).

- Spolehlivé přilnutí

Amputovaný pacient se musí bezpodmínečně spolehnout na to, že jeho protéza je s tělem pevně spojená. Pokud by se nečekaně od pahýlu oddělila, znamenalo by to pro něj komplikaci. Nejjednodušším řešením je ji zajistit, avšak z pohledu komfortu pahýlu, funkčnosti a vzhledu jen sotva můžeme uspokojit kvalitu nošení a potřeb klienta oproti bezpečnému ukotvení v lůžku. K redukci nežádoucích pohybů mezi pahýlovým lůžkem a pahýlem mohou být použity dodatečné moderní materiály s vysokou přilnavostí nebo doprovodné fyzikální postupy, jako aktivní nebo pasivní zvýšení podtlaku v pahýlovém lůžku. Taktéž při vysokém namáhání a souběžném zatížení pahýlu nebo při stávající nestabilitě kolenního kloubu lze použít odnímatelnou stehenní objímku (Greitemann, 2016).

- Cirkulace a inervace

Plný kontakt a zatížení konce pahýlu nesmí poškozovat jak krevní a lymfatický oběh, tak ani nervová vlákna, jelikož poškození by mohla mít za následek spasmus či odumírání pahýlu. Tohoto cíle se dá dosáhnout, pokud plocha průřezu (nikoliv průměru) lůžka je proximálně větší. Účelově příliš těsně zhotovený vstup do lůžka vede dříve nebo později na konci pahýlu k chronickému vzduť s otokem, ke změně barvy pahýlu, k silnému pocení, ekzematickým změnám, tvoření puchýřů z přehřátí, žilním vředům, anebo též až k atrofii pokožky s chronickou recidivující infekcí v oblasti



vstupu do lůžka. Tím konec pahýlu sekundárně ještě více ztrácí svoji schopnost nést zatížení, síly musí být zachyceny ještě užším vstupem do lůžka a vzniká tak „začarovaný kruh“. (Greitemann, 2016).

- Komfort nošení

Lůžko protézy je zodpovědné za to, že protéza bude moci býti nošena po celý den a stejně pohodlně jako třeba protéza zubní. Obě, bez ohledu na to, jak jsou různé, musí sedět při každém pohybu, nesmí omezovat pohyblivost okolních kloubů, dráždit pokožku, neobtěžovat zápachem a nedělat hluk. (Greitemann, 2016).

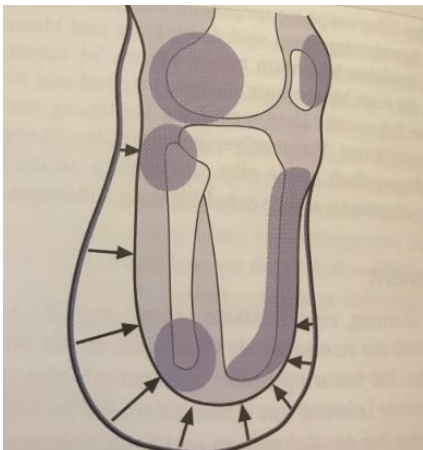
- Jednoduché nasazení a sundání bez pomoci

Každou protézu musí být pacient po amputaci schopen nasadit a sundat si sám bez cizí pomoci, a to i při snížených tělesných a duševních schopnostech, jinak ztratí schopnost samostatného fungování a stane se závislým na druhé osobě. Následně nebude dlouho trvat a protéza bude zcela odložena. Je potřeba zajistit takovou protézu, která umožní nasazování a sundávání při pohodlném a jistém držení těla a bez zvláštních požadavků na sílu a šikovnost. V ideálním případě „vstoupí“ pacient do protézy jako noha do holínky. (Greitemann, 2016).

- Symetrické vnější rozměry

Dva rentgenové snímky stejného pahýlu bérce jsou dány přes sebe – jeden pořízen těsně po amputaci, druhý po 14 měsících. Tímto je demonstrována atrofie měkkých tkání – ztráta objemu tkáně neprobíhá rovnoměrně jako u nafukovacího balónu. Tmavě vyznačena místa jsou ta, která nejsou plně zatížitelná. (Greitemann, 2016).

**Obrázek 18** Porovnání dvou pahýlů



Zdroj: Greitemann, 2016, s 168

- **Jednoduchá péče**

Stejně jako pahýlu nebo lineru, tak i protéze musíme věnovat intenzivní péči. Pahýlové lůžko čistíme co nejšetrněji, bez užití agresivních saponátů, za účelem udržení čistoty a zabránění vzniku množení bakterií. (Greitemann, 2016).

- **Trvanlivost**

Od finálního pahýlového lůžka se očekává, že nebude docházet k jeho poškození. Jelikož by fatální následek mohl přispět k pozdější nositelově nedůvěře v protézu, je tedy potřeba, aby lůžko stoprocentně splňovalo podmínky užívání, které jsou definované hlavně zatížením a stupněm pacientovy pohybové aktivity. Současně životnost protézy musí být minimálně dva roky, jelikož na další novou protézu má pacient nárok až po dvou letech od předání předcházející protézy. K opotřebením materiálu a potřebě zajištění protézy nové samozřejmě časem dojde, avšak rapidní opotřebením nesmí nastat v průběhu prvních dvou let nošení, jelikož tím můžeme ovlivnit spoustu rizikových faktorů, při nichž by ji pacient mohl přestat protézu natrvalo využívat. (Greitemann, 2016).

