

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Vliv hmotnosti protéz dolní končetiny
na posturální stabilitu a lokomoci**

Disertační práce

Autor práce: MUDr. Petr Krawczyk

Pracoviště: Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK

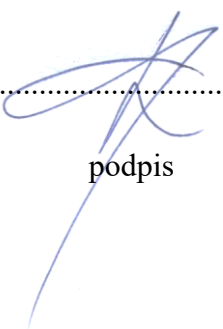
Školitel: prof. MUDr. Ivo Mařík, CSc.

Studijní program: Biomechanika

2021

Prohlašuji, že jsem disertační práci na téma Vliv hmotnosti protéz dolní končetiny na posturální stabilitu a lokomoci vypracoval pod vedením školitele samostatně za použití v práci uvedených pramenů a literatury.

Datum: 20. 12. 2021


.....
podpis

Poděkování

Na tomto místě chci poděkovat svému školiteli prof. MUDr. Ivo Maříkovi, CSc. za vstřícnost, trpělivost a odborné vedení po celou dobu mého studia.

Dále děkuji RNDr. Daniele Zemkové, CSc. za konzultaci týkající se antropologických vyšetřovacích metod.

Za umožnění a pomoc při biomechanických experimentech a pomoc se zpracováním statistických dat i neocenitelnou podporu, děkuji pracovníkům Oddělení biomechaniky Centra diagnostiky lidského pohybu Pedagogické fakulty Ostravské univerzity panu Mgr. Jaroslavu Uchytílovi, Ph.D. a doc. Mgr. Danielu Jandačkovi, Ph.D.

Děkuji doc. Mgr. Marku Bužgovi, Ph.D., za pomoc při realizaci a vyhodnocení měření energetické náročnosti chůze.

Za neocenitelnou technickou pomoc děkuji Bc. Aleši Sýkorovi a mým dalším spolupracovníkům z Nestátního zdravotnického zařízení PROTEOR CZ, s.r.o. i všem jejich pacientům ochotným zúčastnit se testování.

Děkuji rovněž PhDr. Rostislavu Čichoňovi, Ph.D. za konzultační metodologickou pomoc.

Za velkou podporu a trpělivost po dobu mého studia děkuji své rodině a přátelům.

Seznam použitých zkratk

ADL	activities of daily living
ALL F	amputation of lower limb (female) = amputace dolní končetiny (ženy)
ALL M	amputation of lower limb (male) = amputace dolní končetiny (muži)
AMM	antropometrický model dle Mosumbara
AMO	antropometrický model dle Osterkampové
AMZ_M	antropometrický model dle Zatsiorského – modifikovaný
AMZ_o	antropometrický model dle Zatsiorského – originál
BF	body fat = tělesný tuk
BMC	bone mineral content = obsah kostních minerálů
BW	body weight = tělesná hmotnost
CAD/CAM	computer-aided design & computer-aided manufacturing = počítačem podporovaný design/ počítačem podporovaná výroba
CG2 F	control group 2 = kontrolní skupina zdravých jedinců (ženy);
CG1 M	control group 1 = kontrolní skupina zdravých jedinců (muži)
CI	confidence interval = konfidenční interval
COP	center of pressure = centrum tlaku
CRP	continuous relative phase = průběžná relativní fáze
<i>d</i>	Cohenovo <i>d</i>
DEXA, DXA	duální emisní rentgenová absorpciometrie
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
DM	diabetes mellitus
DOA	doba od amputace;
DP	délka pahýlu
ES	effect size = věcná významnost = velikost účinku
EE	energy expenditure = energetický výdej
GRF	ground reaction force = reakční síla země
HK	horní končetina

HKK	horní končetiny
HMB	hmotnost bez protézy;
HMP	hmotnost s protézou
m₁	hmotnost amputované části na zdravé končetině
m₂	hmotnost pahýlu
m₃	hmotnost amputované části končetiny
HP	hmotnost protézy
ICC	intraclass correlation coefficient = vnitrotřídní korelační koeficient
ICHDKK	ischemická choroba dolních končetin
KBM	Kondylen Bettung Münster = pahýlové lůžko modelované přes kondyly (femuru) – vyvinuto v Münsteru
L/P	levá/pravá
LDK	levá dolní končetina
LEAN	fat free mass = hmotnost bez tuku
M/Ž	muži/ženy
MET	metabolický equivalent
n	number = počet
NS	non significant = nevýznamný
P	pacienti
p	p-value or p-level = statistická významnost
PAD	peripheral artery disease = nemoc periferních tepen
PDK	pravá dolní končetina
PTB SC	patellar tendon bearing supracondylar = pahýlové lůžko s přenosem zátěže přes patellární šlachu se závěsem suprakondylárně
PTB SC-SP (PTS)	patellar tendon bearing supracondylar suprapatellar = pahýlové lůžko s přenosem zátěže přes patellární šlachu se závěsem suprakondylárně a suprapatelárně
PTB	patellar tendon bearing = pahýlové lůžko s přenosem zátěže přes patellární šlachu
PUR	polyuretan
RER	respiratory exchange ratio = respirační výměna
RF_{APmax} brzdná	reakční síla v předozadním směru brzdná

RF_{APmax} propulzní	reakční síla v předozadním směru propulzní
RF_{ML max1}	reakční síla v pravolevém směru první maximum
RF_{ML max2}	reakční síla v pravolevém směru druhé maximum
RPE	rating of perceived exertion = hodnocení vnímané zátěže
SAFE	stationary ankle flexible endoskeleton = pevný kotník, pružný skelet
SACH	solid ankle cushion heel = pevné hlezno, měkká pata
SD	standard deviation = směrodatná odchylka
SI	index symetrie
SPSS	statistical package for the social sciences – statistický softwar
T1	skupina amputovaných bez závaží
T2	skupina amputovaných se závažím
TO	testovaná osoba
TSB	total surface bearing = plně kontaktní přenos zátěže na pahýl
TT	transtibiální = bérková
TTA	transtibiální amputace = amputace v bérce
TZ	kontrolní skupina zdravých osob
UZIS	Ústav zdravotnických informací a statistiky
VE	expiratory volume = objem ventilace

Obsah

Úvod	10
1 Přehled základní problematiky	13
1.1 Amputace dolní končetiny – transtibiální amputace	13
1.1.1 Příčiny amputací dolních končetin	14
1.1.2 Základní pravidla při TTA	14
1.1.3 Přehled amputačních technik u TTA	16
1.2 Protetika dolní končetiny – TT protézy	16
1.2.1 Základní požadavky na TT protézy	16
1.2.2 Funkční indikace TT protéz	17
1.2.3 Stupnice předpokládané aktivity uživatele protézy	17
1.2.4 TT protézy a jejich konstrukční řešení	18
1.3 Přehled základní problematiky u TTA a následného protetického vybavení	23
1.3.1 Péče o amputační pahýl	23
1.3.2 Působení pahýlového lůžka na pahýl končetiny	24
1.3.3 Vliv typu protetického chodidla na krokový cyklus	25
1.3.4 Vliv věku a současný přístup k dané problematice	25
1.3.5 Vliv hmotnosti protéz na průběh krokového cyklu a energetický výdej	26
1.4 Možnosti stanovení hmotnosti segmentu končetiny	27
1.4.1 Definice tělesné hmotnosti	27
1.4.2 Stanovení hmotnosti tělních segmentů u osob s amputací	28
1.4.3 Vnímání hmotnosti protézy u osob se ztrátou DKK	30
1.5 Analýza lidského pohybu	30
1.5.1 Krokový cyklus	31
1.5.2 Analýza chůze	33
1.5.3 Biomechanické parametry chůze	37
1.5.4 Chůze u osob s TTA	42
2 Metodika	43
2.1 Hypotézy	43
2.2 Postup – metody	43
2.3 Výzkumný soubor – způsob výběru	44
2.4 Stanovení hmotnosti amputované části končetiny	44
2.5 Dovážení protézy do předpokládané hmotnosti segmentu	46

2.6	Hodnocení energetického výdeje při chůzi	47
2.7	Kinetická a kinematická analýza chůze.....	48
2.8	Posouzení subjektivního vnímání zátěže pacientem	49
2.9	Měřicí zařízení.....	49
2.10	Protokol experimentu	50
2.11	Analýza dat.....	51
2.12	Statistická analýza.....	54
3	Výsledky	55
3.1	Stanovení hmotnosti amputované části končetiny u pacientů po TTA	55
3.1.1	Vyjádření k hypotéze H_{01}	58
3.2	Časoprostorové parametry chůze	59
3.3	Úhlové parametry chůze.....	65
3.4	Silové parametry	86
3.5	Kinetické parametry	88
3.5.1	Vyjádření k hypotéze H_{02}	91
3.6	Vyhodnocení energetického výdeje	91
3.6.1	Vyjádření k hypotéze H_{03}	93
3.7	Vyhodnocení subjektivního vnímání zátěže při chůzi s těžší protézou.....	94
3.7.1	Vyjádření k hypotéze H_{04}	96
4	Diskuse	97
4.1	Stanovení hmotnosti amputované části končetiny u pacientů po TTA	97
4.2	Časoprostorové parametry postižené a zdravé končetiny při chůzi	97
4.3	Úhlové parametry amputované a nepostižené končetiny při chůzi	99
4.4	Kinetické parametry amputované a nepostižené končetiny při chůzi	102
4.5	Energetický výdej při používání těžší protézy dolní končetiny	103
4.6	Subjektivní vnímání fyzické zátěže při chůzi s těžší protézou.....	103
4.7	Limitace studie	104
5	Závěry	105
6	Souhrn	107
7	Summary.....	109
8	Referenční seznam	111
	Přílohy	127

Seznam obrázků	130
Seznam tabulek.....	131
Seznam grafů	133

Úvod

Inspirací a podnětem k disertační práci bylo pozorování výrazných trupových asymetrií u osob, které utrpěly amputaci končetiny v útlém věku a dále pak vyjádření několika věkově starších uživatelů protéz, kteří po vybavení novějšími modernějšími protézami sdělovali, že jim „ty staré těžké protézy při náročné fyzické práci více vyhovovaly“.

Aplikace ortotických a protetických pomůcek zaznamenává v poslední době značný rozvoj. Jsou aplikovány nové technologické postupy výroby ortéz a protéz s využitím kompozitních materiálů, CAD/CAM technologií (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing, počítačem podporovaný design / počítačem podporovaná výroba), mikroprocesorem řízených kloubů, myoelektrické a bionické protézy horní končetiny.

Rozhodování o indikaci typu protézy vychází z empirických zkušeností indikujících lékařů, protetických techniků a fyzioterapeutů na základě lokálního posouzení rozsahu postižení, typu amputačního výkonu na končetině, tvaru pahýlu, stavu svalstva, kožního krytu a případné citlivosti či bolestivosti zachované části končetiny. Při specifikaci vhodného typu protézy musí indikující lékař brát v úvahu věk, tělesnou zdatnost, duševní úroveň pacienta a také koincidenci dalších onemocnění, které mohou použití protetické pomůcky negativně ovlivňovat. Z biomechanického hlediska je opomíjeným faktorem určení přesné, optimální délky protézy, a zvláště její hmotnosti. Právě subjektivní vnímání těchto dvou faktorů je rozhodující pro hodnocení kvality protetického vybavení pacientem. Exaktní stanovení hmotnosti protézy v závislosti na předchozí hmotnosti amputované části končetiny není při stavbě protézy zohledňováno. Součástí chirurgického výkonu, amputace, není standardně zavedeno stanovení hmotnosti amputované části končetiny. Protokol patologa většinou také neobsahuje údaj o hmotnosti části nebo celé končetiny poslané na vyšetření. V případech pacientů po amputaci horní končetiny (HK) v období růstu anebo u vrozených defektů HK příčných či podélných pozorujeme vývoj deformit axiálního skeletu v důsledku asymetrického zatížení pletence ramenního. U pacientů s amputací dolní končetiny (DK) je pro optimální biomechaniku chůze rozhodující délka protézy. Subjektivní hodnocení kvality protézy nepochybně ovlivňuje také její hmotnost v závislosti na aktivitě uživatele. Mezi laickou veřejností, ale i výrobci protéz (protetický technik), převládá názor, že čím je lehčí protéza tím je i kvalitnější. S ohledem na vznikající svalové asymetrie v oblasti axiálního skeletu u dětí s vrozenými

končetinovými defekty nebo ztrátovými poškozeními horní končetiny (úraz, amputace pro tumor aj.) lze s tímto názorem polemizovat.

Existuje několik studií zabývajících se vlivem hmotnosti protézy dolní končetiny na energetický výdej. V některých studiích je porovnáván energetický výdej při proměnlivé rychlosti chůze s protézou dolní končetiny o různé hmotnosti. Řada prací se věnuje biomechanickým aspektům chůze s protézou dolní končetiny a potvrzuje vznik artrózy kolenního kloubu, kontralaterální zdravé končetiny. Tyto studie však blíže nezkoumají a nepopisují exaktní stanovení hmotnosti amputované části končetiny a vliv hmotnosti protézy dolní končetiny na biomechanické parametry chůze se současným hodnocením energetického výdeje při použití těžší protézy.

Disertační práce je zaměřena na popis a porovnání biomechanických parametrů chůze pacientů s transtibiální amputací (TTA) a různou hmotností bérkové protézy. Každá vyšetřovaná osoba zkoumaného souboru podstoupila podrobné antropometrické měření, které bylo východiskem pro provedení výpočtu hmotnosti amputovaného segmentu končetiny. Výsledky výpočtu byly porovnávány s celotělovou denzitometrií DXA, která byla rozhodující pro stanovení hmotnosti amputované části končetiny.

Na základě těchto výpočtů byla u každého zkoumaného jedince původně lehčí bérková protéza doplněna závažím, které upravilo hmotnost protézy tak, aby odpovídala původní hmotnosti segmentu amputované končetiny.

Chůze pacientů s transtibiální (TT) protézou o různé hmotnosti je hodnocena a srovnána z hlediska kinematiky a kinetiky chůze. Je posouzena symetrie vybraných časoprostorových, kinematických i kinetických charakteristik chůze. U vyšetřovaných pacientů s TTA byla rovněž vyšetřována spotřeba kyslíku při konstantní rychlosti chůze s původní lehčí protézou a protézou zatíženou do původní hmotnosti končetiny. Veškerá zjištěná data jsou porovnána s kontrolní skupinou zdravých osob, kterou tvoří párově vybraní jedinci se stejnými antropometrickými parametry.

Se zřetelem k aktuálním kasuistikám v klinické praxi je záměrem této práce vypracovat metodiku exaktního stanovení hmotnosti amputované části nebo celé končetiny, posoudit vliv hmotnosti protézy DK na chůzi pacienta a na základě zjištěných dat formulovat obecná doporučení týkající se optimální hmotnosti protézy dolních končetin.

Cíle disertační práce

Cílem disertační práce bylo porovnat základní biomechanické (biokinetické a biokinematické) parametry chůze zdravých jedinců s postiženými osobami s jednostrannou TTA, vybavenými protézami o rozdílných hmotnostech.

Dizertační práce je zaměřena na:

1. zjištění biomechanických parametrů chůze u osob s jednostrannou TTA a jejich porovnání s experimentálně zjištěnými parametry zdravých lidí, majícími identické antropometrické znaky;
2. vypracování metodiky exaktního stanovení hmotnosti amputované části nebo celé končetiny;
3. porovnání a posouzení vlivu hmotnosti bércové protézy na energetické výdeje uživatele protézy;
4. vyhodnocení subjektivního vnímání fyzické zátěže při chůzi s těžší protézou
5. formulace obecně platných doporučení pro klinickou praxi, týkající se optimální hmotnosti aplikovaných TT protéz, na základě zjištěných dat.

1 Přehled základní problematiky

1.1 Amputace dolní končetiny – transtibiální amputace

Amputace na dolní končetině je vždy operačním výkonem, který zásadním způsobem změní život člověka. V literatuře se amputace dolních končetin rozlišují na velké amputace, které zahrnují amputační výkony od kotníku proximálně a amputace malé, které reprezentují parciální amputace chodidla (Lombardo et al., 2014)

V současné době je v zahraniční literatuře nejvíce používáno toto rozdělení úrovní amputací na dolních končetinách (Persson, 2001):

- Parciální amputace chodidla
- Exartikulace v hlezenním kloubu
- Transtibiální amputace (amputace v bérce)
- Exartikulace v kolenním kloubu
- Transfemorální amputace (amputace ve stehně)
- Exartikulace v kyčelním kloubu
- Hemipelvektomie

Výraz úroveň amputace určuje místo na těle člověka, kde bylo provedeno odejmutí některé z končetin nebo její části. O výšce amputace rozhoduje lékař ještě před operačním zákrokem. Pokud dochází k plánovaným zákrokům, tak by vždy měly probíhat konzultace s ortotikem-protetikem, kdy by se měla upřesnit co nejvýhodnější úroveň amputace s ohledem na stav pahýlu, jeho cévní zásobení a možný výskyt komplikací s cílem minimalizovat neúspěch při aplikaci protézy. Určení výše amputace je pro pacienta významným rozhodnutím. Je ovlivněno rozsahem poranění, rozšířením infekce, lokalizací cévních poruch, nádorového onemocnění atd. (Zeman, 2011).

Správně určená výše amputace má zajistit optimální hojení a co nejlepší možnost následné rehabilitace. Snahou je vždy provést co nejnižší amputaci, tak aby bylo možné vyhotovit vhodnou protetickou pomůcku. Je potřeba porovnat a zvolit jakýsi kompromis mezi snadnějším hojením proximálních amputací a větší úspěšností následné pooperační rehabilitace, kterou očekáváme u amputací distálních (Zeman, 2014).

1.1.1 Příčiny amputací dolních končetin

V současnosti je nejčastější příčinou amputací těžká ischemie způsobená pokročilým chronickým obliterujícím tepenným onemocněním. Postiženi jsou pacienti s diabetem a ischemickou chorobou dolních končetin (Čurdová & Vaňásková, 2017). Počty amputací dolních končetin uváděných v literatuře přepočtené na počet obyvatel uvádí široké rozmezí počtů amputací. Transatlantický konsenzus (Norgren et al., 2007) uvádí počet velkých amputací za rok v širokém rozmezí 12–50 na 100 000 obyvatel (Spáčil & Táborský, 2008). Nejčastější indikací k amputaci v České republice jsou gangrény dolních končetin na podkladě chorob cév v důsledku diabetes mellitus. Jedná se o závažnou pozdní komplikaci diabetu a tvoří 40–60 % z netraumatických amputací. U diabetu je až 4krát vyšší riziko amputace než u nediabetiků (Fejfarová et al., 2016). Dle statistických údajů ÚZIS bylo v ČR v roce 2017 provedeno 9 980 amputací u diabetiků, z toho 3 364 amputací nad kotníkem (ÚZIS ČR, 2019).

Na amputaci dolních končetin se etiologicky podílí nejčastěji ischemická choroba dolních končetin a diabetes mellitus při progresi diabetické angiopatie do diabetické gangrény. Další indikací jsou traumatická devastující poranění, u kterých již není možná cévní a muskuloskeletární rekonstrukce, cévní poranění s gangrénou končetiny nebo úraz končetiny s rozvojem plynaté sněti. Mezi další indikace k amputaci dolní končetiny patří radikální řešení u maligních tumorů a také u nezvládatelných akutních a chronických infekcí skeletu. Důležitou příčinou amputací u dětí jsou vrozené malformace končetin vedoucí k nefunkčnosti dolních či horních končetin, které nejsou řešitelné jiným ortoticko-protetickým vybavením než protézou (Sosna, 2001).

1.1.2 Základní pravidla při TTA

Pro správné formování bércového pahýlu je podmínkou důkladné a technicky správné provedení resekce kostí pahýlu. Tibie musí být v oblasti přední hrany místa resekce tupě skosená a opracována tak, aby neprominovala pod kožní kryt. Rovněž fibula musí být vždy resekována proximálněji než holenní kost. Pokud se nedodrží tyto základní požadavky, mohou na pahýlu vznikat kostní prominence vedoucí následně k opakujícím se kožním otlakům při aplikaci protézy (Kubeš, 2014). Při amputacích, kdy není předpoklad ischemického postižení končetiny, můžeme použít techniky využívající předního a zadního

laloku. U pacientů s ischemickým postižením končetiny volíme operační techniku s použitím zevního a vnitřního laloku nebo amputaci s dlouhým dorsálním lalokem. Důležitým rozhodnutím pro operovaného pacienta je rozhodnutí o výšce amputace. Určení úrovně amputace vychází z rozsahu poranění, lokalizace cévních poruch, nádorového onemocnění a případného rozšíření infektu v měkkých tkáních končetiny. Jako energeticky nejvýhodnější se doporučuje amputace na rozhraní střední a proximální třetiny bérce (Smith, 2004).

Délka pahýlu a jeho tvar má důležitý vliv na retenci pahýlu v pahýlovém lůžku protézy a tím i na kontrolu pohybu protézy během chůze (Persson & Liedberg, 1983). Při traumatu je přesná délka rekonstruovatelné distální tkáně bérce předurčena nehodou a předchozí léčbou. Operace nádoru vyžaduje, aby byla zachována zdravá tkáň. V případě cévní ischemie by měl chirurg nejprve určit, zda končetinu nelze zachránit rekonstrukční cévní operací, a to buď zcela nebo s nutnou parciální amputací chodidla. Při volbě úrovně bérce amputace se zvažuje, zda má TT pahýl rozumnou šanci na uzdravení, s tím, že měkké tkáně pahýlu i jeho tvar bude stabilní a optimálně funkční. V případě infekce na chodidle je nutné zhodnotit její šíření v jednotlivých kompartmentech a určit, zda je proveditelná ray nebo transmetatarsální amputace nebo exartikulace dle Symeho (Bowker, 1990).

Při rozhodnutí o provedení TTA je potřeba pečlivě zvážit i délku pahýlu. Nejkratší užitečná amputace bérce musí zahrnovat drsnatinu tibie tak, aby se zachoval úpon m. kvadriceps femoris. Flexi bérce v této úrovni zajišťuje m. semimembranosus a biceps femoris. Dodnes ale nebyla stanovena ideální délka pahýlu pro optimální protetickou funkci. Metoda amputace prosazovaná Burgessem, která má za následek válcovitý tvar pahýlu, určuje délku pahýlu na přibližně 15 cm (Burgess, 1970).

