



Zdeněk Svoboda • Jiří Rosický • Miroslav Janura

Chůze osob s transtibiální amputací



Chůze osob s transtibiální amputací



Zdeněk Svoboda
Jiří Rosický
Miroslav Janura

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
2020

Oponenti: doc. Mgr. Daniel Jandačka, Ph.D.
doc. Ing. Patrik Kutílek, Ph.D.

KATALOGIZACE V KNIZE – NÁRODNÍ KNIHOVNA ČR

Svoboda, Zdeněk

Chůze osob s transtibiální amputací / Zdeněk Svoboda, Jiří Rosický, Miroslav Janura.

– 1. vydání. – Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2020. – 1 online zdroj

Anglické resumé

Obsahuje bibliografii

ISBN 978-80-244-5635-5 (online ; pdf)

* 617.58-089.873 * 612.766 * 616.718.5/.9-77 * (048.8:082)

– amputace dolních končetin

– chůze

– transtibiální protézy

– kolektivní monografie

616 – Patologie. Klinická medicína [14]

1. vydání

© Zdeněk Svoboda, Jiří Rosický, Miroslav Janura, 2020

© Univerzita Palackého v Olomouci, 2020

Neoprávněné užití tohoto díla je porušením autorských práv a může zakládat občanskoprávní, správněprávní, popř. trestněprávní odpovědnost.

DOI: 10.5507/ftk.20.24456348

ISBN 978-80-244-5634-8 (print)

ISBN 978-80-244-5635-5 (online : PDF)

Obsah

	Úvod	7
1	Transtibiální protéza	9
1.1	Historie transtibiálních protéz	9
1.2	Základní požadavky na transtibiální protézu	12
1.3	Klasifikace transtibiálních protéz	13
1.4	Protetické lůžko	16
1.5	Protetické chodidlo	22
2	Nastavení transtibiální protézy	32
2.1	Základní nastavení (bench alignment)	33
2.2	Statické nastavení (static alignment)	35
2.3	Dynamické nastavení (dynamic alignment)	36
3	Základní charakteristiky chůze	40
3.1	Chůzový cyklus	42
4	Metody biomechanické analýzy chůze	47
4.1	Kinematické metody	47
4.2	Dynamické metody	52
5	Chůze u běžné populace	56
6	Chůze u osob s transtibiální amputací	76
6.1	Specifika pohybu končetiny s protézou	76
6.2	Vliv typu protetického chodidla	90
6.3	Vliv nastavení protézy a protetického chodidla	100
6.4	Projevy a příčiny patologické chůze u osob s transtibiální amputací	107
7	Seznam zkratk	120
8	Literatura	121
9	Summary	131

Úvod

Možnost člověka přemísťovat se z místa na místo je důležitým předpokladem pro naplňování jeho potřeb. Základní pohybovou aktivitou, která tyto změny umožňuje, je chůze. Její význam v lidské lokomoci je nezastupitelný, a proto byla a stále je předmětem výzkumu v mnoha oblastech.

Biomechanická analýza chůze se zabývá nejen provedením samotného pohybu, ale také příčinami, které jej způsobují (vnější a vnitřní síly). Na základě kinematických a dynamických parametrů můžeme usuzovat na odlišné provedení chůze, na jiný způsob zatěžování pohybového systému a hledat příčiny těchto odlišností. Význam studia chůze narůstá, pokud dojde k jejímu narušení. V tomto případě je hlavním cílem „navrátit“ funkci pohybového systému k původnímu stavu před narušením nebo se mu alespoň co nejvíce přiblížit.

Ztráta části končetiny má na provedení chůze zásadní vliv. K tomu, aby mohlo dojít k obnově lokomoce, je nutné aplikovat vhodnou protézu, která splňuje základní požadavky na funkčnost, komfort a bezpečí pacienta. Historie vytváření a později výroby protéz sahá až do starověku. Impulzem pro vývoj těchto pomůcek byly velice často války, protože v těchto obdobích docházelo k velkému počtu amputací. Zpočátku se protézy vyráběly zejména z dřevěných a kovových materiálů. V současné době jsou díky využívání nových materiálů a nových technologií vytvářeny protézy vysoce funkční.

Pro obnovení pohybových aktivit daného jedince v maximálním rozsahu je velmi důležitý správný výběr protetické pomůcky, optimální uspořádání a nastavení jednotlivých protetických komponent či vhodné zavěšení protézy, které nezpůsobuje bolesti a poranění v oblasti pahýlu.

Objektivní zhodnocení efektu výše uvedených faktorů na chůzi je možné posoudit mj. pomocí biomechanických metod. Pro možnost jejich správného využití je současně nutné hlouběji proniknout do oblasti analýzy chůze. K objasnění těchto oblastí by chtěli přispět také autoři této knihy.