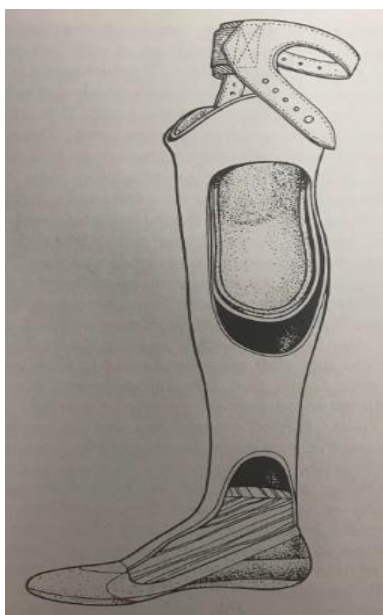
### **5.2.1 Typ pahýlového lůžka PTB**

Transtibiální protéza bez stehenní objímky vychází z návrhu Holandřana Verduyn (o kterém se již zmiňuji v kapitole Historie amputací a protéz), která se mohla prosadit ale až v druhé polovině dvacátého století. Na konci padesátých let dvacátého století Američané

Racliffe a Foort z Kalifornské univerzity v Berkeley u San Francisca si položily biomechanická a materiálová fakta k jejich standardizované protéze **Patellar Tendon Bearing** (označovaná jako PTB). Svou protézu projektují a představují na konferenci zaměřené na transtibiální protézy roku 1961. Přenos sil je skrze patellární šlachy, drsnatinu tibiae a zezadu jemně naléhá na popliteální oblast. Na horním lemu nad protézou se zavěšovala suprakondylární úzká kožená osmičková nebo kruhová bandáž, která sloužila k lepší fixaci pahýlu v protéze. (Yiğiter, 2002, Greitemann, 2016).

Toto pahýlové lůžko se v dnešní době nedoporučuje k pacientově užití, jelikož veškeré zatížení se přenáší na oblast ligamentum patellae (šlacha quadricepsu). Díky fixaci proti sklouznutí osmičkovou či kruhovou bandáží, dochází k přiškrcení cév a nervů, a tím pádem je lůžko nevhodné pro diabetiky, pacienty s cévním onemocněním nebo osoby se špatnou citlivostí pokožky (neuropatie), kde hrozí vznik otlaků a odřenin v místě celého okraje pahýlového lůžka (Narita, 2006).

### **Obrázek 19** Protéza PTB



Zdroj: Meij, 1995, s. 187

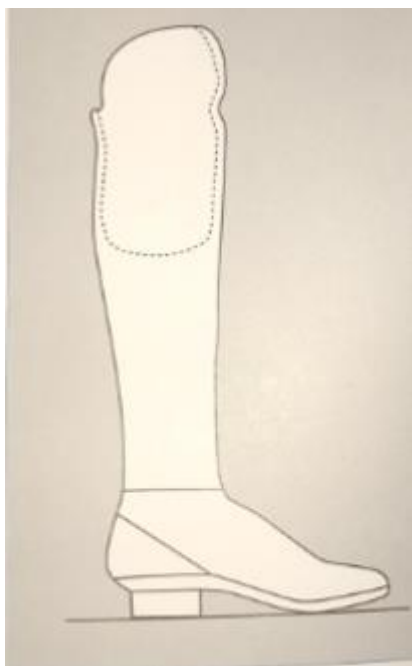
### **5.2.2 Typ pahýlového lůžka PTS**

Francouzi Pierquin a Fajal v roce 1964 PTB protézu dále rozvíjeli k typu **Prothese Tibiale Supracondylienne (PTS)**, která našla své uplatnění u nestabilních kolenních kloubů a ultrakrátkých pahýlů, též byla určena pro pacienty, jejichž práce vyžaduje extrémně těžkou

zátěž (farmáři, stavební dělníci). U PTS protézy se jednalo o úplné uzavření nad kolenním kloubem, svírala femorální kondyly a patella byla zapuštěna v lůžku. Tím protéza docílila lepšího připojení pahýlu k lůžku a zvýšila se stabilita kolenního kloubu, která umožňovala lepší pohyb u švihové fáze krokového cyklu, kdy na protézu působí odstředivá tahová síla. Docházelo k menším otlakům v oblasti patellární šlachy a díky vysokým stěnám byla protéza bezpečnější pro ultrakrátké pahýly, protože v PTB lůžku s bandáží se pahýly často vyzouvaly (Marschall, 1999).

U tohoto typu pahýlového lůžka dochází k proměnlivosti a kolísání pahýlu, což s sebou přináší útlak cév a nervů. I nadále je lůžko nevyhovující z důvodu stále velkého zatížení ligamentum patellae a celkovému začlenění patelly, kdy dochází k zařezávání o okraj pahýlového lůžka do oblasti stehna a otlakům pokožky. Stejně jako v případě PTB, toto lůžko není vhodné v současné době indikovat. (Greitemann, 2016).