Když se pokusíme shrnout problematiku volby délky bérce pahýlu zjistíme, že neexistuje ideální délka nebo úroveň bérce amputace. V případech ischemické etiologie, kdy je omezena průchodnost arteria poplitea se zdá být rozumná amputace na rozhraní proximální a střední třetiny bérce. V případech, kdy je průtok krve do kotníku dobrý, je úroveň amputace na rozhraní střední a distální třetiny bérce rovněž funkčně přínosná. Současné moderní protetické komponenty lze přizpůsobit i těmto distálním úrovním amputace v bérce (Smith, 2004)

1.1.3 Přehled amputačních technik u TTA

Současné chirurgické techniky amputace dolní končetiny pomáhají optimalizovat přizpůsobení končetiny s amputací následné funkční rehabilitaci a aplikaci TT protézy. Mezi základní používané techniky patří lalokové amputace zahrnující několik metod, které se liší mírou resekce skeletu bérce i volbou svalových laloků a provedením myoplastiky (Smith, 2004). Mezi nejpoužívanější techniky patří metoda dlouhého dorsálního laloku (Burgess, 1970). Modifikace předchozího operačního postupu, který se používá u velmi ischemických pahýlů spočívá v resekci celé fibuly i s hlavičkou. Vzniká konický a velmi krátký bérce pahýl. Výhodou této techniky je minimalizace nekróz pahýlu a reamputací (Brückner, 1992). Mezi moderní operační techniky patří metoda sagitálního řezu – Sagittal flap (Persson, 2001) a metoda šikmého řezu – Skewed flap (Robinson et al., 1982).

1.2 Protetika dolní končetiny – TT protézy

Protéza je externě aplikovaná pomůcka, která nahrazuje část chybějící končetiny nebo nedostatečně vyvinuté končetiny (International Organization for Standardization, 1989). TT protéza je pak náhrada chybějící končetiny po TT amputaci, která je provedena v úrovni mezi kolenním kloubem a hlezenním kloubem. 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 (Svoboda, 2020).

1.2.1 Základní požadavky na TT protézy

Komfort TT protézy zahrnuje vyhovující objem a tvar pahýlového lůžka protézy. Důležitou součástí vnímání protézy pacientem je také bezpečné zavěšení pahýlového lůžka na amputačním pahýlu. Vzhledem k faktu, že uživatel protézy používá protézu dlouhodobě, je rovněž důležitý tepelný komfort i hmotnost protézy. Stejně významný je uživatelský komfort, který zahrnuje způsob aplikace protézy, požadavky na její údržbu a servis.

Funkčnost TT protézy je podmíněna správným konstrukčním návrhem TT protézy, který zahrnuje vhodný typ a provedení pahýlového lůžka, vhodný typ protetického chodidla

i ostatních komponent. Velmi důležitou podmínkou pro správnou funkci protézy je správné seřízení neboli alignment protézy.

Vzhled protézy zahrnuje akceptovatelné vizuální provedení protézy, tj. imitace tvaru a barevného provedení končetiny. Komfort protézy jednoznačně ovlivňuje provedení lůžka protézy a nastavení TT protézy. Funkčnost protézy je ovlivněna jejím konstrukčním návrhem. Tento návrh protézy by měl vycházet z funkční indikace protézy. Komfort a funkčnost protézy mají pro jejího uživatele z dlouhodobého hlediska vždy vyšší prioritu než vzhled protézy (Krawczyk & Rosický 2014).

1.2.2 Funkční indikace TT protéz

Funkční indikace slouží pro optimalizaci technického návrhu protézy, a to na základě předpokládaného stupně aktivity uživatele. Technický návrh protézy na základě funkční indikace by měl být výsledkem rozhodnutí multidisciplinárního týmu, ve kterém by měl být minimálně lékař, fyzioterapeut, ortotik-protetik, zdravotní sestra a dle potřeby psycholog (Kálal, 2005). Nejdůležitějším členem týmu je však pacient, který by měl být o celém průběhu léčby podrobně informován.

Typ protézy a její konstrukční provedení je navrženo podle předpokládaného stupně aktivity uživatele. Předpokládaný stupeň aktivity vychází z etiologie amputace, celkového zdravotního stavu před amputací, komorbidit, a především z posouzení aktuálních fyzických i psychických předpokladů uživatele (Krawczyk & Rosický 2014).

1.2.3 Stupnice předpokládané aktivity uživatele protézy

Stupeň aktivity uživatele popisuje soubor jeho fyzických i psychických předpokladů. Rozlišujeme 4 základní předpokládané stupně aktivity uživatele protézy (Kálal, 2005):

Stupeň aktivity 1: Interiérový typ

Při tomto stupni aktivity je uživatel protézy schopný chodit pouze po bytě, nezvládá překonání jakýchkoliv bariér. Chodí pomalou, konstantní rychlostí s oporou berlí.

Stupeň aktivity 2: Limitovaný exteriérový typ

Tento typ uživatele je schopný chodit již také v exteriéru konstantní rychlostí se zvládnutím menších bariér, kterými mohou být schody a menší svahy. Jedinec s tímto stupněm aktivity může chodit s oporou, ale také bez opory berlí nebo holí.

Stupeň aktivity 3: Nelimitovaný exteriérový typ

Uživatel je schopen chodit proměnnou rychlostí chůze. Chodí bez opory a zvládá veškeré bariéry. Mnohdy je již zaměstnán.

Stupeň aktivity 4: Vysoce výkonný uživatel

Jedná se o člověka s vysokými nároky na protézu vzhledem k denní zátěži, která převyšuje zátěž běžného uživatele protézy. U tohoto uživatele protézy předpokládáme vyšší rázové zatížení při sportu a fyzicky náročných aktivitách, jedná se většinou o sportovce a děti.

1.2.4 TT protézy a jejich konstrukční řešení

Současný vývoj ve stavbě protéz je zaměřen na kompaktní, lehké a pevné konstrukce, vysokou spolehlivost, bezpečnost a životnost dílů a na široký funkční rozsah protézy. Protéza končetiny z kompozitních materiálů představuje nejmodernější provedení protézy. Využití kompozitních materiálů zvyšuje technickou úroveň protézy (hmotnost, životnost) a dále funkční parametry protézy (dynamicky laděné prvky dílů protézy). Dalším trendem je využití mikroprocesoru pro řízení protetických náhrad (Uchytíl, 2013).

Konstrukční návrh uspořádání TT protézy by měl vycházet z funkční indikace protézy, která stanovuje předpokládaný stupeň aktivity uživatele protézy. Technický návrh protézy na základě této funkční indikace by měl být výsledkem rozhodnutí multidisciplinárního týmu, který pacienta komplexně vyšetří.

Při volbě správného protetického vybavení se někdy dělají chyby, kdy je pacient vybaven protézou, která neodpovídá jeho aktivitě v průběhu dne. Buď je protéza z technického hlediska podhodnocena což znamená, že uživatel tuto protézu velmi rychle opotřebuje nebo je protéza sestavena pro vysokou aktivitu s řadou dynamických prvků, které však člověk po amputaci nevyužije, protože nemá dostatečné fyzické schopnosti. V takovém případě dotyčného takováto mnohdy velmi moderní protéza spíše omezuje. I z těchto důvodů jsou jednotlivé komponenty protéz i samotné protézy kategorizovány podle předpokládané aktivity uživatele (Zákon č. 282/2018 Sb).

1.2.4.1 Rozdělení typů TT protéz podle účelu využití

Protézy můžeme rozdělit na pooperační (rehabilitační, interim) protézy, protézy pro prvovybavení, definitivní protézy a protézy speciální, do této skupiny řadíme protézy, které jsou zhotoveny buď pro uživatele s extrémní sportovní aktivitou například pro běh nebo

cyklistiku. V ostatních případech to mohou být protézy, které se pohybují na rozhraní ortotického a protetického vybavení, kdy je dolní končetina určitým způsobem malformována, například z důvodů vrozené vady – defektu, kdy se nepřístupilo k amputačnímu výkonu. Pro tyto se užívá název ortoprotézy. Pro komfort i dobrou funkci protézy je kromě správné stavby protézy a výběru vhodných protetických dílů odpovídajících aktivitě uživatele nejdůležitější volba vhodného typu pahýlového lůžka a jeho provedení. Pokud není správně zhotovené pahýlové lůžko protézy, které přichází do styku s tkání pacienta je i funkce protézy a samotný „zážitek z chůze“ sporný a pacient vnímá protézu jako špatnou (Krawczyk, 2018).

1.2.4.2 Pahýlová lůžka TT protézy

Pahýlové lůžko musí respektovat tvar pahýlu a jeho citlivá a zatížitelná místa (Lusardi, 2007). Volba materiálu, tvar pahýlového lůžka i závěsný systém protézy vychází ze znalosti vlastností amputačního pahýlu, kterými jsou délka, tvar, stav měkkých tkání a eventuální přítomnost patologií pahýlu (Krawczyk & Rosický 2014; Svoboda, 2008).

Mezi základní typy pahýlových lůžek řadíme PTB, KBM a TSB pahýlové lůžko. Při výrobě PTB (Patellar Tendon Bearing) pahýlového lůžka je třeba docílit plně kontaktního uložení pahýlu končetiny, přičemž pro přenos zátěže na pahýlu končetiny slouží především střední část patelárního vazů. Pahýlové lůžko PTB je vhodné prakticky pro všechny transtibiální amputace, s výjimkou některých pooperačních protéz nebo případů, kdy patologické stavy vyžadují alternativní typ pahýlového lůžka (Kapp, 2002). Skeletálního zavěšení tvarem pahýlového lůžka přes kondyly femuru využívá modifikace nazývaná KBM pahýlové lůžko (Kondylen Bettung Münster) jehož přesné označení je PTB-SC (supracondylar) a dále modifikace PTB-SC-SP (supracondylar suprapatellar), která je označována také jako PTS pahýlové lůžko. Pahýlové lůžko, které využívá aplikaci vnitřního viskoelastického návleku, který pomáhá rozložit síly působící na pahýl končetiny co nejrovnoměrněji je TSB pahýlové lůžko (Total Surface Bearing socket) (Svoboda, 2008).

1.2.4.3 Konstrukční uspořádání pahýlového lůžka TT protézy

Pahýlové lůžko TT protézy obsahuje: nosné lůžko protézy, vnitřní lůžko protézy, závěsný systém a připojovací adaptér.

Nosné lůžko protézy je tvarově stabilní a zabezpečuje přenos sil z pahýlu na protézu, zajišťuje stabilní uložení pahýlu v protetickém lůžku. Je pevnou součástí protézy, ke které může být proximálně připojen závěsný systém protézy a distálně je do nosného lůžka integrován připojovací adaptér pro spojení s ostatními částmi protézy (spojovací adaptéry, protetické chodidlo).

Vnitřní lůžko protézy představuje mezivrstvu (interface) mezi pahýlem a nosným lůžkem protézy. Mezi základní provedení vnitřního lůžka patří měkké vložky, viskoelastická lůžka a pahýlové punčošky. Nejvíce v současnosti používané viskoelastické návleky jsou zhotoveny z různých typů viskoelastických materiálů – silikonu, polyuretanů nebo termoplastických elastomerů. Hlavní výhodou těchto návleků je redukce mechanického zatížení pahýlů (eliminace maximálního tlakového zatížení a smykového zatížení (Seymour, 2002).

Připojovací adaptér slouží k napojení nosného lůžka protézy na další součásti protézy, spojovací adaptéry protézy a protetické chodidlo.

1.2.4.4 Závěsné systémy TT pahýlových lůžek

Zavěšení TT protézy, tj. spojení protézy s amputačním pahýlem, je významným parametrem pahýlového lůžka. Způsob a provedení zavěšení ovlivňuje komfort i funkčnost protézy. Rozlišujeme tyto typy zavěšení u TT protézy: suprapatelární závěs, skeletární suprakondylární systém, kolenní závěsný návlek, stehenní objímku (Kapp, 2002), systém s mechanickým uzávěrem, systém podtlakového zavěšení a pomocný závěsný systém (Krawczyk & Rosický 2014). V současnosti se nejvíce používá systém s mechanickým uzávěrem, který je založen na mechanickém spojení distálního konce viskoelastického lůžka s nosným lůžkem protézy pomocí mechanického dílu (hladký čep, ozubený čep nebo lanko) umístěného do mechanického uzávěru integrovaného do nosného lůžka protézy. Podtlakový závěsný systém, který se vytvoří mezi viskoelastickým lůžkem a nosným lůžkem protézy, zabezpečuje stabilní uložení pahýlu v protéze. Podmínkou je dokonalé utěsnění prostoru mezi viskoelastickým lůžkem a nosným lůžkem. (Krawczyk & Rosický 2014).

1.2.4.5 Protetická chodidla TT protéz

Nosné pahýlové lůžko se závěsným systémem na pahýl končetiny je pomocí spojovacího adaptéru připojeno k protetickému chodidlu, které je základní součástí TT protéz. Nejčastěji jsou protetická chodidla rozdělována do pěti koncepčních skupin: chodidlo SACH (SACH = Solid Ankle Cushion Heel = pevné hlezno, měkká pata), chodidlo s jednoosým kloubem, chodidlo s víceosým kloubem, chodidlo s flexibilním skeletem, chodidlo s dynamickou odezvou. V současné době se v praxi můžeme setkat s inovacemi, jako jsou řídicí jednotka s prvky umělé inteligence, elektromechanický servopohon apod., které výrazným způsobem zvyšují kvalitu protetických chodidel (Svoboda, 2008, str. 24). Klasické protetické chodidlo se většinou vyznačuje dobrou stabilitou, méně však vyhovuje dynamickým požadavkům. Mezi klasická chodidla řadíme chodidlo SACH, chodidlo SAFE (SAFE = Stationary Ankle Flexible Endoskeleton = pevný kotník, pružný skelet), chodidlo s jednoosým a víceosým kloubem, která se liší svou vzrůstající složitostí i hmotností. Tato chodidla jsou vhodná pro uživatele protéz s nižší nebo střední aktivitou, u kterých je požadavek vysoké stability při chůzi po rovném povrchu (Krawczyk & Rosický 2014).

Dynamická protetická chodidla jsou konstrukčně a koncepčně založena na principu akumulace a následného využití mechanické energie během odvalu chodidla. Jsou charakterizována pružným dynamickým skeletem většinou z uhlíkového kompozitu, který umožňuje absorpci energie na začátku stojné fáze, její uchování a následné uvolňování v průběhu stojné fáze. V průběhu času dosáhla dynamická protetická chodidla široké uplatnění vzhledem k efektivnímu zlepšení chůze, a proto se stala hlavním typem chodidel využívaných v protetice (Svoboda, 2020). Dynamická chodidla se navrhují tak, aby mechanické vlastnosti chodidla odpovídaly hmotnosti uživatele a úrovni rázů na protetické chodidlo. Tyto parametry určují tuhostní kategorii protetického chodidla. Základní konstrukce těchto chodidel vychází z klasického dvoupružinového uspořádání. Mezi dynamická chodidla patří chodidla dvoupružinová, vícepružinová a pak také chodidla, která mají integrovaný torzí tlumič nebo tlumič vertikálních rázů. Dalšími typy jsou dynamická chodidla s konstrukčními prvky, které umožňují inverzi, everzi nebo multiaxiální pohyb. Při použití dynamického typu chodidla se chůze u osob s amputací více přibližuje chůzi normální populace a je více symetrická (Seymour, 2002). Bionická chodidla využívají moderní technologie – snímače polohy a rychlosti pohybu, řídicí systém

s prvky umělé inteligence a elektromechanické servopohony. Díky tomu bionické chodidlo reaguje samo na změnu pohybové činnosti nebo změnu terénu nastavením v hlezenním kloubu. Chodidlo tak mění svoji pozici při chůzi po schodech a svazích, ve švihové fázi, umožňuje adaptaci na změnu typu obuvi (Krawczyk & Rosický 2014).

1.2.4.6 Spojovací adaptéry

Adaptéry jsou části, které vzájemně propojují jednotlivé komponenty protéz. V případě TT protéz pahýlové lůžko a chodidlo. Mezi specifické typy adaptéru řadíme adaptéry torzní, které simulují rotaci v kolenní a hleznu během stojné fáze. Trubkový adaptér je nejčastěji používaným typem adaptérů a nahrazuje nosný díl holenní části dolní končetiny. Tyto adaptéry jsou vyráběny v různých délkách tak, aby odpovídaly nestejným délkám končetin jednotlivých pacientů.

1.2.4.7 Seřízení protézy – alignment TT protézy

Nastavení TT protézy je prostorové uspořádání jednotlivých částí protézy vůči sobě navzájem a vůči tělu pacienta. Uspořádání dílů se realizuje kombinací angulace a translace v anatomických rovinách (frontální, sagitální a transverzální). Nastavení TT protézy probíhá v těchto 3 postupných krocích: základní nastavení, statické nastavení a dynamické nastavení. Cílem nastavení TT protézy je komfortní přenos zátěže ve stojné fázi s cílem zajištění mediolaterální a anterioposteriorní stability ve stojné fázi a minimalizace výchylek pohybu těžiště při chůzi. Správné uspořádání TT protézy je také ovlivněno stereotypem chůze pacienta, funkčními vlastnosti protetického chodidla, stavem pahýlu, funkčními požadavky a motivací pacienta (Geil & Lay, 2004).

Základní nastavení TT protézy (bench alignment)

Základní nastavení (bench alignment) je výchozím krokem pro správné celkové nastavení protézy. Základní nastavení TT protézy určuje prostorové uspořádání protézy mezi pahýlovým lůžkem a protetickým chodidlem s ohledem na doporučení výrobce chodidla a vzhledem k získaným údajům o pacientovi (addukce / abdukce a flexe pahýlu, vzdálenost kolenního kloubu od podložky). Základní nastavení protézy provádí protetik bez pacienta. Základní nastavení protézy vychází z polohy zátěžného bodu lůžka TT protézy a referenčního bodu protetického chodidla. Zátěžný bod lůžka leží v transverzální rovině,

kteřá prochází v polovině patelárního vazů, a je umístěn ve středu průřezu protetického lůžka touto rovinou. Referenční bod protetického chodidla pro základní nastavení protézy určuje výrobce chodidla (Heim & Kaphingst, 2002).

Statické nastavení TT protézy (static alignment)

Cílem statického nastavení je dosažení statické rovnováhy při stoji v protéze, aniž by byl uživatel protézy nucen vyvíjet jakoukoliv svalovou aktivitu nebo této rovnováhy dosáhl změnou postury (Heim & Kaphingst, 2002).

Dynamické nastavení TT protézy (dynamic alignment)

Cílem dynamického nastavení TT protézy je funkce a komfort při chůzi. Během postupu dynamického nastavení se sleduje rychlost chůze a délka kroku, mediolaterální stabilita chodidla a kolene ve středu stojné fáze (Heim & Kaphingst, 2002).

1.3 Přehled základní problematiky u TTA a následného protetického vybavení

První dny po amputaci jsou pro hojení pahýlu i další postup léčby velice důležité. Základním požadavkem je zajistit co nejrychlejší redukci otoku pahýlu, udržení pohybu v kolenním a kyčelním kloubu amputované končetiny, zabránění vzniku kontraktur kolenního kloubu pahýlu a v neposlední řadě udržení kondice pacienta. Aktivní terapie po amputaci z výše uvedených důvodů zahrnuje péči o operační ránu, adekvátní kompresivní terapii a protetickou fyzioterapii. Aktivní terapie je zahájena v prvních dnech po amputačním výkonu. Aktivní terapii zajišťuje personál na příslušném lůžkovém oddělení. V případě překlady pacienta do domácího léčení je nutné, aby byli o všech postupech poučeni rodinní příslušníci i sám pacient tak, aby byla zajištěna kontinuita aktivní terapie. Cílem aktivní terapie je vytvořit podmínky pro usnadnění vertikalizace pacienta, usnadnit proces hojení operační rány a vytvořit optimální podmínky pro vybavení protézou (Lusardi, 2007).

1.3.1 Péče o amputační pahýl

Péče o operační ránu a pahýl vychází z indikace lékaře, typu operačního výkonu i zvoleného způsobu hojení v závislosti na případných komplikacích v operační ráně.

Cílem aktivní terapie po amputačním výkonu je zajistit adekvátní kompresivní terapii a protetickou fyzioterapii (Lusardi, 2007).

Cílem kompresivní terapie je redukce otoku, formování pahýlu a vytvoření dobrých podmínek pro hojení operační rány. Mezi základní způsoby kompresivní terapie patří elastická bandáž, využití sériově vyráběného kompresivního elastického textilního návleku a aplikace pooperačních silikonových návleků. K zajištění tohoto způsobu kompresivní terapie se využívá speciálních pooperačních silikonových návleků, které se aplikují v odstupňovaných, postupně se zmenšujících velikostech návleků, čímž dochází k redukci objemu pahýlu (Lusardi, 2007). Použití tohoto systému vyžaduje pořízení velikostní řady pooperačních silikonových návleků, zaškolený personál a možnost sterilizace.

Fyzioterapie (protetická fyzioterapie) zajišťuje přípravu pacienta k protézování a samotný nácvik vertikalizace v pooperační (rehabilitační) protéze a následně reedukaci chůze v individuálně zhotoveném protetickém vybavení (Kristiníková, 2013).

1.3.2 Působení pahýlového lůžka na pahýl končetiny

Pro optimální konstrukci a zhotovení vhodného pahýlového lůžka protézy je potřebné respektovat aktivitu uživatele, zatížení protézy a zejména vlastnosti amputačního pahýlu. Je důležité porozumět kvantitativnímu vztahu mezi parametry přenosu zátěže a navrženým typem pahýlového lůžka (Krawczyk & Rosický, 2014).

Kůže na pahýlu končetiny je vystavena mnohým nepříznivým vlivům. Těsně přilehající objímka způsobí omezenou cirkulaci vzduchu a tím i zhoršení perspirace kůže a zvýšené pocení. V pahýlovém lůžku protézy může docházet k lokálnímu mechanickému namáhání kožního krytu. Kromě toho je kůže zranitelná vůči možným dráždivým nebo alergizujícím účinkům materiálů používaných při výrobě protéz (Bhandari & Jain, 1996).

Opakované tření a zvýšený lokální tlak v pahýlovém lůžku jsou schopny způsobit destrukci a proliferaci tkáně. Kůže pahýlu se často maceruje nebo opotřebovává špatným nasazením nebo špatným seřízením protézy. V důsledku tohoto dlouhého tření se kůže stává ztluštělá, může dojít k hyperkeratóze, tvorbě zarudnutí. Nevhodná konstrukce pahýlového lůžka protézy může způsobit problémy s prokrvením pahýlu což může vést ke stáze krve v pahýlu s rozvojem kožních změn, které se projevují změnou barvy pahýlu a rozvojem dermatitidy (Smith, 2004).