1 Transtibiální protéza

Protéza je externě aplikovaná pomůcka, která nahrazuje část chybějící končetiny nebo nedostatečně vyvinuté končetiny (International Organization for Standardization, 1989). Transtibiální (TT) protéza je náhrada chybějící končetiny po TT amputaci, která je provedena mezi kolenním kloubem a hlezenním kloubem.

1.1 Historie transtibiálních protéz

Různé protézy jako náhrady částí lidského těla byly konstruovány již v dávné minulosti. Účel protézy byl kosmetický, funkční nebo ochranný. První protézou, o které máme vizuální důkaz, je kosmetická protéza palce vyrobená více než 1000 let před naším letopočtem (Bowker & Pritham, 2004). První skutečně funkční protézy jsou datovány do starověkého Řecka a Říma. Knihy z řecké historie referují o náhradě končetiny dřevěnou protézou u perského vojáka v 5. století před naším letopočtem. Tato tvrzení podporuje také archeologický nález končetiny ze dřeva a mědi, který je datován do 3. století před naším letopočtem (Thurston, 2007). K výrobě protéz se v těchto dobách používaly materiály, které byly k dispozici, tedy hlavně dřevo, kůže a kov. Až do 16. století se jako protézy nejčastěji používaly primitivní dřevěné protézy (peg leg).

Významný pokrok do této oblasti přinesl v 16. století francouzský chirurg Ambroise Paré, který pro amputaci na dolní končetině navrhl levnou dřevěnou protézu pro chudé (Thurston, 2007). Stejně převratná

byla konstrukce TT protézy, kterou na konci 17. století představil holandský chirurg Pieter Verduyn (Bowker & Pritham, 2004). Skládala se z měděného lůžka potaženého kůží, dřevěného chodidla s tuhým kotníkem a kožené stehenní objímky připojené k lůžku kloubovými kovovými dlahami. Toto řešení se stalo standardem funkční TT protézy až do druhé poloviny 20. století.

Další posun ve vývoji TT protézy nastal v 18. a 19. století. Charles White popsál v roce 1761 supramalleolární amputaci s využitím techniky laloků a zkonstruoval lůžko pro TT amputace (Wetz & Gisbertz, 2000).

Zájem o rozvoj protetických náhrad byl úzce spojen s válečnými konflikty, kdy výrazně narostl počet zranění s následnou amputací a poptávka po protézách rostla. Důležitým nástrojem pro inovace protetických komponent bylo využití nových materiálů. Jednalo se například o pryž, plasty, slitiny lehkých kovů a kompozitové materiály.

Po druhé světové válce bylo zkonstruováno několik typů protetických pomůcek, které jsou ve velké míře využívány dodnes. Pro laminování lůžek na sádrovém modelu pahýlu začala být využívána tepelně upravitelná pryskyřice. V Kanadě (Sonnybrook hospital Toronto, 1955) bylo vyvinuto chodidlo SACH (Solid Ankle Cushion Heel – pevný kotník, vyměkčená pata), které využívá vyměkčenou patu pro tlumení rázů při počátečním kontaktu chodidla s podložkou, čímž předchází možným přetížením např. kolenního kloubu. V tomto období došlo také k vývoji v oblasti protetických lůžek. V roce 1957 bylo vyvinuto lůžko PTB (Patellar-Tendon-Bearing). Z něho vyšel ortopedický chirurg Gerd Kühn, který v roce 1966 představil lůžko KBM (Kondylen Bettung Munster). Toto lůžko díky prodloužení postranních částí respektuje anatomii kolenního kloubu a díky tvarovému klínu na mediální straně má lepší stabilitu v mediolaterálním směru (Gómez, 2003). Převratným byl vynález plně kontaktního lůžka TSB (Total Surface Bearing), které je k pahýlu připojeno jednoduchým suprakondylárním řemínkem (Redhead, 1979). Toto lůžko eliminuje potřebu stehenní objímky s postranními kloubovými dlahami (Gómez, 2003).

V 80. a 90. letech 20. století se v konstrukcích protéz objevily další nové prvky. Výzkum pohybu člověka, nové materiály a nové technologie vedly k vytvoření velmi lehkých funkčních komponent (May, 2002).

Snaha vyvinout plně kontaktní podtlakové lůžko nebyla příliš úspěšná, zejména kvůli anatomii kolenního kloubu. Až v 80. letech navrhl islandský protetik Ossur Kristinsson první silikonové lůžko ICEROSS (Icelandic Roll On Suction Socket) pro TT protézu, které sloužilo jako interface mezi amputačním pahýlem a nosným lůžkem protézy (Bowker & Pritham, 2004).