#### **Obrázek 20** Protéza PTS



Zdroj: Půlpán, 2011, s.60

#### **5.2.3 Typ pahýlového lůžka KBM**

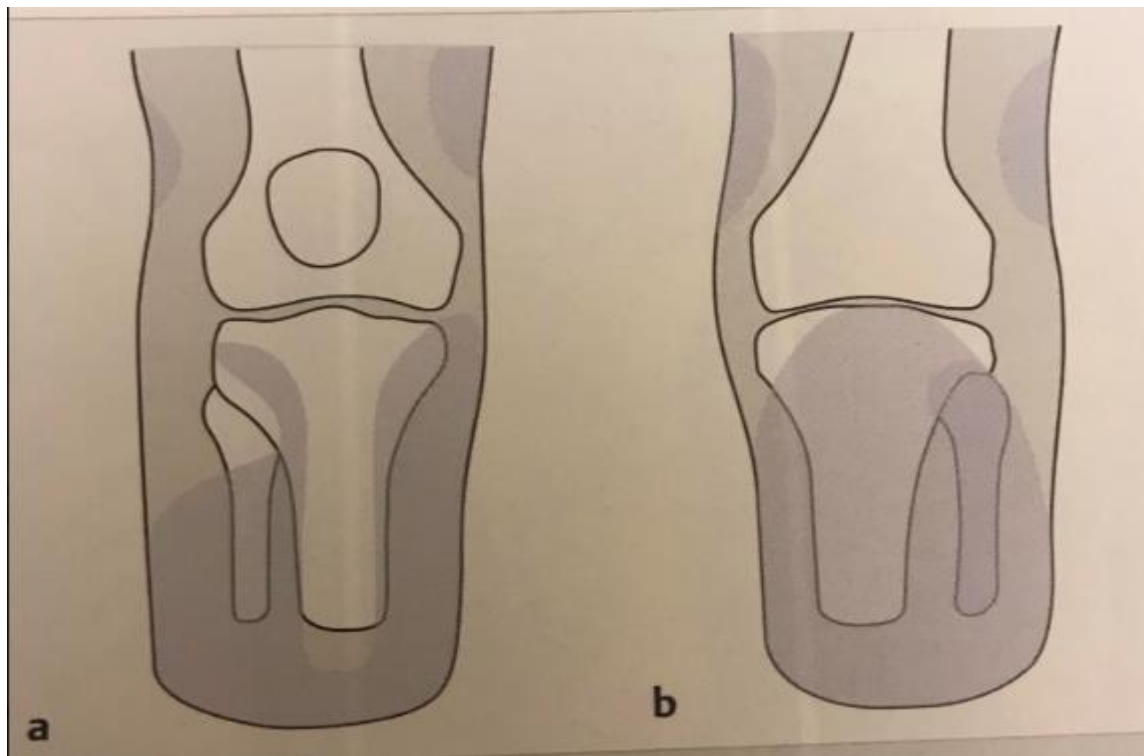
Němci Kuhn a Schettler v roce 1966 navrhují typ **Kondylen-Bettung Münster (KMB)** (Meij, 1995). Při uložení pahýlu dochází k plnému kontaktu mezi pahýlem a lůžkem, přičemž by mělo být dosaženo i maximálně možného zatížení koncové části pahýlu. Není-li možno pahýl bérce zatížit v distální části, přesto musí dojít alespoň k minimálnímu kontaktu konce pahýlu s lůžkem. Z důvodu absence kovových dlah a stehenní objímky se v obvyklých

případech dosahuje kosmeticky odpovídajícího výsledku. Protéza KBM vychází z typu PTB. Jedná se o účelový tvar pahýlového lůžka. Principem je přizpůsobit tvar pahýlu lůžku a roznést váhu na místa, která snesou větší zátěž. Toto účelové tvarování velmi dobře funguje a lůžko je schopno držet na pahýlu. Umožňuje nám odlehčit místa, která zátěž nesnesou (hlavička fibuly nebo přední hrana kosti kolenní) a zároveň přenést zátěž do prostoru, kde nám to měkké tkáně umožňují a kde se nachází větší množství svalů. Jedná se o prostory na vnitřní strana lýtka, vnitřní kondyl femuru a mezi holenní a lýtkovou kostí. Zároveň velice ostře musíme zabořit lůžko v oblasti pod patellou a v kolenní jamce. Dále je potřeba lůžko vybavit vnitřním měkkým lůžkem, které musí plnit dostatečný komfort pro nošení a zamezit přímému kontaktu pahýlu s laminátovým lůžkem. Vnitřní měkké lůžko může být v podobě gelových linerů nebo polyformovým lůžkem v podobě měkké pěny. Polyformové lůžko se zhotovuje pacientovi individuálně dle sádrového modelu. Můžeme určit různou tloušťku materiálu dle potřeby pro optimální pohodlí při nošení. Oproti polyformovému lůžku má liner lepší tlumivé a rázové vlastnosti, jenomže oproti polyformovému lůžku se liner musí častěji sterilizovat a dochází k častějšímu opotřebení materiálu. (Kaphingst, 2002; Boldigh, 1985, (Greitemann, 2016).

Při výrobě sádrového negativu se musí přesně a precizně vymodelovat svalové kontury končetiny a místa, skrze která je přenesena zátěž na pahýlu. Pokud nebudeme respektovat zásady k výrobě sádrového negativu KMB lůžka, docílíme špatné funkčnosti lůžka a dost možná lokálnímu poškození citlivějších míst na bérce. (Greitemann, 2016).

V případě PTS a KBM probíhá fixace výhradně přes nadkondylovou hranici s výraznějším tvarováním než v případě protézy PTB (první typ standardizované krátké protézy), takže lze vynechat kožené poutko nebo bandáž. U PTS lůžka je zahrnuta česka, čímž se působí proti hyperextenzi kolenního kloubu. U lůžka KBM je česka ve vnitřním i vnějším lůžku volná. Zhotovují se také kombinované typy s částečným nebo úplným zahrnutím česky do měkkého vnitřního lůžka, avšak s kompletním nebo částečným výřezem v lůžku vnějším. Pahýl bérce nepatří do skupiny plně zatížitelných míst v koncové části. To znamená, že zatížení z větší části převezme zbytek povrchu pahýlu a jen částečně, ale přesto maximálně možně, je zatížena koncová část. Lůžko protézy tedy musí obejmout celý pahýl v co největší ploše podle jeho tvaru. Síla zpočátku působí na povrch pahýlu, ale následně se přenáší přes měkké tkáně na nosné kostní struktury. Podle tvarování kostních struktur na povrchu pahýlu bérce vznikají oblasti, které mohou být zatíženy silněji, jiné naopak slaběji. Oblasti zatížení jsou zobrazeny na obrázku 21. (Greitemann, 2016; Boldigh, 1985).