1.3.3 Vliv typu protetického chodidla na krokový cyklus

Typ použitého protetického chodidla patří mezi faktory, které významným způsobem ovlivňují chůzi osob s TT amputací (Cortés et al., 1997). Pro různé jedince může být optimální různý typ chodidla (Svoboda, 2008). Rozhodujícím hlediskem pro výběr chodidla je stupeň aktivity uživatele a s tím související potřeba stability. Některé výzkumy se snažily z množství charakteristik chůze vybrat ty, které by byly pro výběr chodidla nejpodstatnější. Jedná se o parametry charakterizující symetrii chůze (symetrie délky kroku, symetrie v rychlosti protetické a intaktní strany), plynulost chůze (velikost lokálního minima vertikální složky reakční síly v průběhu středního stoje chůzového cyklu) či efektivitu v brzdící a akcelerační fázi kroku (Svoboda, 2008; Mizuno et al., 1992). Je třeba mít na paměti, že výběr protetického chodidla ovlivňuje i intaktní končetinu. Nadměrné zatížení intaktní končetiny zvyšuje riziko osteoartrózy (Morgenroth et al., 2011). Pro chůzi s klasickým typem chodidla je charakteristická nižší přirozená rychlost chůze ve srovnání s protetickými chodidly s dynamickou odezvou (Barth et al., 1992; Macfarlane et al., 1991; Svoboda 2008). Při použití chodidel s dynamickou odezvou je ve srovnání s použitím klasického typu chodidla délka kroku větší (Barth et al., 1992; Macfarlane et al., 1991). Chůze s chodidlem s dynamickou odezvou umožňuje prodloužit čas koncového stoje na protetické končetině, což má za následek prodloužení kroku na intaktní končetině (Macfarlane et al., 1991). Tato chodidla umožňují větší dorzální flexi, při níž dochází k absorpci energie, která je využita při odrazu ve fázi propulze (Svoboda, 2008).

1.3.4 Vliv věku a současný přístup k dané problematice

Amputace dolní končetiny má velký dopad na mobilitu, zejména u starších pacientů. Naučit se žít s amputací dolní končetiny a používat protézu při každodenních činnostech vyžaduje dobré fyzické i kognitivní schopnosti. I mladí zdraví pacienti s traumatickou amputací dolní končetiny mohou potřebovat značně dlouhou dobu k opětovnému získání předešlého funkčního stavu, což se mnohým z nich podaří jen částečně. Několik studií o výsledcích rehabilitace po amputaci dolní končetiny ukazuje, že klinicky důležitými determinanty jsou věk (Traballesi et al., 1998); Munin et al., 2001), úroveň amputace (Taylor et al., 2005; Fletcher et al., 2001), problémy s pahýlem (Datta et al., 1992)

a kognitivní schopnosti (Schoppen et al., 2003); Taylor et al., 2005). Ve vyšším věku je nejdůležitějším důvodem amputace dolní končetiny periferní arteriální onemocnění (PAD). Pacienti s PAD mají často další zdravotní potíže, jako je diabetes mellitus (DM), které mohou negativně ovlivňovat jejich fyzické a psychické schopnosti, což může následně ovlivnit používání protézy. V literatuře však nebyl prokázán konzistentní vztah mezi multimorbiditou a používáním protéz (Van Eijk et al., 2012). Uvádí se, že pacienti s ischemickou chorobou srdeční mají menší pravděpodobnost, že budou chodit s protézou (Huisman et al., 1985). Negativní problémy spojené s používáním protézy mají také pacienti s cerebrovaskulárním onemocněním (Pohjolainen & Alaranta, 1991), pacienti s respiračními problémy (Gauthier-Gagnon C, Grise M, 1998) a diabetes mellitus (Traballesi et al., 1998). Pro predikci schopnosti chůze po amputaci dolní končetiny je důležitá předoperační funkční schopnost pacienta. (Schoppen, 2003).

1.3.5 Vliv hmotnosti protéz na průběh krokového cyklu a energetický výdej

Neexistuje žádný empirický vzorec nebo standardizace pro určení hmotnosti protézy pro amputovaného. Normální lidská lokomoce zahrnuje určitou kombinaci délky kroku a rychlosti, aby bylo dosaženo minimálního výdaje energie na jednotku vzdálenosti. (Prasanna et al., 2013). Předchozí studie ukázaly, že protéza dolní končetiny byla obecně předepisována na základě hmotnosti a úrovně aktivity předpokládaných uživatelů (Hansen & Childress, 2005).

Obecně platí, že se vyvíjejí lehčí typy protetických komponentů. Lin-Chan (2003) ve své studii zkoumal vliv hmotnosti protézy na spotřebu kyslíku pacienta při různé rychlosti chůze. Původně lehčí protézu dovažovali postupně až do 100 % odhadované hmotnosti bérce intaktní končetiny. Závaží bylo umístěno v úrovni odpovídající přibližně 55 % délky protézy (Lin-Chan et al., 2003). Bylo zjištěno, že těžší protéza neměla výraznější vliv na energetický výdej a byl doporučen další výzkum asymetrií chůze pacientů s těžším typem protéz. Další studie posuzovala energetický výdej při přidání hmotnosti na bérce protézu pacientů s traumatickou TTA. Výzkum prokázal, že při zvýšení hmotnosti bérce protézy až o 907 g nedochází ke zvýšení energetického výdeje. Autoři doporučují aplikovat další funkční prvky protézy, rotační adaptéry, tlumiče rázu a další komponenty bez obav z nepříznivého navýšení hmotnosti protézy. Upozorňují však na nutnost rozložení zátěže do středu protézy a vyhnout se přidání zátěže do oblasti distální poloviny protézy

a protetického chodidla (Gailey et al., 1997). Některé práce zmiňují, že těžší protéza může mít za následek lepší symetrii chůze (Lehmann et al., 1998; (Selles et al., 1999). Hmotnost protézy a především rozložení hmotnosti na protéze ovlivňuje moment setrvačnosti (Mattes et al., 2000). Hamid Bateni a spol. v roce 2004 zjistili, že výsledky kinematických, kinetických a subjektivních hodnocení nepodporují výběr lehčích, titanových komponentů protézy nad ocelovými součástkami (Bateni & Olney, 2004).

Prassana (2013) ve své studii hodnotí energetickou náročnost chůze s pěti různými hmotnostmi protéz. Závaží o různé hmotnosti bylo umístěno vždy do těžiště segmentu protézy. Výsledky, které hodnotily tepovou frekvenci, výdej energie a výdej energie za minutu na rychlost vykazaly lineární nárůst, který koreloval se zvýšením hmotnosti protézy. Studie také naznačuje, že pacient s TTA s přidaným závažím na protéze může mít více symetrický vzor chůze.

1.4 Možnosti stanovení hmotnosti segmentu končetiny

Pohybový aparát člověka je velmi složitý pohybový mechanismus založený na principu pák. Pro jednodušší řešení komplexních pohybů nahlížíme na lidské tělo jako na soustavu segmentů, které jsou k sobě vázány kloubními spojeními. Z biomechanického hlediska je znalost hmotnosti těla a jeho jednotlivých segmentů velmi důležitá. Pro biomechanické analýzy složitých pohybů je důležité znát nejen pohyb centrálního těžiště, ale i pohyby jednotlivých segmentů. Abychom mohli určit, jakým způsobem a jakou měrou se na komplexním pohybu podílejí, musíme znát jejich charakteristiky jako hmotnost, rozměry, polohu segmentálního těžiště, moment setrvačnosti (Kalichová, 2011). Pro řešení disertační práce bylo nezbytné získat přehled o možnostech posouzení hmotnosti části lidského těla se zaměřením na metodiku zjištění hmotnosti amputované části dolní končetiny.

1.4.1 Definice tělesné hmotnosti

Tělesná hmotnost je ovlivněna genetickými dispozicemi, výživou a množstvím pohybové aktivity. Kleinwächterová a Brázdová (2001) dodávají, že je nutné zahrnout do hodnocení také pohlaví, věk, tělesné složení a somatotyp jedince. Roschinsky (2006) uvádí, že v případě hodnocení tělesné hmotnosti je nutné, abychom zohlednili individualitu

každého jedince. Tělesná hmotnost a individualita člověka je v literatuře velmi úzce spojována s tělesným složením, které je definováno modelovým uspořádáním, které mají přesně strukturovaný rámec a složky, díky kterým dokážeme přesně ohodnotit lidské tělo jako celek. Pařízková (1998) popisuje celkem 5 modelů složení lidského těla.

- Anatomický model vychází z hlediska jednotlivých prvků, které se vyskytují v organismu.
- Molekulární model vychází z chemického složení, kdy je lidské tělo složeno asi ze 100 000 chemických sloučenin, které jsou tvořeny 11 hlavními prvky. Hlavními sledovanými parametry jsou lipidy, proteiny, voda, minerály, glykogen. Všechny tyto parametry nám dohromady utvářejí celkovou hmotnost těla.
- Buněčný model, který je založen na spojení jednotlivých molekulárních součástí v buňce. Mezi sledované parametry patří extracelulární tekutina, která je tvořena z plazmy a intersticiální tekutiny, další složkou je buněčná masa, což je metabolizující část lidského těla a extracelulární pevné látky (Pařízková, 2010; Riegerová, 2006).
- Tkáňově-systémový model představuje tělesnou hmotnost pomocí třech tkání. A to tkání kostní, svalovou a tukovou.
- Celotělový model, u kterého se ke stanovení tělesného složení využívá různých naměřených hodnot, indexů a vzorců, jako jsou tělesná výška, objem těla, tělesná hmotnost, denzita těla, délkové, šířkové a obvodové rozměry, kožní řasy apod. (Riegerová, 2006).

1.4.2 Stanovení hmotnosti tělních segmentů u osob s amputací

Technologický pokrok v protetice dolní končetiny v posledním desetiletí vede ke zlepšení funkčnosti u jedinců se ztrátou celé nebo části končetiny (Dickinson et al., 2016). Zásadní podmínkou pro osoby s amputací dolní končetin, aby mohly vykonávat činnosti každodenního života (ADL), je nastavit parametry protetického vybavení tak, aby bylo možné pohodlně a stabilně přenášet biomechanické zatížení a aby nedocházelo k přetěžování pohybového aparátu.

Většina studií, které se zabývají kompozicí a objemem u pacientů po amputacích dolních končetin se zaměřovala na stanovení objemu reziduální části končetiny (De Boer-Wilzing et al., 2011). Zvláště v průběhu prvního roku po amputaci dochází k závažným změnám

v délce amputátu a složení měkkých tkání (Putz et al., 2017). Řada studií se zabývala objemem reziduální končetiny a stabilizace objemu a složení během procesu maturace (Tantua et al., 2014; Sanders & Fatone, 2011). Vyšetření reziduálního objemu je podstatným klinickým vyšetřením, a to zvláště z hlediska strategie aplikace definitivní protetické výbavy (Bolt et al., 2010).

Krom objemu není nepodstatné i složení měkkých tkání včetně svalové hmoty. V posledních letech byla publikována celá řada prací, které prokázaly ztrátu svalové hmoty po amputaci (Tugcu et al., 2009). Sherck et al. popsal úbytek svalové hmoty u dvanácti pacientů jak po transfemorální tak po TTA, a to v porovnání s nepostiženou končetinou (Sherk et al., 2008). Podobně Renström popsal svalovou atrofii, nicméně zde dokumentoval úbytek svalové hmoty nejen na postižené končetině, ale i na končetině nepostižené (Renstrom et al., 1983). Inverzně k úbytku svalové hmoty je dokumentován nárůst podílu tukové tkáně (Shahriar et al., 2009)

Použitím antropometrických metod a predikčních rovnic pro stanovení tělesného složení dolních končetin se v poslední době zabývala řada autorů a to zvláště u sportovců, mladé populace (Holmes et al., 2005; Bell et al., 2000) přičemž jejich data nejsou příliš použitelná pro dospělou obecnou populaci. Některé ze studií se však zabývaly měřením složení u dospělé populace (Arthurs & Andrews, 2009; Carvalho et al., 2012). Složení těla poměrně výrazně ovlivňuje zvláště kardiovaskulární zdraví. Jedinci s vyšším BMI mají vyšší riziko jak kardiovaskulárních nemocí, tak i diabetes mellitus druhého typu a dalších závažných civilizačních chorob. Jak uvádí Wong et al., je nutné u pacientů po amputacích provést korekci z hlediska kalkulace hmotnosti těla, a to i s ohledem na nutnost dietních opatření v prevenci obezity a diabetu (Wong & Wong, 2017). Pro tuto korekci je pak nezbytné znát nejen hmotnost těla, ale i adjustovat hmotnost vzhledem k chybějící amputované části končetiny (Frost et al., 2017).

Pro výpočet hmotnosti chybějící části končetiny máme k dispozici antropometrické modely. Nicméně, tyto metody mají několik metodických problémů. Jedním z nich je skutečnost, že propočty hmotností jednotlivých segmentů byly stanoveny na malém počtu osob, většinou bílých mužů a nezohledňují změny v tělesném složení v průběhu dalších generací (Osterkamp, 1995). Dlouhou dobu byly pro výpočty používány modely vycházející z měření kadaverů (Leva, 1996). Zatsiorsky jako první použil zobrazovací techniky pro stanovení (body segment parameters) u skupiny 115 mladých studentů

(100 mužů a 15 žen) (Zatsiorsky & Seluyanov, 1983; Zatsiorsky et al., 1990). I tento model se stále používá. Velkou inovací bylo vytvoření modelu dle Osterkampové (Osterkamp, 1995) a zvláště modelu dle Mozumbara (Mozumdar & Roy, 2004), který vychází z měření 102 pacientů po amputacích jak horních, tak i dolních končetin. Tyto modely jsou široce akceptovány a používány. Na druhou stranu je zde otázka, zda jejich výsledky jsou přesné a zda současný pokrok zobrazovacích metod neumožňuje přesnější měření.

1.4.3 Vnímání hmotnosti protézy u osob se ztrátou DKK

Vnímání hmotnosti protézy pacientem je ovlivněno řadou faktorů. Mezi hlavní hlediska patří celková kondice a aktivita uživatele protézy. Dalším důležitým faktorem je stav měkkých tkání pahýlu, jeho délka a svalová síla jednotlivých svalových skupin, které zajišťují lokomoci uživatele protézy. Vnímání hmotnosti protézy je rovněž velmi významně ovlivněno způsobem zavěšení protézy na pahýlu končetiny. Jinak bude vnímána protéza jejíž pahýlové lůžko bude mít na pahýlu velmi dobrou retenci oproti protéze, kde bude pahýlové lůžko objemově nevyhovující, volné a bude na pahýlu končetiny nestabilní. Dle Bateniho (2004) bylo použití lehčích titanových komponent protézy oproti ocelovým vnímáno účastníky výzkumu rozporupně. V rámci systematického přehledu (Baars et al., 2018), který byl zaměřen mimo jiné na hodnocení protetického vybavení amputovanými pacienty, byla spokojenost pacientů s protézou ovlivněna vzhledem, vlastnostmi, přizpůsobením a používáním protézy, jakož i charakterem a vlastnostmi pahýlu. Tyto ovlivňující faktory se netýkaly všech pacientů s amputovanou končetinou a souvisely s pohlavím, etiologií amputace, používaným typem pahýlového lůžka, výškou amputace. Nebylo zjištěno, že by spokojenost nebo nespokojenost významně ovlivňoval jediný faktor. Významné asociace byly zjištěny mezi spokojeností a pohlavím, etiologií, používaným typem pahýlového lůžka a úrovní amputace.

1.5 Analýza lidského pohybu

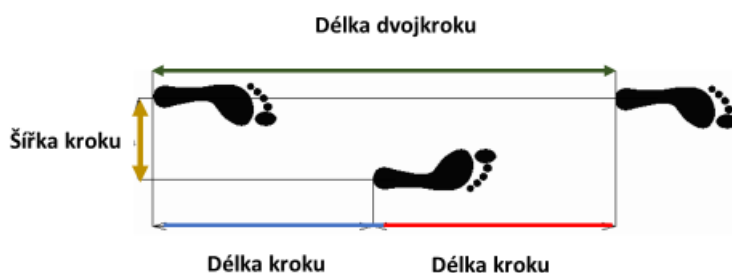
Lidské tělo je komplexním organismem, v jehož pohybu se zrcadlí stav prakticky všech orgánových soustav. Pohyb je závislý na správné funkci kosterně svalové soustavy.

Pro dobrou funkci kostry a svalů je nezbytně důležitý správně fungující metabolismus, kardiopulmonální systém, ale také všechny součásti neurohumorálního řízení. Z tohoto širšího pohledu je lidský pohyb ovlivněn mnoha proměnnými. V biomechanice člověka popisujeme především pohyb lidského těla. Cílem analýzy lidského pohybu je shromáždit informace o mechanice svalově kosterního systému během vyšetřovaného pohybu (Leardini et al., 2005).

1.5.1 Krokový cyklus

Chůze se jako pohybová činnost cyklického charakteru skládá ze základních částí, které se opakují. Základní jednotkou chůze je krokový cyklus, který je vymezen dvěma libovolnými opakujícími se ději (Whittle, 1997). Krokový cyklus neboli dvojkrok je zahájen kontaktem dané části jednoho chodidla s podložkou a končí dalším kontaktem té samé části stejného chodidla (zpravidla paty). Jedná se tedy o časový interval, během kterého je realizováno kompletní pořadí pravidelně se opakujících částí daného děje (Gage, 1991).

Obr. 1 Délkové charakteristiky krokového cyklu (upraveno dle Gage, 1991)



Krokový cyklus je rozdělen na dvě hlavní fáze, kterými jsou fáze stojná a švihová. Stojná fáze (stance phase) je částí krokového cyklu, kdy je chodidlo stále v kontaktu s podložkou. Švihová fáze (swing phase) je naopak fází krokového cyklu, kdy je chodidlo bez kontaktu s podložkou (Kirtley, 2006; Whittle, 1997; Perry, 1992; Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992). Poměr stojné a švihové fáze závisí na rychlosti chůze. Při průměrné rychlosti chůze je poměr stojné a švihové fáze krokového cyklu přibližně 60:40 %. (Gage, 1991; Rose & Gamble, 2006). Se zvyšující se rychlostí chůze dochází ke zkrácení stojné fáze

a prodloužení švihové fáze kroku. V průběhu krokového cyklu dochází dvakrát k fázi dvojí opory, kdy každá z nich trvá přibližně 10 % celkové doby krokového cyklu. Pro umožnění přesné analýzy chůze je potřeba rozdělit krokový cyklus na menší úseky, které vycházejí s velmi dobře pozorovatelných a přesně určených situací, popisujících polohu chodidla vůči podložce. Nejvíce používané je rozdělení krokového cyklu dle Pery (1992), která rozděluje jednotlivé fáze krokového cyklu i podle přibližné délky jejich trvání vztažené k celkové délce krokového cyklu. Podle tohoto dělení rozlišujeme následující fáze krokového cyklu:

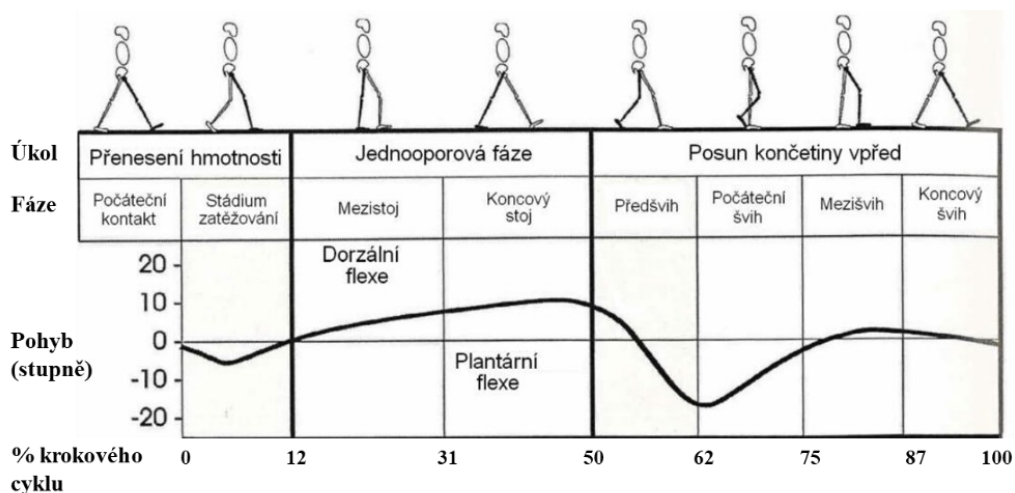
Stojná fáze

1. Počáteční kontakt (initial contact; 0 %, resp. 0-2 %)
2. Postupné zatěžování (loading response; 0-10 %)
3. Mezistoj (midstance; 10-30 %)
4. Konečný stoj (terminal stance; 30-50 %)
5. Předšvih (preswing; 50-60 %)

Švihová fáze

1. Počáteční švih (initial swing; 60-73 %)
2. Mezišvih (midswing; 73-87 %)
3. Konečný švih (terminal swing; 87-100 %) (Perry, 1992; Rose, Gamble, 2006).

Obr. 2 Průběh krokového cyklu s vyznačením polohy chodidla vůči podložce (upraveno dle Pery, 1992)



Při popsaném rozfázování krokového cyklu dochází k realizaci základních dějů, které jsou důležité pro chůzi. Prvním dějem je přenesení hmotnosti, ke kterému dochází ve fázi počátečního kontaktu a ve fázi postupného zatěžování, kdy je absorbován náraz končetiny na podložku, dochází k přizpůsobení se zatížení a následně přenesení hmotnosti z jedné končetiny na druhou. Druhým je jednooporové postavení, které probíhá ve fázi mezistoje a konečného stoje. Začíná zvednutím jednoho chodidla z podložky do švihové fáze a končí, když se stejné chodidlo opět dotkne podložky, přičemž hmotnost těla je nesena vždy jen jednou dolní končetinou. Třetím dějem je posun končetiny v průběhu předšvihů a celé švihové fáze, kdy se končetina posouvá vpřed. Hmotnost těla je přenášena ze stojné končetiny na druhou dolní končetinu (Perry, 1992).

1.5.2 Analýza chůze

Hodnocení a analýzu chůze můžeme provést nejrůznějšími způsoby v závislosti na typu vyšetření, vybavení pracoviště a také zkušenostech vyšetřujícího. V běžné klinické praxi je pro hodnocení chůze nejčastěji využívána aspekce chůze, kterou provádí lékař během svého vyšetření nebo fyzioterapeut během kineziologického vyšetření. V průběhu těchto vyšetření jsou získávány základní časoprostorové údaje o chůzi, kterými jsou rytmus chůze, délka kroku, postavení stojné dolní končetiny, pohyb švihové dolní končetiny, pohyb pánve, šířka kroku a koordinace pohybů při chůzi. Nevýhodou těchto zmíněných vyšetření je závislost na znalostech a zkušenostech vyšetřující osoby a také nemožnost přesné kvantifikace měřených parametrů. Pro přesnější a podrobnější hodnocení chůze jsou využívány laboratorní biomechanické metody, jejich rozdělení je dáno typem výstupních veličin (Neumannová, 2015).

