

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

# **BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**2021**

**Hana Bayerová**

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Rehabilitační obory

**Hana Bayerová**

Studijní obor: Ortotik – protetik 5341R009

**JEDNOTLIVÉ TYPY PROTÉZOVÝCH CHODIDEL A  
JEJICH VLIV NA LOKOMOCI PACIENTA**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce: Ing. Pavel Černý PhD.

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta zdravotnických studií

Akademický rok: 2020/2021

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Hana BAYEROVÁ**  
Osobní číslo: **Z18B0149P**  
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**  
Studijní obor: **Ortotik – protetik**  
Téma práce: **Jednotlivé typy protézových chodidel a jejich vliv na lokomoci pacienta**  
Zadávající katedra: **Katedra rehabilitačních oborů**

### Zásady pro vypracování

Zpracovat seznam odborné literatury na vybrané téma  
Stanovit cíl kvalifikační práce  
Zpracovat teoretickou a praktickou část práce dle požadavků FZS  
Popsat metodiku praktické části  
Vypracovat diskuzi a závěr kvalifikační práce  
Dodržet formální úpravu kvalifikační práce dle požadavků FZS  
Dodržet citační normu

Rozsah bakalářské práce:  
Rozsah grafických prací:  
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná**

**Seznam doporučené literatury:**

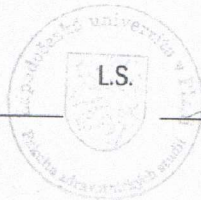
- PŮLPÁN, Rudolf. Základy protetiky. 1. Praha: Epimedia Publishing, 2011. ISBN 978-80-260-0027-3.  
KAPHINGST, W. a kol. Protetika : Základy protetiky dolních a horních končetin. 1.vyd. Praha: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2002. 313 s. ISBN Neuvedeno.  
ROSICKÝ, Jiří. Protetická 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.  
DUNGL, Pavel. Ortopedie. 2. Praha: GRADA, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.  
FOPTO. Standardy současných protetických pomůcek. Ortopedická protetika. 2017, 20(1), 1-19. ISSN 1212-6705.  
SEYMOUR, Ron. Prosthetics and orthotics: lower limb and spinal. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, c2002. ISBN 978-0781728546.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Pavel Černý, Ph.D.**  
Katedra rehabilitačních oborů

Datum zadání bakalářské práce: **1. června 2020**  
Termín odevzdání bakalářské práce: **31. března 2021**



**PhDr. Lukáš Štich, MBA**  
děkan



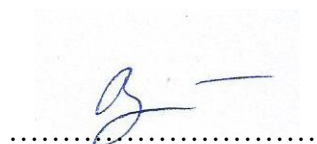
**Mgr. et Mgr. Václav Beránek**  
vedoucí katedry

V Plzni dne 29. ledna 2021

## **Prohlášení**

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

V Plzni dne 12. 4. 2021.

A handwritten signature in blue ink, consisting of a stylized initial 'B' followed by a horizontal line, positioned above a dotted line.

vlastnoruční podpis

## **Abstrakt**

Příjmení a jméno: Hana Bayerová

Katedra: KFE

Název práce: Jednotlivé typy protézových chodidel a jejich vliv na lokomoci pacienta

Vedoucí práce: Ing. Pavel Černý PhD.

Počet stran – číslované: 50

Počet stran – nečíslované: 16

Počet příloh: 2

Počet titulů použité literatury: 28

Klíčová slova: chodidlo, protéza, chůze, lokomoce

Souhrn:

Tato práce se zabývá vlivem různých typů protézových chodidel na lokomoci pacienta. Jedná se o práci rešeršního charakteru, jde tedy o souhrn informací. V úvodní části práce je popsána historie protetiky. V hlavní části práce jsou popsány typy protézových chodidel, síly působící na chodidlo při chůzi a správný postup výběru chodidla. Dále jsou uvedeny nabídky protézových chodidel vybraných výrobců.

## **Abstract**

Surname and name: Hana Bayerová

Department: KFE

Title of thesis: Various types of prosthetic feet and their impact on patient's locomotion

Consultant: Ing. Pavel Černý PhD.

Number of pages – numbered: 50

Number of pages – unnumbered: 16

Number of appendices: 2

Number of literature items used: 28

Keywords: foot, prosthesis, walking, locomotion

Summary: This thesis deals with the impact of different types of prosthetic feet on the patient's locomotion. It is a research work, so it is mainly a summary of information. The introductory part of thesis describes the history of prosthetics. The main part of thesis describes types of prosthetic feet, forces affecting the prosthetic foot when walking and the correct procedure for choosing prosthetic foot. In the following part are offers of prosthetic feet from selected manufacturers.

## **Předmluva**

Popudem ke vzniku bakalářské práce byla obtížná orientace v nabídce protetických chodidel od různých výrobců. Zatímco jednotliví dodavatelé mají zpracované přehledné materiály pro výběr chodidla podle individuálních potřeb pacienta, neexistuje snadný způsob, jak porovnávat nabídky těchto výrobců mezi sebou. Cílem bakalářské práce je tedy nejprve popsat vlastnosti nutné pro správnou funkci protetických chodidel, vytvoření přehledného katalogu, v němž bude zahrnuta nabídka více výrobců.

## **Poděkování**

Děkuji Ing. Pavlu Černému za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů. Děkuji také Bc. Vladanu Princovi za poskytování materiálních podkladů.



# OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ .....	11
ÚVOD.....	12
1 CÍLE PRÁCE.....	14
2 HISTORIE PROTETIKY .....	14
3 CHŮZE .....	18
3.1 Lidská noha při chůzi.....	18
3.1.1 Zatížení nohy při stoji.....	18
3.1.2 Zatížení nohy při chůzi .....	19
3.1.3 Funkční anatomie kloubů nohy .....	22
3.1.4 Shrnutí biomechaniky chůze .....	24
3.2 Protézové chodidlo při chůzi .....	25
3.2.1 Statická funkce .....	26
3.2.2 Dynamická funkce.....	27
3.3 Vliv polohy chodidla na chůzi pacienta.....	30
3.3.1 Posunutí chodidla dopředu .....	30
3.3.2 Posunutí chodidla dozadu.....	31
3.3.3 Mediální posunutí chodidla .....	31
3.3.4 Laterální posunutí chodidla .....	32
3.3.5 Plantární flexe chodidla .....	33
3.3.6 Dorzální flexe chodidla .....	34
3.3.7 Pronace protézového chodidla.....	34
3.3.8 Supinace protézového chodidla.....	34
3.3.9 Rotace protézového chodidla.....	34
4 BIOMECHANIKA STAVBY CHODIDLA V PROTÉZE.....	36
4.1 Podmínky působící na protézu.....	36
4.1.1 Fyziologické podmínky .....	36
4.1.2 Biomechanické podmínky .....	37
4.1.3 Mechanické podmínky .....	37
4.2 Stavba chodidla v protéze .....	38
4.2.1 Základní stavba.....	39
4.2.2 Statická stavba .....	40
4.2.3 Dynamická stavba.....	42
5 DĚLENÍ PROTÉZOVÝCH CHODIDEL .....	44
5.1 Dělení protézových chodidel dle Krawczyka a Rosického.....	44
5.1.1 Klasická protézovýchodidla.....	44

5.1.2	Dynamická protézová chodidla .....	46
5.1.3	Speciální protézová chodidla.....	48
5.2	Dělení protézových chodidel dle FOPTA.....	49
6	VÝBĚR PROTÉZOVÉHO CHODIDLA.....	50
6.1	Stupně aktivity pacienta.....	50
6.1.1	Stupeň aktivity 0 .....	51
6.1.2	Stupeň aktivity 1 .....	51
6.1.3	Stupeň aktivity 2 .....	51
6.1.4	Stupeň aktivity 3 .....	51
6.1.5	Stupeň aktivity 4.....	52
6.2	Výběr chodidla u transtibiálních protéz.....	52
6.2.1	Stupeň aktivity 1 - interiérový typ.....	52
6.2.2	Stupeň aktivity 2 - limitovaný exteriérový typ.....	52
6.2.3	Stupeň aktivity 3 - nelimitovaný exteriérový typ .....	52
6.2.4	Stupeň aktivity 4 - nelimitovaný exteriérový typ se speciálními požadavky	52
6.3	Výběr chodidla utransfemorálních protéz.....	53
6.3.1	Stupeň aktivity 1 - interiérový typ.....	53
6.3.2	Stupeň aktivity 2 - limitovaný exteriérový typ.....	54
6.3.3	Stupeň aktivity 3 - nelimitovaný exteriérový typ .....	54
6.3.4	Stupeň aktivity 4 - nelimitovaný exteriérový typ se speciálními požadavky	55
7	NABÍDKA PROTÉZOVÝCH CHODIDEL .....	56
	DISKUZE .....	58
	ZÁVĚR.....	61
	SEZNAM LITERATURY .....	62
	SEZNAM PŘÍLOH .....	65
	PŘÍLOHY .....	66
	Příloha A – Příklad tabulky s chodidlem (první polovina).....	66
	Příloha B – Příklad tabulky s chodidlem (druhá polovina).....	66

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Cyklus chůze .....	20
Obrázek 2 Kolísání těžiště při chůzi.....	21
Obrázek 3 Statické zatížení protézového chodidla.....	27
Obrázek 4 Pohyb protézového chodidla během stojné fáze .....	28
Obrázek 5 Reakční síla a její složky.....	28
Obrázek 6 Základní stavba .....	40

## ÚVOD

Lidská chůze závisí na složité souhře hlavních částí nervového, muskuloskeletálního a kardiorepiračního systému. Na individuální chůzi má vliv mnoho faktorů, například věk, osobnost, nálada a sociokulturní faktory. Rychlost, plynulost a stabilita chůze je především u starších dospělých citlivým ukazatelem celkového zdraví. Bezpečná chůze vyžaduje znalosti a výkonnou kontrolu. Poruchy chůze vedou ke ztrátě osobní svobody, pádům, zraněním a vedou ke značnému snížení kvality života. (Physiopedia, 2020)

Symetrie chůze má velký vliv na rychlost chůze, protože stejná délka kroku poskytuje jednotnou základnu podpory, která umožňuje lepší kontrolu posunu těžiště těla a zlepšuje rovnováhu. (Gailey, 2005)

Mobilita, pocit svobody a samostatnosti, bezpečnost, rovnováha, pohodlí a sebevědomí v chůzi patří mezi významné faktory ovlivňující příznivě kvalitu života. Při ztrátě končetiny se pak projevují faktory, které snižují kvalitu života. Patří sem zhoršená pohyblivost, následovaná bolestí, progresí ischémie končetin v kontralaterální končetině a deprese/frustrace. Rozhovory s osobami po amputaci dolní končetiny ukazují, že vlivem ztráty mobility dochází také k nepříznivému narušení sociálních rolí. Je proto důležité ztracenou schopnost pohybu co nejdříve kompenzovat vhodným vybavením, které pacientovi umožní co možná nejlepší mobilitu v interiéru i exteriéru a dá tak prostor k opětovnému navázání na komunitní život. Tímto vybavením bývá obvykle individuálně konstruovaná protéza, může se však jednat i o invalidní vozík. (Fogelberg a kol., 2016)

Protetické chodidlo je nedílnou součástí každé protézy dolní končetiny. Ve snaze co nejlépe obnovit funkčnost dříve poskytovanou anatomickým chodidlem a kotníkem mají protetická chodidla mnoho variací mechanického designu. Lidské chodidlo tvoří složitý anatomický celek, který plní mnoho funkcí, souhrnně vedou k stabilní, plynulé a energeticky výhodné chůzi. Všechny tyto vlastnosti se snažíme pomocí různých konstrukčních prvků co nejdříve napodobit. Protetické chodidlo musí optimálně absorbovat energii nárazů spojenou s odezvou zátěže. V terminální fázi kroku pak musí působit tuhý pákový efekt přednoží. Tyto funkce jsou prováděny prostřednictvím řady mechanismů, včetně mechanických kloubových os, kompresních pěn a tlumičů. Mnoho chodidel tvoří v současnosti elastické materiály, navržené tak, aby se deformovaly pod vlivem zátěže a poté se vrátily do svého původního tvaru. Tím je

energie získaná vlivem deformace využita pro plynulejší a méně náročnou švihovou fázi kroku. (Stevens a kol., 2018)

Protetik by měl brát v úvahu celou škálu protetických chodidel a jejich vlastnosti, stejně jako výhody a nevýhody. Pacientovi po amputaci dolní končetiny by poté mělo být poskytnuto chodidlo s co neadekvátnějšími funkcemi a vzhledem. Rehabilitace by měla být strukturována tak, aby nositel co nejlépe využíval všech funkcí každé protetické komponenty. (Edelstein, 1988)

# 1 CÍLE PRÁCE

Cílem této bakalářské práce je popsat funkci protézového chodidla při lokomoci pacienta po amputaci, vysvětlit rozdíly mezi jednotlivými typy chodidel a porovnat nabídku protézových chodidel vybraných výrobců.

Pro splnění cíle je nutno splnit následující body:

- Dlouhodobý sběr informací z odborné literatury a katalogů firem
- Analýza nashromážděných informací
- Zpracování faktů přehledným a logickým způsobem

Výsledky budou probrány v diskuzi a shrnuty v závěru práce.

## 2 HISTORIE PROTETIKY

Lidé se odnepaměti snažili nahradit ztrátu končetiny vzniklou zraněním nebo úrazem. První písemná zmínka o ztrátě dolní končetiny se objevuje v hinduistickém spise Rigvéda okolo 12. století př.Kr.. Spis popisuje, jak legendární královna Vishpala přišla při obraně svého města o nohu, a jak jí poté byla zhotovena železná protéza. Mezi první skutečně dochované protézy patří protéza palce, která byla nalezena v hrobce v thébské nekropoli, tzv. Palec GrevillaChestera. Palec byl vyroben kolem roku 600 př. Kr. ze směsi papyru, textilie a klišu a na povrchu byl zpevněn sádrou. K noze byl připevňován pomocí dřevěné objímky a tkaniček. Druhá protéza palce byla rovněž z Théb a patřila Tabaketenmut, dceři kněze, která žila zhruba v období 950 – 710 př. Kr.. Protéza byla vyrobena ze tří částí, dvou dřevěných a třetí z kůže, a byl připevňován k noze tkaničkami. (Voděra,2018)

V helénistickém období, v 5. stol. př. Kr. Napsal Aristofanes divadelní hru pro muže s protézou dolní končetiny. Hérodotos se v roce 430 př. Kr. ve svých spisech zmiňuje o Peršanovi Hegesistratovi, který se ze Spartánského zajetí dostal tak, že amputoval přikovanou nohu v nártu a uprchl. Když ho podle legendy Spartané po několika letech zajali podruhé, měl na dolní končetině dřevěné chodidlo vlastní výroby. (Voděra,2018)

Ve starověkém Římě se pro výše postavené vojáky, kteří přišli o dolní končetinu v boji, vyráběla protéza z bronzu. Nejznámější je protéza dolní končetiny, která byla

nalezena u města Capua. První historicky dochovanou protézou horní končetiny byl vybaven římský generál Marcus Sergius během 2. punské války, který ji při boji používal k držení štítu. (Voděra, 2018)

V čínském Turpanu byla nalezena asi 2200 let stará protéza dolní končetiny vyrobená z topolového dřeva. Protéza má poloobloukovitý tvar a na distálním konci válcového tvaru byla opatřena hrotem z volského rohu vsazeným do koňského kopyta. K tělu byla připevněna řemínky. (Voděra, 2018)

Na pohřebišti v Rakousku z 6. století byly nalezeny zbytky bércevé protézy s řemínky. Protéza podle všeho sloužila svému majiteli po mnoho let.