**Obrázek 21** Zatěžitelná místa z pohledu zepředu a zezadu



Zdroj: Greiteman, 2016, s. 329

Všechny ostatní oblasti na pahýlu mají kontakt s lůžkem, nejsou ale zatíženy. Protéza drží na pahýlu díky obejmutí kondylu stehenní kosti. Pro tento účel je vytvořena tvarově odpovídající kondylová spona. (Greitemann, 2016).

**Obrázek 22** Protéza KBM zezadu



Zdroj: Greitemann, 2016, s. 330

K přilnutí dochází především na zadní horní části mediální strany kolena. Proto musí být striktně dodržen anatomický tvar mediální a laterální části kondylu stehenní kosti a jejich asymetrie. Protože okrajem je proximální vstup protézového lůžka užší než šířka kondyl stehenní kosti, musí být toto odsazení vyrovnáno tzv. měkkým vnitřním lůžkem. Vnitřní plocha vnitřního lůžka odpovídá popsaným typům lůžek. Mediálně na vnitřní ploše oblasti nad kondylem se provádí vrstvení, dokud není odsazení vyrovnáno natolik, že šířka nosného vnějšího lůžka umožňuje zasunutí pahýlu s měkkým vnitřním lůžkem do lůžka vnějšího. (Greitemann, 2016).

**Obrázek 23** Protéza s vnitřním měkkým lůžkem



Zdroj: Greitemann, 2016, s. 330

Teprve vývoj nových materiálů a rozvoj technologie v 60. letech umožnil popsané odsazení vyrovnávat přijatelnými prostředky, a tím modernizovat technologii lůžek. Díky tomu byla umožněna přesná fixace protézy na pahýl, což je rozhodující předností oproti protézám se stehenním objímkou, neboť po stranách probíhající kovová dlaha nemůže být upravena tak, aby přesně kopírovala obrysy mediálního kondylu femuru (Greitemann, 2016).

**Obrázek 24** Protéza se stehenní objímkou



Zdroj: Greitemann, 2016, s. 328

Nevýhodou tohoto lůžka je přetěžování svalových skupin, na které je přenesena zátěž. Dalším problematickým místem je popliteální oblast, ve které dochází ke zhoršení prokrvení, protože touto oblastí prochází cévní systém, který vyživuje pahýl. Proto KBM lůžko z principu není vhodné pro diabetiky a pacienty, kteří mají zapříčiněnou amputaci vaskulárním onemocněním. (Boldigh, 1985, Greitemann, 2016).

**Obrázek 25** KBM lůžko zezadu



Zdroj: Boldigh, 1985, s. 80

Tento typ protézy se dá nakombinovat s linerem a mechanickou aretací nebo vnitřním měkkým lůžkem. Zmíněný typ pahýlového lůžka se nedoporučuje k pacientově prvovybavení. Využívá se pouze v případech, pokud pacient dlouhodobě užívá tento typ protézy a není schopný se přizpůsobit typu jinému, nebo pacientovi nedovoluje jeho zdravotní stav využití podtlakových systémů. (Ortopedická protetika, 2017).



#### 5.2.4 Typ pahýlového lůžka TSB

Rozvoj moderních materiálů umožnil vývoj inovativnímu typu lůžka **Total Surface Bearing**, kterému se přezdívá lůžko plněkontaktního tvaru. Tento tvar se snaží respektovat linii a anatomii transtibiálního pahýlu. Díky tomu je moderní tvarování efektivnější z pohledu rozložení hmotnosti na celou plochu pahýlu, tudíž se sníží tlak na přetížených místech, jako je tomu u účelového tvaru lůžek. Taktéž díky maximálnímu rozložení tlaku v lůžku se zvyšuje schopnost propriocepce dolní končetiny. Celé TSB lůžko je možné doplnit o gelový liner, který zajišťuje, aby se citlivější partie na bérce nepoškodily. Díky zakomponovanému podtlaku je zajištěno celkové prokrvení pahýlu a oproti KBM lůžku netlačí do popliteální oblasti, kde probíhá cévní řečiště. (Muller, 2014; Greitemann, 2016).

**Obrázek 26** Protéza TSB



Zdroj: Půlpán, 2011, s. 57

Malou nevýhodou je, že součástí TSB musí být ulpívací mechanismus (formou pasivního a aktivního podtlaku). Snahou je utěsnit oblast nadkondylovou těsnicí manžetou okolo „uší“ pahýlového lůžka a v nadkolenní části končetiny. Ve spodní části je tzv. ventil, přes který odsáváme vzduch zpoza lůžka, tím pádem protéza drží na pahýlu přisátá. Sádrování a modelace je v porovnání s typem KBM výrazně odlišná. Zatímco KBM si zakládá na klasickém ručním sádrování, přičemž se u sádrovém pozitivu musí rovnoměrně zredukovat obvod o cca 4-5 % z původního rozměru, TSB lůžko se sádruje za pomoci podtlaku, který přesně zkopíruje povrch pahýlu bérce. Následně se vytvoří sádrový model, ze kterého se vyrábí pahýlové lůžko,

na kterém nositel pocítí celkovou plně kontaktní kompresi zapříčiněnou obvodovou redukcí sádrového pozitivu. U TSB lůžka je nemožné odlehčit problematická místa, jako je to možné u protézy KBM, což se též dá považovat za mírnou nevýhodu. (Greitemann, 2016).