Kinematická analýza chůze se zabývá popisem změn polohy segmentů lidského těla z hlediska velikosti úhlu, uražené dráhy a rychlosti pohybu. Kinetická analýza se pak zabývá měřením velikostí sil vnějšího prostředí a vnitřních sil (svalová síla) a jejich účinků (momenty sil, distribuce tlaku, velikosti napětí apod.). Výsledky získané při hodnocení chůze je vždy nutné vyhodnotit současně s anamnestickými informacemi i s výsledky ostatních vyšetření (Neumannová, 2015).

1.5.2.1 Kinematická analýza

Kinematická analýza vychází z kinematické geometrie. Kinematická geometrie je částí mechaniky a popisuje polohy a uražené dráhy těles bez ohledu na veličinu čas (Zatsiorsky, 1998). Kinematika je část mechaniky, která popisuje pohyb těles a oproti kinematické geometrii navíc využívá znalosti časového určení. Kinematická analýza představuje pouze první krok ke stanovení mechanického výkonu při lidském pohybu. Kinematiku pohybu člověka můžeme popsat v jednom směru, rovině či třírozměrném prostoru. Kinematická měření mohou být tedy dvoudimenzionální (2 D) – rovinná, nebo třídimeznionální (3 D) – prostorová. Nejčastěji používané kinematické metody pro analýzu chůze jsou založeny na vyhodnocování záznamu pohybu, kdy jsou základní informace získány vyhodnocením polohy vybraných bodů na těle člověka. Označením těchto bodů na záznamu pohybové činnosti získáme jejich rovinné souřadnice, které slouží pro určení základních kinematických veličin, kterými jsou například dráha, rychlost, úhel a úhlová rychlost segmentů (Jandačka, 2011).

Kinematické metody dělí Janura a Zahálka (2004) na:

- goniometrii – měření relativního úhlu rotace v daném kloubu
- akcelerometrii – měření zrychlení segmentu
- stroboskopii – vytvoření pohybové sekvence na jednom filmovém políčku
- systémy založené na elektromagnetickém principu – snímání senzoru umístěného na lidském těle
- systémy používající akustické signály – využití zvukového signálu, jehož zdroj je umístěn na lidském těle a je snímán pomocí mikrofonů
- optoelektronické systémy – využití aktivních nebo pasivních optických senzorů, umístěných na lidském těle, snímáných a zpracovávaných přijímačem

K elektromagnetickým, akustickým a optoelektronickým systémům řadí také kinematografickou (videografickou) vyšetřovací metodu, založenou na vyhodnocení filmového nebo videozáznamu.

První krok kinematické analýzy je určení polohy význačných bodů v prostoru. Význačný bod je anatomicky nebo geometricky definovaný bod na lidském těle či neživém tělese, který má funkční význam vzhledem k následné tvorbě modelu lidského těla, části lidského

těla, laboratoře nebo těles s lidským pohybem souvisejících. Reflexní značku umístěnou na význačný bod také nazýváme v biomechanické terminologii marker (značka). Abychom mohli určit pozici bodů a z ní vyplývající polohu segmentů a celého těla, je nezbytné definovat souřadný systém. K popisu polohy reflexních značek v prostoru je nejčastěji používán souřadný systém s názvem kartézská soustava souřadnic, která je tvořena třemi vzájemně ortogonálními osami (Janura & Zahálka, 2004; Jandačka, 2011)

Jedním z dalších důležitých podmínek pro realizaci prostorové analýzy pohybu je definování globálního a často také lokálního souřadného systému (Hamill & Selbie, 2004). Globální souřadný systém popisuje prostor zkoumaného pohybu, lokální souřadný systém je vázán na lidské tělo, nebo jeho segmenty (Jandačka, 2011).

Nedílnou součástí kinematické analýzy je kalibrace. Provádí se kalibrace (linearizace) kamer a kalibrace prostoru, ve kterém bude zkoumaný pohyb probíhat, a to z důvodu získání reálných veličin. Podstatou kalibrace je určení souřadnic známých bodů v prostoru, nezbytných pro stanovení vztahu mezi reálnou a obrazovou soustavou souřadnic a nalezení odchylek souřadnic vyhodnocených bodů od jejich souřadnic reálných (Janura & Zahálka, 2004). Každý kamerový systém používá jiný způsob kalibrace prostoru a linearizace kamer. Sada pro kalibraci je většinou součástí dodávky zvoleného systému kamer.

U prostorové analýzy bývá obvykle použito dvou a více kamer (Whittle, 1997). Hlavní podmínkou, kterou je nutno splnit, je požadavek, aby každý zkoumaný bod na těle pohybujícího se subjektu byl v každém okamžiku snímán z minimálně dvou kamer. Máme-li možnost dodržet uvedené pravidlo i při různé poloze kamer, volíme takové rozmístění, kdy se úhel mezi optickými osami jednotlivých přístrojů blíží 90 st. (Janura & Zahálka, 2004).

Jako každá měřicí metoda je i kinematická analýza zatížena chybou. Jandačka (2011) dělí chyby měření kinematických veličin na chyby způsobené systémem optoelektronické stereofotogrammetrie, které závisí na velikosti měřicího prostoru, správnosti předpokladu polohy značek v tomto prostoru, vlastnostech použitých značek a nepřesnostech při převodu značek na elektronické body. Další chyby mohou být způsobeny pohybem měkkých tkání, kdy se reflexní značky pohybují vlivem deformace a posunu kůže vůči kostem, tato chyba je považována za největší zdroj celkové chyby při optoelektronické

stereofotogrammetrii. Další skupinou chyb je špatná identifikace význačných bodů na těle pacienta pomocí palpce. K redukci těchto chyb lze využít filtraci dat. Filtrací odstraníme vysokofrekvenční signály, které způsobují šum. U chůze používáme nejčastěji hraniční frekvenci pro filtrování 6 Hz (Kirtley, 2006). Avšak filtrace a vyhlazení artefaktů způsobených pohybem kůže je velmi obtížná, neboť frekvence pohybu kůže je podobná jako frekvence pohybu kostí (Jandačka, 2001). Nepřesnosti způsobené umístěním značek na kůži mohou být zmenšeny při použití clusterů se čtyřmi reflexními značkami, které jsou umístěny distálně na segmentech končetin (Manal et al., 2002). Cluster je pevná obdélníková destička s malou hmotností, která má v rozích pevně umístěny obvykle tři nebo čtyři reflexní značky (Uchytíl, 2013).

1.5.2.2 Kinetická analýza

Předmětem studia biomechaniky lidského pohybu není pouze jeho popis, který umožňuje kinematika, ale především jeho příčiny, které jsou vysvětlovány pomocí kinetiky. Kinetická analýza, společně s kinematickou, umožňují měření výstupního mechanického výkonu přenášeného lidským kloubem. K výpočtu kinetiky lidského kloubu je zapotřebí využít inverzní dynamiku, která umožňuje na základě znalosti kinematiky a setrvačných vlastností segmentů lidského těla stanovit výsledné síly, momenty sil a mechanické výkony kloubů (Jandačka, 2011). Pro potřeby kinetické analýzy musíme znát mimo parametrů kinematických i parametry silové. Je nutné měřit vnitřní a vnější síly, které jsou pro daný pohyb stěžejní. Nejčastěji využívaným zařízením pro měření síly jsou silové plošiny. V současné době jsou v komerčních dostupných silových plošinách využívány dva typy senzorů: tenzometrické a piezoelektrické (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2004). Elektrický výstupní signál může být zpracován k vytvoření devíti proměnných, jsou to tři složky reakční síly, tři momenty síly a tři souřadnice působíště reakční síly (COP). Nejčastěji jsou analyzovány vertikální, laterální a předozadní složky reakční síly, dvě souřadnice působíště reakční síly a moment síly vzhledem k vertikální ose (Whittle, 1997).

1.5.3 Biomechanické parametry chůze

1.5.3.1 Časoprostorové parametry chůze

Základní parametry chůze, často nazývané časoprostorové charakteristiky chůze, jsou délka dvojkroku, kadence a rychlost (Kirtley, 2006). Pro hodnocení chůze využíváme měření základních délkových a časových parametrů, které jsou měřeny při interakci chodidla s podložkou. Janura a spolupracovníci (2012) mezi tyto parametry řadí:

- Rytmus, frekvence (kadence), který je definován počtem kroků za standardní časovou jednotku, zpravidla za jednu minutu. Kadence je závislá na délce dolní končetiny, podobně jako u kyvadla má delší dolní končetina menší kadenci. Jednotkou je počet kroků/min, resp. počet dvojkroků/min.
- Délka kroku (step length) je charakterizována vzdáleností (ve směru chůze) mezi stejnými body na obou chodidlech (obvykle mezi patami) ve fázi dvojí opory. Jednotkou je metr, případně centimetr.
- Délka dvojkroku (stride length) je vymezena vzdáleností (ve směru chůze) mezi dvěma po sobě jdoucími kontakty chodidla té samé nohy. Jednotkou je metr, případně centimetr.
- Šířka kroku (walking base) je vzdálenost mezi chodidly, obvykle měřená od středů pat, jednotkou je metr, případně centimetr.
- Úhel chodidla (foot angle) je velikost úhlu mezi osou chodidla a směrem pohybu. Jednotkou je úhlový stupeň.

Rychlost chůze je počítána jako podíl dráhy a času, za který byla tato dráha překonána. Měření může být čas mezi dvěma značkami, jejichž vzdálenost je známa, důležité však je, aby testovaná osoba měla dostatečný prostor před první značkou, aby se rozešla a rychlost chůze již byla konstantní. Musí být rovněž dostatek místa za sledovaným prostorem, aby nedocházelo ke zpomalení (Kirtley, 2006).

Pro tyto základní parametry chůze byly stanoveny normativní hodnoty, například Kirtley (2006) uvádí pro muže rychlost chůze 1,3 – 1,6 m/s, kadenci 110 – 115 kroků za minutu a délku dvojkroku 1,4 – 1,6 metru, pro ženy pak rychlost 1,2 – 1,5 m/s, kadenci 115 – 120 kroků/min a délku dvojkroku 1,3 – 1,5 metru. Perry (1992) pak uvádí rychlost chůze

u mužů 1,37 m/s a u žen 1,23 m/s, průměrnou délku dvojkroku 1,41 m, která je u mužů o 14 % větší než u žen a kadenci u mužů 111 kroků/min a u žen 117 kroků/min. Různost výsledku může být ovlivněna rozdílným věkem testovaných osob, jejich odlišnou výškou, ale i odlišnostmi v jednotlivých laboratořích. Z tohoto důvodu se jeví jako dobré vytvořit si pro každou laboratoř a různé věkové skupiny vlastní vzor chůze osob bez postižení pohybového aparátu, které pak mohou sloužit jako vzor při hodnocení různých patologií. Rychlost chůze souvisí s oběma dalšími parametry, s kadencí i s délkou dvojkroku. U zdravých lidí, kteří nemají potíže s chůzí, oba parametry vzrůstají se zvyšující se rychlostí. Kadence vzrůstá lineárně, délka dvojkroku se zvyšuje logaritmicky, při nižších rychlostech je zvýšení větší, než u rychlostí velkých (Kirtley, 2006). Další často používané časoprostorové parametry, které souvisí rovněž s rychlostí, jsou doba trvání stejné fáze, doba trvání švihové fáze a čas dvojí opory. Když se zvyšuje rychlost, klesá doba dvojí opory společně s dobou trvání stejné fáze (Kirtley, 2006). Někteří autoři (Hollman et al., 2011) používají k základnímu popisu chůze šestnáct časoprostorových parametrů. Mimo rychlosti a rychlosti dvojkroku, kadence a délky dvojkroku zjišťují dále délku kroku, jako vzdálenost mezi prvním kontaktem jedné končetiny se zemí a prvním kontaktem kontralaterální končetiny se zemí. Dále pak čas kroku, čas dvojkroku, dobu trvání stejné fáze a dobu trvání švihové fáze. Z časových parametrů pak čas jednooporového postavení, což je čas, kdy je v kontaktu se zemí pouze jedna končetina. Čas dvouoporového postavení, kdy měří dobu trvání kontaktu obou končetin se zemí během cyklu chůze. Poslední čtyři parametry jsou normalizovány na % cyklu chůze, kdy časy stejné a švihové fáze a časy jednooporového a dvouoporového postavení jsou vyděleny dobou trvání dvojkroku (Uchytíl, 2013)

1.5.3.2 Úhlové parametry

Při analýze chůze se nejčastěji zjišťují průběhy úhlů v kotníku, koleni a kyčli a také pohyby pánve.

Hlezenní kloub

Kinematika hlezenního kloubu bývá charakterizována jako tři zhoupnutí v hlezenním kloubu. Pohyby v hleznu v sagitální rovině jsou nezbytné pro bipední chůzi po rovině i v terénu. Nejčastěji používanými názvy pro pohyb nohy jsou plantární a dorzální flexe. Plantární flexe je pohyb chodidla směrem dolů a dorzální flexe je pohyb chodidla směrem

nahoru (Perry, 1992). Rozsah pohybu v hlezenním kloubu je přibližně 45°, ale může se lišit u různých jednotlivců a měnit se s věkem (Frankel & Nordin, 1980). Rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině při chůzi se pohybuje mezi 20° až 35° (Perry, 1992). V průběhu krokového cyklu dochází nejprve k plantární flexi do 7°. Ve fázi mezistoje je v hlezenním kloubu dorzální flexe v rozsahu asi 10°, po které dochází před počátečním kontaktem kontralaterální končetiny k výrazné plantární flexi (20° až 25°). Tato flexe přetrvává až do ukončení stojné fáze odrazem palce nohy (Rose & Gamble, 2006; Whitle, 1997)

Kolenní kloub

Rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině v rámci krokového cyklu je 60° až 70°. Průběh pohybu je charakterizován pomocí „dvou zhoupnutí“. Pohyblivost a stabilita kolenního kloubu jsou důležité pro normální vzor chůze. Během stojné fáze je koleno základním determinantem stability dolní končetiny, ve fázi švihové je flexibilita kolene základní faktor pro posunutí dolní končetiny vpřed (Perry, 1992). Během krokového cyklu dochází po kontaktu chodidla s podložkou k narůstající flexi kolem 20° (první flekční vlna), kdy dochází k absorpci nárazu. Kolem 40 % krokového cyklu po dokončení dorzální flexe v hlezenním kloubu následuje extenze v kolenním kloubu až do 5° flexe. V závěru jednooporové fáze, kdy se pata začíná zvedat, narůstá flexe v kolenním kloubu až do 65° (druhá flekční vlna), nakonec nastává extenze do dvoustupňové flexe kolene těsně před kontaktem chodidla s podložkou (Jandačka, 2011).

Kyčelní kloub

V kyčelním kloubu je možno vykonávat flexi, extenzi, abdukci, addukci, vnitřní a vnější rotaci. Rozsah pohybu v kyčelním kloubu během chůze v sagitální rovině se pohybuje kolem 40°, ve frontální rovině kolem 10° a v transverzální rovině přibližně 12°. Pohyb v sagitální rovině je charakterizován „jedním zhoupnutím“. Během krokového cyklu je v kyčelním kloubu ve fázi počátečního kontaktu 30° flexe, následně, při kontralaterálním počátečním kontaktu dochází k extenzi v kyčelním kloubu (10° až 20°). Celý cyklus je ukončen flexi kyčelního kloubu v průběhu švihové fáze (30° až 35°) (Jandačka, 2011).

Pánev

Pánev během každého dvojkroku vykonává asynchronně pohyb ve všech třech rovinách. Všechny tyto pohyby jsou malého rozsahu, v sagitální rovině je náklon pánve okolo 4°,

v rovině transversální dochází k rotaci zhruba do 10° a ve frontální rovině pak ke zhruba 4° úklonu (Perry, 1992). Za nejčastěji sledované parametry, hlavně pak v klinické praxi, jsou považovány maxima úklonu na jednu i druhou stranu, maximum náklonu pánve během cyklu chůze a maximální rotace a jím odpovídající časové údaje, ve kterých je těchto hodnot dosaženo (Benedetti et al., 1998).

1.5.3.3 Silové parametry

Nejčastěji měřenými silovými parametry při analýze chůze jsou na silových plošinách měřené reakční síly země (GRF = ground reaction force). Tyto síly jsou měřeny ve třech směrech, vertikálním, pravolevém a předozadním.

Vertikální síla během stojné fáze při normální rychlosti má dva vrcholy oddělené jedním minimem. Vrcholy mají hodnotu okolo 100 % BW (BW = body weight), minimum je přibližně 80 % BW (Perry, 1992). Tyto body na silové křivce bývají často označovány jako F1 – první maximum vertikální síly během stádia zatěžování, F2 – minimum síly během mezistoje a F3 – druhé maximum síly během koncového stoje (Benedetti et al., 1998)

Síly posouvající, pravolevá (mediolaterální – ML) a předozadní (anteroposterior – AP), jsou mnohem menší než síla vertikální. Zatímco vertikální síla je vždy kladná, posouvající síly mohou mít kladnou i zápornou orientaci. Síla ML směřuje vždy mediálně, jako reakce na laterální pohyb těla, síla AP je do 50 % stojné fáze zpomalující, a pak propulzní. (Kirtley, 2006) (Uchytíl, 2013).

1.5.3.4 Kinetické parametry

Kinetické proměnné se využívají k popisu sil působících v kloubech. Tyto proměnné jsou výstupní reakční moment síly, výstupní mechanický výkon a mechanická práce. Výstupní reakční moment síly v kloubu je vektorovým součtem všech momentů sil působících v daném kloubu (Hamill & Selbie, 2004).

Výstupní mechanický výkon je definován jako součin momentu síly a úhlové rychlosti v daném kloubu (Winter, 1983). Kloubem přenášený výstupní výkon reprezentuje rychlost práce konané svaly na základě generace, nebo absorpce energie. Pozitivní výkon představuje generování energie převážně při koncentrické kontrakci, negativní výkon pak absorpci energie při převažující excentrické kontrakci (Jandačka, 2011). Mechanická práce

se vypočítá jako časový integrál výkonu v kloubu (Seroussi et al., 1996), může být rovněž pozitivní, nebo negativní a pro absorpci, nebo generaci platí to stejné pravidlo jako pro výkon (Uchytíl, 2013).

1.5.3.5 Symetrie, vzájemná koordinace a variabilita chůze

Herzog, Nigg, Read a Olsson (1989) definovali symetrii chůze jako perfektní shodu vnějších kinetických a kinematických parametrů na levé a pravé dolní končetině. Symetrická chůze bývá považována za nejučinnější vzor chůze (Herzog et al., 1989). Doba trvání stojné a švihové fáze u nepatologické chůze je na levé a pravé končetině velmi podobná, u chůze patologické mohou být rozdíly mezi těmito časy velké, což vede k arytmiickému vzoru chůze (Bartlett et al., 2007). Asymetrie chůze je často považována za ukazatel patologie (Sadeghi et al., 2000).

Lidská chůze není perfektně symetrická, lidé bez obtíží na pohybovém aparátu vykazují určitý stupeň asymetrie při chůzi (Haddad et al., 2006). Tato asymetrie nemusí být vždy disfunkční nebo neprospěšná pro pohyb, určitá míra asymetrie může mít funkční důsledky, které umožňují individuální přizpůsobení se měnícím se podmínkám (Haddad et al., 2010). Asymetrie tedy může souviset s přirozenou variabilitou lidského organismu při vykonávání cyklických pohybů. U zdravého jedince je často variabilita provedení pohybu větší než u jedince s patologií (Joseph Hamill et al., 1999). Tato variabilita provedení může znamenat menší zatěžování jednotlivých struktur při cyklických pohybech, jako je chůze nebo běh. Variabilita provedení běžeckého došlapu u běžců bez zranění, posouzena pomocí vzájemné koordinace (coupling) metodou spojitě relativní fáze (continuous relative phase – CRP), je větší než u běžců po zranění (Joseph Hamill et al., 1999). Metody CRP lze využít i pro posouzení asymetrie chůze. Asymetrie chůze může být jasně prokázána pomocí měření míry koordinace, jako je metoda CRP (Haddad et al., 2010).

Mimo posouzení vzájemné koordinace dvou segmentů, nebo kloubů, lze metodou CRP určit variabilitu provedení pohybu. Variabilita CRP je vypočítána jako směrodatná odchylka v jednotlivých po sobě jdoucích bodech v průběhu cyklu chůze (J Hamill et al., 2000)

1.5.4 Chůze u osob s TTA

Posouzení asymetrie chůze může být vhodným měřítkem pro výzkum vlastností chůze osob s amputací a stanovení jejich sklonu k budoucím bolestem a degeneraci kloubů. Asymetrie se u osob s amputací projevuje v časoprostorových parametrech (Nolan et al., 2003), v reakčních silách (Engsberg et al., 1993) a v trajektorii centra tlaku na podložku (Schmid et al., 2005). V porovnání se zdravou populací je u osob s amputací zvýšený výskyt poruch pohybového aparátu (Norvell et al., 2005). Během cyklu chůze je u osob s amputací delší stojná fáze na nepostižené končetině než na končetině postižené (McNealey & Gard, 2008; Van Der Linden et al., 1999), dochází tak k většímu zatížení nepostižené končetiny a menšímu zatížení končetiny s protézou oproti osobám bez amputace (Engsberg et al., 1993). Symetrická chůze zlepšuje kosmetický vzhled chůze, zmenšuje metabolický výdej a snižuje předpoklady ke vzniku osteoartritidy (Yang et al., 2012)(Uchytíl, 2013). Hodnocení symetrie chůze u osob s TTA a u běžné populace umožňuje lépe porozumět úloze kontralaterální intaktní končetiny (Hurley et al., 1990; Sanderson & Martin, 1997). K symetrii pohybu (zatížení) protetické a intaktní končetiny je dobré přihlídnout také při posuzování vlivu protetického chodidla (Barth et al., 1992). Asymetrie v provedení chůze u osob s TTA může mít za následek nerovnoměrné zatěžování kyčelních, kolenních a hlezenních kloubů obou končetin (Hurley et al., 1990). Na druhou stranu určitá míra asymetrie chůzového cyklu je přirozená (Svoboda & Janura, 2007). Rychlost chůze, kterou si osoby s amputací volí, pokud nejsou nijak instruovány (přirozená rychlost), je menší než průměrné hodnoty u běžné populace (Perry et al., 1997; Powers et al., 1998). Trvání jednoho chůzového cyklu je podobné jako u běžné populace (Bateni & Olney, 2002). Relativní délka trvání stojné a švihové fáze je na intaktní končetině amputovaného téměř identická s běžnou populací (Sanderson & Martin, 1997). Řada autorů se shoduje ve výsledcích, že na protetické straně je čas stojné fáze kratší a švihové fáze delší než na intaktní končetině (Isakov et al., 2000; Macfarlane et al., 1991; Bateni & Olney, 2002; Sanderson & Martin, 1997). Odlišnosti v pohybu protetické a intaktní končetiny při chůzi se u osob s TTA objevují v hlezenním, kolenním i kyčelním kloubu (Svoboda, 2021 s. 76-78).