Představu o vzhledu středověkého protetického vybavení nám dávají četné archeologické nálezy ve formě vyobrazení na keramice a na nástěnných mozaikách. K protetické náhradě dolní končetiny se používala vesměs jednodílná dřevěná náhrada, která byla v horní části rozšířena do pahýlového lůžka. Protéza tedy měla tvar vidlice, u které mohla být jedna strana vidlice delší, aby protéza mohla být přidržována rukou pro lepší stabilitu. Ve středověku se ale vyráběli i složitější protézy, u kterých byla snaha o co nejdokonalší napodobení ztracené končetiny. Nejčastěji používanými materiály pro jejich výrobu bylo dřevo, kov, kůže a textilie. Docházelo i ke zdokonalování tvaru pahýlového lůžka. U stehenních protéz se k zajištění pahýlového lůžka na pahýlu používal pás nebo kožený závěs. V raném středověku se začala objevovat protéza horní končetiny ve tvaru háku. Později byl hák doplněn možností rozevření, což usnadnilo úchop předmětů. Vrcholným vynálezem, co se týká protéz horních končetin středověku, byla protéza ruky s pohyblivými prsty. Prsty se ovládaly stisknutím tlačítka v zápěstí protézy a patřila rytíři Gottfriedu von Berlichingen, který ji využíval v boji a pro každodenní aktivity. (Voděra, 2018)

S obdobím renesance došlo v oblasti medicíny k značnému rozvoji. Nejvýznamnější lékařskou osobností pozdního středověku a renesance byl Ambroise Paré (1510 – 1590). Tento chirurg působil ve službách francouzského královského dvora a za svého života zažil mnohé bitvy. Při nich docházelo k četným traumatům v podobě ustřelených nebo useknutých končetin, které vyžadovali okamžité ošetření. Tyto podmínky jej přinutily vynalézat nové techniky. Nejznámější je technika ligace, kterou začal používat na scelování ran a zastavení krvácení namísto dříve používaného přikládání žhavého železa nebo polévání ran vroucím olejem. Ve spolupráci s uměleckými kováři začal zavádět

funkční náhrady končetin vyrobené ze železa a také ochrané a podpůrné krunýře zad. V roce 1560 představil stehenní protézu s kolenním kloubem, který byl s uzávěrem, a chodidlo v provedení s kloubem. Protéza byla na k tělu zavěšena koženým popruhem. Při chůzi byl kolenní kloub uzamčen a pomocí lanka se mohl při sedu odemknout. Kvůli svému masivnímu provedení ale připomínali spíše brnění. Paré také vylepšil protézu horní končetiny o západkový mechanismus v loketním kloubu, který umožňoval flexi. Paré se také zajímal o fantomové bolesti a kosmetickými náhradami jako umělé oko a nos. (Voděra, 2019; Krawczyk, Rosický, 2014)

Francouzský chirurg Etienne Morel vydal koncem 17. století almanach ortopedické protetiky vydaný pod názvem Tourniquet ve kterém byly popsány veškeré tehdy známé postupy amputace, ošetřování ran a možnosti ortoticko - protetického vybavení. (Voděra, 2019)

Další pokrok ve vybavování přišel koncem 18. století v období napoleonských válek. Osobní lékař Napoleona Bonaparte, chirurg Dominique – Jean Larrey, používal k zastavení krvácení přikládání ledu a sněhu a zavedl co nejrychlejší vybavování protézou. Protéza totiž vytvářela určitou kompresi pahýlu, a to mělo pozitivní vliv na jeho hojení. Mortalita amputovaných ale pořád byla značně vysoká. (Voděra, 2019)

V roce 1860 představil vévoda de Beaufort odlehčenou pažní protézu vyrobenou z valchované kůže a dřeva. Loket této protézy byl opatřen blokovacím zařízením. K amputacím docházelo také na moři během bitev nebo kvůli úrazům. Zde bylo ale nejběžnějším vybavením dřevěný pylon a hák. (Voděra, 2019)

Během 19. století se již začíná vyvíjet renesanční vybavení. Vyráběli se bércové protézy s pahýlovými lůžky ve tvaru kožené objímky a s uchycením na stehně přes dlahy pomocí šněrování. Začínají se objevovat stehenní protézy vyrobené z dvou masivních dílců spojených kloubem v oblasti kolene, případně i s pohyblivým hlezenním kloubem ovládaným pružinou. Chůze amputovaných se díky tomu stává přirozenější. U protéz horních končetin přicházejí pokusy o napodobení pohybů zavírání a otevírání ruky ovládané napřimováním a pokrčováním horní končetiny. Díky novým technikám anestezie došlo k velkému pokroku v oblasti amputačních technik například k amputaci podle Symea. (Voděra, 2019)



Hromadná a koncentrovaná výroba protéz začala až za Americké Občanské války a v Evropě za První světové války. Převládaly kožené protézy s kovovými dlahami a klouby, které se k tělu připevňovali pomocí různých závěsných zařízení. Vzhledem k vylepšené konstrukci a pohyblivosti mechanických kyčelních, kolenních a hlezenních kloubů se odvíjení chodidla více podobá přirozené chůzi. Poté se přestaly používat výlučně kožené protézy a začaly se vyrábět ze dřeva a lehkých kovů, hlavně slitin hliníku. Šlo o snížení hmotnosti protézy a lepšímu uplatnění biomechaniky amputačního pahýlu. (Brozmanová, 1990)

V dalších období se už využívá při výrobě protéz i ortéz široké nabídky plastových materiálů. Ty mají výhodné vlastnosti jako například nízkou hmotnost, jednoduchou hygienickou údržbu, možnosti zpracování při různých teplotách. V roce 1969 přišla firma Otto Bock modulárním uspořádáním stehenní protézy. Protéza se skládala z pahýlového lůžka, modulárního kolenního kloubu, modulárních adaptérů a chodidla. Modulární systém protézy umožňuje snadné nastavení a výměnu jednotlivých dílů. V protetice se uplatňují i principy hydrauliky a elektronika. Roku 2000 přichází firma Ösur se silikonovými linery s mechanickým a podtlakovým systémem zavěšení protézy, která zlepšují komfort pahýlu a chrání měkké tkáně. V roce 2012 stejná firma představila bionickou transfemorální protézu. (Brozmanová, 1990; Krawczyk, Rosický, 2014)

### 3 CHŮZE

Lidská chůze je jako způsob lokomoce, který umožňuje přesun jedince z místa na místo, v celé živočišné říši zcela jedinečná. Vzprímená bipední chůze se děje optimální rychlostí a s minimálním energetickým výdejem. Je individuální pro každého jedince s jemnými variacemi podle věku a pohlaví. (Dungl a kol., 2014)

#### 3.1 Lidská noha při chůzi

Noha při chůzi slouží jako spojení těla s okolním prostředím a zpětnou propriocepcí udržuje vzprímený stoj. Noha začíná krok jako flexibilní struktura, která je připravená reagovat na podněty z prostředí, a dokončuje ho jako rigidní páka udržující rovnováhu těla. Funkci nohy můžeme rozdělit na dvě části. Část statickou, kdy noha poskytuje tělu oporu a přenáší jeho hmotnost na podložku, a část dynamickou, kdy noha poskytuje oporu při chůzi, běhu nebo skákání. (Dungl a kol., 2014; Michaud, 2011)

Při různých typech lokomoce jsou dolní končetiny zatěžovány časově proměnnou silou, která je důsledkem kontaktu s podložkou (účinek hmotnosti a setrvačných sil) a ze silových účinků svalů. Děj došlapu a odrazu, který má rázový charakter, se fylogeneticky projevil na složité struktuře nohy. Ta má ve svém celku výraznou viskózně - elastickou konfiguraci, která při došlapu pomáhá ztlumení rázů a akumulaci části pohybové energie. Ta je potom využita při odrazu. Jakákoliv odchylka od tohoto optimálního děje se projeví na účinnosti lokomoce. (Kolektiv autorů, 1997)

##### 3.1.1 Zatížení nohy při stoji

Klidný a uvolněný stoj na obou končetinách je dynamický stav, kde dochází jen k drobným a pomalým pohybům. Obě nohy přitom zůstávají na podložce. Tělesná hmotnost je přenášena hlezenními klouby na talus a dále na calcaneus a přednoží. Měkké tkáně chodidla působí jako elastický nárazník a přenášejí bodové tlaky skeletu na větší kontaktní plochy. Otřesy a pohyby podložky jsou přenášeny proprioceptory v kloubních strukturách a tahovými receptory ve šlachách a svalech do vyšších etáží. Z vyšších etáží jsou automaticky řízené malé korekční pohyby, které vyrovnávají pohyby a otřesy podložky. Při klidném stoji se těžnice tělního těžiště promítá lehce dopředu před lodkovité kosti a osciluje ve frekvenci 1,5 Hz v rozsahu 1 – 2 cm.

Stavba nohy je při zatížení i bez svalové práce stejná, a to díky vazivovému aparátu nohy. Zatížení paty je ve stoji větší, než zatížení přednoží (udává se 75% celkové hmotnos-

ti pro patu a 25% pro přednoží). Pata je zatížena víc v obuvi než při bosé noze. Při normálním postoji na obou nohou nesou metatarzy 5 – 8% tělesné hmotnosti. (Dungl a kol., 2014)

Dobře vyvinutá vrstva podkoží lidského chodidla je rozdělena navzájem kolmými vazivovými septy, která vyzařují do kůže a přidržují ji ke skeletu. Místy je tato vazivová síť pod tlakem vyplněna tukovou tkání. Tato konstrukce představuje pevné a zároveň elastické spojení mezi skeletem a podložkou v oblasti paty, zevní hrany chodidla a přednoží. Ploska paty se v zatížení sníží až o polovinu a zároveň se tato ploska také rozšíří, čímž se tlak zmenšuje. Anatomické uspořádání chodidla vysvětluje velkou odolnost k zatížení, které je chodidlo schopno bez úhony tolerovat, i když na jiných místech těla vede podstatně menší tlak k nekrotám. (Dungl a kol., 2014)

### **3.1.2 Zatížení nohy při chůzi**

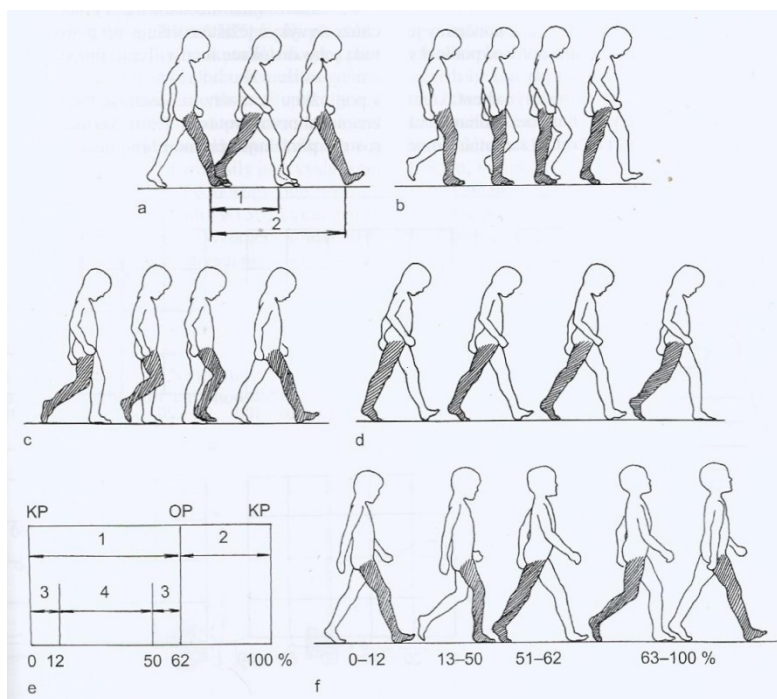
Pohyb lidského těla dopředu sestává z neustálého opakování kroků v cyklu chůze. Cyklus chůze se skládá z dvojkroku a probíhá v časovém intervalu mezi opakovaným kontaktem paty stejné nohy s podložkou. Pro samotnou nohu je krok rozdělen do fáze stojné a švihové. Ve stojné fázi je noha v kontaktu s podložkou a přenáší hmotnost. Ve švihové fázi jde noha ve švihu dopředu, není v kontaktu s podložkou a celá hmotnost je přenášena kontralaterální končetinou. Na stojnou fázi připadá zhruba 62 % celého cyklu kroku a na švihovou 38 %. Procentuální vyjádření podílu trvání jednotlivých fází cyklu se používá i při detailnější analýze chůze. Platí, že jako 100 % je brána doba trvání celého dvojkroku, z kterého 62 % tvoří stojná fáze. Dále také platí, že k detailní analýze stojné fáze je bráno 100 % jako trvání stojné fáze kroku na jedné noze. (Dungl a kol., 2014)

Chůze je charakterizována tím, že po celou dobu tohoto dopředného pohybu je tělo v kontaktu podložkou a při střídání nohou je hmotnost po určitou část cyklu přenášena oběma chodidly. Se snižující se rychlostí chůze se zvyšuje doba trvání přenosu hmotnosti oběma dolními končetinami. Během klusání a běhu je přenos hmotnosti oběma nohama vyřazen a je nahrazen letovou fází, kdy obě chodidla nejsou v kontaktu s podložkou. Stoj na obou nohou začíná dotykem paty s podložkou a končí odtržením prstů druhé nohy od podložky. Tvoří asi 12 % cyklu. Přenos hmotnosti pouze jednou nohou trvá od odtržení prstů druhé nohy až do kontaktu paty druhé nohy s podložkou. Odpovídá trvání švihové fáze nezatížené končetiny, tedy tvoří 38 % cyklu. Druhý stoj na obou nohou trvá stejně dlouho jako první tedy 12 %, které představují část mezi 50 a 62 % fáze dvojkroku. Švihová fáze stejnostranné končetiny je ohraničena odtržením prstů stejnostranné nohy od

podložky, jedná se o takzvaný iniciální švih. Při středu švihové fáze mívá tato noha druhostrannou nohu a při deceleračním švihy dochází k opětovnému kontaktu paty s podložkou, čímž je švihová fáze ukončena. Švihová fáze trvá 38 % cyklu. (Dungl a kol., 2014)

Průběh samotné stojné fáze kroku je opět dán 100 %. Časový interval mezi iniciálním kontaktem paty s podložkou a došlápnutím na plné chodidlo tvoří 12 % stojné fáze a 7 % celého cyklu. Plný kontakt chodidla s podložkou končí odvíjením paty a je to 41 % stojné fáze, tedy 34 % celého cyklu. Mezi začátkem odvíjení paty a odtržením prstů od podložky uběhne doba odpovídající 47 % stojné fáze, dojde k tomu v 62 % celého cyklu. Při chůzi směřuje špička nohy lehce laterálně v úhlu 3 - 6°. (Dungl a kol., 2014)

Obrázek 1 Cyklus chůze



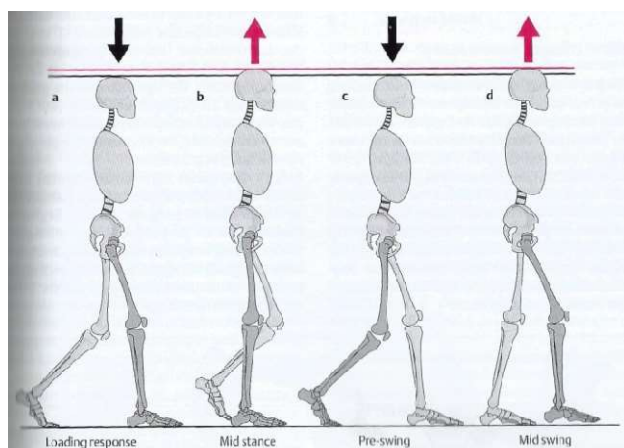
Zdroj: Dungl a kol., 2014, s47

Při pohybu těla pomocí bipední chůze opisuje hypotetické těžiště těla, umístěné ventrálně před obratle S2, sinusoidu ve vertikální a horizontální rovině. Amplituda této sinusoidy je ovlivňována mechanismem chůze. Při zrychlování chůze se výkyv těžiště zvětšuje, při pomalé chůzi je výkyv menší. Tento pohyb těžiště také ovlivňuje zatížení chodidla během fáze kroku. Zatížení začíná dotykem paty s podložkou a dále roste a přesahuje tělesnou hmotnost o 10 – 15 %. Během stojné fáze klesá na 80 % hmotnosti těla. Druhý vrchol zatížení se objevuje při odvíjení nohy od podložky, přesahuje tělesnou

hmotnost o 15 – 20 % a s odtržením prstů prudce klesá k nule. Amplituda vertikálního kolísání těžiště je asi 5 cm, druhý vrchol křivky je dán poklesem těžiště při přenášení hmotnosti na druhou končetinu.