**Obrázek 27** Sádrování za pomoci podtlaku



Zdroj: Greitemann, 2016, s. 342

### **5.3 Systém připojení**

Nejen vhodný materiál lineru, ale i správný systém připojení daného typu protézy zajišťuje lepší lokomoci při pohybové aktivitě pacienta. (Brückner, 2018)

#### **5.3.1 Přílnavost podkladového materiálu**

Adheze, nazývaná též přílnavost. Jedná se o síly, jejichž fyzikální stav krajní vrstvy, které se vytváří mezi dvěma sráženými plochami, které spolu vstupují do kontaktu, to znamená mezi pevnou látkou a kapalinou se zanedbatelným tlakem par. Hlavní vlastností tohoto stavu je prostřednictvím vzájemné molekulární interakce krajních vrstev způsobit mechanickou soudržnost příslušných ploch. (Brückner, 2018)

#### **5.3.2 Přenos horizontálně působících sil pro ovládání protézy a zprostředkování přilnutí mezi uživatelem a protézou**

Ovládání protézy je zajištěno tehdy, jdou-li správně dohromady tvar a objem lůžka s pevnou fixací protézy. Fixace protézy s linerem se na pahýl téměř vždy uzavírá prostřednictvím nadkondylové manžety. Existují různé fixační systémy. (Greitemann, 2016).

### 5.3.3 Distální připojení

Od počátku technologie silikonových linerů existuje distální připojení s trnem (pin), který se našroubuje do tzv. šálku na dolním konci lineru. Na dně lůžka je zabudovaný mechanický zámek. Trny jsou v lůžku fixovány pomocí rozličných zavíracích mechanismů. Liner pro protetiku bérce musí být v oblasti kolenního kloubu podélně pružný, aby ohyb nebyl zbytečně omezen a na čěšku nepůsobil příliš velký tah. Na počátku vývoje linerů se primárně sledoval právě tento požadavek. Liner tedy byl v oblasti distálního napojení až příliš podélně pružný a docházelo k silnému zatížení distálních měkkých tkání v tahu, obzvláště ve švihové fázi. Tento fenomén tahu vedl často k problémům měkkých tkání, např. ke vzniku edému na distální části pahýlu nebo k ochabnutí, příp. ztrátě objemu hmoty konce pahýlu. Dnes mají linery speciální textilní nebo jiné zesílení včleněné přímo do silikonu, takzvanou matici, nebo textilní povrchovou vrstvu. Dalším efektem textilního povlaku je snadnější vklouznutí pahýlu s nasazeným linerem do lůžka. Nicméně zvýšená tahová zátěž měkkých tkání pahýlu stále zůstává u fixace protézy s trnem nebo ventilu a musí být brána v úvahu při plánování péče. Proto je potřeba obecně kriticky vnímat dočasnou protézu s trnovým uzávěrem, která by měla být používána jen v odůvodněných případech. Také kruhové šálky s držákem pístu ne vždy pasují ke tvaru pahýlu. Z této problematiky se následně vyvinuly alternativní fixační systémy. (Greitemann, 2016).

#### Pasivní a aktivní podtlak

- Fixace probíhá za použití pasivních nebo aktivních podtlakových systémů. K vytvoření tzv. uzavřeného podtlakového prostoru může dojít na konci lůžka pomocí vypuzovacího jednocestného ventilu nebo aktivního sání. Velkou nevýhodou podtlakových systémů je při použití ventilů („kloboučků“) dodatečné omezení ohybu v koleni, což u mnohých uživatelů nakonec vede k rozhodnutí proti využití tohoto systému. Při použití těsnících manžet je zatížení pahýlu v tahu oproti distálnímu uzávěru menší, avšak vyšší než u proximálního těsnění pomocí „kloboučku“. Je nutné zvážit výhody a nevýhody v kontextu individuální situace a potřeb. (Greitemann, 2016).

**Obrázek 28** Jednocestný ventil s pasivním podtlakem



Zdroj: Otto Bock, c, s. 2

- Vedle pasivních podtlakových systémů s jednoduchým vypuzovacím ventilem se používají také aktivní podtlakové systémy s mechanickými nebo elektrickými pumpami. Mnozí uživatelé tvrdí, že zde dochází k „bližšímu“ spojení mezi pahýlem a protézou, a tím i ke zlepšené citlivosti. Další uživatelé zaznamenali snížení úbytku hmoty pahýlu během nošení protézy (Guirano Cano et al. 2011)

To také souhlasí s výpovědí uživatelů, že díky zlepšené kompresi a hydrataci gelových lineru se zdá, že má pahýl schopnost komfortnějšího nošení. Tyto výpovědi však nyní nejsou z vědeckého hlediska považovány za definitivně platné. (Greitemann, 2016).

**Obrázek 29** Komponent s aktivním podtlakem



Zdroj: Otto Bock b, s. 10

## 6 OPTIMÁLNÍ SESTAVENÍ KOMPONENTŮ DLE POHYBOVÉ AKTIVITY PACIENTA

Toto doporučení je založeno na vlastnostech materiálů linerů a požadavcích příslušného systému připojení. (Össur; Ottobock)

Tabulka 3 Optimální sestavení komponentů

Liner	Indikace	Úkol a vlastnosti lineru	Systém připojení	vlastnosti
Silikon	pahýl s dobrým krytím měkkých tkání. Nízká a střední aktivita	<u>úkol</u> : ulpění <u>vlastnosti</u> : dlouhá životnost, vysoká komprese a snadné čištění	trn + zámek	kombinace těchto komponentů vykazuje velkou ulpívací schopnost.
Kopolymer	mnoho typů pahýlů, zejména pahýl se suchou pokožkou. Nízká a střední aktivita	<u>úkol</u> : ochrana proti působícím silám v pahýlovém lůžku <u>Vlastnosti</u> : velká elasticita, obsahující zdravotnický minerální olej a snadné čištění	Pasivní podtlakové systémy s jednocestným ventilem a náklonkou	Ventil se pomocí pasivního podtlaku stará o to, aby byla protéza s pahýlem pevně spojena
Polyuretan	Všechny typy pahýlů, zejména pak citlivé pahýly s prominujícími kostmi či jizvami. Pro všechny druhy stupně aktivity	<u>úkol</u> : ochrana proti působícím silám v pahýlovém lůžku <u>Vlastnosti</u> : schopnost tečení materiálu zajišťuje rovnoměrné rozložení tlaku	Pasivní nebo aktivní podtlakové systémy s náklonkou	zajištění pomocí pasivního, respektive aktivního podtlaku rotační stabilitu a tím i mimořádně dobré ulpění protézy