V tomto období došlo také k rozvoji protetických chodidel. Do praxe byla uvedena chodidla s dynamickou odezvou, která mají schopnost absorbovat, ukládat a následně uvolňovat mechanickou energii. Původně byla tato chodidla určena zejména pro vysoce aktivní uživatele, ale postupně byla vyráběna i ve verzích pro uživatele s nižším stupněm aktivity. Hlavními znaky těchto protetických chodidel jsou lehké a elastické materiály, tlumení rázů, zlepšená mobilita a uchování energie (Rao et al., 1996).

V dalším období bylo při tvorbě lůžka stále častěji využíváno skenování pahýlu. S rozvojem 3D tiskáren pak následovaly pokusy vyrobit protetické lůžko pomocí 3D tisku. V oblasti protetických chodidel byla intenzivně vyvíjena chodidla bionická, která umožňují změnu nastavení podle činnosti, kterou osoba s amputací provádí, nebo podle vnějšího terénu (Gutfleisch, 2003). Např. při chůzi do kopce se chodidlo po několika krocích nastaví do větší dorzální flexe, při chůzi z kopce naopak do plantární flexe. Tato chodidla mohou mít také servopohon, který simuluje aktivitu svalů hlezna při odšlapu.

V současné době probíhá intenzivní výzkum zaměřený na myoelektrické transtibiální protézy. První studie se snažily zjistit, zda je vůbec možné na základě kinematických a elektromyografických dat predikovat budoucí pohyb v kotníku (Farmer, Silver-Thorn, Voglewede, & Beardley, 2014). Probíhají výzkumy s protézami, které mají tlakové snímače v chodidle. Při pohybu chodidla je signál ze snímačů převeden do elektrod na pahýlu, který pak může být navázán na nervové dráhy osoby

s protézou (Kumar, Charan, & Kanagaraj, 2017). V budoucnu lze tedy očekávat podobné trendy jako u protéz horní končetiny, kdy na základě informací z protézy může osoba s amputací „cítit“ tlaky způsobené pohybem končetiny s protézou či jejím kontaktem s podložkou. Lze také předpokládat, že k efektivnímu řízení pohybu protézy bude stále častěji využíváno strojové učení a umělá inteligence.

1.2 Základní požadavky na transtibiální protézu

Cílem protetického vybavení je nahradit funkci a vzhled ztracené části končetiny. Pro dosažení tohoto cíle je nutné splnit základní požadavky na protézu, kterými jsou komfort, funkce, vzhled a cena protézy.

Komfort protézy

Komfort protézy zahrnuje vyhovující provedení lůžka TT protézy (jeho objem a tvar), eliminaci bolesti a diskomfortu (kůže, měkké tkáně, klouby), provozní komfort (dlouhodobé používání protézy, hmotnost protézy, tepelný komfort protézy), uživatelský komfort (způsob aplikace protézy, požadavky na údržbu a servis protézy) a také nastavení TT protézy.

Funkce protézy

Funkce protézy je podmíněna správným konstrukčním návrhem TT protézy (volba uspořádání protézy, typu lůžka, protetického chodidla a ostatních dílů, nastavení protézy). Konstrukční návrh protézy by měl vycházet z funkční indikace protézy, která stanovuje předpokládaný stupeň aktivity uživatele protézy. Funkční indikace slouží pro optimalizaci technického návrhu protézy, která uživateli umožní plně využít potenciál jeho

fyzických i psychických předpokladů. Pro aktivity vyššího stupně jsou klíčovými faktory svalová síla a úroveň dynamické rovnováhy (Gaunaurd et al., 2013).

Vzhled protézy

Vzhled protézy znamená akceptovatelné vizuální provedení protézy, tj. imitace tvaru a barevného provedení končetiny. V současné době je tato oblast již na velmi vysoké úrovni, avšak je třeba mít na vědomí, že komfort a funkce protézy mají z dlouhodobého hlediska vždy vyšší prioritu než vzhled protézy.

Cena protézy

Náklady na zhotovení protézy by měly být optimalizovány s ohledem na funkční požadavky na protézu. Náklady zahrnují materiálové položky (díly protézy, výrobní materiál) a náklady výrobního času. Měly by být vynaloženy efektivně (prokazatelnost nákladů, vliv nákladů na následnou péči, dodržení garance a životnosti protézy), ale nikdy by limitace výše nákladů neměla vést k technicky poddimenzovanému řešení – to by znamenalo, že by pacient po amputaci byl limitován nejen fyzicky, ale také technickým řešením protézy.

1.3 Klasifikace transtibiálních protéz

Transtibiální protéza se skládá z několika funkčně odlišných částí. Konstrukční provedení a nastavení protézy jsou přizpůsobovány každému uživateli individuálně. Klasifikaci TT protéz můžeme stanovit podle konstrukčního uspořádání nebo v souvislosti s danou fází léčebného procesu (podle účelu použití).