2 Metodika

2.1 Hypotézy

- H₀₁** Výsledky stanovení hmotnosti amputované části končetiny pomocí antropometrických metod a výsledky získané využitím denzitometrie DXA se neliší.
- H₀₂** Biomechanické parametry chůze amputované a intaktní končetiny při použití protéz o různé hmotnosti se neliší.
- H₀₃** Energetický výdej uživatele protézy při použití protéz o různé hmotnosti se neliší.
- H₀₄** Vnímání námahy uživatelem protézy při změně hmotností protézy se neliší.

2.2 Postup – metody

Experimentální výzkum byl naplánován jako prospektivní kontrolovaná studie s přesně stanovenými vstupními a výstupními kritérii pro zařazení probandů do souboru. Před zahájením výzkumu pacienti podepsali písemný souhlas s účastí ve studii. Po vytvoření hodnoceného a kontrolního souboru byla postupně po podpisu informovaného souhlasu (příloha 1) provedena antropometrická měření a vyšetření pomocí Duální emisní rentgenové absorpciometrie (DEXA) ke stanovení hmotnosti amputované části končetiny. V dalším kroku bylo provedeno „dovážení“ bérkové protézy závažím dle přesně stanovené hmotnosti amputované části bérkové části končetiny pro každého probanda. Následně byla provedena série měření energetického výdeje nepřímou kalorimetrií u probandů s TTA s „lehkou“ protézou a protézou „dováženou“ se závažím umístěným do těžiště segmentu. V tentýž den bylo provedeno vyšetření energetického výdeje také u párové kontrolní skupiny zdravých probandů. V dalším kroku byla v biomechanické laboratoři podle přesného protokolu provedena série opakovaných měření kinematické a kinetické analýzy chůze, při kterém byli vyšetřeni probandi s TTA s „lehčí“ protézou a „dováženou“ protézou.

Po absolvování biomechanických měření testované osoby (TO) s amputací subjektivně hodnotili chůzi s těžší protézou pomocí Borgovy 15 – point RPE škály.

2.3 Výzkumný soubor – způsob výběru

V rámci experimentu byly posuzovány celkem dvě skupiny probandů. První skupina zahrnovala 14 pacientů s jednostrannou TTA. Při výběru probandů s amputací byl hlavní požadavek na maximální homogenost souboru. Do skupiny probandů byli zařazeni pacienti s TTA s přibližně stejnou délkou bércevého pahýlu. Podmínkou byla rovněž nepřítomnost dalších komorbidit, deformit skeletu a postižení dolní končetiny, které by mělo vliv na rozsah pohybu v kloubech, nebo na fyzickou výkonnost pacientů. Dalším vstupním kritériem pro zařazení do souboru byl odstup od amputace minimálně 3 roky. Všichni probandi museli mít identický typ ulpívání protézy na pahýlu. Vzhledem k těmto požadavkům trval výběr probandů i samotné měření déle než tři roky. Každému z měřených pacientů byla 3 týdny před vyšetřením v biomechanické laboratoři upravena protéza – výměna protetického chodidla, tak aby všichni probandi měli naprosto stejné vybavení s identickými biomechanickými parametry.

První skupinu výzkumného souboru tvořilo celkem 14 pacientů s jednostrannou TTA. Ve zkoumaném souboru byla 1 žena (věk $52,7 \pm 14,9$, výška $175,6 \pm 6,3$ cm, hmotnost $82,2 \pm 12,9$ kg, doba používání protézy $16,4 \pm 9,4$ let). V 9 případech bylo příčinou amputace trauma, ve 3 případech byla amputace zapříčiněna infekčními komplikacemi, v 1 případě byl příčinou amputace tumor. U jednoho pacienta byla důvodem amputace komplikace při diabetes mellitus. Druhá skupina byla tvořena párovým souborem 14 zdravých probandů, kde byl ke každému pacientovi vyhledán jedinec se stejnými základními antropometrickými parametry (věk, výška a hmotnost).

2.4 Stanovení hmotnosti amputované části končetiny

U všech TO ve studii proběhlo vstupní měření somatických parametrů a měření hmotnosti dolních končetin. Hmotnost a výška byly měřeny ve spodním prádle certifikovanými měřidly. U amputovaných pacientů byla měřena hmotnost s protézou, bez protézy a čistě jen hmotnost protézy. Stejně tak i obvody končetiny byly měřeny pomocí standardizovaného pásového měřidla. Hmotnost dolních končetin byla vyšetřena pomocí kostního denzitometru DXA (Discovery A; Hologic, Waltham, MA, USA). Denzitometr byl kalibrován podle doporučení výrobce a byla stanovena chyba přesnosti (Kutáč et al., 2019a) (Kutáč et al., 2019b).

Hmotnost dolní končetiny z dat kostního denzitometru byla vypočtena součtem Bone Mineral Content (BMC), Fat Free Mass (LEAN) a Body Fat (BF). Pomocí funkce Sub-region byly vymezeny v získaných denzitometrických datech regiony: stehno a lýtko – jejich součtem jsme došli k celkové hmotnosti dolní končetiny. Tento postup byl zvolen s ohledem na skutečnost, že při vymezení měření sub-regionu na celé dolní končetině docházelo k překrývání částí jednotlivých dolních končetin (pravá a levá). S ohledem na tuto skutečnost bylo zvoleno výše popsané řešení. Pro ověření symetrie hmotnosti dolních končetin u zdravých jedinců byly porovnávány hmotnosti pravých a levých dolních končetin v obou kontrolních skupinách.

Výpočet hmotnosti distální části amputované končetiny pomocí antropometrických metod

Pro porovnání denzitometrických DXA výsledků měření hmotnosti byly použity zavedené a obecně známé metody výpočtu dle regresních rovnic. Pro porovnání byly vybrány rovnice antropometrických modelů, a to jak původní, (Zatsiorsky & Seluyanov, 1983) tak i upravená rovnice (Zatsiorsky et al., 1990) a dále rovnice Osterkampové (Osterkamp, 1995) a Mozumdara (Mozumdar & Roy, 2004).

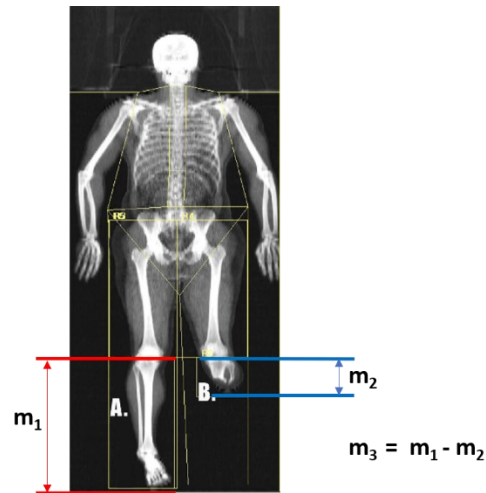
Výpočet hypotetické hmotnosti distální části amputované končetiny pomocí denzitometrie DXA

Pro výpočet hmotnosti byly použity metody stanovení hmotnosti jednotlivých segmentů dolní končetiny, které jsou standardizovány pro DXA měření výrobcem daného zařízení. Hmotnost amputované části končetiny byla stanovena z rozdílu hmotnosti bérce zdravé končetiny (měřeno od kloubní štěrby kolenního kloubu po distální konec prstů nohy) a zachovalé části bérce druhostranné amputované dolní končetiny (měřeno od kloubní štěrby kolenního kloubu po distální konec pahýlu). Jednotlivé části oblasti zájmu pro vyšetření dolní končetiny pomocí denzitometrie DXA jsou zobrazeny na obrázku číslo 3.

Obr. 3 Oblasti zájmu pro vyšetření dolní končetiny pomocí denzitometrie DXA

A. oblast bérce zdravé končetiny – měřeno od kloubní štěrbin; B. oblast pahýlu amputované končetiny.

- m_1 – hmotnost regionu 1 v kg
(odpovídající amputované části
na zdravé končetině);
- m_2 – hmotnost regionu 2 v kg
(hmotnost pahýlu);
- m_3 – hmotnost amputátu v kg



Zdroj: vlastní

Pro ověření výpočtu hmotnosti amputované části dolní končetiny byla provedena komparativní měření u zdravých dobrovolníků pro srovnání symetrie hmotností dolních končetin pomocí metody DXA. Pro ověření symetrie hmotnosti distální části dolní končetiny u zdravých jedinců byly porovnávány hmotnosti pravé a levé končetiny z dat kontrolní skupiny. Pro ověření validity antropometrických modelů pro výpočet hmotnosti amputované části končetiny byl použit koncept kritériální validity. Jako empirické kritérium pro antropometrické modely byly použity výsledky naměřené metodou DXA.

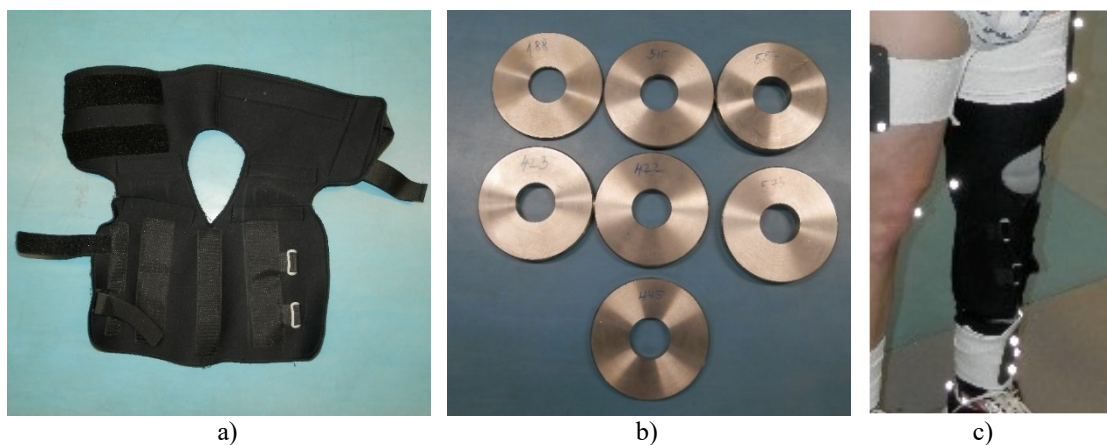
2.5 Dovážení protézy do předpokládané hmotnosti segmentu

U všech probandů s TTA byla na základě denzitometrického vyšetření DXA stanovena hmotnost amputované části končetiny. Protéza pacienta byla zvážena na kalibrované váze, která byla použita k měření u všech probandů.

Hmotnost závaží m_z byla vypočtena dle následujícího vzorce $m_z = m_s - m_p$, kde m_z je hmotnost závaží, m_s je hmotnost amputované části bérce, kterou vypočteme z vyšetření pomocí celotělové denzitometrie DXA, m_p je hmotnost protézy.

K dovážení protézy byla použita kolenní bandáž s kapsou pro vsunutí závaží, které bylo vyrobeno a kalibrováno přesně pro daný experiment. Závaží bylo na protézu umístěno pomocí této bandáže (obrázek. 4. a) – c)) vždy přesně do úrovně těžiště segmentu bérce, které bylo vypočteno z délky segmentu bérce pro každého pacienta zvlášť.

Obr. 4 a) Bandáž, b) se závažím, c) umístěna na končetinu v těžišti segmentu se závěsem nad kolenním kloubem

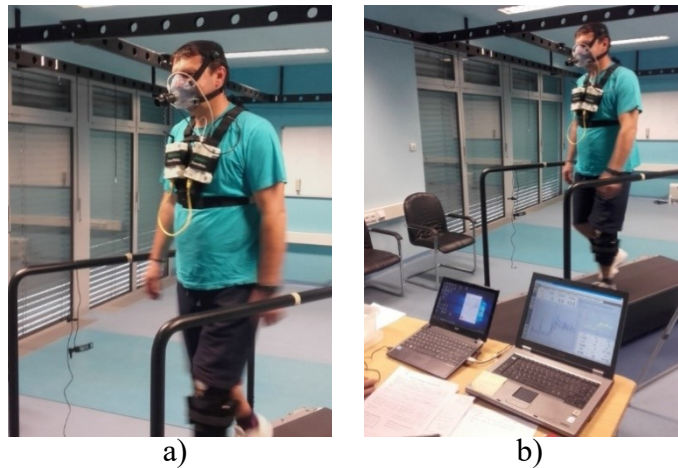


2.6 Hodnocení energetického výdeje při chůzi

Hodnocení energetického výdeje bylo provedeno během chůze na běhátku při konstantní rychlosti chůze pacientů s protézou. Test byl prováděn vždy v odpoledních hodinách. Před testem byly osoby v klidu bez zátěže po dobu 5 min. Následně byl proveden test chůze na běhátku s rychlostí 0,8 respektive 0,7 m/s. Pro měření ventilačních parametrů bylo použito přístroje Oxycon PRO (obrázek 5), který využívá pro určení energetického výdeje metodu nepřímé kalorimetrie, která je založena na poznatku, že více než 95 % energie přijaté organismem ve formě živin, respektive sacharidů, lipidů a proteinů, se zpracovává za aerobní spotřebu kyslíku. Vztah mezi spotřebou kyslíku a energetickým výdejem je lineární a je určen tzv. energetickým ekvivalentem kyslíku $EEqO_2$, který je definovaný jako množství energie uvolněné z živiny při spotřebě jednoho litru kyslíku (Holeček, 2016). Výpočet dle zjednodušeného vztahu byl pro klinickou praxi nepřesný a sloužil pouze jako orientační ukazatel. V klinické praxi se tedy využíval původní originální vztah. Ten však vyžadoval zjištění spotřeby kyslíku pro jednotlivé živiny v daném poměru. To bylo zajištěno výpočtem tzv. respiračního kvocientu (RQ), který je poměrem mezi objemem vyloučeného oxidu uhličitého a spotřebovaného kyslíku. Experimentálně byly zjištěny jak hodnoty RQ, tak $EEqO_2$ a byly zaznamenány do tabulek. Z nich se poté teoreticky počítal energetický výdej při daném množství a poměru přijímaných živin a případně odpadu z moči. To se ukázalo jako poměrně nepohodlná metoda a mnohdy ne

úplně spolehlivá díky nutnosti přesného odběru moči a dále vlivů, které lehce ovlivňují RQ (Haugen et al., 2007).

Obr. 5 a) Přístroj Oxycon PRO, b) testovaná osoba na pohyblivém chodníku



V roce 1949 J. B. Weir publikoval zjednodušený soubor výpočtu energetického výdeje. Využil přitom konstant kalorimetrického ekvivalentu kyslíku pro sacharidy, lipidy a proteiny a vypracoval rovnici pro výpočet (Zadák, 2008; Reis et al., 2011).

Pro měření energetického výdeje byl pro disertační práci použit přístroj Oxycon PRO pracující na principu výpočtu energetického výdeje z naměřené spotřeby kyslíku a výdeje oxidu uhličitého dle rovnice J.B. Weira.

2.7 Kinetická a kinematická analýza chůze

V zájmu zajištění maximální homogennosti souboru byla každému z měřených pacientů 3 týdny před vyšetřením v biomechanické laboratoři upravena protéza – výměna protetického chodidla, tak aby všichni probandi měli naprosto stejné protetické vybavení s identickými biomechanickými parametry a zároveň, aby měli dostatečný časový prostor se na nový typ chodidla adaptovat. Před zahájením měření byl vypracován protokol experimentu, který byl u každého probanda striktně dodržován. Pro přesnost a možnost srovnání jednotlivých měření musela být u každého probanda zajištěna chůze konstantní rychlostí s bérceovou protézou bez dovážení a po dovážení potřebným závažím umístěným do těžiště segmentu. U každého z probandů bylo tedy provedeno celkem 24 měření z toho 12 měření s protézou bez závaží (6 měření silových a kinematických parametrů levé dolní

končetiny (LDK), 6 měření silových a kinematických parametrů pravé dolní končetiny (PDK).

2.8 Posouzení subjektivního vnímání zátěže pacientem

S odstupem 30 minut po dokončení měření byli probandi vyzváni, aby pomocí Borgovy RPE škály (RPE = Rating of Perceived Exertion = hodnocení vnímané zátěže) posoudili subjektivní vnímání zátěže při používání protézy se závažím. Použití této škály je výhodné z hlediska její jednoduchosti, neinvazivnosti, snadné použitelnosti, možnosti využití v terénu, kde nelze pro hodnocení intenzity zátěže využít jiné metody. Borgovu škálu lze využít v hodnotícím protokolu – pacienti jsou vystaveni stimulu a požádáni o odhad intenzity, stejně tak i v produktivním protokolu – vyšetřovaní upravují intenzitu zátěže, tak aby odpovídala subjektivní intenzitě (Mocková, 2000). Spolehlivost Borgovy škály je vysoká (koeficienty $>0,90$). RPE vysoce koreluje s objektivními ukazateli, jimiž jsou srdeční frekvence, spotřeba kyslíku, hladina krevního laktátu a velikost minutové ventilace. Vnímání zátěže je ovlivněno fyziologickými, psychologickými faktory i dalšími faktory. Mezi tyto faktory patří proprioceptivní signály z pracujících svalů a kloubů, působení krevního laktátu, úroveň srdeční frekvence, ventilace, spotřeba kyslíku, hormonální sekrece, cvičením vzniklá bolest apod. (Mocková, 2000).

2.9 Měřicí zařízení

Všichni účastníci studie podstoupili úvodní měření somatických parametrů a hmotnosti dolních končetin. K měření hmotnosti a výšky účastníků ve spodním prádle byla použita certifikovaná měřidla. U pacientů s amputací byla měřena hmotnost s protézou a bez protézy a samotné protézy. Stejně tak bylo použito standardizované páskové měřidlo k měření obvodů končetin: Hmotnost dolní končetiny byla stanovena pomocí kostního denzitometru (Discovery A; Hologic, Waltham, MA, USA) kalibrovaného podle doporučení výrobce se stanovenou chybou přesnosti.

Kinematická a kinetická analýza byla provedena pomocí 10 infračervených kamer Qualisys (Qualisys, 9 x Oqus 700+, 1 x Oqus 510+, Qualisys, Inc., Göteborg, Švédsko), systému snímání pohybu (Qualisys AB, Göteborg, Švédsko) na třech silových

deskách, (Kistler, Winterthur, Švýcarsko) s frekvencí snímání kinematiky 240 Hz a kinetiky 1200 Hz. Data byla analyzována pomocí softwaru Qualisys Track Manager (Qualisys AB, Göteborg, Švédsko) a Visual 3D (C-motion, Rockville, MD, USA). Retroreflexní značky byly umístěny na pánev a dolní končetinu na těla probandů podle doporučení programu Visual 3D (C-motion, Rockville, MD, USA).

Pro kontrolu rychlosti chůze byly využity bezdrátové fotobuňky umístěné ve vzdálenosti 3 m od sebe, nastavené tak, aby snímaly rychlost testované osoby při průchodu přes silové plošiny.

2.10 Protokol experimentu

V biomechanické laboratoři Centra diagnostiky lidského pohybu, Pedagogické fakulty Ostravské univerzity byl proveden experiment dle následujícího protokolu:

Každá testovaná osoba (TO) navštívila Centrum diagnostiky lidského pohybu jednou. Všechny TO si zvolily správnou velikost laboratorní standardní odpružené obuvi (Mizuno Crusader 3, Mizuno Corp., Osaka, Japonsko). U amputovaných baly provedena následná úprava statického a dynamického alignment protézy. Pro možnost analýzy chůze byly na těle pacienta označeny reflexními značkami význačné anatomické body. Z důvodu pozdějšího umístění závaží na protéze bylo vyznačeno těžiště segmentu bérce. Pro označení segmentů dolní končetiny byly na stehna a lýtka (mimo lokalizaci později aplikovaného závaží na protézu) umístěny clustery (tuhé destičky se čtyřmi značkami), které sloužily pro záznam pohybu segmentů. Před samotným zahájením měření byla provedena kalibrace systému bez TO a následně bylo provedeno kalibrační statické měření, při kterém TO s reflexními značkami pouze stála.

Každá TO nejprve absolvovala cvičné pokusy chůze, aby bylo dosaženo optimálního kontaktu jednotlivých končetin se silovou plošinou. Po zácvičku bylo pro každou podmínku (test bez přidané hmotnosti, test s přidanou hmotností na protéze) provedeno 12 platných pokusů chůze na 10 m dlouhém chodníku, přes tři dynamometrické plošiny zabudované v zemi tak, že jejich povrch byl ve stejné úrovni s okolním terénem. Před každým testem měl proband 5 minut na adaptaci (vyzkoušení a určení rychlostí chůze s dováženou protézou). Za platný pokus byl uznán ten, kdy došlo ke správnému došlapu na jednotlivé plošiny a rychlost TO se pohybovala v rozmezí $1,2 \text{ m/s} \pm 5 \%$.

Po první sadě platných pokusů chůze následovala u každé TO kontrola umístění reflexních značek a clusterů a dovážení protézy do hmotnosti bérce druhostranné končetiny.

Po dovážení protézy a umístění závaží na končetinu tak, aby bylo umístěno v těžišti segmentu a nedocházelo k jeho posunu v průběhu chůze, byla opět provedena kontrola umístění clusterů a reflexních značek.

Následně byla provedena další sada 12 platných pokusů chůze s protézou se závažím. Po ukončení chůze byla provedena kontrola reflexních značek, zda nedošlo při chůzi k jejich posunu. Po této kontrole byl experiment zabývající se hodnocením parametrů chůze u TO s TTA ukončen. Kontrolní skupina se podrobila stejnému testování jako skupina experimentální s tím rozdílem, že bylo provedeno pouze 12 platných pokusů chůze.

2.11 Analýza dat

Pro zpracování hrubých dat byl použit software Qualysis Track Manager (QTM). Pro tvorbu modelu a zpracování dat byl použit software Visual3D v 4 (C-motion, Rockvile, MD, USA). Jednotlivé segmenty dolní končetiny byly modelovány jako komolé kužely. Kinematická i kinetická data byla posuzována při použití lehčí a těžší protézy a také vzhledem ke kontrolní skupině zdravých jedinců s normální chůzi. Posouzena byla dále symetrie pohybu postižené a nepostižené končetiny při chůzi z hlediska kinematiky a kinetiky.