Při došlapu na nohu působí kromě vertikální zátěže také síly smykové a síly torzní. Iniciální smyková síla je daná výslednicí vertikálních a horizontálních sil, kterými působí hmotnost těla na podložku decelerací při prvním kontaktu nohy s podložkou. Dále působí smykové síly během odvíjení nohy, které jsou opět vektorem horizontálních a vertikálních sil po vyrovnání těla v té fázi cyklu, kdy zátěž spočívá na obou nohách. Tyto síly jsou v obou případech přibližně stejně velké. V první části stojné fáze tyto síly působí v oblasti paty a před ukončením stojné fáze hlavně na přednoží. Ve frontální rovině působí mediální a laterální střihové síly. Při dotyku paty s podložkou vzniká mediální střih, protože chodidlo došlapuje v lehké addukci a výslednice smyku směřuje k druhé noze. V okamžiku, kdy chodidlo je v celoplošném kontaktu s podložkou, jde kyčel do progresivní abdukce, která způsobuje laterální smyk. Torzní síly jsou výsledkem rotace dolní končetiny během chůze. Při došlapu jde noha do vnitřní torze. Ta dosahuje maxima v 15 % cyklu chůze a pozvolně přechází do zevní torze, která vrcholí kolem 50 % cyklu a klesá k nule v okamžiku odtržení prstů od podložky. (Dungl a kol., 2014)

*Obrázek 2 Kolísání těžiště při chůzi*



*Zdroj: Götz-Neumann, 1997, s25*

Velikost těchto sil závisí na rychlosti chůze. Při pomalé chůzi se všechny tyto síly zmenšují a při rychlé chůze narůstají. Při běhu se vertikální síla zvětší na dvojnásobek až trojnásobek tělesné hmotnosti. Linie maximálního zatížení stojné nohy probíhá lehce laterálně od podélné osy nohy a dál mezi I. a II. metatarzem k I. metatarzophalangeálnímu skloubení. Bod maximální zátěže postupuje zhruba konstantní rychlostí dopředu, ale v oblasti hlaviček metatarzů se tato rychlost snižuje. Přední část nohy je tedy zatížena delší dobu než zadní, a to zhruba v poměru 1 : 3. Zatížení nohy může ovlivněno materiálem a konstrukcí obuvi. (Dungl a kol., 2014)

### **3.1.3 Funkční anatomie kloubů nohy**

Osa pohybu v hlezenním kloubu probíhá hroty fibulárního a tibiálního kotníku a je rotována oproti ose kolenního kloubu zevně o 20 - 30° v horizontální rovině. Ve frontální rovině svírá osa pohybu hlezna s dlouhou osou tibie úhel asi 80°. Dlouhá osa nohy svírá s osou pohybu hlezna úhel asi 85°. U všech těchto hodnot existuje poměrně široká fyziologická variační šíře. Pohyby provázené v hlezenním kloubu jsou plantární a dorzální flexe. Vzhledem k rozdílnému zakřivení mediálního a laterálního okraje kosti hlezenní (talus) a šikmému průběhu bimaleolární osy je ale tento pohyb značně komplikovanější. Rotace je při pohybu nepatrná. Pohyb v hlezenním kloubu je úzce spojen s pohyby v subtalárním kloubu. (Dungl a kol., 2014; Michaud, 2011)

Subtalární kloub je tvořen skloubením talu a kosti patní (calcaneus). Jamku tvoří kloubní plochy calcaneu, plantární calcaneonavikulární vazivový komplex a kost loďkovitá (os naviculare). Hlavici tvoří hlavice talu. Osa pohybu v subtalárním kloubu prochází dorzomediálním okrajem kosti loďkovité a lateroplantárním okrajem calcaneu. Pohyb v tomto kloubu je multidirekcionální jako u kulového kloubu. Funkčně převažují pohyby kolem rotační dlouhé osy. Jedná se tu o inverzi, což je rotace dovnitř, a everzi, kdy dochází k rotaci calcaneu laterálně. Rozsah těchto pohybů během chůze je přibližně 6°, u plochonoží 9°. Hlezno tvoří spolu se subtalárním kloubem funkční jednotku a inklinace jejich os jsou na sebe závislé. To dovoluje vzájemnou kompenzaci a porušení tohoto kompenzačního mechanismu vede ke zvýšené zátěži v přilehlých kloubech. U zvětšené rotace hlezna zevně, která se projevuje chůzí špičkami od sebe je zvětšený rozsah pohybu v subtalárním kloubu a zmenšený rozsah pohybu v kloubu hlezenním. Při chůzi špičkami dovnitř, kdy dochází k minimální rotaci hlezna zevně, je zmenšený rozsah pohybu v subtalárním kloubu a zvětšený rozsah pohybu hlezna. Šikmý průběh osy subtalárního kloubu má za následek to, že každá rotace tibie při fixované noze způsobuje rotaci nohy

kolem podélné osy. Vnitřní rotace tibie tak provádí pronaci nohy a zevní rotace tibie zase provádí supinaci nohy.

*Pronace přednoží při supinaci zadní části nohy vede ke zvýšení podélné klenby mediálně, při fixované supinaci přednoží u valgózní (pronované) paty vzniká plochonoží.*(Dungl a kol., 2014)

V Chopartově kloubu je možné provádět pohyby ve smyslu abdukce, addukce, plantiflexe, dorziflexe a rotační pohyby (pronace a supinace). Za normálních okolností není pohyb v tomto kloubu příliš velký, ale může se kompenzačně zvětšit při omezení pohybů v kloubu subtalárním nebo hlezenním. Funkce tohoto kloubu je ovlivňována subtalárním kloubem. Při everzi subtalárního kloubu jsou osy calcaneocuboidního a talonaviculárního kloubu paralelní a je v těchto kloubech zároveň možný i poměrně volný pohyb. S postupující inverzí subtalárního kloubu ale tyto osy divergují zevně a Chopartův kloub je více stabilní, právě díky rozdílným osám rotací obou kloubních složek. Během chůze se ve druhé polovině stojné fáze objevuje progresivní inverze subtalárního kloubu, což zvyšuje stabilitu nohy. V okamžiku, kdy dochází ke kontaktu nohy s podložkou je subtalární kloub v everzi, díky čemuž je noha uvolněná a více přizpůsobivá terénu.

Střední kloub tarzální tvoří Lisfrankův kloub a naviculocuneiformní kloub. Tyto klouby jsou stabilní díky tvaru svých kloubních ploch a vzájemnému spojení silnými krátkými vazy. Kvůli tomu se v těchto kloubech děje velmi malý pohyb, Základním pohybem v metatarzophalangeálních (MTP) kloubech je dorzální a plantární flexe. V průběhu cyklu chůze dochází k maximální dorzální flexi v těchto kloubech při odvíjení nohy. Plantární flexe je při normální chůzi nepatrná, je výraznější při běhu. Funkčně jsou tyto klouby spojeny s plantární aponeurózou.

Interphalangeální klouby jsou při normální chůzi drženy v maximální dorzální flexi ve stojné fázi kroku. Ve švihové fázi dochází v těchto kloubech k lehké plantární flexi.

Svaly uložené ventrálně od hlezna provádí dorzální flexi v hlezenním a subtalárním kloubu, svaly uložené dorzální provádí plantární flexi. Svaly upínající se mediálně od subtalárního kloubu umožňují inverzi, svaly upínající se laterálně everzi.

Svaly předního oddílu jsou m. extensor digitorumlongus, m. tibialis anterior a m. extensor hallucis longus. Pracují jako funkční skupina a jsou aktivní během posledních 10 % stojné fáze kroku, po celou švihovou fázi a během 10 % další statické fáze. Během

švihové fáze kroku udržují tyto svaly hlezno v dorzální flexi a ve při kontaktu nohy s podložkou umožňují kontrolovanou plantární flexi.

Skupina zadních bérceových svalů také pracuje jako funkční jednotka. Do této skupiny patří m. triceps surae, m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus. Fázičká aktivita v těchto svalech začíná asi v 15 % stojné fáze kroku a trvá po celou dobu stojné fáze. Tyto svaly zabraňují dopřednému pohybu tibie při noze fixované na podložce. Plantární flexe hlezna, která je spojená s odvíjením paty od podložky, začíná ve 34 % cyklu a je způsobena aktivní svalovou činností. Ta ale netrvá po celou dobu odvíjení nohy, ale končí asi v 50 % cyklu. Plantární flexe hlezna, která dále pokračuje až do odtržení prstů od podložky, je už jen částečně aktivním jevem kontrolovaným nastupující aktivitou dorzálních flexorů nohy. Aktivita v zadní skupině bérceových svalů vyhasíná ve chvíli, kdy druhá noha spočívá pevně na podložce.

Během stoje účinkují dlouhé flexory prstů stejně jako m. triceps surae. Současne ale přitlačují prsty k podložce při odvíjení paty, kdy je hmotnost přenášena na přední část nohy. Svaly zadního oddílu, probíhající mediálně od osy subtalárního kloubu, způsobují inverzi. Inverze nohy pomáhá udržet stabilitu nohy během stojné fáze kroku, kdy celá hmotnost spočívá na jedné končetině. Svaly laterálního oddílu bérce se podílejí na plantární flexi hlezna a svým průběhem úponem laterálně od osy subtalárního kloubu pomáhají neutralizovat inverzi. M. peroneus brevis je nejsilnějším evertorem nohy, m. peroneus longus má slabší účinek na everzi, zato má zásadní vliv na plantární flexi prvního prstu.

Krátké svaly nohy také působí jako funkční jednotka a také mají jistý stabilizační účinek. Patří mezi ně m. abductor hallucis, m. adductor hallucis, m. flexor hallucis brevis a m. abductor digiti minimi. Fázičká aktivita těchto svalů začíná asi ve 30 % cyklu a vyhasíná odvinutím nohy od podložky. Tyto svaly stabilizují prsty v MTP kloubech a udržují podélnou klenbu nohy. (Dungl a kol., 2014)

### **3.1.4 Shrnutí biomechaniky chůze**

Při prvním kontaktu nohy s podložkou je pánev a dolní končetina ve vnitřní rotaci. Tato vnitřní rotace vede k everzi subtalárního kloubu, k uvolnění Chopartova kloubu a mírnému oploštění podélné klenby. V 7 % cyklu dosáhne chodidlo plného kontaktu s podložkou, hlezno přechází z dorzální flexe do plantární flexe. Počáteční zátěž v této fázi je přibližně 70 % tělesné hmotnosti. V okamžiku prvního kontaktu s podložkou jsou aktivní pouze svaly předního oddílu bérce. Po plném došlapu se centrum maximální zátěže



posouvá dopředu směrem k hlavici I. metatarzu. Vertikální zatížení roste na 120 % tělesné hmotnosti. V hlezenním kloubu dochází k progresivní dorzální flexi, která je maximální ve 40 % cyklu. Ve 34 % cyklu začíná odvíjení paty a noha ve švihů mívá nohu stojnou. Vertikální tlak je 80 % a těžiště těla dosahuje maximální elevace. Pánevní s dolní končetinou rotují zevně.

V souvislosti s touto zevní rotací začíná progresivní inverze paty v subtalárním kloubu, té napomáhá činnost krátkých svalů nohy. Podélná klenba se zvyšuje, prsty jsou tlačeny do dorzální flexe. V této fázi zadní skupina bérceových svalů aktivně brzdí dopředný pohyb tibie přes fixovanou nohu. Svaly předního oddílu jsou mimo funkci. V poslední části stojné fáze kroku je zvýšeně zatížené přednoží, dochází k zevní rotaci tibie a stabilizaci nohy. Kontralaterální noha se dotkne podložky a následujících 12 % cyklu spočívá hmotnost těla na obou chodidlech. Ubývá zatížení stojné nohy, zadní a laterální skupina bérceových svalů ustává v činnosti, krátké svaly nohy jsou aktivní až do odtržení prstů. Během švihové fáze dochází k vnitřní rotaci pánve a dolní končetiny, hlezenní kloub je v dorzální flexi. V činnosti je přední svalová skupina, pata se staví do everze, noha se připravuje na došlap, klenba se snižuje a vnitřní stabilita nohy je snížena.

Statické a dynamické síly, které zatěžují nohu, odpovídají hmotnosti těla a reakci na svalovou kontrakci potřebnou k udržení rovnováhy, pohybu a přizpůsobení se podložce. Klíčovou úlohu tu má talus. Je totiž příjemcem, přenašečem a distributorem těchto sil, které jsou větší při dorzální nebo plantární flexi v hlezenním kloubu. (Dungl a kol., 2014)

### **3.2 Protézové chodidlo při chůzi**

Chůze pacienta po amputaci dolní končetiny je asymetrická. Tuto asymetrii lze omezit, nikdy ale nejde úplně vyloučit. Dá se toho dosáhnout chirurgickým, ortoticko-protetickým nebo fyzioterapeutickým řešením. Cílem je dosáhnout chůze, která je co nejpodobnější chůzi jedince bez amputace. Pravidelný trénink zlepšuje schopnost kompenzace amputované končetiny a výkon pacienta. Tímto pomáháme pacientovi chodit způsobem, který šetří energii. Je obzvláště důležité zajistit, aby byly co nejvíce vyloučeny nepříznivé faktory: příliš vysoká úroveň amputace, nepříznivý stav pahýlu, uložení pahýlu v lůžku a také stavba a hmotnost protézy.

Bylo změřeno, že chůze s bérceovou protézou vyžaduje asi o 50 % více energie než u člověka bez amputace. S protézou stehna asi o 100 % a u pacienta po oboustranné amputaci stehna je potřeba zhruba čtyřikrát tolik energie. Onkologickým a kardiologickým

pacientům chybí energetické k tak náročné chůzi. Úkolem tréninku chůze je tedy pravidelným tréninkem postupně zvýšit zásoby energie. Kardiovaskulární výkon lze také trénovat, i když v mezích.

Kromě fyzických je třeba dodržovat také limity psychického výkonu, protože napětí, nejistota, strach i nedostatek motivace také ovlivňují pacientův výkon. Při hodnocení výkonu musíme rozlišovat mezi limitem maximálního výkonu a limitem nepřetržitého výkonu. První z nich je důležitý ve sportu. Při krátkodobém výkonu to může být násobek trvalého limitu výkonu. Limit nepřetržitého výkonu je pro trénink chůze důležitější než limit maximálního výkonu. Tyto limity závisí na věku a pohlaví. (Baumgartner, Botta, 2008)

Protetické chodidlo je důležitou částí stavby všech protéz dolní končetiny, kromě protéz pro pacienty s amputací v noze. Je to navíc důležitý dynamický prvek, který zcela ovlivňuje dynamiku bérce protézy a v součinnosti s protézovým kolenním kloubem i dynamiku stehenní protézy.

Ideální protetické chodidlo nahrazuje lidské chodidlo, co se týče tvaru i funkce.

Náhrada tvaru je u protetických chodidel splněna u většiny výrobců. Náhrada tvaru tu má i praktický význam, protože umožňuje používání standartní obuvi.

Náhrada funkce lidského chodidla je mnohem významnější a také obtížněji splnitelná. Protetické chodidlo musí splňovat funkci statickou (stoj) a dynamickou (chůzi). Podstatou dynamické funkce protetického chodidla je přenos silového působení při odvalu chodidla v sagitální rovině, aby byla zabezpečena potřebná plantární a dorzální flexe.

### **3.2.1 Statická funkce**

Statická funkce protézového chodidla znamená, že musí dojít k dosažení podmínek statické rovnováhy ve stoji. Na chodidlo působí zátěžná síla protézy a také jí odpovídající reakční síly, které působí mezi podložkou a protézovým chodidlem. Jedině tak je totiž protéza schopná dosáhnout statické rovnováhy. Vzájemný vztah těchto sil vyjadřuje následující rovnice:

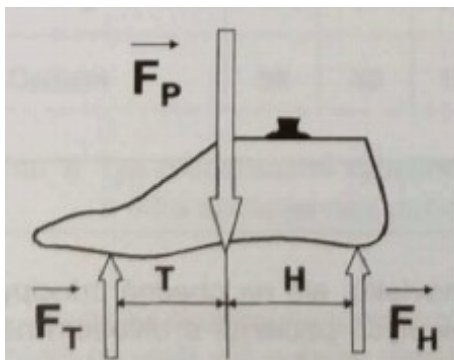
$$F_P = F_T + F_H$$

Podmínka statické momentové rovnováhy je dána touto rovnicí:

$$F_T \times T = F_H \times H$$

Poloha zátěžné síly  $F_P$  vůči protézovému chodidlu je doporučena výrobcem a zabezpečuje se statickou stavbou protézy. U klasických typů protetických chodidel tato síla probíhá poslední třetinou chodidla, protože poměr rozložení reakčních sil je tak rovnoměrný. U dynamických typů chodidel se působíště zátěžné síly posouvá víc k patní části protézového chodidla. Kvůli tomu je při statickém zatížení dynamického chodidla výrazněji zatížena patní část reakční silou  $F_H$ .