Zdroj: Össur; Ottobock

## 7 DISKUZE

Z dostupné literatury je patrné, že v polovině šedesátých let minulého století nastal průlom v transtibiálních protézách, jelikož PTB lůžko jako první představovalo eliminaci stehenní objímky, a tím snížení hmotnosti protézy a mnoho dalších aspektů (např. přenesení sil přes patelární šlachy). I přesto je to na dnešní poměry velice neoptimální lůžko, protože tělesná váha je přenesena na holenní kosti připojené na šlachy česky, a díky bandáži okolo stehenního svalstva dochází k útlaku a špatné cirkulace krve v pahýlu, tím pádem je pahýl nedostatečně vyživován. (Yiğiter, 2002, Greitemann, 2016; Meij, 1995).

Lůžko PTS má snahu o sevření pahýlu nad kolenním kloubem, kdy patella je zapuštěná vně. Jedná se o přenesení zátěže opřením na ligamentum patellae, a tím dochází k přenesení sil přes latero – frontální plochy amputovaného pahýlu. Tento typ lůžka je též na dnešní poměry nevhodný k pacientově indikaci, poněvadž díky sevření dochází ke kolísání objemu pahýlu a vede k pozdější atrofii extenzorů a flexorů kolenního kloubu. Přesto musím souhlasit s faktem, že PTB i PTS ve své době představovaly inovativní změnu, kdy byla jedinečná v přílnutí, např. krátké protézy bez stehenní objímky využívané v těžkých pracovních podmínkách. Americká literatura patriotně PTS lůžko hodnotí velice kladně, dokonce podle některých nynějších internetových zdrojů tento typ lůžka je stále pacientům indikován, pro evropské poměry je lůžko ovšem nevyhovující a zastaralé. (Narita, 2006; Marschall, 1999; Greitemann, 2016).

KBM lůžko, byť vychází ze struktury lůžka PTB, je celosvětově druhým nejpoužívanějším lůžkem. Tento typ lůžka se rozhodně nedoporučuje indikovat pacientům při prvovybavení protézou, měl by se indikovat jen v opodstatněných a jasně definovaných případech. Jedním z nich je, že pacienti, kteří daný typ lůžka využívají již řadu let a nechtějí být edukováni k používání modernějších typů lůžek. Další skupina, která tento typ lůžka využívá, jsou pacienti s citlivějšími jizvami či prominujícími kostmi na pahýlu. Pakliže dokážeme odlehčit citlivá místa na pahýlu při zátěži, docílíme toho, že pahýl je v lůžku méně vystavován nesnesitelné bolesti při lokomoci. Obrovskou nevýhodou spatřuji v tom, že lůžko se musí velice razantně zabořit do oblasti pod patelou a do kolenní jamky. Díky tomu dochází ke špatnému prokrvení pahýlu, tudíž i k nedostatečnému vyživování, protože v místě kolenní, resp. popliteální oblasti prochází důležité cévní zásobením vyživující celý pahýl. (Greitemann, 2016; Boldigh, 1985)

Protetik by v dnešní době měl správně zvolit modernější TSB lůžko. TSB lůžko, neboli plně kontaktní lůžko, reprodukuje reliéf tvaru transtibiálního pahýlu, tím se sníží tlak na přetížených místech, a lépe rozloží hmotnost TSB lůžka na celou plochu pahýlu. Kompresně

drží na celém pahýlu za dopomoci ulpívajícího pasivního či aktivního podtlaku, se kterým je zajištěno celkové prokrvení pahýlu.

Shromážděním řady literatury a zahraničních studií pro tuto práci se výrazně potvrzuje, že neoptimálnější lůžko ze 4 porovnávaných typů je lůžko TSB, které je za dopomoci lineru nejvíce šetrné ke kůži a nedochází k jejímu poranění. Datuje se, že TSB lůžko bylo navrženo v osmdesátých letech minulého století, ale k rozsáhlejší výrobě došlo o skoro 25 let později, poněvadž v 80. letech nebyly tak vyspělé technologické prostředky, jako je tomu nyní. (Greitemann, 2016; Muller, 2014; Meij, 1995)

Vyhotovení optimálního lůžka ovšem není jediným úkonem protetik. Protetik musí dovybavit lůžko patřičnými komponenty k ulpění. Nedílnou součástí protézy je samostatné chodidlo, který se musí vhodně vybrat. Dnešní doba představuje mnoho možností pro uložení pahýlu do lůžka, jelikož máme k dispozici řadu vhodných materiálů. Správný výběr těchto materiálů provádí ortotik – protetik ve spolupráci s amputovaným pacientem, lékařem a ostatními pracovníky multidisciplinárního týmu. Tito všichni lidé se zaměřují na podmínky a vlastnosti pahýlu, ale také se musí přihlížet na fyzickou a psychickou zdatnost pacienta, na jeho individuální přání ohledně manipulace a využití protézy např. ve sportu a jiných volnočasových aktivitách.

V úvodu práce zmínuji, že ortotik – protetik je považován za kvalifikovanou osobu a specialistu technického vybavení hendikepovaných. Je zapotřebí, aby zhotovená pomůcka pacientovi pomohla, a ne aby mu ublížila nebo zhoršila jeho dosavadní zdravotní stav. Proto by si měl ortotik – protetik svými stále se prohlubujícími znalostmi uvědomovat, co vyrábí za pomůcku a jaké mohou nastat problémy ve funkčnosti nošení. Tyto sebevzdělávací aspekty ortotika – protetika vedou ke zkvalitnění péče amputovanému pacientovi. Pokud zhotovíme pacientovi neoptimální pomůcku, nebude nošena a skončí maximálně někde ve skříni obývacího pokoje. Následně se pacientův zdravotní stav nebude zlepšovat, tím pádem nebude dosažen cíl začlenit jej zpět do běžného života.