Byla vyhodnocena následující časoprostorová data:

Délka kroku (m) – vzdálenost mezi proximální koncovou polohou paty při dotyku paty ipsilaterální nohy po proximální koncovou polohu nohy při dalším kontralaterálním dotyku paty. Výpočet je proveden ve směru chůze. Doba trvání kroku (s) – čas mezi dotykem kontralaterální paty po dotyk ipsilaterální paty. Doba trvání stojné fáze (s) – čas mezi dotykem paty po opuštění podložky na stejné noze. Doba trvání švihové fáze (s) – čas mezi opuštěním podložky po dotyk paty na stejné noze. Parametr kadence (krok/minuta) nemá pro srovnání amputované a nepostižené končetiny při aplikaci protéz o různé hmotnosti praktický význam, a proto není dále hodnocen.

Byla vyhodnocena tato úhlová data:

Počáteční úhel jednotlivých kloubů v lokálním souřadném systému byl stanoven na základě statického kalibračního měření. Počáteční úhly (0°) pro jednotlivé klouby byly určeny ze základní vzpřímené polohy při stoji.

Kyčelní kloub – posouzení průběhu křivky flexe a extenze v průběhu cyklu chůze.

- flexe při dotyku paty
- maximum extenze ve stojné fázi
- maximum flexe ve švihové fázi
- maximum addukce ve stojné fázi
- maximum abdukce ve švihové fázi
- maximum vnitřní rotace ve stojné fázi
- maximum vnější rotace ve švihové fázi

Kolenní kloub – posouzení průběhu křivky flexe a extenze v kolenním kloubu.

- flexe při dotyku paty
- maximum flexe během stádia zatěžování
- maximum extenze ve stojné fázi
- maximum flexe ve švihové fázi
- maximum vnitřní rotace ve stojné fázi
- maximum vnější rotace ve švihové fázi

Pohyb pánve

- minimum náklonu pánve v sagitální rovině
- minimum úklonu pánve ve frontální rovině
- maximum úklonu pánve ve frontální rovině
- maximum rotace v transverzální rovině

Byla vyhodnocena tato silová data

Vektor reakční složky síly ve směru vertikálním – Z, mediolaterálním – ML a anteroposterirním – AP.

- první maximum vertikální síly během stádia zatěžování

- minimum vertikální síly během mezistoje
- druhé maximum vertikální síly během koncového stoje
- maximum mediální síly v ML směru
- maximum laterální síly v ML směru
- maximum brzdící síly v AP směru
- maximum zrychlující síly v AP směru

Vyhodnocení kinetických dat

Momenty sil v kyčelním a kolenním kloubu.

Kyčelní kloub – posouzení průběhu křivky momentu sil v sagitální rovině.

- maximum momentu flexe
- maximum momentu extenze
- první maximum momentu addukce
- druhé maximum momentu addukce
- maximum momentu vnější rotace
- maximum momentu vnitřní rotace

Kolenní kloub – posouzení průběhu křivky momentu sil v sagitální rovině.

- první maximum momentu extenze
- maximum momentu flexe
- druhé maximum momentu extenze

Vyhodnocení indexu symetrie

Pro stanovení symetrie existuje několik metod. Často používanou metodou je výpočet indexu symetrie (SI), použitý Dingwelem et al. (1996):

$$SI = ((X_{\text{postižená}} - X_{\text{nepostižená}}) / (X_{\text{postižená}} + X_{\text{nepostižená}})) \times 100 \%$$

Kde $X_{\text{postižená}}$ je hodnota pro amputovanou dolní končetinu a $X_{\text{nepostižená}}$ je hodnota pro zdravou dolní končetinu v určitém bodě silové, nebo kinematické křivky. Rozsah indexu symetrie se pohybuje v rozsahu od -100 % po + 100 %, hodnota $SI = 0$ znamená absolutní symetrii (Dingwell et al., 1996).

2.12 Statistická analýza

Pro popis antropometrických měření byla použita popisná statistika (frekvenční tabulky, aritmetický průměr, směrodatná odchylka). Pro srovnání naměřených hodnot na pravé a levé končetině byl použit párový t-test, který byl také použit pro srovnání dominantní a nedominantní končetiny. Statistické testy byly hodnoceny na hladině významnosti 5 %.

Pro zpracování byl použit program Stata verze 13.

Pro vyhodnocení biomechanických dat byl pro každou vyšetřovanou proměnnou vypočten aritmetický průměr a směrodatná odchylka (získány z průměrných hodnot jednotlivých testovaných osob).

K vyjádření věcné významnosti rozdílů je použit index velikosti vlivu (ES = effect size). Hodnota ES je vyjádřena jako < 0,2 zanedbatelný efekt; 0,2 – 0,6 malý efekt; 0,6 – 1,2 střední efekt; 1,2 – 2,0 velký efekt; 2,0 – 4,0 velmi vysoký efekt a 4,0 a více téměř excelentní efekt.

Normalita rozdělení dat byla stanovena Shapiro-Wilk testem. Spolehlivost měření byla stanovena vnitrotřídním korelačním koeficientem ICC (ICC = intraclass correlation coefficient = vnitrotřídní korelační koeficient). Statistické zpracování bylo provedeno pomocí programu Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) verze 16.0.

3 Výsledky

3.1 Stanovení hmotnosti amputované části končetiny u pacientů po TTA

Jako první byly porovnány skupiny pacientů s TTA vůči kontrolní skupině zdravých jedinců s odpovídajícími antropometrickými parametry (CG1). Z hlediska somatických parametrů byly obě skupiny velmi dobře porovnatelné. Všechny sledované parametry u obou sledovaných skupin měly normální rozdělení, proto mohl být použit pro posouzení statistické významnosti rozdílů průměrů parametrický independent t-test. Údaje ke skupině probandů s amputací jsou uvedeny v tabulce 1a). Statistická shrnutí k oběma vyšetřovaným skupinám jsou uvedena v tabulce 1b).

Tabulka 1a) Charakteristika skupiny probandů s TTA

P	M- 1 Ž-2	Věk roky	L/P	DOA roky	Etiol. 1-úraz 2-infekt 3-DM 4-tumor	DP cm	HMP kg	HMB kg	HP kg	BMI	Výška cm	m ₁ kg	m ₂ kg	m ₃ kg
1	1	49,8	1	15	1	20	85,8	83,6	2,2	28,34	174	4,429	1,059	3,37
2	2	40,7	1	10	2	16,5	68,5	65,9	2	25,01	165,5	3,407	1,055	2,352
3	1	72,3	1	17	1	19	92,4	89,8	2,6	31,05	172,5	4,605	1,008	3,597
4	1	36,6	1	3,5	2	14,5	73,3	70,8	2,5	22,13	182	4,951	0,625	4,326
5	1	67,9	1	34	1	19,5	87,7	84,9	2,5	30,71	169	4,87	0,998	3,872
6	1	72,2	2	11	1	16,5	68,9	66,4	2,3	24,41	168	3,745	1,259	2,486
7	1	42,8	1	31	1	20	85	82,4	2,8	24,84	185	4,816	3,95	0,866
8	1	45,9	2	20	1	18,5	72,8	70,8	2,5	25,79	168	3,878	2,979	0,899
9	1	65,8	2	26	3	22,5	95,2	90,5	2,4	31,44	174	4,619	1,351	3,268
10	1	47,5	1	25	1	20,4	92,8	90,1	2,6	29,82	176,4	5,462	0,731	4,731
11	1	30,9	1	13	4	24,7	90,2	88	2,3	28,34	178,4	4,859	1,732	3,127
12	1	34,6	1	5	1	30	114	112,2	2,3	33,1	186	6,352	2,49	3,862
13	1	62,6	1	10	2	21	69,3	67	2,3	21,11	181,2	4,491	1,039	3,452
14	1	68,6	1	10	1	25	91,6	89,3	2,2	28,43	179,5	4,81	1,442	3,368

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: P – pacienti; M – muži; Ž – ženy; L/P – levá/pravá; DOA – doba od amputace; Etiol. – příčina amputace; DP – délka pahýlu; HMP – hmotnost s protézou; HMB – hmotnost bez protézy; HP – hmotnost protézy; m₁ – hmotnost regionu 1 v kg (odpovídající amputované části na zdravé končetině); m₂ – hmotnost regionu 2 v kg (hmotnost pahýlu); m₃ – hmotnost chybějící části v kg

Tabulka 1b) Popisná charakteristika skupin použitých pro srovnání symetrie dolních končetin (střední hodnota \pm SD)

Skupina	n	Věk (roky)	Výška (cm)	Hmotnost (kg)	BF (kg)	BF (%)
ALL M	13	51,5 \pm 12,9	176,5 \pm 5,9	83,5 \pm 12,1	23,7 \pm 7,9	27,3 \pm 5,8
ALL F	1	47,8	16,5	65,9	23,4	35,0
CG1 M	13	47,5 \pm 12,2	177,7 \pm 6,6	84,0 \pm 8,6	22,2 \pm 5,1	26,2 \pm 4,7
CG1 F	1	50,1	157,5	63,5	22,1	34,9

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: ALL M – amputace dolní končetiny (muži); ALLF – amputace dolní končetiny (ženy); CG1 M – kontrolní skupina zdravých jedinců (muži); CG1 F – kontrolní skupina zdravých jedinců (ženy); n – počet; BF – tělesný tuk (vyjádřený v kg i procentech)

Srovnání symetrie dolních končetin

Symetrie dolních končetin (DK) u kontrolní skupiny byla testována pomocí Cohenova testu. U skupiny zdravých osob (CG1) nebyl potvrzen rozdíl v hmotnosti pravé a levé dolní končetiny, výsledek Cohenova testu byl $d=0,17$. Můžeme konstatovat, že srovnáním symetrie hmotnosti dolních končetin nebyla prokázána statistická, ani věcná významnost rozdílů mezi pravou a levou DK. Výsledky srovnání symetrie končetin jsou uvedeny v tabulce číslo 2.

Tabulka 2 Hodnocení symetrie hmotnosti dolních končetin (střední hodnota \pm SD)

Skupina	LDK (kg)	PDK (kg)	Rozdíl	P (95 % CI)	<i>d</i>
<i>Celá dolní končetina</i>					
CG1 (n = 14)	13,31 \pm 1,63	13,59 \pm 1,69	-0,28	0,660 (-1,568; 1,009)	0,17
<i>Bércová část dolní končetiny</i>					
CG1 (n= 14)	4,70 \pm 0,72	4,59 \pm 0,65	0,11	0,670 (-0,422; 0,646)	0,16

Zdroj vlastní

Legenda k tabulce: CG1 – kontrolní skupina zdravých jedinců; LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; n – počet; P – statistická významnost; 95 % CI – Confidence interval; *d* – věcná významnost Cohenova *d* (*0,2<*d*<0,5 malý efekt; **0,5<*d*<0,8 střední efekt; ****d*>0,8 velký efekt); SD – směrodatná odchylka

Srovnání symetrie distální části dolních končetin

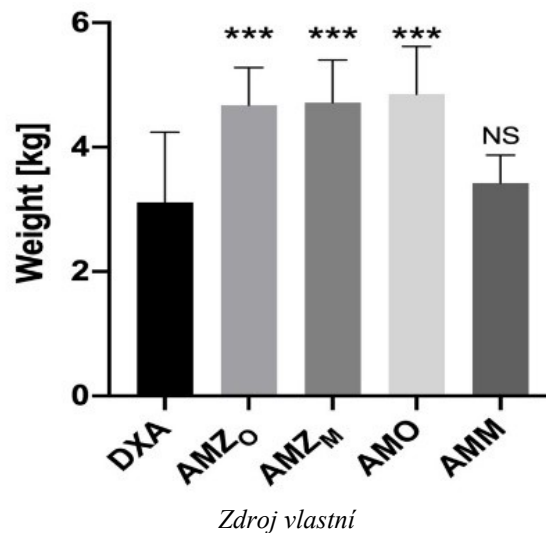
Hodnocení distální části dolní končetiny bylo provedeno Cohenovým testem u odpovídající kontrolní skupiny. Výsledek Cohenova testu u distální části končetiny

ukázal, že hmotnost pravé a levé DK je symetrická $d=0.16$. Výsledky hodnocení symetrie distální (bércové) části dolních končetin jsou uvedeny v tabulce číslo 2.

Hodnocení metod měření hmotností amputovaných částí končetin u pacientů s TTA

Nejnižší hmotnost hypotetické distální části amputované končetiny (amputátu) byla zjištěna pomocí metody DXA, a to $3,11 \pm 1,13$ kg. Oproti metodě DXA udávaly antropometrické modely (pomocí výpočtu regresní rovnicí) signifikantně vyšší hodnoty hmotnosti amputátu. Nejvyšší hmotnost udávala rovnice dle Osterkampa 4.85 ± 0.77 kg, nejnižší hodnotu udával antropometrický model dle Mosumbara. Výsledky průměrných hodnot dle DXA a výpočtů antropometrických modelů jsou uvedeny v obrázku číslo 6.

Obr. 6 Hodnoty hmotnosti amputované části končetiny



Legenda k obrázku: ALL AMZ_O – antropometrický model Zatsiorsky original; AMZ_M – antropometrický model Zatsiorsky modifikovaný; AMO – antropometrický model Osterkamp; AMM – antropometrický model Mosumdar. Rozdíl statistické významnosti p je počítán mezi DXA a dalšími metodami (AMZ_O, AMZ_M, AMO a AMM), *** $p < 0.0001$, NS – nevýznamný

Signifikantní rozdíly mezi hodnotami naměřenými metodou DXA a výsledky vypočtenými antropometrickými modely nebyly zjištěny pouze u modelu podle Mosumbara (AMM). V ostatních případech byly zjištěné rozdíly statisticky významné ($p < 0,001$) i věcně významné, hodnota Cohenova d byla větší než 0,8, což je možné považovat za významně velkou změnu.

Výsledky Pearsonova korelačního koeficientu ukázaly nízkou korelaci (AMZ_M, AMO, AMM), malou nebo žádnou korelaci (AMZ_O) s hodnotami naměřenými metodou DXA. Hodnoty Pearsonova koeficientu vysvětlují pouze 9,6–17,6 procent rozptylu. V hodnotách standardní chyby odhadu ($S_{y/x}$) i mezní chyby odhadu (d_{\max}) se jednotlivé antropometrické modely neliší. Výsledky hodnocení rozdílů průměrů a charakteristika empirické validity antropometrických modelů k metodě DXA je uvedena v tabulce číslo 3.

Tabulka 3 Rozdíly průměrů a charakteristika empirické validity k metodě DXA

AM	Rozdíl (kg)	<i>d</i>	<i>r</i>	$S_{y/x}$ (kg)	d_{\max} (kg)
AMZ _O	1,58 ***	1,74***	0,31	1,12	2,24
AMZ _M	1,61 ***	1,72***	0,41	1,07	2,14
AMO	1,74 ***	1,80***	0,37	1,09	2,18
AMM	0,32 ^{NS}	0,37	0,42	1,07	2,14

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: AM – antropometrický model; AMZ_O – antropometrický model Zatsiorsky original; AMZ_M – antropometrický model Zatsiorsky modifikovaný; AMO – antropometrický model Osterkamp; AMM – antropometrický model Mosumdar; *d* – věcná významnost Cohenova *d* (*0,2<*d*<0,5 malý efekt; **0,5<*d*<0,8 střední efekt; ****d*>0,8 velký efekt); *r* – Pearsonův korelační koeficient. Rozdíl statistické významnosti *p* je počítán mezi DXA a dalšími metodami (AMZ_O, AMZ_M, AMO a AMM), ****p*<0.0001; NS – nevýznamný; $S_{y/x}$ – standardní chyba odhadu; d_{\max} – mezní chyba odhadu ($\pm 2 S_{y/x}$).

3.1.1 Vyjádření k hypotéze H₀₁

H₀₁ Výsledky stanovení hmotnosti amputované části končetiny pomocí antropometrických metod a výsledky získané využitím denzitometrie DXA se neliší.

Významný rozdíl (*p*<0.0001) mezi použitými antropometrickými metodami a metodou DXA byl pozorován u 3 ze 4 použitých antropometrických metod (s výjimkou antropometrického modelu dle Mosumdara). Hypotézu H₀₁ lze zamítnout, výsledky stanovení hmotnosti amputované části končetiny pomocí antropometrických metod a výsledky získané využitím DXA se liší.

3.2 Časoprostorové parametry chůze

Z vyhodnocení časoprostorových parametrů vztažených k oběma dolním končetinám, které se týkají rychlosti chůze, doby dvojí opory, šířky kroku a doby trvání krokového cyklu (tabulka 4) vyplývá, že při srovnání chůze s protézou bez závaží, chůze s protézou se závažím a chůze zdravého jedince nedochází k výraznějším statisticky ani věcně významným rozdílům. Je však patrné, že doba dvojí opory je při chůzi se závažím více podobná kontrolní skupině.

Tabulka 4 Porovnání časoprostorových parametrů vztažených k oběma dolním končetinám (střední hodnota ± SD)

Proměnná	T1	T2	TZ	ES _{T1, T2}	ES _{T1, TZ}	ES _{T2, TZ}
Rychlost (m/s)	1,201±0,030	1,223±0,011	1,269±0,010	-0,97	-3,04	-4,38
Doba dvojí opory (s)	0,288±0,119	0,274±0,061*	0,270±0,062*	0,15	0,19	0,07
Šířka kroku (m)	0,153±0,043	0,156±0,043	0,156±0,045	-0,07	-0,07	0,00
Doba trvání cyklu kroku (s)	0,812±0,417**TZ	0,827±0,423	0,862±0,460	-0,04	-0,11	-0,08

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závažím; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; * - hodnoty se blíží kontrolní skupině bez statistické významnosti; **TZ – rozdíl na 5 % hladině významnosti ve vztahu ke kontrolní skupině; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt).

Porovnání časoprostorových parametrů (tabulka 4)

Rychlost

Při srovnání chůze s protézou bez závaží, chůze s protézou se závažím a při chůzi zdravého jedince nedochází v rychlosti chůze k výraznějším statisticky významným rozdílům.

Doba dvojí opory

Při použití protézy se závažím došlo ke zkrácení doby trvání dvojí opory, avšak tato změna není statisticky významná oproti chůzi s protézou bez závaží. Je také patrné, že doba dvojí opory je při chůzi se závažím více podobná kontrolní skupině.

Šířka kroku

Při srovnání chůze s protézou bez závaží, chůze s protézou se závažím a chůzi zdravého jedince nedochází k výraznějším statisticky významným rozdílům v šířce kroku.

Doba trvání cyklu kroku

Při srovnání chůze s protézou bez závaží a chůze s protézou se závažím nedochází v době trvání cyklu chůze k výraznějším statisticky významným rozdílům.

Při srovnání s kontrolní skupinou dochází ke statisticky významnému prodloužení času cyklu u pacientů s protézou bez závaží. Při srovnání chůze s protézou se závažím s chůzí kontrolní skupiny nebyl pozorován statisticky ani věcně významný rozdíl, délka cyklu se blíží chůzi zdravých osob.

Časoprostorové parametry amputované končetiny

Porovnání časoprostorových parametrů chůze na amputované končetině (tabulka 5) při srovnání chůze s protézou bez závaží, chůze s protézou se závažím a chůzi zdravého jedince vykazuje statisticky významné zkrácení délky kroku při chůzi na protéze se závažím oproti chůzi na protéze bez závaží i proti chůzi zdravých osob.

Při použití protézy se závažím se prodloužila doba stojné i švihové fáze. Doba trvání stojné fáze protézy se závažím se prodloužila statisticky významně oproti chůzi na protéze bez závaží.

Doba švihové fáze amputované končetiny při použití závaží se statisticky významně neliší od chůze bez použití závaží. Při srovnání chůze na protéze se závažím a kontrolní skupinou zdravých jedinců se doba trvání stojné i švihové fáze blíží k hodnotám kontrolní skupiny a mezi těmito hodnotami není statisticky ani věcně významný rozdíl.

Při srovnání délky trvání krokového cyklu s kontrolní skupinou dochází ke statisticky i věcně významnému prodloužení času cyklu u pacientů s protézou bez závaží. Naopak při srovnání chůze s protézou se závažím a chůzí kontrolní skupiny nebyl pozorován statisticky významný rozdíl, délka cyklu se blíží chůzi zdravých osob.

Tabulka 5 Porovnání časoprostorových parametrů chůze amputované končetiny (střední hodnota ± SD)

Proměnná	T1	T2	TZ	ES _{T1, T2}	ES _{T1, TZ}	ES _{T2, TZ}
Délka kroku (m)	0,607±0,268	0,587±0,341 ^{**T1, TZ}	0,679±0,258	0,07	-0,27	-0,30
Čas kroku (s)	0,537±0,099	0,525±0,119	0,565±0,088	0,11	-0,30	-0,38
Čas stojné fáze (s)	0,653±0,115	0,711±0,036 ^{**T1}	0,721±0,089	-0,68	-0,66	-0,15
Čas švihové fáze (s)	0,357±0,133 ^{**TZ}	0,399±0,117	0,433±0,09	-0,34	-0,64	-0,30
Čas cyklu kroku (s)	0,961±0,327 ^{**TZ}	0,861±0,397 [*]	0,815±0,489	0,27 ^{**}	0,35 ^{**}	0,10

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závažím; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; * - hodnoty se blíží kontrolní skupině bez statistické významnosti; ^{**T1} – rozdíl na 5 % hladině významnosti ve vztahu ke skupině T1; ^{**T1, TZ} – rozdíl na 5 % hladině významnosti vůči skupině T1 i TZ; ^{**TZ} – rozdíl na 5 % hladině významnosti ve vztahu ke kontrolní skupině TZ; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt; ^{**}0,2 – 0,6 malý efekt).

Porovnání časoprostorových parametrů chůze amputované končetiny (tabulka 5)

Délka kroku

Při srovnání chůze s protézou se závažím je patrné statisticky významné zkrácení délky kroku amputované končetiny vůči chůzi s protézou bez závaží i vůči kontrolní skupině.

Čas kroku

Čas kroku amputované končetiny je při chůzi se závažím a bez závaží i ve vztahu ke kontrolní skupině zdravých jedinců bez statisticky významných rozdílů.

Čas stojné fáze

Doba trvání stojné fáze na straně protézy se závažím se statisticky významně prodloužila oproti chůzi na protéze bez závaží.

Doba trvání stojné fáze na straně protézy se závažím nemá statisticky významný rozdíl vůči skupině kontrolní.