Obrázek 3 Statické zatížení protézového chodidla



Zdroj: Rosický, 2000, s18

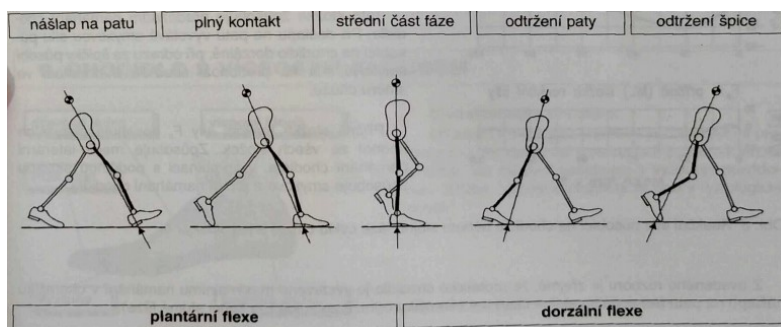
### 3.2.2 Dynamická funkce

Protézové chodidlo uplatňuje svou dynamickou funkci během stejné fáze cyklu chůze. Během stejné fáze dochází k vzájemnému působení sil mezi podložkou a protetickým chodidlem. Pro správný stereotyp chůze je podstatný správný průběh plantární a dorzální flexe.

Protézové chodidlo při nášlapu na patu přechází do plného kontaktu s podložkou a vykonává tak plantární flexi. Ta se během střední stejné fáze snižuje na nulovou hodnotu. Při odvalu chodidla dochází k odtržení paty od podložky a tím k dorzální flexi. Ta se po odtržení špičky protézového chodidla snižuje na nulovou hodnotu.

Během švihové fáze zůstává protézové chodidlo ve svém základním postavení, protože není vystaveno přímému silovému působení.

Obrázek 4 Pohyb protézového chodidla během stojné fáze



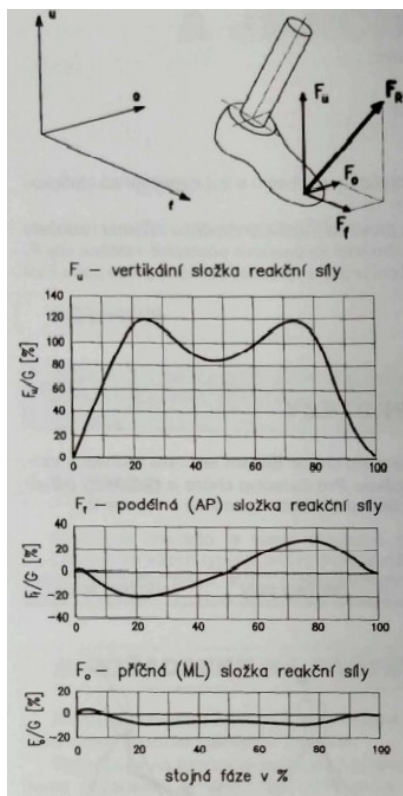
Zdroj: Rosický, 2000, s19

Vzájemným silovým působením mezi protézovým chodidlem a podložkou je reakční síla  $F_{Ar}$ . Ta během odvalu mění svou velikost, místo působení a orientaci.

Reakční sílu  $F_{Ar}$  lze rozložit na následující složky:

- Vertikální složka reakční síly  $F_u$
- Podélná (antero - posteriorní) složka reakční síly  $F_f$
- Příčná (medio - laterální) složka reakční síly  $F_o$

Obrázek 5 Reakční síla a její složky



Zdroj: Rosický, 2000, s20

Vertikální složka reakční síly představuje ve stejné fázi nejvýraznější složku zatížení. Způsobuje ohybové a tlakové namáhání chodidla. Má během stejné fáze dvě maxima, které dosahují 115 – 120 % celkové tíhy. První je při nášlapu na patu a druhé při odrazu špičky chodidla.

Podélná složka reakční síly má sinusový průběh a maximální hodnoty jsou nižší, než u složky vertikální. Způsobuje předožadní namáhání chodidla. Při došlapu paty vyvolává smykovou sílu, která na chodidlo působí dorzálně. Při odrazu špičky působí vyvolaná smyková síla na předonoží chodidla ve směru chůze.

Příčná složka reakční síly dosahuje z těchto tří složek nejnižších hodnot. Způsobuje medio - laterální namáhání chodidla a v kombinaci s podélnou složkou reakční síly způsobuje smykové a torzní namáhání chodidla.

Platí tedy, že protézové chodidlo je nejvíce namáháno v okamžiku nášlapu na patu a v okamžiku odrazu špičky, tedy na počátku a na konci stejné fáze. (Rosický, 2000)

Na začátku stejné fáze dochází ke kontaktu paty protézového chodidla s podložkou. Při nášlapu na patu je třeba, aby protézové chodidlo absorbovalo mechanickou rázovou energii tak, aby tato rázová energie nebyla přenášena do pahýlového lůžka. Tuto vlastnost mají klasické i dynamické typy chodidel. Dynamické typy chodidel mají navíc schopnost tuto mechanickou rázovou energii akumulovat. Chodidlo přechází do plantární flexe. Když se pata dostane do kontaktu s podložkou, mírně se zaboří. Důležitými vlastnostmi zadní části protézového chodidla jsou v tuto chvíli jsou tuhost paty a délka páky zánoží. Tuhost paty ovlivňuje tlumení rázu a komfortní pocit v oblasti zadní části chodidla, když je protézové chodidlo v plném kontaktu s podložkou. Příliš tvrdá pata sníží dobu počátečního kontaktu a přední část chodidla dopadá na podložku příliš rychle a příliš tvrdě. Výsledkem je flekční moment kolene u amputací nad kolenním kloubem. Flekční moment může ovlivnit i délka páky zánoží. Dlouhá páka zánoží může být užitečná pro pacienta po transtibiální amputaci se silnou zbytkovou končetinou, protože mu usnadňuje následnou flexi kolene. U pacienta po amputaci nad kolenním kloubem je ale lepší krátká páka zánoží, která pomáhá držet bezpečně natažené protézové koleno. Délka páky zánoží lze ovlivnit pozicí chodidla. Tuhost paty nelze nijak ovlivnit pozicí chodidla.

Ve střední stejné fázi stojí chodidlo pevně na podložce. Plantární flexe se snižuje na nulovou a dále pokračuje do dorzální flexe. Očekává se, že protézové chodidlo zajistí harmonický přechod od kontaktu paty s podložkou přes střední stejnou fázi k odvalu

přednoží. Dochází tu k přenesení váhy na přední část chodidla. V této fázi je důležitá tuhost a rozsah pohybu chodidla (úhel dorzální flexe).

Na konci stojné fáze pata opouští podložku. Na jejím konci je velká dorzální flexe chodidla, které ve švihové fázi přechází opět na plantární flexi. Při odrazu špičky chodidla je třeba, aby protézové chodidlo poskytovalo protéze dostatečnou oporu pro odraz a následný rozvoj švihové fáze. Nesmí ale dojít k tomu, aby tuhost přední části chodidla negativně ovlivňovala jeho odval na konci stojné fáze. Odlišná konstrukce klasických a dynamických chodidel výrazně ovlivňuje to, jak se tato chodidla chovají na konci stojné fáze cyklu kroku. (Rosický, 2000; www.ottobock.com, 2013)

### **3.3 Vliv polohy chodidla na chůzi pacienta**

#### **3.3.1 Posunutí chodidla dopředu**

##### **Začátek stojné fáze**

Posunutí chodidla dopředu se projeví zkrácením páky zánoží, tedy zadní částí chodidla. Moment paty pro zahájení střední stojné fáze bude menší. Kvůli tomu by se ale chodidlo nikdy nemělo posunovat dopředu. Bylo by spíš vhodné zajistit měkčí došlap na patu.

##### **Střed stojné fáze**

Délka páky přednoží a zánoží tu má podřadný význam. Předsunutí chodidla v oblasti střední třetiny chodidla tu nemá zásadní vliv.

##### **Konec stojné fáze**

Posunutí chodidla dopředu znamená prodloužení páky přednoží. To způsobuje, že odvalovací moment je větší. Stoupá tím jistota kolene, ale postup odvalování se ztěžuje. Při velkém posunu chodidla dopředu už není možný silný odpich prstů protože páka přednoží, znemožňuje dynamický odval prstů. Těžiště těla pacienta se v krokovém cyklu silněji nadzvedává, chůze je pomalejší a neekonomická. U geriatrických pacientů, ale může být toto opatření vhodné k tomu, aby se posílila pacientova důvěra v protézu.

##### **Střed švihové fáze**

Prodloužení páky přednoží způsobuje potíže při volném prokmitu protézového chodidla ve střední švihové fázi.

### **3.3.2 Posunutí chodidla dozadu** **Začátek stojné fáze**

Prodlouží se tím páka zánoží. Moment paty pro zahájení střední stojné fáze je větší. Při kontaktu paty protéza jakoby předbílá a jistota kolene je menší. Tyto nevýhody lze kompenzovat měkkým nášlapem na patu.

#### **Střed stojné fáze**

Délka páky přednoží a zánoží tu má podřadný význam. V oblasti střední třetiny délky chodidla nemá posunutí chodidla dozadu na střední stojnou fázi podstatný vliv.

#### **Konec stojné fáze**

Posunutím chodidla dozadu znamená zkrácení páky přednoží. Tím se odvalovací moment zmenšuje, jistota kolene klesá a postup odvalování se ulehčuje. Těžiště těla pacienta se nemusí v krokovém cyklu silně nadzvedávat. Obraz chůze je tím ekonomičtější a rychlejší. Tohle je opatření vhodné pro pacienty, kteří vyžadují sportovnější chůzi. Není to ale vhodné opatření pro pacient v horším všeobecném stavu a s nedostatečnou svalovou kontrolou protézy, jako jsou geriatrici.

#### **Střed švihové fáze**

Zkrácení páky přednoží přináší ulehčení při volném prokmihiprotézového chodidla ve střední švihové fázi.

### **3.3.3 Mediální posunutí chodidla** **Začátek stojné fáze**

Mediální posunutí působí jako úzkostopá chůze. Při nášlapu na patu se přeneše silový impuls od protézy na zem, popřípadě od země na protézu. Pokud směr tohoto silového impulsu probíhá mimo střed paty, vznikne točivý moment, který naklápí protézu laterálně. Tím mohou vznikat tlaková místa laterálně - distálně a mediálně - proximálně. Současně vzniká rotační točivý moment kolem podélné osy protézy, který otočí špičku chodidla ve směru vnější rotace. Mediální posunutí chodidla má při nášlapu na patu na obraz chůze pacienta a na fyziologii jeho tkání a kloubů negativní dopad.

#### **Střed stojné fáze**

Těžiště těla se v této fázi nalézá přímo před změnou směru z laterálního zrychlení. Výslednice sil má také šikmý průběh laterálním směrem. Posunutím chodidla mediálně

vzniká mezi medializovaným bodem podpěry a laterální silou momentálního vektoru točivý moment, který způsobí laterální klopýtnutí nebo zakolísání pacienta. Pacient klopýtnutí nebo zakolísání může zabránit jen tak, že povede protézu do větší abdukce. Ve střední stojné fázi je mediální posunutí také neekonomické a nefyziologické.

#### **Konec stojné fáze**

I v této fázi platí výše uvedené.

#### **Střed švihové fáze**

Mediální posunutí chodidla ztěžuje volný prokmit chodidla.

Kvůli výše uvedeným důvodům není téměř nikdy podnět k tomu, aby se chodidlová část posunula z neutrální polohy do mediální.

### **3.3.4 Laterální posunutí chodidla**

#### **Začátek stojné fáze**

Laterální posunutí působí jako širokostopá chůze. Při nášlapu na patu se přenesou silový impuls od protézy na zem, popřípadě od země na protézu. Pokud směr tohoto silového impulsu probíhá mimo střed paty, vznikne točivý moment, který naklápí protézu mediálně. Takto mohou vznikat tlaková místa mediálně - distálně a laterálně - proximálně. Laterální posunutí chodidla je ovšem o něco méně kritické než mediální posunutí chodidla. Dynamický vektor má totiž šikmý směr, který probíhá laterálně. Laterální posunutí chodidla vyrovná silové poměry spíše než mediální posunutí.

#### **Střed stojné fáze**

Těžiště těla je v této fázi před místem změny předo - stranového zrychlení. Pokud ke změně zrychlení vůči kontralaterální straně nedojde, působí laterálně posunutí chodidla jako opěrný bod proti laterálním klopným tendencím. Pokud k této změně zrychlení u kmihající dolní končetiny na kontralaterální straně dojde, tak laterální posunutí chodidla působí podpurným způsobem na přirozené posunutí těžiště této fáze kroku.

To znamená, že laterální posunutí chodidla působí stabilizujícím způsobem na obraz chůze. Stabilizuje jak při dynamické chůzi a při sportu, tak i chůzi slabších a nejistých geriatriců.



Kontraindikace: Příliš velké laterální posunutí chodidla vytvoří na pahýlu tlaková místa. Chodidlo se pak posouvá zpět do původní polohy tak daleko, dokud tlaková místa, způsobená klopnými točivými momenty, nezmizí.

#### **Konec stojné fáze**

Při odvalování působí zrychlení těžiště ve směru kontralaterální švihové nohy. Laterální posun chodidla jej podporuje.

#### **Střed švihové fáze**

Laterální posunutí chodidla příliš neovlivňuje švihovou fázi.

### **3.3.5 Plantární flexe chodidla**

#### **Začátek stojné fáze**

Při nášlapu na patu je plantární flexe přirozenou reakcí chodidla. Negativní vliv plantární flexe chodidla není v této fázi natolik významný, aby to zasluhovalo nějaké zmínky.

#### **Střed stojné fáze**

V této fázi chůze je plantární flexe indikována vždy tam, kde je nutné kompenzovat větší výšku podpatku boty a kde je třeba po výměně boty zabránit přepadávání pacienta dopředu. Plantární flexe, která přesahuje úhel svíraný výškou podpatku, bude stlačovat oblast bříška protézového chodidla nebo odlehčovat patu protézového chodidla (popřípadě celou zadní a střední část chodidla), aby se na bříško přenášelo postupně stále větší zatížení. Tím se reakční síla podložky soustředí v místě působení na co možná nejdelší páku přednoží. Zpětný točivý moment dosáhne tedy již ve střední stojné fázi takové velikosti, které by jinak dosáhl pouze v oblasti odvalení (po odlehčení paty). Pacient vykonává odvalování jen s vynaložením většího úsilí. Obraz chůze je nefyziologický a neekonomický.

Plantární flexe chodidla ovšem zvyšuje jistotu kolene slabších nebo starších pacientů. Nikdy ale nesmí dojít k tomu, aby byl kolenní kloub tlačěn do hyperextenze.

#### **Konec stojné fáze**

Platí výše uvedené

#### **Střed švihové fáze**

Zvětšená plantární flexe protézového chodidla ztěžuje volný prokmit protézy.

### **3.3.6 Dorzální flexe chodidla**

#### **Začátek stojné fáze**

Pata se díky dorsální flexi dostane do kontaktu se zemí rychleji. U chodidla s tvrdší patou vznikne velmi rychle plantárně - flekční točivý moment, který mimo jiné urychluje ohyb kolene pacienta.