## ZÁVĚR

Tato bakalářská práce byla rešeršního typu – mým hlavním cílem bylo vytvořit ucelený nadhled na téma transtibiálních lůžek a přiblížit tuto problematiku a její úskalí v odborném prostředí pro ortopedicko protetické a technické obory. Během této práce jsem narážel na protichůdné názory, které se týkaly této problematiky. Jelikož všechny nejednotné názory jsou způsobeny nedostatkem odborné literatury v oblasti ortotiky – protetiky, proto jsem byl nucen vyhledávat a čerpat z cizojazyčné literatury a odborných článků. Během sběru dat o transtibiálních lůžkách jsem se utvrdil v tom, že cizojazyčná literatura je obsáhlejší než literatura tuzemská, s čímž jsem od začátku předběžně počítal. Nicméně spousta zahraniční literatury je pouze reedice staršího vydání, tudíž se nedají publikace považovat za aktuální. Proto jsem se rozhodl o prozkoumání a čerpání z vědeckých časopisů a odborných studií z internetových zdrojů, které byly svými výsledky jednotné se zahraničními publikacemi, ale mnohdy výsledky studií byly díky jednomu zaměření obsáhlejší než řada odborných knih.

V první kapitole jsem popsal kineziologii a anatomii částí dolní končetiny, která se týká transtibiálních lůžek. Dále jsem pokračoval v popisování historických mezníků samotné protetiky, ve kterých zmiňuji historie amputací a historie protetických pomůcek. Další kapitolou popisuji z etiologického pohledu příčiny amputací, taktéž rozdělení amputací dle časových posloupností a podrobně vysvětluji indikace pro amputaci dolních končetin. V čtvrté kapitole jsem popisoval a charakterizoval pohybové stupně aktivity pacientů po amputaci. V samotné a nejobsáhlejší kapitole jsem se v práci zaměřoval na rozdíly mezi lůžky, na jejich pozitiva a negativa. Rovněž v této kapitole jsou důkladně mnou popsané požadavky, které musí splňovat transtibiální lůžka. Poté má snaha byla shromáždit a upřesnit využití linerů pro různé pohybové stupně aktivity pacienta a blíže specifikovat ulpívací mechanismy pahýlových lůžek. V poslední kapitole jsem sepsal optimální protetické vybavení a sestavení komponentů na základě pohybového stupně aktivity pacienta, které jsou sumarizované a porovnané z katalogů dvou firem.



## LITERATURA

BROZMANOVÁ, B. *Aktuality z ortopedickej protetiky*. Bratislava: Herba. 2010. ISBN 978-80-89171-77-4

BRÜCKNER, Lutz a Michael SCHÄFER. *Kompendium: Qualitätsstandard im Bereich Prothetik der unteren Extremität*. 1. Dortmund: Verlag Orthopädie - Technik, 2018. ISBN 978-3-9813221-6-3.

BRUNELLI, S., DELUSSU, A. S., PARADISI, F., PELLEGRINI, R. & TRABALLES, M. A Comparison Between the Suction Suspension System and the Hypobaric Iceross Seal-In® X5 in Transtibial Amputees. *Prosthet Orthot Int* (2013). [Epub ahead of print] doi:10.1177/0309364613476531. [online]. 2013 [cit. 2019-02-02] Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23436696>

BOLDIGH, E. J. K. A study the value of the modified KBM prosthesis compared with other types of prosthesis. *Prosthetics and Orthopedics international* [online]. 1. September 1985, , 79 - 82 [cit. 2019-03-08]. Dostupné z: [http://www.oandplibrary.org/poi/pdf/1985\\_02\\_079.pdf](http://www.oandplibrary.org/poi/pdf/1985_02_079.pdf)

ČERNÝ, Pavel. *Technické základy a materiály pro obor ortotika-protetika*. Praha: Ortotika, c2011. ISBN 978-80-260-0930-6.

ČIHÁK, Radomír a Miloš GRIM. *Anatomie*. 2., uprav. a dopl. vydání. Praha: Grada Publishing, 2001. 497 s. sv. 1. ISBN 80-7169-970-5.

DAUBER, Wolfgang. *Feneisův obrazový slovník anatomie: obsahuje na 8000 odborných anatomických pojmů a na 800 vyobrazení*. Vyd. 3. české. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1456-1.

DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005, 1273 s. ISBN 80-247-0550-8

DUNGL, Pavel. *Ortopedie. 2.,* přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.

ENGSTROM, B., Van de Ven, C. *Therapy for Amputees.* 3. vyd. London: Churchill Livingstone, 1999. 332 s. ISBN 0 443 05975 6

GREITEMANN, Bernhard, BRÜCKNER, Lutz, SCHÄFER, Michael, BAUMGARTNER, René. *Amputation und Prothesenversorgung.* 4. vyd. Stuttgart: Thieme, 2016. 680 s. ISBN 978-3-13-136154-7.

GUIRAO, Cano. Orthopädie-Technik: Nutzen des Harmony - System für die Verbesserung des Gleichgewichts und des Gangs bei älteren Patienten mit Unterschenkelamputation. 2011, 61: 157 – 166. ISBN 0340-5591

HADRABA, Ivan. *Stavba protetických pomůcek.: Účelové učební texty min. zdravot. ČSR.* Praha: Min. zdravot. ČSR, 1976.

HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie.* Praha: Triton, c2013. ISBN 978-80-7387-674-6.

KÁLAL, Jan. *Protetika – Historie oboru protetika* [přednáška]. Plzeň, FZS ZČU. 6. 4. 2016

KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi.* 1. vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-807-2626-571.