Čas švihové fáze

Doba švihové fáze na straně protézy se závažím se statisticky významně neliší od chůze na protéze bez použití závaží.

Ve vztahu ke kontrolní skupině je statisticky významný rozdíl se skupinou probandů s protézou bez použití závaží, zatímco při srovnání skupiny, kde bylo použito závaží již tento rozdíl statisticky významný není.

Čas cyklu kroku

Při srovnání chůze s protézou se závažím a bez závaží není statisticky významný rozdíl v době trvání krokového cyklu.

Při srovnání s kontrolní skupinou dochází ke statisticky i věcně významnému prodloužení času cyklu u pacientů s protézou bez závaží. Naopak při srovnání chůze s protézou se závažím a chůzí kontrolní skupiny není statisticky významný rozdíl, délka cyklu se blíží chůzi zdravých osob.

Časoprostorové parametry nepostižené končetiny

Porovnání časoprostorových parametrů chůze u nepostižené končetiny (tabulka 6) nevykazuje statisticky významné změny délky kroku ani času kroku při chůzi na protéze se závažím oproti chůzi na protéze bez závaží i proti chůzi zdravých osob. Při chůzi na protéze se závažím došlo u nepostižené končetiny k prodloužení stojné i švihové fáze, tento rozdíl však není statisticky významný oproti chůzi bez závaží. Nicméně se doba obou těchto fází více přiblíží chůzi kontrolní skupiny, kdy při použití závaží se tyto parametry statisticky významně neliší od skupiny kontrolní, zatímco bez závaží je vůči kontrolní skupině zdravých jedinců rozdíl statisticky významný. Lze tedy konstatovat, že u skupiny amputovaných se závažím není při srovnání s kontrolní skupinou významný statistický rozdíl a doba trvání stojné i švihové fáze kroku zdravé končetiny se přibližuje chůzi zdravých osob. Doba trvání cyklu chůze u zdravé končetiny při srovnání chůze amputovaných bez závaží a se závažím na protéze je bez statisticky významného rozdílu. Při srovnání trvání času krokového cyklu dochází ke statisticky významnému rozdílu u pacientů s protézou bez závaží a kontrolní skupinou. Při srovnání chůze s protézou se závažím a chůzí kontrolní skupiny není statisticky ani věcně významný rozdíl v časovém trvání cyklu.

Tabulka 6 Porovnání časoprostorových parametrů chůze nepostížené končetiny (střední hodnota ± SD)

Proměnná	T1	T2	TZ	ES _{T1, T2}	ES _{T1, TZ}	ES _{T2, TZ}
Délka kroku (m)	0,556±0,323	0,544±0,370	0,641±0,328	0,03	-0,26	-0,28
Čas kroku (s)	0,489±0,118	0,504±0,123	0,539±0,121	-0,12	-0,42	-0,29
Čas stojné fáze (s)	0,676±0,100**TZ	0,697±0,137	0,715±0,068	-0,18	-0,46	-0,17
Čas švihové fáze (s)	0,349±0,143**TZ	0,381±0,139*	0,417±0,123	-0,23	-0,51	-0,27
Čas cyklu kroku (s)	0,855±0,446**TZ	0,871±0,438	0,829±0,439	-0,04	0,06	0,10

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závažím; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; * - hodnoty se blíží kontrolní skupině bez statistické významnosti; **TZ – rozdíl na 5 % hladině významnosti ve vztahu ke kontrolní skupině TZ; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt).

Porovnání časoprostorových parametrů chůze nepostížené končetiny (tabulka 6)

Délka kroku

Při chůzi na protéze se závažím oproti chůzi na protéze bez závaží i proti chůzi zdravých osob nebyly zjištěny statisticky významné změny délky kroku.

Čas kroku

Čas kroku zdravé dolní končetiny je pro všechny skupiny bez statisticky významných rozdílů.

Čas stojné fáze

Při chůzi na protéze se závažím došlo u nepostížené končetiny k prodloužení stojné fáze, tento rozdíl však není statisticky významný oproti chůzi na protéze bez závaží.

Ve vztahu ke kontrolní skupině zdravých jedinců je patrný statisticky významný rozdíl u chůze na protéze bez závaží. U skupiny amputovaných se závažím není při srovnání s kontrolní skupinou významný statistický rozdíl a trvání stojné fáze se přibližuje chůzi zdravých osob.

Čas švihové fáze kroku

Při chůzi na protéze se závažím došlo u nepostížené končetiny k prodloužení švihové fáze kroku, tento rozdíl však není statisticky významný oproti chůzi na protéze bez závaží.

Ve vztahu ke kontrolní skupině zdravých je patrný statistický významný rozdíl u chůze na protéze bez závaží. U skupiny amputovaných se závažím není při srovnání s kontrolní skupinou významný statistický rozdíl a doba trvání švihové fáze se přibližuje chůzi zdravých osob.

Čas cyklu

Při srovnání délky trvání krokového cyklu zdravé končetiny není statisticky významný rozdíl mezi chůzí s protézou bez závaží a se závažím. Ve vztahu ke kontrolní skupině zdravých jedinců dochází ke statisticky významnému rozdílu u pacientů s protézou bez závaží a kontrolní skupinou. Při srovnání chůze s protézou se závažím a chůzí kontrolní skupiny zdravých není statisticky významný rozdíl v časovém trvání cyklu.

Index symetrie časoprostorových parametrů

Index symetrie pro dobu trvání času cyklu, trvání stejné fáze, mezi končetinou s protézou a končetinou neamputovanou, ukazuje na větší symetrii chůze u osob s protézou se závažím (tabulka 7).

Vypočteno pomocí indexu symetrie (SI):

$$\text{Index symetrie SI} = ((X_{\text{postižená}} - X_{\text{nepostižená}}) / (X_{\text{postižená}} + X_{\text{nepostižená}})) \times 100 \%$$

Rozsah indexu symetrie se pohybuje v rozsahu od -100 % po + 100 %, hodnota SI = 0 znamená absolutní symetrii (Dingwell, Davis & Frazier, 1996). Rozsah indexu symetrie ± 4 % je považován za přirozenou symetrii (Herzog et al., 1989).

Tabulka 7 Index symetrie časoprostorových parametrů (střední hodnota \pm SD)

Proměnná	SI bez závaží	SI se závažím	SI Kontrolní
Délka kroku (m)	8,77 \pm 0,22	7,60 \pm 0,24	5,76 \pm 0,18
Čas kroku (s)	9,36 \pm 0,54	4,08 \pm 0,15	4,71 \pm 0,11
Čas stejné fáze (s)	3,46 \pm 0,14	1,99 \pm 0,10	0,84 \pm 0,09
Čas švihové fáze (s)	2,27 \pm 0,10	4,61 \pm 0,13	3,76 \pm 0,10
Čas cyklu (s)	11,67 \pm 0,98	1,15 \pm 0,16	1,73 \pm 0,08
Kadence (krok/minuta)	4,14 \pm 0,29	1,62 \pm 0,14	1,80 \pm 0,09

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: S1 – skupina amputovaných bez závaží; S2 – skupina amputovaných se závažím; SI – kontrolní skupina zdravých osob; SI – index symetrie (rozsah ± 4 % je považován za přirozenou symetrii)

Z výsledků je patrné, že chůze se závažím je více symetrická u většiny časoprostorových parametrů mimo čas švihové fáze. Hodnoty indexu symetrie se při chůzi se závažím pohybují do 4 %, mimo symetrii délky kroku, což znamená, že chůze se závažím je z hlediska symetrie více přirozená než při chůzi bez závaží a hodnoty indexu symetrie se více blíží kontrolní skupině zdravých jedinců.

3.3 Úhlové parametry chůze

Kyčelní kloub – Amputovaná končetina

Sledované hodnoty úhlů v kyčelním kloubu amputované končetiny v jednotlivých rovinách pohybu jsou uvedeny v tabulce 8, kde jsou porovnávány hodnoty úhlů mezi skupinou pacientů bez závaží, se skupinou amputovaných s přidaným závažím a kontrolní skupinou zdravých osob. Pro názornost a srovnání jsou průběhy sledovaných hodnot úhlu ve stejné a švihové fázi kroku mezi skupinou amputovaných se závažím a bez závaží znázorněny v grafech 1 – 6.

Tabulka 8 Sledované hodnoty úhlů v kyčelním kloubu amputované končetiny (střední hodnota \pm SD)

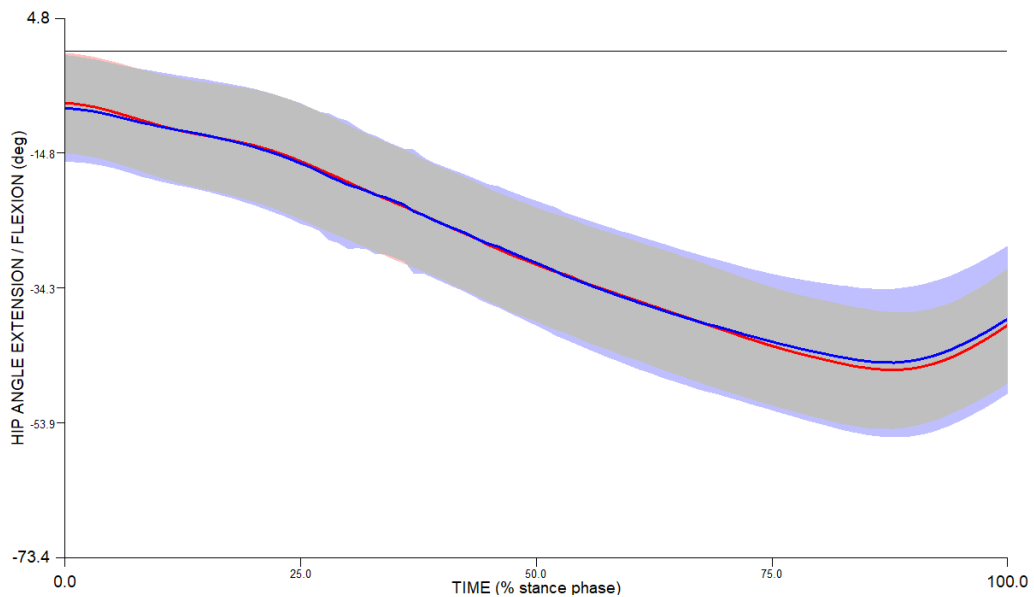
Úhel (°)	T1	T2	TZ	ES _{T1, T2}	ES _{T1, TZ}	ES _{T2, TZ}
Flexe při dotyku paty	- 8,35 \pm 4,22	- 7,86 \pm 3,98	-14,52 \pm 4,18 ^{**T1, T2}	-0,13	1,47 ^{****}	1,63 ^{****}
Maximum extenze ve stejné fázi	- 45,37 \pm 11,35	-46,19 \pm 9,08	-51,23 \pm 7,11	0,08	0,62 ^{***}	0,62 ^{***}
Maximum flexe ve švihové fázi	- 7,91 \pm 4,12	- 8,11 \pm 3,88	-16,24 \pm 6,2 ^{**T1, T2}	0,05	1,58	1,57
Maximum addukce ve stejné fázi	4,41 \pm 2,12	4,38 \pm 2,45	4,62 \pm 1,99	0,01	-0,10	-0,11
Maximum abdukce ve švihové fázi	-4,93 \pm 2,01	- 5,45 \pm 2,17	-7,36 \pm 1,87	2,14 ^{*****}	1,25 ^{*****}	0,94 ^{***}
Maximum vnitřní rotace ve stejné fázi	-4,8 \pm 1,99	- 5,8 \pm 2,08	-3,33 \pm 2,11	0,49 ^{**}	-0,72	-1,18
Maximum vnější rotace ve švihové fázi	2,26 \pm 1,11	2,24 \pm 1,09	4,47 \pm 1,15	0,02	-1,96	-1,99

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závažím; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; ^{**T1, T2} – rozdíl na 5% hladině významnosti ve vztahu ke kontrolní skupině T1 a T2; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt; ^{**}0,2 – 0,6 malý efekt; ^{***}0,6 – 1,2 střední efekt; ^{****}1,2 – 2,0 velký efekt; ^{*****}2,0 – 4,0 velmi vysoký efekt).

Je pozorován věcně významný rozdíl mezi T1 a T2. U hodnoty flexe při dotyku paty a při maximu flexe kyčelního kloubu ve švihové fázi byly pozorovány statisticky i věcně významné rozdíly mezi kontrolní skupinou a oběma skupinami amputovaných osob. U maxima abdukce kyčelního kloubu amputované končetiny ve švihové fázi je patrná nejvyšší věcná významnost mezi T1 a T2 a ve vztahu T1 ke kontrolní skupině.

Graf 1 – úhly kyčelního kloubu amputované končetiny v sagitální rovině během stojné fáze

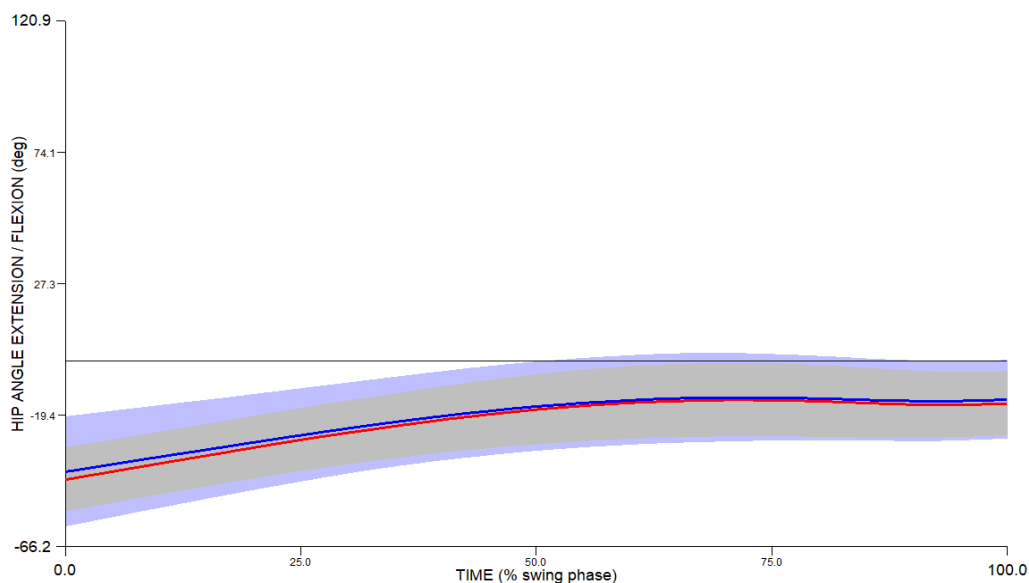


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly extenze a flexe v kyčelním kloubu; horizontála – čas stojné fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Na grafu 1 lze pozorovat při dotyku paty na začátku stojné fáze výraznější extenzi v kyčelním kloubu na amputované končetině bez závaží. V dalším průběhu stojné fáze je extenze v kyčelním kloubu v obou skupinách amputovaných (se závažím a bez závaží) srovnatelná. V posledních 30 % stojné fáze je výraznější extenze kyčelního kloubu u skupiny amputovaných pacientů se závažím.

Graf 2 – úhly kyčelního kloubu amputované končetiny v sagitální rovině během švihové fáze

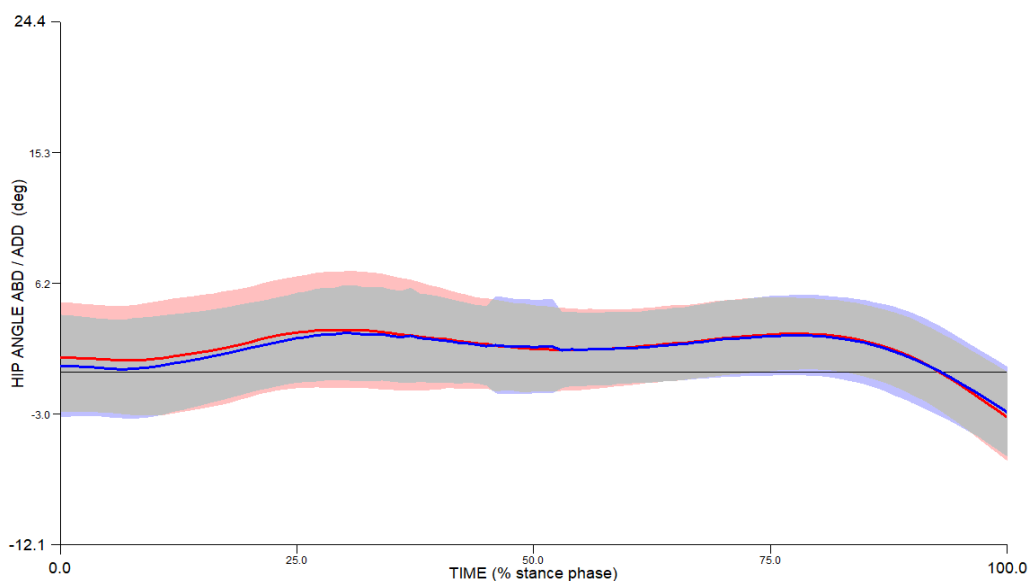


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly extenze a flexe v kyčelním kloubu; horizontála – čas švihové fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Na grafu 2 lze vidět při začátku švihové fáze kroku výraznější extenzi v kyčelním kloubu na amputované končetině se závažím. Tato výraznější extenze v kyčelním kloubu amputované končetiny se závažím přetrvává až do poloviny doby trvání švihové fáze, kdy je pohyb amputované končetiny se závažím a bez závaží srovnatelný.

Graf 3 – úhly kyčelního kloubu amputované končetiny ve frontální rovině během stojné fáze

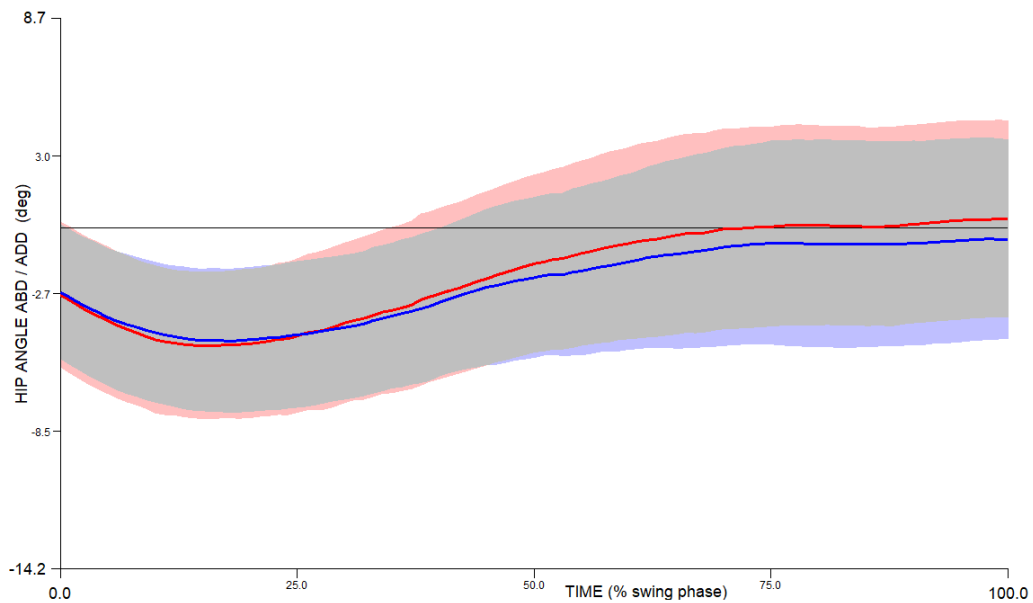


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly abdukce a addukce v kyčelním kloubu; horizontála – čas stojné fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Na grafu 3 je vidět při začátku stojné fáze kroku srovnatelný pohyb ve frontální rovině do abdukce v kyčelním kloubu mezi oběma skupinami amputovaných probandů, výraznější abdukce na amputované končetině se závažím je patrná v prvních 10 % trvání stojné fáze. Od poloviny stojné fáze dochází k výraznější abdukci kyčelního kloubu amputované končetiny ve skupině pacientů bez závaží.

Graf 4 – úhly kyčelního kloubu amputované končetiny ve frontální rovině během švihové fáze

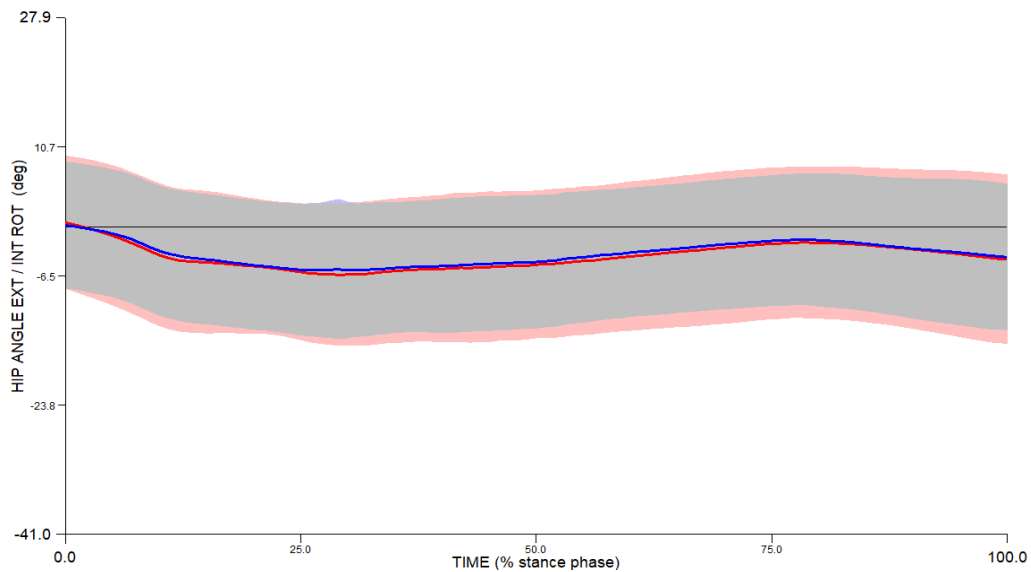


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly abdukce a addukce v kyčelním kloubu; horizontála – čas švihové fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Graf 4 ukazuje při začátku švihové fáze kroku výraznější addukci kyčelního kloubu amputované končetiny ve skupině pacientů se závažím na protéze. Od poloviny švihové fáze je pohyb kyčelního kloubu amputované končetiny ve frontální rovině u obou pozorovaných skupin srovnatelný.