#### **Střed stojné fáze**

Dorsální flexe chodidla je indikována tam, kde je nutné kompenzovat nižší výšku podpatku boty a kde se má po výměně bot zamezit přepadávání pacienta dozadu. Dorsální flexe přesahující úhel tvořený výškou podpatku, může uvolnit oblast bříška od podložky, normálně ale sklápí protézu dopředu a nutí pacienta k většímu ohybu kolene. Referenční linie konstrukce se tím značně posune do oblasti přední části chodidla. Páka přední části chodidla, která zajišťuje kolenní kloub, se zkrátí. Zrychlující točivý moment může dosáhnout již ve střední stojné fázi řádově velikosti, které by jinak dosáhl až ve fázi odvalení (po odlehčení paty). Cyklus kroku se zrychlí a stane se nefyziologickým a neekonomickým.

#### **Konec stojné fáze**

Platí výše uvedené

#### **Střed švihové fáze**

Větší dorsální flexe protézového chodidla usnadňuje volný prokmit protézy.

### **3.3.7 Pronace protézového chodidla**

Je zapotřebí ve všech fázích kroku, pokud chodí pacient mimořádně v addukci, což se obvykle nestává.

### **3.3.8 Supinace protézového chodidla**

Je zapotřebí ve všech fázích kroku, kde pacient chodí v addukci.

### **3.3.9 Rotace protézového chodidla**

Je zapotřebí pouze když fyziologická vnější rotace zachovaného chodidla nesouhlasí s rotací protézového chodidla. Chodidlo s vnější rotací zvětšuje podpěrnou plochu. Každá rotace přední části protézového chodidla nutně podmiňuje protichůdnou rotaci paty, když se otáčí kolem středu otáčení ve střední oblasti kotníku. Může tak dojít

k chybám otáčení při nášlapu na patu. K tomu dochází např. při vnější rotaci chodidla, kdy se pata otáčí mediálně. Při uvolnění chodidla od země otočí pahýl protézu zpět do normální polohy, a to vede k nárazu paty. Problém lze napravit posunutím chodidla laterálně. (Kaphingst, 2002)

## 4 BIOMECHANIKA STAVBY CHODIDLA V PROTÉZE

### 4.1 Podmínky působící na protézu

Protézy jsou konstrukce, které slouží k obnovení funkce a normálního vzhledu amputované končetiny.

Tato konstrukce podléhá následujícím podmínkám:

- fyziologické podmínky
- biomechanické podmínky
- mechanické podmínky

#### 4.1.1 Fyziologické podmínky

Fyziologické podmínky popisují pacientův celkový stav a také patofyziologii pahýlu.

Mezi fyziologické údaje, které ovlivňují všeobecné podmínky protézy, patří:

- stáří
- pohlaví
- průvodní onemocnění (vnitřních orgánů, svalového a pohybového aparátu)
- celkový duševní stav
- celkový tělesný stav

Mezi patofyziologické podmínky pahýlu ovlivňující protézu patří:

- úroveň amputace
- technika amputace (poloha jizvy, myoplastika atd.)
- délka pahýlu
- stav prokrvování pahýlu
- ucelenost tkáně
- stav svalstva
- pohyblivost
- stav pokožky
- stav jizev
- zatížitelnost pahýlu

#### 4.1.2 Biomechanické podmínky

Biomechanické podmínky vznikají vzájemným působením vlivů mezi fyziologií pacienta a zákony sil, které jsou přenášeny buď prostřednictvím protézy na prostředí (např. Na podlahu) nebo z prostředí na pacienta. Biomechanické podmínky mají také vliv na kinematiku pacienta (popis pohybu).

Kompletní biomechanický popis zahrnuje:

- fyziologické podmínky
- podmínky prostředí (pracoviště, domácí prostředí, koníčky, druhy provozovaných sportů)
- požadavky kladené na protézu (pracovní protéza, kosmetická protéza, protéza pro volný čas, speciální sportovní protéza)
- výběr a odůvodnění použití funkčních elementů (konstrukční a vymežovací díly)
- popis konstrukce (včetně změn)
- popis potřebných zvláštních konstrukcí
- analýza chůze (stoj, chůze, pádová cvičení, sport)
- vyhodnocení
- dlouhodobé výsledky

Všeobecně ortopedickému technikovi k odbornému vyhodnocení stačí:

- Měrný list
- Sádrový model, případné náčrty či obkresy (podle obkresu zachovaného chodidla lze určit lateralitu a velikost protézového chodidla)
- Poznámky ohledně zvláštních podmínek
- Seznam dílů a provedení (Kaphingst, 2002; Půlpán, 2011)

#### 4.1.3 Mechanické podmínky

Mechanické podmínky jsou určovány biomechanickými silami působícími na protézu. Mezi ně patří tahové síly, tlakové síly, ohybové síly, střihové síly, torzní síly a točivé momenty, kterým jsou protetické díly vystaveny. Mechanické pozorování zkoumá jednotlivé díly pomocí zkušebních zařízení, bez biologického faktoru člověka, z hlediska jejich mechanické zatížitelnosti. Podmínky při tomto pozorování jsou buď podobné podmínkám z pacientova prostředí, nebo jsou z bezpečnostních důvodů těžší. Tím se vy-

zkouší přípustné mezní hodnoty namáhání, krátkodobé a dlouhodobé zatížitelnosti, opotřebení atd. a výsledky se promítnou do konstrukce.

Biomechanika protetiky se zabývá působením sil mezi pahýlem a protézou. Tyto síly vyplívají z tvaru pahýlu, konstrukce protézy a sil, které působí mezi podložkou a protézou. Špatně tvarované lůžko ale i špatná konstrukce protézy mohou vyvolat točivé momenty a tlaky řádově tak vysoké, že tím bude pro pacienta ztíženo používání protézy.

Síly přenášené z pahýlu přes protézu k podložce a obráceně, z podložky přes protézu na pahýl, členíme na:

- Tlakové síly (vlivem vertikálního zatížení způsobované pacientem)
- Tahové síly (ve švihové fázi chůze)
- Ohybové momenty (medio-laterální a antero-posteriorní)
- Točivé momenty (hlavně v kloubech)
- Torzní momenty (kolem vertikální osy)

Protetik může tyto síly vykompenzovat, rozložit jejich působení nebo jejich působení co nejlépe fyziologicky zachytit.

Biomechaniku protetiky dělíme na biomechaniku uložení pahýlu (tvar pahýlového lůžka podle zatížitelných a nezatížitelných ploch pahýlu) a biomechaniku stavby protézy (má statickou a dynamickou složku). Jelikož protérové chodidlo spadá pouze do biomechaniky stavby protézy, není tu biomechanika uložení pahýlu popsána. (Kaphingst, 2002)

## **4.2 Stavba chodidla v protéze**

Při stavbě protézy jde o prostorové uspořádání jednotlivých částí protézy vůči sobě navzájem a vůči tělu pacienta. Stavba protézy probíhá v třech postupných krocích: základní stavba, statická stavba a dynamická stavba. Cílem stavby protézy je:

- Komfortní přenos zátěže ve stojné fázi
- Medio - laterální stabilita ve stojné fázi
- Anterio - posteriorní stabilita ve stojné fázi
- Minimalizace výchylek pohybu těžiště při chůzi

Stavba protézy je také ovlivněna stereotypem chůze pacienta, funkčními vlastnostmi protérového chodidla, stavem pahýlu a funkčními požadavky a motivací pacienta.

#### **4.2.1 Základní stavba**

Základní stavba je výchozím krokem pro správnou celkovou protézy. Tato stavba určuje prostorové uspořádání protézy mezi pahýlovým lůžkem, kyčelním a kolenním kloubem a protetickým chodidlem s ohledem na doporučení výrobce kloubů a chodidla a s ohledem k získaným údajům o pacientovi (addukce/abdukce/flexe pahýlu, vzdálenost kolenního kloubu od podložky, celková délka dolní končetiny). Tato stavba je prováděna bez pacienta.

Základní stavba protézy vychází z polohy zátěžného bodu lůžka a referenčních bodů protetického kyčelního a kolenního kloubu a referenčního bodu chodidla. Referenční bod chodidla pro základní stavbu určuje výrobce. Pro správnou základní stavbu protézového chodidla je třeba dodržet prostorové vazby v anatomických rovinách.

##### **Základní stavba v sagitální rovině**

Protézové chodidlo je v patní části podloženo na požadovanou výšku podpatku.

Zátěžný bod lůžka leží na svislici procházející referenčními body kolenního kloubu a chodidla. (kyčelní kloub je umístěn na antero - distální ploše lůžka).

##### **Základní stavba ve frontální rovině**

Chodidlo je v neutrálním postavení.

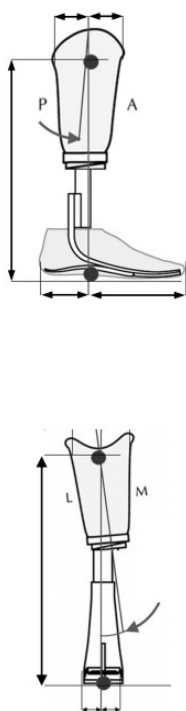
Zátěžný bod lůžka leží na svislici procházející referenčními body kyčelního a kolenního kloubu a chodidla.

##### **Základní stavba v transverzální rovině**

Správná rotace protézového chodidla vzhledem ke směru chůze (podle rotace chodidla kontralaterální končetiny, nebo podle doporučení výrobce)

Obecně platí že u základní stavby protézy postupujeme od distální části protézy k proximální. Začínáme tedy chodidlem a končíme pahýlovým lůžkem. Také je nutné sledovat odchylky referenčních bodů od stavebních linií v jednotlivých anatomických rovinách. Při stavbě nejprve používáme angulaci (korekce úhlových odchylek) dílů a potom jejich translaci (posuvy). (Krawczyk, Rosický, 2014)

Obrázek 6 Základní stavba



Zdroj: Krawczyk, Rosický, 2014, s69

#### 4.2.2 Statická stavba

Navazuje na základní stavbu. Jedná se o zkoušku pomůcky s pacientem v klidném stoji. Sleduje se a hodnotí se uspořádání jednotlivých dílů protézy vůči sobě navzájem a vůči tělu pacienta při statickém zatížení. Protéza by měla po sestavení nést 50 % pacientovy váhy (50 % nese druhá dolní končetina) a výslednice všech vzniklých sil je v podpěrné ploše. Protéza se správnou statickou stavbou nevyvolává v klidném stoji momenty zvratu, momenty ohybu, točivé momenty, kroutící momenty, které by nebyly kompenzovány stejně velkými reakčními silami. (Kaphingst, 2002; Krawczyk, Rosický, 2014)

Ve statické stavbě protézy je nutné vytvořit rovnovážný stav. To je stav kdy síly přenášené z protézy na zem jsou stejně velké, jako síly přenášené ze země na protézu. Tím, že mají stejnou velikost a opačný směr, je jejich součet roven nule a tyto síly se vzájemně ruší. Tím je splněna podmínka rovnováhy. Cílem tedy je dosáhnout statické rovnováhy při stoji v protéze bez toho, aby pacient byl nucen vyvíjet jakoukoliv svalovou aktivitu nebo rovnováhy dosáhl změnou postury. Pacient se tedy nesmí naklánět frontálně, laterálně ani dorsálně a nesmí kolenní ani kyčelní kloub vystavovat ohybovým momentům, které by se svou velikostí lišily od ohybových momentů na zachovalé dolní končetině. Vzdálenost



mezi chodidly odpovídá šíři oporné baze při chůzi. Poloha pánve by měla být vodorovná, což prokazuje správnou délku protézy. (Kaphingst, 2002; Krawczyk, Rosický, 2014)

Sleduje se

- Délka protézy
- AP upořádání (stavba v sagitální rovině)
- ML uspořádání (stavba ve frontální rovině)
- Rotační uspořádání (nastavení v transverzální rovině)
- Zavěšení protézy

### **Statické stavba v sagitální rovině**

Správná statická stavba vypadá následovně:

#### **Statická stavba v sagitální rovině**

Zátěžný bod lůžka leží na svislici procházející referenčními body kolenního kloubu a chodidla. (kyčelní kloub je umístěn na antero - distální ploše lůžka). Správná poloha všech dílů protézy ovlivňuje stabilitu kloubů.

Zátěž je správně rozložena na špičku a patu chodidla.

#### **Statická stavba ve frontální rovině**

Šířka oporné baze odpovídá vzdálenosti chodidel při chůzi.

Zátěžný bod lůžka leží na svislici procházející referenčními body kyčelního a kolenního kloubu a chodidla.

Zátěž je správně rozložena na špičku a patu chodidla

#### **Statická stavba v transverzální rovině**

Správná rotace protézového chodidla vzhledem ke směru chůze (podle rotace chodidla kontralaterální končetiny, nebo podle doporučení výrobce)

Důležitá je také kontrola zavěšení protézy, kterou provádíme s pacientem v bradlech. Zavěšení protézy zkusíme přizvednutím pánve na straně protézy nebo mírným tahem protézy z pahýlu.

Při statické stavbě určíme projevy nesprávné stavby v jednotlivých anatomických rovinách. Provedeme korekční změny. Nejprve používáme angulaci dílů a potom jejich

translaci. Při zkoušce musíme věnovat pozornost zdravotnímu stavu pacienta a stavu pahýlu. (Krawczyk, Rosický, 2014)

#### **4.2.3 Dynamická stavba**

Navazuje na statickou stavbu. Je to zkouška protézy s pacientem při chůzi. Správná dynamická stavba by měla být výsledkem týmového posouzení (protetik, fyzioterapeut, lékař). Protéza se při chůzi pohybuje a je vystavená silám vznikajícím při pohybu. Musí být tedy posuzována z dynamického (kinetického) hlediska. (Kaphingst, 2002; Krawczyk, Rosický 2014)

Cílem je zajistit pacientovi funkci a komfort při chůzi.

Sleduje se

- Zda je uspokojivá rychlost chůze a délka kroku
- Stabilita chodidla a protézových kloubů ve frontální rovině během stojné fáze
- Průběh stojné a švihové fáze
- Plynulý pohyb při chůzi
- Minimalizace bočního úklonu trupu

Při dynamické stavbě protézy jsou posuzovány tyto klíčové okamžiky krokového cyklu (počátek stojné fáze, střed stojné fáze, konec stojné fáze a střed švihové fáze). Hodnocení probíhá z frontálního, sagitálního a dorzálního pohledu. Při sledování je důležité rozpoznat odchylky vznikající při chůzi, které jsou projevem nesprávné stavby. Následně je důležité určit příčiny těchto odchylek a provedení korekce těchto příčin angulací a translací dílů protézy. Je také nutné věnovat pozornost zdravotnímu stavu pacienta a stavu pahýlu.

Je třeba dodržet tyto prostorové vazby v jednotlivých anatomických rovinách:

#### **Dynamická stavba ve frontální rovině**

Na začátku stojné fáze (při počátečním kontaktu s podložkou) se při pohledu zepředu hodnotí plantární flexe nebo dorzální flexe, podle polohy špičky chodidla na protéze a na zdravé dolní končetině. Při pohledu zezadu se v této fázi hodnotí tuhost paty protézového chodidla, podle deformace patní části chodidla.

Ve středu stojné fáze se při pohledu zepředu hodnotí mediolaterální stabilita protézy, podle vertikální polohy pylonu.

Ve švihové fázi by měl při pohledu zezadu prošvih v sagitální rovině probíhat bez stranových úchylek.

Hodnotíme i rotaci protézového chodidla při pohledu zepředu.

### **Dynamická stavba v sagitální rovině**

Na začátku stojné fáze se při bočním pohledu hodnotí průběh flexe v kolenním kloubu při odvalu paty protézového chodidla (stabilita kolena na počátku stoje).

Ve středu stojné fáze se při bočním pohledu hodnotí postavení dolní končetiny a úhel v kolenním kloubu (extenzi, případně mírnou flexi v koleni).

Na konci stojné fáze se při bočním pohledu hodnotí rozvoj flexe v kolenním kloubu při odvalu špičky protézového chodidla (příprava na švihovou fázi).

Ve švihové fázi se při bočním pohledu hodnotí poloha pánve a flexe v kolenním a kyčelním kloubu.