KAPHINGST, W., HEIM, S. *Protetika: Základy protetiky dolních a horních končetin.* Přeložil Vladimír Voděra. Praha: Nakladatelství Svoboda, 2002.

KOREŇ, Ján, *Ortopedické pomôcky,* 1.vydanie, Bratislava, vyd. Hauerland, 2016, ISBN 978-80-972338-0-8

KOTT, Otto. *Kineziologie – pohyby kloubů dolních končetin* [přednáška]. Plzeň: FZS ZČU, 7.4.2017

KRAWCZYK, Petr. Aplikace silikonových návleků u pacientů s amputací bérce. Ortopedická Protetika [online]. 1999 [cit. 2019-02-26]. Dostupné z: <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wc297b453294d3.htm>

MARSHALL, KURT, and NITSCHKE, ROBERT, "*The P.T.S. Prosthesis (Complete enclosure of patella and femoral condyles in below knee fitting)*," Orthopedic and Prosthetic Appliance Journal, 1966. [online]. 1999 [cit. 2019-02-02] Dostupné z: [http://www.oandplibrary.org/op/pdf/1966\\_02\\_123.pdf](http://www.oandplibrary.org/op/pdf/1966_02_123.pdf)

MARSHALL, Tabitha a Hubert DE BRUIN. *Terry Fox and the Development of Running Prostheses*. Historia Canada [online]. 2015-08-28, poslední revize 2015-09-01 [cit. 2018-11-09], dostupné z: <http://www.thecanadianencyclopedia.ca/en/article/terry-fox-and-the-development-of-running-prostheses/>

MEIJ, W. K. N. *No leg to stand on: historical relation between amputation surgery and prostheseology*. Groningen: W. K. N. van der Meij, 1995. ISBN 90-9008240-9

METODIKA SZP ČR: *Číselník zdravotnických prostředků SZP ČR* [online]. 2017 [cit. 2019-02-26]. Dostupné z: <http://szpcr.cz/wp-content/cis/pzt/2017/M171201.pdf>

MULLER, M, STAAST, T. B, LEACH, M and GOTHERGILL, I. Total Surface Bearing Trans-Tibial Socket Design Impression Techniques, USA, vyd. American Academy of Orthotists & Prosthetists [online]. 2014. [cit. 2019-03-03] Dostupné z: <https://www.physio-pedia.com/Prosthetics>

NARITA, H., YOKOGUSHI, K., SHII, S., KAKIZAWA, M. and NOSAKA, T. Suspension Effect and Dynamic Evaluation of the Total Surface Bearing (TSB) Trans-tibial Prosthesis: A comparison with the patellar tendon bearing (PTB) trans-tibial prosthesis. *Prosthet Orthot Int*, 21, 175-8, 2006 DOI: 10.3109/03093649709164551

ORTOPEDICKÁ PROTETIKA: *Standardy současných protetických pomůcek*. Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2017, (20). ISSN 1212-6705.

ÖSSUR: fitting silicone prosthetic liner, (online), [23/01/19]

Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=UvMntlbNsgY>

ÖSSUR: Katalog produktů Prosthetic Solutions Catalogue. [online]. [cit.2019-2-15].

Dostupné z: <https://assets.ossur.com/library/33928>

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

OTTOBOCK b. *Harmony systém – Aktivní řízení pahýlu*. Příručka 646A216=CS-04-1301

OTTOBOCK c. *Dynamic Vacuum System – Výroba protézy*. Příručka 646T215=CS-02-1508.

OTTOBOCK, Historie a časová osa. *Ortopedická protetika - ONLINE* [online]. 2006 [cit. 2019-06-02]. Dostupné z: <https://www.ottobock.cz/historie-ottobock/historie-%C4%8Dasov%C3%A1-osa/>

PANEŠ, Václav. *Vybrané kapitoly z chirurgie, traumatologie, ortopedie a protetiky: učební text pro střední zdravotnické pracovníky*. Olomouc: Epava, 1993. ISBN 80-901471-2-7.

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

ROSICKÝ, Jiří. *Silikonová lůžka a návleky*. Ortopedická Protetika [online]. [cit. 2019-02-26]. Dostupné z: <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wcb97a5c29a592.htm>

SMITH, D.G., MICHAEL, J.W., BOWKER, J.H., *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies*, 3.vyd. Rosemont: AAOS, 2007, 963 s. ISBN 0-89203-313-4

SOSNA, Antonín. *Základy ortopedie*. 1. vyd. Praha: TRITON, 2001, 175 s. ISBN 80-725-4202-8.

UČÍK, Otakar. *Protézy horních a dolních končetin*, Praha: Spofa – Výzkumné pracoviště, 1969. vydáno jen pro vnitřní potřebu

VAŘEKA, I. a R. VAŘEKOVÁ. *Sdružené pohyby kloubů dolní končetiny a reverze posunu kondylů femuru při zatížení. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 2012, 19(1), 13-17. ISSN 1211-2658.*

VOKURKA, Martin a Jan HUGO. *Praktický slovník medicíny. 7., rozš. vyd. Praha: Maxdorf, c2004, xv, 490 s. ISBN 80-734-5009-7*

WAGNER Polymertechnik: Prothetik untere extremitäten. Berlín, [online]. 2018. [cit. 2019-02-26]. Dostupné také z: [https://wpt-gmbh.de/LITE-Liner-Gel\\_1](https://wpt-gmbh.de/LITE-Liner-Gel_1)

YIGISTER, K, SENER, G and BAYAR, K Comparison of the Effects of Patellar Tendon Bearing and Total Surface Bearing Sockets on Prosthetic Fitting and Rehabilitation Prosthetics and Orthotics International [online]. 2002. [cit. 2019-03-03] Dostupné z: <https://www.physio-pedia.com/Prosthetics>