Správná stavba protézy, může být optimalizována pomocí řady přístrojů a metod:

- Projekce laserového paprsku pro vizualizaci stavební linie protézy (základní nastavení, statické nastavení)
- Projekce reakční síly laserovým paprskem pomocí L.A.S.A.R. Posture (statické nastavení)
- Měření na pedobarografové desce (statické nastavení, dynamické nastavení)
- Využitím digitálních fotografií a kinematické videoanalýzy (statické nastavení, dynamické nastavení)
- Měření momentové zátěže protézy při chůzi pomocí integrovaných tenzomerních snímačů - systém COMPAS (dynamické nastavení)

(Krawczyk, Rosický, 2014)

## 5 DĚLENÍ PROTÉZOVÝCH CHODIDEL

Každá protéza se skládá z

- Individuálních stavebních dílců
- Všeobecných dílců

Individuální dílce se vyrábí na míru podle sádrového modelu, a které je možné použít pouze pro ty pacienty, podle kterých byl zhotoven sádrový model. Mezi tyto dílce patří především protézová lůžka a individuální úpravy všeobecných dílců (např. kosmetické krytí).

Všeobecné dílce jsou díly, které byly sice sestaveny na míru pacienta, ale vyrobeny byly sériově. K těmto dílům patří protézová chodidla, kolenní klouby, kosmetické krytí, kyčelní klouby, a některé zvláštní díly jako např. Adaptéry. (Kaphingst, 2002)

Protetické chodidlo je významným dílem protézy. Jednotlivé typy protetických chodidel se od sebe liší funkcí, konstrukcí a použitými materiály.

Konkrétní výběr chodidla musí provést ortotik – protetik sám na základě porovnání katalogů. (Kaphingst, 2002)

### 5.1 Dělení protézových chodidel dle Krawczyka a Rosického

Krawczyk a Rosický dělí protézová chodidla na chodidla klasická a dynamická.

#### 5.1.1 Klasická protézová chodidla

Jedná se o konstrukčně a koncepčně starší chodidla. Tento typ chodidla je zaměřen na splnění základních požadavků kladených na protézové chodidlo - zabezpečení dorzální a plantární flexe, tlumení rázu při náslapu chodidla na patu a snadný odval přednoží. Koncept tohoto chodidla neuvažuje o možnosti akumulace a využití mechanické energie během odvalu chodidla. Klasické chodidlo má tedy dobrou stabilitu, ale nevyhovuje dynamickým požadavkům.

#### **Chodidlo SACH**

Název tohoto chodidla je zkratkou jeho popisného označení Solid AnkleCushionHeel (pevný kotník, vyměkčená pata). Je to klasické chodidlo bez pohybu v hleznu, které je konstrukčně jednoduché, lehké odolné a nevyžaduje údržbu. Jeho nevýhodou je nerovnoměrný odval ve stojné fázi, kvůli omezené plantární a dorzální flexi a absenci propulze ve fázi koncového stoje.

Při zatížení paty se protézové chodidlo přiblíží k podložce a dochází k napodobení plantární flexe kompresí měkké paty chodidla. Na konci stojné fáze se pružná špička chodidla ohne a umožňuje tím odval.

Nosnou částí je dřevěný skelet umístěný v polyurethanovém obalu. Patní část je vyměkčena patním klínem nebo patní vložkou a přednoží je zpevněno výztuhou, která je připevněna ke skeletu.

Toto chodidlo je vhodné pro méně aktivní pacienty, kteří vyžadují vysokou stabilitu protézy.

### **Chodidlo SAFE**

Název tohoto chodidla je zkratkou jeho popisného označení StationaryAnkleFlexibleEndoskeleton (pevný kotník, pružný skelet). Jedná se o modifikaci chodidla SACH, u která je cílem zachovat výhody chodidla SACH a eliminovat jeho nevýhody. Odval je u tohoto chodidla rovnoměrnější a chodidlo je schopné provádět everzi a inverzi přednoží.

Při zatížení paty se protézové chodidlo přiblíží k podložce a dochází k napodobení plantární flexe kompresí měkké paty chodidla. Na konci stojné fáze se pružná špička chodidla ohne a umožňuje tím odval. Oproti chodidlu SACH je ale průběh odvalu chodidla je plynulejší.

Rozdíl v konstrukci oproti chodidlu SACH spočívá v tom, že dřevěný skelet je zkrácený a v přední části chodidla je pružné polyurethanové jádro nebo jiný pružný skelet.

Je vhodné pro méně a středně aktivní pacienty (interiérový a limitovaný exteriérový typ uživatele), u kterých je požadována vysoká stabilita a chůze po nerovném povrchu.

### **Chodidlo s jednoosým kloubem**

Je to chodidlo s pohybem v sagitální rovině. Má robustní konstrukci a je relativně těžké. Vyžaduje také pravidelnou údržbu (výměnu gumových dorazů a kontrolu kloubu). Výhodou je poměrně snadný fyziologický odval. Nevýhodou je, že dochází k přenosu rázu na lůžko ve střední stojné fázi

Při náslapu na patu chodidlo rychle přejde do plantární flexe. Ta je tlumena gumovým dorazem, který je umístěný v patní části chodidla.

Základem konstrukce je dlouhý dřevěný nebo plastový skelet. Skelet je uložený v polyurethanového obalu obalu a je navržen pro umístění jednoosého kloubu.

Je vhodné pro méně aktivní pacienty, kteří vyžadují vysokou stabilitu při chůzi na rovném povrchu. Je vhodné zejména pro transfemorální protézy, nedoporučuje se pro aktivnější pacienty s transtibiální protézou.

### **Chodidlo s víceosým kloubem**

Jedná se o chodidlo schopné prostorového pohybu. Je konstrukčně poměrně složité a má robustní konstrukci. Vyžaduje pravidelnou údržbu. Má dobrý fyziologický odval.

Umožňuje pohyb v sagitální a v omezeném rozsahu i ve frontální rovině. Dochází tu tedy k plantární flexi, dorsální flexi a omezené inverzi a everzi.

Jedná se o konstrukční modifikaci protetického chodidla s jednoosým kloubem. Hlavní rozdíl je ve víceosém kloubu.

Je vhodné pro méně a středně aktivní pacienty, kteří se pohybují na nerovném povrchu.

### **5.1.2 Dynamická protézová chodidla**

Tato skupina chodidel je konstrukčně a koncepčně založena na principu akumulace a následného využití mechanické energie během odvalu protézového chodidla. Jsou konstrukčně modernější a využívají materiály, které zaručují dynamické vlastnosti chodidla - uhlíkové kompozity. Dynamické chodidlo je význačné svým pružným dynamickým skeletem, který umožňuje absorpci energie na začátku stojné fáze, její uchování a následně její uvolňování v průběhu stojné fáze. Mnohá z dynamických chodidel mají podélně dělený skelet, který napomáhá inverzi a everzi chodidla, čímž se zvyšuje stabilita chodidla. (Seymour, 2002; Krawczyk, Rosický, 2014)

Původně byla tato chodidla navržena pro pacienty, kteří se chtěli po amputaci věnovat sportům a být aktivní. Díky tomu, že efektivně zlepšují chůzi, v průběhu času dosáhla širokého uplatnění a stala se tak hlavním typem chodidel využívaných v protetice. Chůze pacienta je díky dynamickému chodidlu více symetrická a obraz chůze je přirozenější. Možná kontraindikace při použití dynamických chodidel může být to, že pacient není schopen nebo ochoten zatížit přednoží. V tomto případě pružnost totiž přednoží není funkční.

Při odvalu ve stejné fázi využívá dynamické chodidlo dvě pásma pro akumulaci a uvolnění akumulované mechanické energie.

V prvním pásmu, které probíhá od počátečního kontaktu s podložkou do střední stejné fáze, dochází k tlumení rázové síly deformací patní pružiny a později i rozevřením hlavní pružiny. Následně se akumulovaná energie v těchto pružinách uvolňuje a pružiny se vrací do svého původního tvaru, což pomáhá dopřednému pohybu bérce.

V druhém pásmu, které probíhá od střední stejné fáze do odrazu špičky, se těžiště těla pohybuje dopředu. Tím se stlačí hlavní pružina. Po dokončení odrazu špičky na chodidlo přestává působit vnější síla. Hlavní pružina v tuto chvíli uvolňuje akumulovanou energii, rozevřít se a pomáhá chodidlu přejít ze stejné do švihové fáze.

Dynamické chodidlo je navrženo tak, aby mechanické vlastnosti chodidla odpovídali úrovni rázů působících na chodidlo a také aby odpovídali hmotnosti pacienta. Tyto parametry určují tuhostní kategorii dynamického protézového chodidla.

Základní konstrukce vychází z klasického dvoupružinového uspořádání. Dnes se můžeme setkat i s vícepružinovým uspořádáním, a i s dalšími konstrukčními modifikacemi dynamického chodidla s rozšířenou funkcí.

### **Dynamické chodidlo dvoupružinové a vícepružinové**

Konstrukce protézového chodidla vyžaduje minimálně dvě pružiny, aby dosáhlo dynamické funkce a dynamické odezvy. Pružiny k sobě mohou být připojeny různými způsoby, i tvar pružin může být různý. Funkce vícepružinových konstrukcí je principiálně stejná jako u dvoupružinových, tedy při odvalu ve stejné fázi využívají také dvě pásma pro akumulaci a uvolnění akumulované mechanické energie.

### **Dynamické chodidlo s integrovaným tlumičem (torzní tlumič, tlumič vertikálních nárazů)**

Některá z dynamických protézových chodidel mají ve své konstrukci integrovaný torzní tlumič, nebo tlumič vertikálních rázů. Toho využijí pacienti, kteří tyto funkční přednosti chodidla mohou plně využít při svých denních aktivitách, při kterých dochází k vysoké rázové nebo torzní zátěži protézy.

### **Dynamické chodidlo s umožněním everze a inverze**

Dominantní pohyb dynamického protézového chodidla se odehrává v sagitální rovině (plantární a dorsální flexe), ale některá chodidla umožňují pohyb i ve frontální rovině (inverze a everze). Toho je možné dosáhnout pomocí pružného členu mezi kompozitovými díly skeletu nebo také podélným dělením kompozitových pružin.

### **Dynamické chodidlo s multiaxiálním pohybem**

Multiaxiálního pohybu dynamického chodidla lze dosáhnout konstrukčním provedením s víceosým mechanickým kloubem nebo konstrukcí chodidla s integrovaným pružným blokem do skeletu chodidla. Který tento pohyb umožní.

### **Dynamické chodidlo s nastavitelnou výškou paty**

Některé typy dynamických chodidel umožňují pacientovi změnit nastavení chodidla podle výšky podpatku obuvi. Změny výšky podpatku se dosáhne pomocí mechanického nebo hydraulického mechanismu.

### **5.1.3 Speciální protézová chodidla**

Tato chodidla zahrnují skupinu sportovních protézových chodidel a bionických chodidel. Speciální chodidla využívají některé konstrukční prvky z dynamických chodidel, jako kompozitový skelet, ale mají specifická využití (sportovní chodidla), nebo integrovaný řídicí systém a akční člen v konstrukci chodidla (bionická chodidla).

#### **Sportovní chodidla**

Sportovní běžecká chodidla jsou navržena tak, aby zvládala vysokému zatížení při běhu. Tvar chodidel ovlivňuje jejich tuhost. Proto se jednotlivě rozlišují protézová chodidla pro sprint, běh na střední vzdálenosti, popřípadě pro rekreační běh. Sportovní aktivity je ale možné provozovat i s řadou dynamických chodidel.

#### **Bionická chodidla**

Tato chodidla představují aplikaci nejmodernější techniky v protetice. Bionický princip využívá snímače, řídicí systém s prvky umělé inteligence a elektromagnetické servopohony. Tento princip imituje fyziologické činnosti ztracené nohy a hlezna. Díky moderní technologii chodidlo reaguje samo na změnu pohybové činnosti nebo změnu terénu nastavením v hlezenním kloubu. Chodidlo tak mění svoji pozici při chůzi po



schodech, svazích, ve švihové fázi a také umožňuje adaptaci na změnu obuvi. (Krawczyk, Rosický, 2014)

## **5.2 Dělení protézových chodidel dle FOPTA**

Zde jsou protézová chodidla rozdělena do skupin podle jejich základních funkčních principů. V každé z těchto skupin najdeme mnoho typů od různých dodavatelů a jejich vlastnosti nejsou zcela srovnatelné.

Skupiny protézových chodidel:

- Chodidla s malým návratem energie, krátkou účinnou pákou přednoží, s hlavním pohybem pouze v jedné rovině
- Chodidla se středním návratem energie, s hlavním pohybem ve více rovinách
- Chodidla s vysokým návratem energie, dlouhou účinnou pákou přednoží, s multiaxiálním pohybem
- Chodidla řízená mikroprocesorem (bionická chodidla)

(FOPTO, 2017)

## 6 VÝBĚR PROTÉZOVÉHO CHODIDLA

Protézové chodidlo stejně jako spojovací trubky, kolenní kloub, adaptéry, vnitřní návleky a ventily patří mezi stavebnicové díly. Jejich výběr vyžaduje dobrou znalost a zkušenost s jednotlivými komponenty. Je třeba být při výběru opatrný například u geriatrických pacientů, u kterých většinou vybíráme jednoduché díly s malou hmotností. (Půlpán, 2011)

Volbachodidla je ovlivněna několika kritérii. Jedním z nich jsou fyziologické parametry pacienta - jeho hmotnost, velikost chodidla a úroveň amputace. Každé protézové chodidlo má od výrobce určený rozsah hmotnosti pacienta, který se nesmí překročit. Chodidlo by poté nemuselo správně fungovat. Velikost chodidla se udává v centimetrech a určíme ji podle obkresu zachovaného chodidla. Protézové chodidlo je vždy dostupné v několika velikostech. Vyjimku tvoří sportovní chodidla, která jsou často jen v jedné velikosti a liší se pouze tuhostí (podle hmotnosti pacienta). Úroveň amputace je jedním z prvních faktorů, které je třeba zvážit při výběru protézového chodidla. Každé chodidlo má jinou stavební výšku. U transtibiální amputace určuje výška postavy pacienta a délka pahýlu pod kolenem prostor určený pro chodidlo. Tento prostor musí být vždy větší než stavební výška chodidla. U transfemorálních amputací je zase třeba počítat s délkou kolenního kloubu a vybrat chodidlo, které s tímto kloubem lze kombinovat. Dále je to stupeň aktivity, který je popsán níže. V neposlední řadě tu jsou i osobní kritéria pacienta. Pacient má své osobní potřeby a zájmy, které je třeba při výběru zohlednit. (Rosický, 2001; [www.ottobock.cz](http://www.ottobock.cz))

### 6.1 Stupně aktivity pacienta

Stupeň aktivity uživatele určuje psychické a fyzické předpoklady, uživatelský prostor, profesi pacienta atp. Stupeň aktivity uživatele je mírou schopnosti a možnosti uživatele provádět běžné denní aktivity. Podle toho také určuje požadované technické provedení protézy (typ kolenního kloubu, chodidla, ne pahýlové lůžko). Tato volba základních komponentů pro stavbu protézy je ze zdravotního hlediska založena na potenciálních schopnostech uživatele, které vycházejí z očekávaných předpokladů protetika a indikujícího lékaře. Tyto předpoklady vycházejí z posouzení:

- Minulosti uživatele (včetně posouzení stavu před amputací)
- Současného stavu uživatele (stav pahýlu a jiné zdravotní aspekty)

- Pacientovy motivace využít protetickou náhradu končetiny

Určení stupně aktivity má být zaznamenáno do zdravotní dokumentace pacienta. Má popisovat současnou úroveň aktivity pacienta a také očekávané předpoklady a přínosy s navrženým technickým vybavením pomůcky. (Půlpán, 2011)

### **6.1.1 Stupeň aktivity 0**

Jedná se o nechodícího pacienta. Pacient vzhledem ke svému špatnému fyzickému a psychickému stavu není schopen sám ani s cizí pomocí využít protézu pro bezpečný pohyb. Cílem zde je dosáhnout požadovaného kosmetického vzhledu pacienta, který se pohybuje na vozíku. Pacient buď není vybaven protézou vůbec, anebo je vybaven jednoduchou kosmetickou protézou. (Půlpán, 2011)

### **6.1.2 Stupeň aktivity 1**

Pacient má schopnost nebo předpoklady k používání protézy pro pohyb v interiéru na rovném povrchu a při pomalé konstantní rychlosti chůze. Doba používání protézy a překonaná vzdálenost při chůzi jsou kvůli zdravotnímu stavu pacienta limitovány. Cílem je zabezpečení stoje v protéze a využití protézy k chůzi v interiéru. (Půlpán, 2011)

### **6.1.3 Stupeň aktivity 2**

Pacient má předpoklady nebo schopnost využívat protézu pro překonání malých nerovností a bariér v exteriéru (nerovný povrch, schody atp.) a to při pomalé konstantní rychlosti chůze. Doba používání protézy a překonaná vzdálenost při chůzi jsou kvůli zdravotnímu stavu pacienta limitovány. Cílem u tohoto stupně aktivity je používání protézy pro chůzi v interiéru a omezeně i v exteriéru. (Půlpán, 2011)

### **6.1.4 Stupeň aktivity 3**

Pacient je schopný nebo má předpoklady k tomu, aby používal protézu i při střední a vysoké rychlosti chůze. Překonává většiny nerovností a bariér v exteriéru a provozuje pracovní, terapeutické nebo jiné pohybové aktivity, při kterých technické provedení protézy není vystaveno nadprůměrnému mechanickému namáhání. Je třeba dosáhnout střední a vysoké mobility pacienta a případně také zvýšené stability protézy. Doba používání protézy a překonaná vzdálenost při chůzi jsou ve srovnání s člověkem bez pohybového postižení pouze nepatrně limitovány. Cílem zde je používání protézy pro chůzi v interiéru a exteriéru bez omezení. (Půlpán, 2011)

### **6.1.5 Stupeň aktivity 4**

Pacient má schopnosti jako pacient stupně aktivity 3. Navíc vzhledem k vysoké aktivitě pacienta dochází k výraznému rázovému a mechanickému zatížení protézy. Doba používání protéza a překonaná vzdálenost při chůzi nejsou ve srovnání s člověkem bez pohybového postižení limitovány. Typickým zastupitelem této kategorie je dítě, vysoce aktivní dospělý pacient nebo sportovec. Zde je cílem používání protézy pro chůzi a pohyb v interiéru i exteriéru zcela bez omezení. (Půlpán, 2011)

## **6.2 Výběr chodidla u transtibiálních protéz**

Výběr optimálního protézového chodidla pro daného pacienta musí provést jen ortotik – protetik, který za tento výběr ponese odpovědnost.

### **6.2.1 Stupeň aktivity 1 - interiérový typ**

Cílem je zajištění základní soběstačnosti a pohyblivosti pacienta. Volíme zde chodidlo s malým návratem energie, krátkou účinnou pákou přednoží a s hlavním pohybem v jedné rovině, tedy chodidlo SACH nebo chodidla s jednoosým kloubem. (Půlpán, 2011; FOPTO, 2017)

### **6.2.2 Stupeň aktivity 2 - limitovaný exteriérový typ**

Zde je cílem zajištění soběstačnosti a pohyblivosti pacienta, u kterého se předpokládá, že protézu bude nosit celý den. Vybereme chodidlo se středním návratem energie a s hlavním pohybem ve více rovinách, tedy chodidlo SAFE, které má pružný skelet, nebo chodidlo s víceosým kloubem. (Půlpán, 2011; FOPTO, 2017)

### **6.2.3 Stupeň aktivity 3 - nelimitovaný exteriérový typ**

Cílem je zajistit soběstačnost a dostatečnou pohyblivost pacientovi, který je oproti neamputovaným jen lehce limitován. Pro tohoto uživatele volíme buď chodidla s vysokým návratem energie, dlouhou účinnou pákou přednoží a s multiaxiálním pohybem, nebo bionické chodidlo. Vybíráme tedy buď chodidlo se schopností akumulace a uvolňování energie - dynamické typy chodidel, které mají pružný skelet z kompozitního materiálu, nebo bionické chodidlo. (Půlpán, 2011; FOPTO, 2017)

### **6.2.4 Stupeň aktivity 4 - nelimitovaný exteriérový typ se speciálními požadavky**

Platí to samé, co bylo uvedeno u stupně aktivity 3. Navíc je nutné, aby protéza splňovala speciální požadavky pacienta, co se týče nosnosti, odolnosti vůči vnějšímu prostředí a tlumení rázů a torzních sil, vznikajícím například při sportu (sportovní chodidla). (Krawczyk, Rosický, 2014; FOPTO, 2017)

## 6.3 Výběr chodidla utransfemorálních protéz

Zde je při výběru chodidla nutné zohlednit i konstrukci kolenního kloubu a vybrat jeho vhodnou kombinaci s chodidlem podle doporučení výrobce jednotlivých dílů. Je nutné zajistit podporu fyziologického pohybu při maximální bezpečnosti.

Kolenní klouby dělíme do následujících skupin:

- Mechanické jednoduché kolenní klouby: stojná fáze je řízena mechanicky s uzávěrem
- Mechanické jednoduché monocentrické nebo polycentrické kolenní klouby: stojná fáze je závislá na pozici nebo zatížení, švihová fáze je řízena mechanicky nebo pneumaticky
- Mechanické monocentrické nebo polycentrické kolenní klouby: stojná fáze je závislá na pozici nebo zatížení s kontrolovanou omezenou flexí, švihová fáze je řízena mechanicky nebo pneumaticky
- Mechanické monocentrické nebo polycentrické kolenní klouby: stojná fáze je závislá na pozici nebo zatížení s kontrolovanou omezenou flexí, švihová fáze je řízena hydraulicky
- Mechanické monocentrické nebo polycentrické kolenní klouby: stojná fáze je řízená hydraulicky s kontrolovanou neomezenou flexí, švihová fáze je řízena hydraulicky
- Hybridní kolenní klouby: stojná fáze je závislá na pozici nebo zatížení, švihová fáze je řízena elektronicky a dochází tu k přizpůsobení různé rychlosti
- Mikroprocesorem řízené (bionické) kolenní klouby: stojná fáze je mikroprocesorem řízená hydraulická, nebo magneto - rheologická, švihová fáze je řízena elektronikou a dochází tu k přizpůsobení různé rychlosti

### 6.3.1 Stupeň aktivity 1 - interiérový typ

Cílem je zajištění základní soběstačnosti a pohyblivosti pacienta. Pro tohoto pacienta volíme chodidlo s malým návratem energie, krátkou účinnou pákou přednoží a s hlavním pohybem v jedné rovině, tedy chodidlo SACH nebo chodidla s jednoosým kloubem. Co se týče kolenních kloubů, tak je potřeba vybrat kolenní kloub, který zajistí bezpečnost stojné fáze. Ideální je kloub, který podporuje sedání a vstávání.

Kombinujeme vybraný typ chodidla s následujícími typy kolenních kloubů:

- Mechanické jednoduché kolenní klouby, kde stojná fáze je řízena mechanicky s uzávěrem
- Mechanické jednoduché monocentrické nebo polycentrické kolenní klouby kde stojná fáze je závislá na pozici nebo zatížení a švihová fáze je řízena mechanicky nebo pneumaticky (Půlpán, 2011; FOPTO, 2017)

### **6.3.2 Stupeň aktivity 2 - limitovaný exteriérový typ**

Cílem zde je zajištění soběstačnosti a pohyblivosti pacienta, u kterého se předpokládá, že protézu bude nosit celý den. Je třeba podpořit aktivitu pacienta, který nemá dostatečnou energetickou rezervu pro zvládnání chůze s nevhodným typem protézy. Volíme chodidlo se středním návratem energie a s hlavním pohybem ve více rovinách, tedy chodidlo SAFE, které má pružný skelet, nebo chodidlo s víceosým kloubem. Kolenní kloub u tohoto stupně aktivity musí zajistit bezpečnost stojné fáze, podpořit aktivitu a bezpečnost pohybu pacienta a minimalizovat energetickou náročnost chůze.

Vybíráme z následujících skupin protézových kolenních kloubů:

- Mechanické jednoduché monocentrické nebo polycentrické kolenní klouby, kde stojná fáze je závislá na pozici nebo zatížení a švihová fáze je řízena mechanicky nebo pneumaticky
- Mechanické monocentrické nebo polycentrické kolenní klouby, kde stojná fáze je závislá na pozici nebo zatížení s kontrolovanou omezenou flexí a švihová fáze je řízena mechanicky nebo pneumaticky
- Mechanické monocentrické nebo polycentrické kolenní klouby, kde stojná fáze je závislá na pozici nebo zatížení s kontrolovanou omezenou flexí a švihová fáze je řízena hydraulicky
- Mikroprocesorem řízené (bionické) kolenní klouby (Půlpán, 2011; FOPTO, 2017)

### **6.3.3 Stupeň aktivity 3 - nelimitovaný exteriérový typ**

Cílem je zajistit soběstačnost a dostatečnou pohyblivost pacientovi, který je oproti neamputovaným jen lehce limitován. Volíme buď chodidla s vysokým návratem energie, dlouhou účinnou pákou přednoží a s multiaxiálním pohybem, nebo bionické chodidlo. Vybíráme tedy buď chodidlo se schopností akumulace a uvolňování energie - dynamické typy chodidel, které mají pružný skelet z kompozitního materiálu, nebo bionické chodidlo.

Vybíráme kolenní kloub, který zajistí bezpečnou stojnou fázi v každém terénu a dává pacientovi možnost fyziologické chůze nejen po rovině, ale i při překonávání překážek v terénu.

Vybíráme z následujících skupin kolenních kloubů:

- Mechanické jednoduché monocentrické nebo polycentrické kolenní klouby kde stojná fáze je závislá na pozici nebo zatížení a švihová fáze je řízena mechanicky nebo pneumaticky - Tento typ se používá spíše jako kompromis než optimální volba protézového kolene, protože nesplňuje požadavek na fyziologický pohyb a nelimitované biomechanické vlastnosti. Důvodem pro tento kompromis může být například výška stavby nebo hmotnost protézy.
- Mechanické monocentrické nebo polycentrické kolenní klouby, kde stojná fáze je závislá na pozici nebo zatížení s kontrolovanou omezenou flexí a švihová fáze je řízena mechanicky nebo pneumaticky
- Mechanické monocentrické nebo polycentrické kolenní klouby, kde stojná fáze je závislá na pozici nebo zatížení s kontrolovanou omezenou flexí a švihová fáze je řízena hydraulicky
- Mechanické monocentrické nebo polycentrické kolenní klouby: stojná fáze je řízená hydraulicky s kontrolovanou neomezenou flexí, švihová fáze je řízena hydraulicky
- Hybridní kolenní klouby
- Mikroprocesorem řízené (bionické) kolenní klouby (Půlpán, 2011; FOPTO, 2017)

#### **6.3.4 Stupeň aktivity 4 - nelimitovaný exteriérový typ se speciálními požadavky**

Platí to samé, co bylo uvedeno u stupně aktivity 3. Navíc je nutné, aby protéza splňovala speciální požadavky pacienta, co se týče nosnosti, odolnosti vůči vnějšímu prostředí a tlumení rázů a torzních sil, vznikajícím například při sportu (sportovní chodidla). (Krawczyk, Rosický, 2014; FOPTO, 2017)

## 7 NABÍDKA PROTÉZOVÝCH CHODIDEL

Tato kapitola se zabývá nabídkou chodidel od čtyř dodavatelů dostupných c České republice. Jedná se o firmy Otto Bock, Streifeneder, Neuhof a Ösur. Tyto firmy jsem vybrala, protože jsem se s nimi během studia setkávala nejčastěji. V přílohách této práce se nacházejí tabulky, které slouží k přehledné orientaci v nabídkách protézových chodidel vybraných autorů.

Chodidla jsou v přílohách seřazena podle aktivit a následují speciální skupiny chodidel: sportovní chodidla, chodidla pro pacienty po amputaci v noze, dětská chodidla a u firmy Otto Bock i samostatně voděodolná chodidla. U každého chodidla je uvedeno, pro jaké fyziologické parametry pacienta je určeno (stupeň aktivity, tělesná hmotnost, velikost chodidla). Dále jsou v tabulce zaznamenány technické údaje chodidla (typ chodidla, hmotnost chodidla, stavební výška chodidla, výška podpatku, tuhost, voděodolnost, jestli má podélně dělený skelet). V neposlední řadě je v tabulce také zaznamenáno, jestli je k chodidlu dostupné kosmetické krytí a pokud ano, tak v jaké barvě a jestli má design odděleného palce (vypadá přirozeněji v otevřené obuvi).

Firma Otto Bock nabízí celkem 47 protézových chodidel, z toho 12 klasických chodidel, 27 dynamických a 8 speciálních (6 sportovních, 2 bionická). Tato nabídka zahrnuje 5 chodidel pro pacienty po amputaci v noze, 5 dětských chodidel a 2 samostatně voděodolná chodidla. Hmotnost chodidla je u všech chodidel uvedena podle velikosti 26, kromě sportovních chodidel, dětských chodidel, voděodolných chodidel a chodidla Empower 1A1-1 (u něj je uvedena podle velikosti 27). U chodidla Adjust 1M10 hmotnost nezahrnuje obyčejné kosmetické krytí a u chodidel pro stupeň aktivity 1 a 2 nezahrnuje uvedená hmotnost adaptér, kromě chodidel Adjust 1M10 a Terion K2 1C11. Stavební výška vždy zahrnuje adaptér a obyčejné kosmetické krytí. Vyjimku tvoří chodidla pro pacienty po amputaci v noze a chodidla bez kosmetického krytí. Stavební výška je u všech chodidel rovněž uvedena podle velikosti 26. Vyjimku tvoří dětská chodidla (tam je uvedena podle velikosti 14, u dětského chodidla SACH 1S30 podle velikosti 12), sportovní chodidla kromě chodidla Challenger 1E95, chodidlo Empower 1A1-1 (stavební výška uvedena podle velikosti 27) a chodidel Pro Carve. U chodidla Pro Carve je první uvedená stavební výška s nástavcem pro lyžařské vázání, druhá je stavební výška s krytem. Výška podpatku je u chodidel



s možností úzkého kosmetického krytí uvedena nejdříve podle varianty s úzkým kosmetickým krytím, poté s obyčejným kosmetickým krytím.

Firma Streifeneder nabízí celkem 29 chodidel, z toho 24 klasických chodidel a 5 dynamických chodidel. Tato nabídka zahrnuje 2 chodidla pro pacienty po amputaci v noze a 1 dětské chodidlo. Firma Streifeneder nenabízí speciální typ chodidel. U všech chodidel je uvedený rozsah hmotnosti chodidla od nejmenší po největší velikost. Vyjimkou jsou chodidla, kde nebyla hmotnost uvedena a dynamická chodidla, kde je hmotnost uvedena podle velikosti 27.

Firma Neuhof nabízí celkem 14 protézových chodidel, z toho 3 klasická chodidla, 9 dynamických chodidel a 2 speciální chodidla (sportovní chodidla). Nabídka nezahrnuje chodidla pro pacienty po amputaci v noze a dětská chodidla. V katalogu firmy Neuhoff nebylo uvedeno k jaké velikosti se vztahují hmotnosti chodidel, nebo jejich stavební výšky. U chodidla All Pro 204H54 je uveden rozsah stavební výšky nabízený firmou. U chodidla Obsidian 204H45 je první uvedená hmotnost hmotnost s nastavovacím jádrem, druhá je hmotnost s připojením zadní hřídele. U tohoto chodidla je první uvedená stavební výška s nastavovacím jádrem, druhá je stavební výška s připojením zadní hřídele.

Firma Ösur nabízí celkem 31 chodidel, z toho 21 dynamických chodidel a 10 speciálních chodidel (8 sportovních, 2 bionická). Nabídka zahrnuje 5 dětských chodidel. Nabídka nezahrnuje chodidla pro pacienty po amputaci v noze. Ösur místo tuhosti chodidla přiřazuje každému chodidlu v katalogu kategorii. Tyto kategorie jsou stejně jako tuhost chodidla dané tělesnou hmotností a velikostí chodidla. Hmotnosti chodidel zahrnují i hmotnost adaptéru a kosmetického krytí a jsou uvedené podle velikosti 27 každého chodidla. Vyjimku tvoří sportovní chodidla a dětská chodidla Vari-flex Junior (hmotnost je uvedena podle velikosti 18) a Flex-foot Junior (hmotnost je uvedena podle velikosti 19). Symbionic leg má do hmotnosti započítanou i hmotnost kolenního kloubu, protože se používají s chodidlem jako celek. Stavební výška chodidla je v tabulce u všech chodidel uvedena podle velikosti 27 a zahrnuje i adaptér a kosmetické krytí. Vyjimku tvoří speciální chodidla, chodidlo Pro-flex a dětská chodidla Vari-flex Junior (stavební výška je uvedena podle velikosti 18) a Flex-foot Junior (stavební výška je uvedena podle velikosti 19).

## DISKUZE

Cílem této práce bylo popsat funkci protézového chodidla při lokomoci pacienta po amputaci, vysvětlit rozdíly mezi jednotlivými typy chodidel a porovnat nabídku protézových chodidel vybraných výrobců. Protože se jedná o rešerši, pracovala jsem hlavně získáváním informací z odborných zdrojů a katalogů a jejich následnou analýzou. Poté bylo třeba takto zanalyzované informace uspořádat do souvislého textu.

Během sběru informací jsem zjistila, že je třeba brát zřetel na aktuálnost informací, které jednotlivé zdroje nabízejí. Vzhledem k rychlému rozvoji techniky se vyrábějí stále nové typy chodidel a je tedy třeba hledat informace v co nejaktuálnějších zdrojích. Je ale znát, že autoři přikládají protézovým chodidlům značný význam. Kaphingst například detailně popisuje vliv polohy chodidla ne chůzi pacienta s protézou. Krawczyk a Rosický zase detailně popisují rozdíly mezi jednotlivými typy chodidel ve smyslu jejich vlastností, konstrukce a funkce. Standarty protetických pomůcek podle Federace ortopedických protetiků technických oborů zase dělí chodidla podle jejich energetického návratu. Rosický ve svých článcích v časopise *Ortopedická Protetika* vysvětluje, jakým silám musí protetické chodidlo odolávat při chůzi. Fakt, že je protézovým chodidlům věnováno mnoho prostoru není překvapivý. Protetické chodidlo zajišťuje kontakt pacienta s podložkou a je doslova základem stavby každé protézy dolních končetin.

Při shromažďování informací o protézových chodidlech jsem se příliš nesečkala s tím, že by autoři nějak brali v potaz výrobce jednotlivých chodidel. Vyjímkou bylo několik článků zahraničního časopisu *Orthopädie Technik*, které ovšem zahrnovali většinou neznámé výrobce chodidel a věnovali se pouze jednomu typu protézových chodidel. Z tohoto důvodu ani nebyly použity v této práci. Informace o jednotlivých chodidlech jsem tedy brala z katalogů jednotlivých firem a zpracovala jsem je do příloh této práce.

Zjistila jsem, že firma Otto Bock nabízí celkem 47 protézových chodidel. Tato široká nabídka zahrnuje 12 klasických chodidel, 27 dynamických a 8 speciálních (6 sportovních, 2 bionická). Otto Bock nabízí 5 chodidel pro pacienty po amputaci v noze, 5 dětských chodidel a 2 samostatně voděodolná chodidla. Jedná se o největší a nabídku z čtyř mnou vybraných dodavatelů. Nabízí všechny typy chodidel popsané v kapitole o dělení protézových chodidel. Chodidla firmy Otto Bock lze tedy

doporučit pro všechny pacienty. Je také dobré, že poskytuje pacientům po amputaci v noze možnost dynamického chodidla a tím i možnost lepšího obrazu chůze. Z uvedených výrobců má Otto Bock největší nabídku dětských protézových chodidel, která zahrnuje klasické, dynamické i speciální typy chodidel. Otto Bock také jako jediný výrobce nabízí pacientům chodidlo a k němu doporučený kolenní kloub určený k snowboardingu a lyžování. Katalogy firmy Otto Bock je přehledný a jako jediný z vybraných katalogů zahrnuje v úvodní části i tabulku, která ukazuje kompatibilitu jednotlivých protézových chodidel s jednotlivými kolenními klouby.

Firma Streifeneder nabízí celkem 29 chodidel. Tato nabídka zahrnuje 24 klasických chodidel a 5 dynamických chodidel. Streifeneder nabízí 2 chodidla pro pacienty po amputaci v noze a 1 dětské chodidlo. V nabídce ovšem nenajdete speciální chodidla. Vzhledem k tomu, že největší část této nabídky tvoří klasická protézová chodidla, je vhodné chodidla této firmy doporučit spíše pro pacienty se stupněm aktivity 1 a 2. Chodidla v katalogu nebyla seřazena ani podle typu protézových chodidel, ani podle stupně aktivity, což ztěžuje orientaci v katalogu.

Firma Neuhofer nabízí celkem 14 protézových chodidel. Tato nabídka zahrnuje 3 klasická chodidla, 9 dynamických chodidel a 2 speciální chodidla (sportovní chodidla). Nabídka nezahrnuje chodidla pro pacienty po amputaci v noze a dětská chodidla. Jedná se o nejméně rozsáhlou nabídku z vybraných katalogů. Chodidla firmy Neuhofer lze doporučit pro dospělé pacienty s úrovní amputace vyšší, než amputace v noze. Katalog byl přehledný ale velmi stručný, co se týče popisu jednotlivých chodidel.

Firma Ösur nabízí celkem 31 chodidel. Tato nabídka zahrnuje 21 dynamických chodidel a 10 speciálních chodidel (8 sportovních, 2 bionická). Ösur nabízí celkem 5 dětských chodidel. Nabídka nezahrnuje chodidla pro pacienty po amputaci v noze. Tento výrobce nabízí největší nabídku sportovních chodidel. Chodidla firmy Ösur lze doporučit pro všechny pacienty, zejména ale pro aktivní pacienty, kteří hledají správné chodidlo pro sportovní aktivity. Katalog této firmy byl velmi odlišný od předešlých katalogů. Místo podle tuhosti jsou zde chodidla rozdělena do kategorií a popis jednotlivých chodidel je velmi detailní. Ösur je také jediný z vybraných dodavatelů, který dělí dětská protézová chodidla podle stupně aktivity. Dětské pacienty většinou automaticky spadají pod stupeň aktivity 4.

Je vidět že vývoj nabídky protézových chodidel jde dopředu a chodidla dokáží čím dál více napodobit funkci lidského chodidla. Některá chodidla dokáží nahradit i přizpůsobivost lidské nohy terénu (bionická chodidla). Funkcí, kterou však stále nedokážeme technologicky nahradit je například propriocepce plosky lidského chodidla.

## ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce bylo podrobně zpracovat problematiku výběru vhodného protetického chodidla a vytvořit ucelený text pojednávající o významu a biomechanických vlastnostech těchto chodidel. V rámci nastudování katalogů vybraných výrobců protetických dílů byl pak vytvořen přehled nabídky protézových chodidel od čtyř dodavatelů na českém trhu. Práce je chronologicky členěna tak, aby čtenáři nabídla co nejlepší vhled do problematiky náhrady chybějícího chodidla.

Nejprve seznamuje s historií protetiky, následuje popis fyziologické chůze, a jak se při ní zdravé chodidlo chová. Tato část kapitoly je důležitá, aby si čtenář uvědomil, jaké vlastnosti musí protézové chodidlo splňovat. V druhé části této kapitoly je popsáno jaké síly působí na protézové chodidlo a co by mělo při chůzi splňovat. Dále se již práce věnuje vlastnostem různých typů protézových chodidel a jejich vlivu na lokomoci pacienta. Poslední kapitola práce pak popisuje různé způsoby, jakými výrobci rozdělují chodidla ve svých katalogových nabídkách. Tato kapitola slouží také k plnému pochopení tabulek, které jsou volně přiloženy k práci.

Díky velkému rozvoji technologií je v současné době nabídka protezových dílů větší než kdy dřív a nabízí tak možnost vybrat pacientovi to nejlepší chodidlo podle jeho individuálních potřeb. Využitím nových materiálů se zvyšuje návrat energie při chůzi, fyziologie chůze a bezpečnost používání. Při výběru chodidla je nutno brát zřetel na úroveň amputace, aktivitu pacienta a na jeho přání a volnočasové aktivity. Mnoho protézových chodidel je pak vázáno na konkrétní kolenní klouby či ulpívací systémy. Vybrat vhodné chodidlo tak může být pro protetika nelehký úkol. Orientace v katalozích jednotlivých výrobců může být obtížná, zvláště při vzájemném porovnávání různých výrobců. Ti totiž často popisují vlastnosti chodidel různým způsobem či mají jiný způsob členění.

Tato práce by mohla pomoci především mladým kolegům lépe se zorientovat ve velkém množství chodidel a přispět tak k jejich přesnějšímu výběru. Pro zkušené kolegy pak může poskytnout vhled do nabídky výrobců od nichž běžně neodebírají protézové díly. V budoucnu by se na tuto práci dalo navázat například rozsáhlou studií, která by chodidla z nabídky různých firem porovnávala experimentálně.

## SEZNAM LITERATURY

BROZMANOVÁ A KOL., Ortopedická protetika. Vydavatelství Osveta, 1990. ISBN 80-217-0133-1.

BAUMGARTNER, René., BOTTA, Pierre. *Amputation und Prothesenversorgung. 3.* Georg Thieme Verlag KG Rüdigerstrasse 14 D-70469 Stuttgart, 1989, 2008. ISBN 978-3-13-136153-0.

DUNGL, Pavel. a kol. *Ortopedie. 2.* Praha: GRADA, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.

EDELSTEIN, J. E. . *Physical therapy - Prosthetic Feet: State of the Art*, strany 1874 - 1881, dostupné na: <https://doi.org/10.1093/ptj/68.12.1874>, doi: 10.1093/ptj/68.12.1874

FOGELBERG, DONALD, ALLYN, SMERSH, MAITLAND, MURRAY. *What People Want in a Prosthetic Foot: A Focus Group Study*, Journal of Prosthetics and Orthotics: říjen 2016, strany 145-151 doi: 10.1097/JPO.000000000000102, dostupná na: [https://journals.lww.com/jpojjournal/Fulltext/2016/10000/What\\_People\\_Want\\_in\\_a\\_Prosthetic\\_Foot\\_\\_A\\_Focus.4.aspx](https://journals.lww.com/jpojjournal/Fulltext/2016/10000/What_People_Want_in_a_Prosthetic_Foot__A_Focus.4.aspx)

FOPTO. *Standardy současných protetických pomůcek.* Ortopedická protetika. 2017, 20(1), 1-19. ISSN 1212-6705.

GAILEY. *Functional Value of Prosthetic Foot/Ankle Systems to the Amputee*, Journal of Prosthetics and Orthotics: říjen 2005, strany 39- 41, dostupné na: [https://journals.lww.com/jpojjournal/Fulltext/2005/10001/Functional\\_Value\\_of\\_Prosthetic\\_Foot\\_Ankle\\_Systems.14.aspx](https://journals.lww.com/jpojjournal/Fulltext/2005/10001/Functional_Value_of_Prosthetic_Foot_Ankle_Systems.14.aspx)

GÖTZ-NEUMANN, Kirsten. *Gehenverstehen: Ganganalyse in der physiotherapie. 3.* Georg Thieme Verlag KG Rüdigerstrasse 14 D-70469 Stuttgart, 2006, 2011. ISBN 978-3-13-132373-6.

KAPHINGST, W. a kol. *Protetika : Základy protetiky dolních a horních končetin.* 1.vyd. Praha: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2002. 313 s. ISBN Neuvedeno

KOLEKTIV AUTORŮ, *Pohybový systém a zátěž*. Praha: GRADA PUBLISHING, 1997.  
ISBN 80-7169-258-1.

KRAWCZYK, P., ROSICKÝ, J., *Protetika 1*. 1.vyd. Ostrava: Ostravská univerzita, 2014.  
ISBN 978-80-7464-600-3

KRAWCZYK, P., ROSICKÝ, J., *Protetika 2*. 1.vyd. Ostrava: Ostravská univerzita, 2014.  
ISBN 978-80-7464-601-0

KRAWCZYK, P., ROSICKÝ, J., *Protetika 4*. 1.vyd. Ostrava: Ostravská univerzita, 2014.  
ISBN 978-80-7464-603-4

MICHAUD, Thomas C., *Human locomotion: The conservative management of gait-related disorders*. Newton Biomechanics, Massachusetts, 2011. ISBN -13: 978-1979528795

Neuhof. Prothetik Untere Extremitäten. (5) [online]. [cit. 2021-24-03]. Dostupné z: <https://www.ortho-reha-neuhof.de/wp-content/uploads/2018/04/prothetik.pdf>

Otto Bock. Jak vybrat správné protézové chodidlo. [online]. [cit. 2021-24-03]. Dostupné z: <https://www.ottobock.cz/protetika/informace-pro-amputovane/jak-vybrat-spravne-chodidlo/>

Otto Bock. Function Matrix, Prosthetic feet. [online]. [cit. 2021-24-03]. Dostupné z: <https://shop.ottobock.us/media/pdf/646F307-EN-05-1209w.pdf>

Otto Bock. Prothetik 2020 Untere Extremitäten. 2020 [online]. [cit. 2021-24-03]. Dostupné z: [https://www.ottobock.cz/media/clanky/katalogy/katalogy-dk/protezy-dk-katalog\\_2\\_646k2-de-05-2008w.pdf](https://www.ottobock.cz/media/clanky/katalogy/katalogy-dk/protezy-dk-katalog_2_646k2-de-05-2008w.pdf)

Össur. Prosthetics solutions catalogue. 2016/2017 [online]. [cit. 2021-24-03]. Dostupné z: <https://assets.ossur.com/library/33928>

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.

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

Streifeneder. Prothetik Untereextremitäten. 2019 [online]. [cit. 2021-24-03]. Dostupné z: <https://www.protetika-ortho-aktiv.cz/media/cache/file/96/Protetika-D.pdf>

PHYSIOPEDIA. *Gait*, cit. [7 - 8 - 2020], poslední úpravy 27.6. 2020, dostupné na: <https://www.physio-pedia.com/index.php?title=Gait&oldid=241833>

STEVENS, PHILIP, RHEINSTEINS, JOHN, WURDERMAN, SHANE. *Prosthetic Foot Selection for Individuals with Lower-Limb Amputation: A Clinical Practice Guideline*, Journal of Prosthetics and Orthotics: October 2018 - , strany 175-180, doi: 10.1097/JPO.000000000000181, dostupné na: [https://journals.lww.com/jpojournal/Fulltext/2018/10000/Prosthetic\\_Foot\\_Selection\\_for\\_Individuals\\_with.3.aspx](https://journals.lww.com/jpojournal/Fulltext/2018/10000/Prosthetic_Foot_Selection_for_Individuals_with.3.aspx)

VODĚRA, V. Z historie ortopedické protetiky (1. část) Od středověku po 19. století Ortopedická protetika. Praha: FOPTO, 2018, (21), 8-11. ISSN 1212-6705.

VODĚRA, V. Z historie ortopedické protetiky (2. část) Od středověku po 19. století Ortopedická protetika. Praha: FOPTO, 2019, (22), 10-13. ISSN 1212-6705.



## **SEZNAM PŘÍLOH**

- Příloha A – Příklad tabulky s chodidlem (první polovina)
- Příloha B – Příklad tabulky s chodidlem (druhá polovina)

# PŘÍLOHY

## Příloha A – Příklad tabulky s chodidlem (první polovina)

Chodidlo	Stupeň aktivity	Typ chodidla	maximální tělesná hmotnost	Velikosti (v cm)	Hmotnost chodidla	Stavební výška chodidla
Lehké kosmetické chodidlo 1G6	1	Klasické chodidlo	75 kg	23 - 27	~ 330 g (údaj se vztahuje k velikosti 26, bez adaptéru)	s adaptérem 85 mm (údaj se vztahuje k velikosti 26)

*Zdroj: Vlastní*

## Příloha B – Příklad tabulky s chodidlem (druhá polovina)

Výška podpatku	Tuhost chodidla	Podélně dělený skelet	Kosmetické krytí	Oddělený palec	Barva	Voděodolné
10 +/- 5 mm	-	-	Ano	Ano	Běžová	-

*Zdroj: Vlastní*