Graf 5 – úhly kyčelního kloubu amputované končetiny v transverzální rovině během stojné fáze

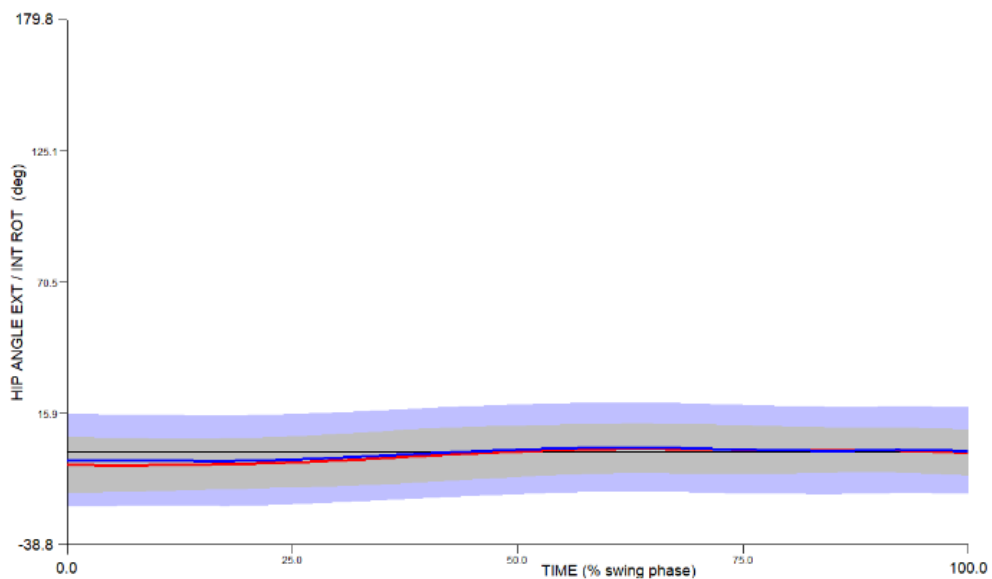


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly vnější rotace a vnitřní rotace v kyčelním kloubu; horizontála – čas stojné fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Graf 5 vyjadřuje průběh úhlů kyčelního kloubu amputované končetiny v transversální rovině v době trvání celé stojné fáze. V úvodu stojné fáze je výraznější vnitřní rotace kyčelního kloubu amputované končetiny ve skupině pacientů se závažím, od 10-90 % stojné fáze kroku je výraznější vnější rotace v kyčelním kloubu ve skupině pacientů se závažím.

Graf 6 – úhly kyčelního kloubu amputované končetiny v transverzální rovině během švihové fáze



Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly vnější rotace a vnitřní rotace v kyčelním kloubu; horizontála – čas švihové fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Graf 6 znázorňuje průběh úhlů kyčelního kloubu amputované končetiny v transversální rovině v době švihové fáze. V začátku švihové fáze je výraznější vnější rotace kyčelního kloubu amputované končetiny ve skupině pacientů se závažím, od 30 % švihové fáze kroku je průběh křivek srovnatelný.

Kyčelní kloub – nepostižená končetina

Sledované hodnoty úhlů v kyčelním kloubu nepostižené končetiny v jednotlivých rovinách pohybu jsou uvedeny v tabulce 9, kde jsou porovnávány hodnoty těchto úhlů mezi skupinou pacientů bez závaží, se skupinou amputovaných s přidaným závažím a kontrolní skupinou zdravých osob. Srovnání průběhu sledovaných úhlových parametrů na nepostiženém kyčelním kloubu u skupin amputovaných se závažím a bez závaží je graficky znázorněno v grafech 7 – 12.

Tabulka 9 Sledované hodnoty úhlů v kyčelním kloubu nepostižené končetiny (střední hodnota ± SD)

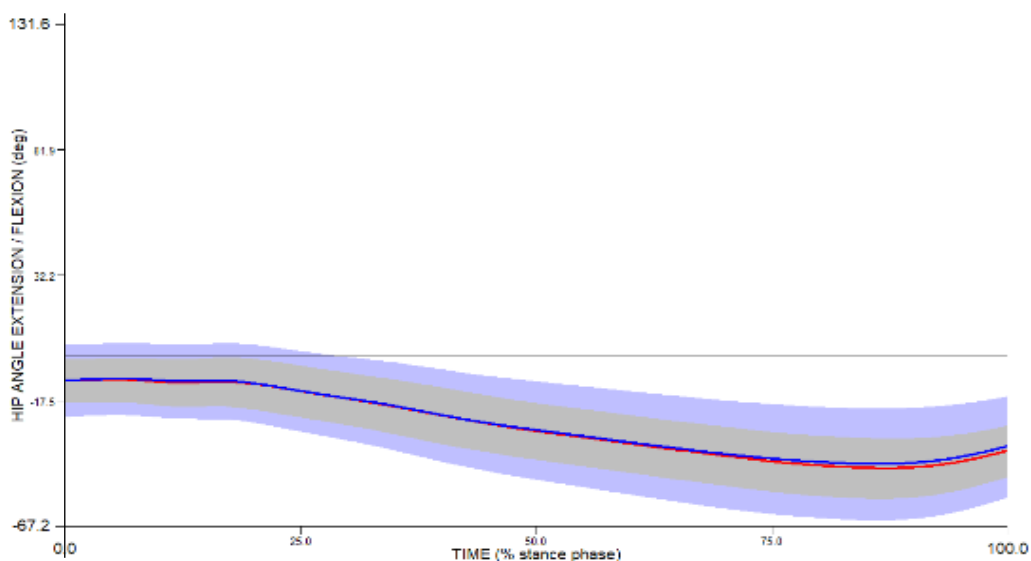
Úhel (°)	T1	T2	TZ	ES _{T1, T2}	ES _{T1, TZ}	ES _{T2, TZ}
Flexe při dotyku paty	-9,48 ± 3,99	-9,46 ± 3,15	-14,81 ± 4,10 ^{**T1, T2}	-0,01	1,32 ^{****}	1,46 ^{****}
Maximum extenze ve stojné fázi	-43,06 ± 14,76	-44,18 ± 11,78	-50,33 ± 7,56	0,08	0,62 ^{***}	0,62 ^{***}
Maximum flexe ve švihové fázi	-11,02 ± 3,09	-11,24 ± 2,56	-16,14 ± 6,27 ^{**T1, T2}	0,08	1,04 ^{***}	1,02 ^{***}
Maximum addukce ve stojné fázi	5,79 ± 2,45	6,73 ± 2,33	4,24 ± 1,87	-0,39	0,71 ^{***}	1,18 ^{***}
Maximum abdukce ve švihové fázi	-2,17 ± 2,12	-1,73 ± 1,98	-7,01 ± 1,99 ^{**T1, T2}	-0,21	2,35 ^{*****}	2,66 ^{*****}
Maximum vnitřní rotace ve stojné fázi	-3,7 ± 1,52	-4,2 ± 1,88	-3,23 ± 2,76	0,29	-0,21	-0,41
Maximum vnější rotace ve švihové fázi	3,31 ± 1,17	3,11 ± 1,22	4,09 ± 1,76	0,17	-0,52	-0,65

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závažím; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; ^{**T1, T2} – rozdíl na 5 % hladině významnosti ve vztahu ke kontrolní skupině T1 a T2; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt; ^{**}0,2 – 0,6 malý efekt; ^{***}0,6 – 1,2 střední efekt; ^{****}1,2 – 2,0 velký efekt; ^{*****}2,0 – 4,0 velmi vysoký efekt).

Při srovnání úhlů pohybu nepostižené končetiny nebyly pozorovány statisticky významné rozdíly mezi skupinou amputovaných osob se závažím a bez závaží. Naopak u hodnoty flexe při dotyku paty, maxima flexe kyčelního kloubu ve švihové fázi a maxima abdukce ve švihové fázi byly zjištěny statisticky i věcně významné rozdíly mezi kontrolní skupinou a oběma skupinami amputovaných osob.

Graf 7 – úhly kyčelního kloubu nepostižené končetiny v sagitální rovině během stojné fáze

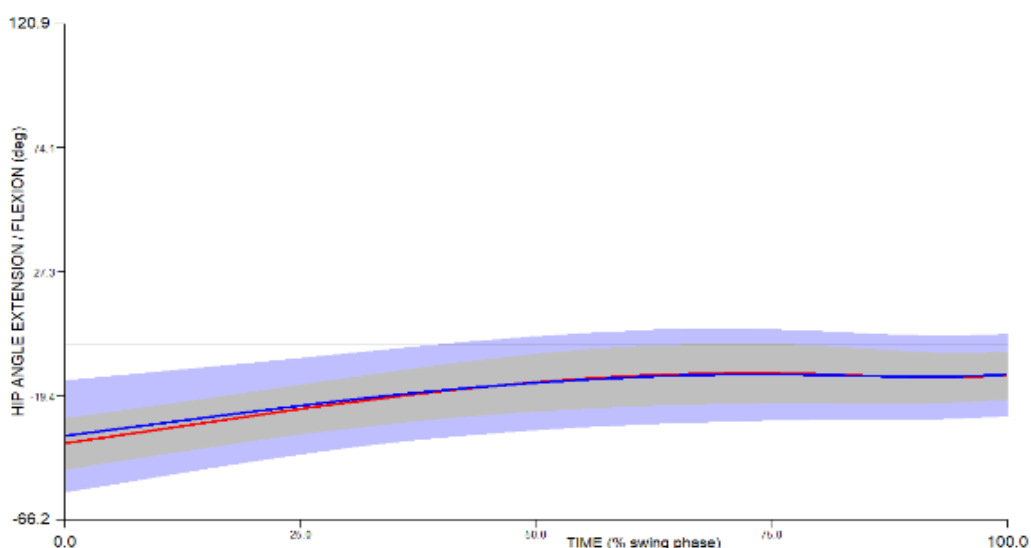


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly extenze a flexe v kyčelním kloubu; horizontála – čas stojné fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Na grafu 7 je pohyb v kyčelním kloubu nepostižené končetiny v sagitální rovině v průběhu stojné fáze u obou skupin amputovaných probandů bez statisticky významných rozdílů. V posledních 25 % stojné fáze je větší extenze v kyčelním kloubu u pacientů se závažím.

Graf 8 – úhly kyčelního kloubu nepostižené končetiny v sagitální rovině během švihové fáze

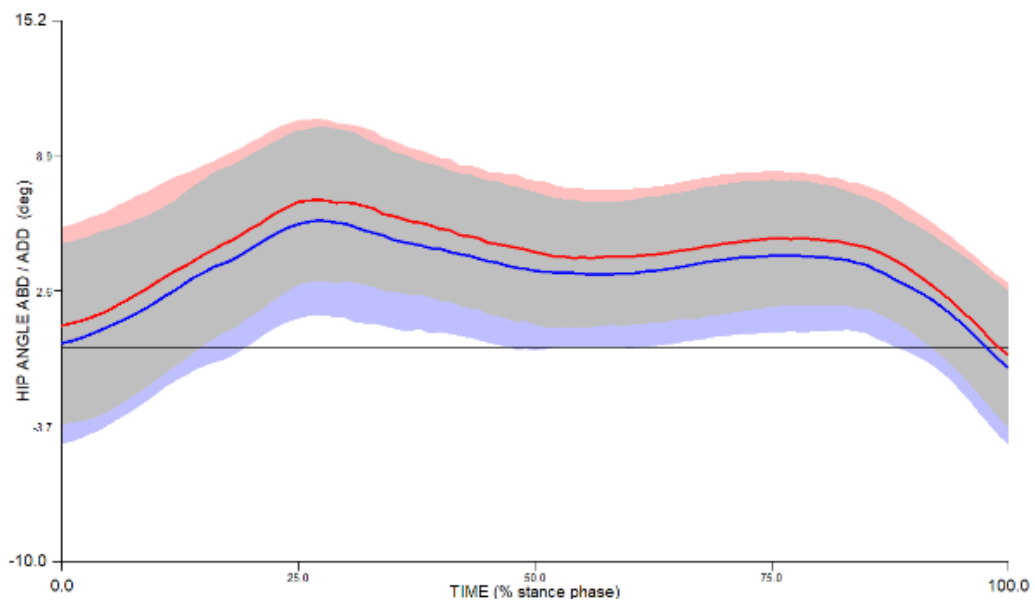


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly extenze a flexe v kyčelním kloubu; horizontála – čas švihové fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Na grafu 8 lze pozorovat při začátku švihové fáze kroku výraznější extenzi v kyčelním kloubu nepostižené končetiny u amputovaných pacientů se závažím. Tato výraznější extenze v kyčelním kloubu nepostižené končetiny přetrvává až do první třetiny trvání švihové fáze, v dalším průběhu je pohyb v kyčelním kloubu nepostižené končetiny u sledovaných skupin se závažím a bez závaží srovnatelný bez statisticky významných rozdílů.

Graf 9 – úhly kyčelního kloubu nepostižené končetiny ve frontální rovině během stojné fáze

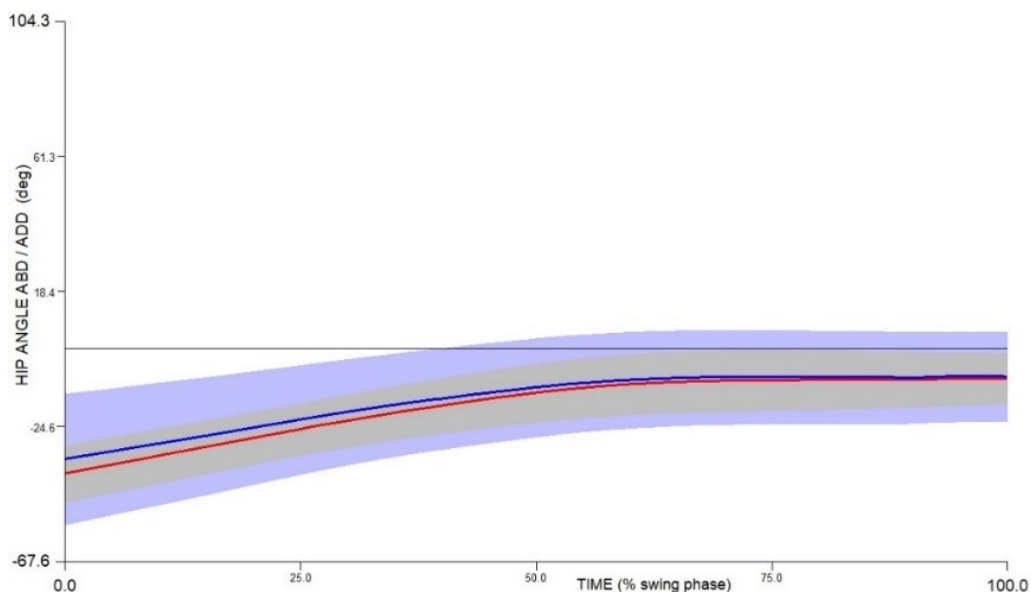


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly abdukce a addukce v kyčelním kloubu; horizontála – čas stojné fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Grafu 9 ukazuje v průběhu celé stojné fáze kroku nižší úhel abdukce v kyčelním kloubu nepostižené končetiny u skupiny pacientů se závažím.

Graf 10 – úhly kyčelního kloubu nepostižené končetiny ve frontální rovině během švihové fáze

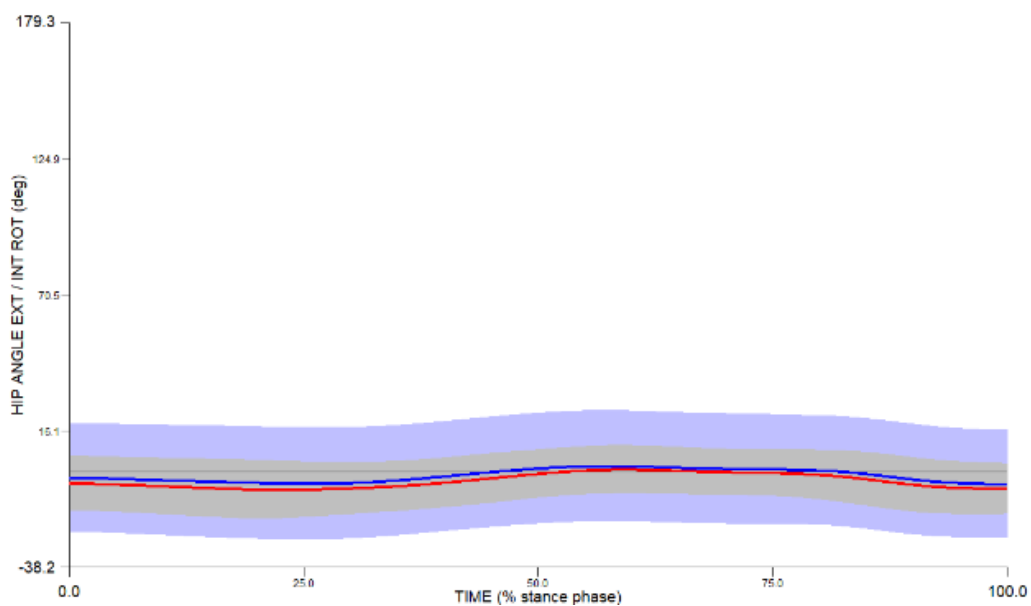


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly abdukce a addukce v kyčelním kloubu; horizontála – čas švihové fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Graf 10 znázorňuje větší hodnotu addukce kyčelního kloubu nepostižené končetiny ve skupině pacientů se závažím na protéze.

Graf 11 – úhly kyčelního kloubu nepostižené končetiny v transverzální rovině během stojné fáze

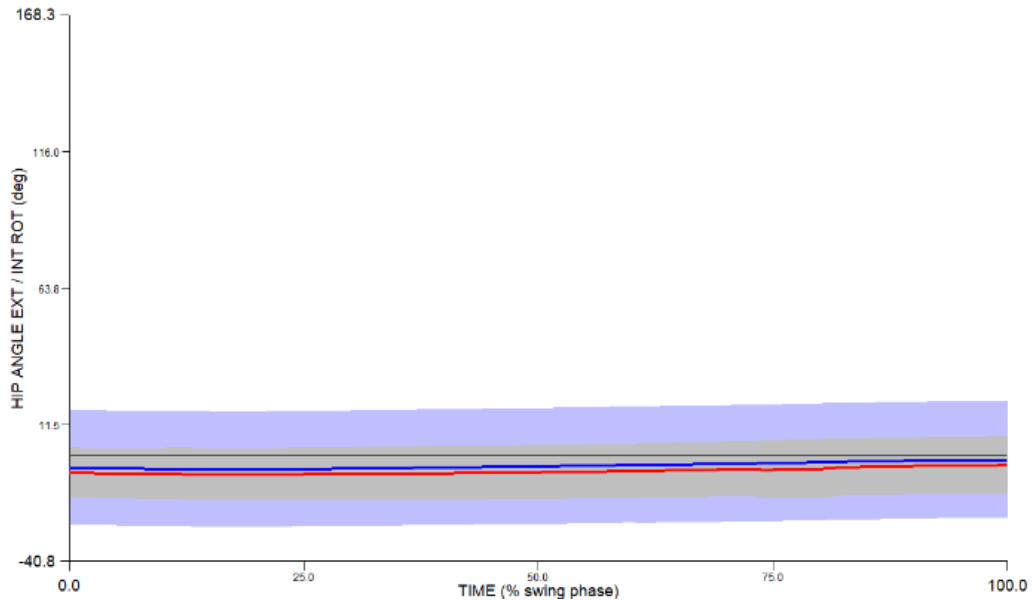


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly vnější rotace a vnitřní rotace v kyčelním kloubu; horizontála – čas stojné fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Graf 11 zobrazuje větší hodnotu vnitřní rotace kyčelního kloubu nepostižené končetiny ve skupině pacientů bez závaží.

Graf 12 – úhly kyčelního kloubu nepostižené končetiny v transverzální rovině během švihové fáze



Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly vnější rotace a vnitřní rotace v kyčelním kloubu; horizontála – čas švihové fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Graf 12 ukazuje větší hodnotu vnitřní rotace kyčelního kloubu nepostižené končetiny ve skupině pacientů bez závaží.

Kolenní kloub – Amputovaná končetina

Sledované hodnoty úhlu v kolenním kloubu amputované končetiny v sagitální a transverzální rovině jsou uvedeny v tabulce 10, kde jsou porovnávány sledované parametry mezi skupinou pacientů bez závaží, se skupinou amputovaných s přidaným závažím a kontrolní skupinou zdravých osob. Pro názornost a srovnání jsou průběhy sledovaných hodnot úhlu ve stojné a švihové fázi kroku mezi skupinou amputovaných se závažím a bez závaží znázorněny v grafech 13 – 16.

Tabulka 10 Sledované hodnoty úhlu v kolenním kloubu amputované končetiny (střední hodnota ± SD)

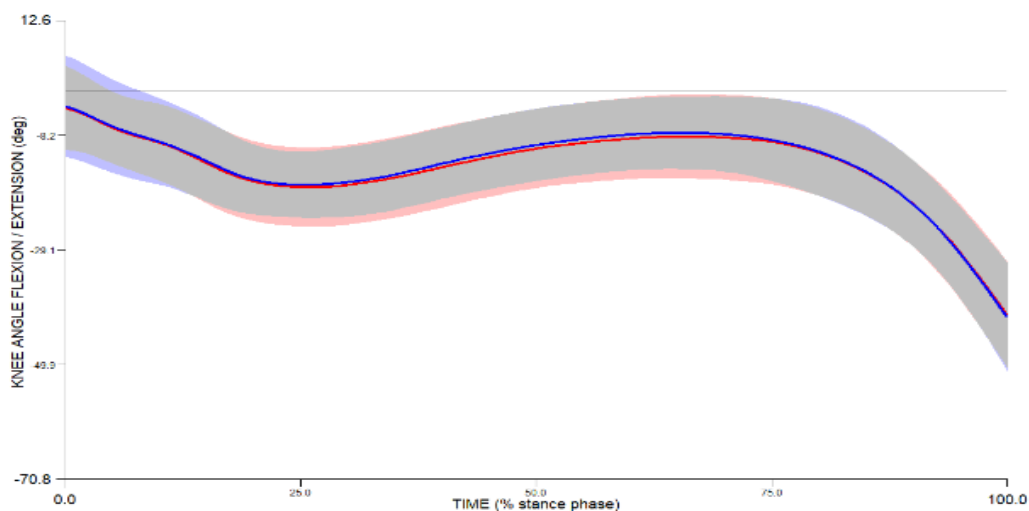
Úhel (°)	T1	T2	TZ	ES _{T1, T2}	ES _{T1, TZ}	ES _{T2, TZ}
Flexe při dotyku paty	-4,18 ± 3,22	-3,21 ± 2,85	-0,98 ± 0,87**T1, T2	-0,32	-1,36	-1,06
Maximum flexe ve stojné fázi	-11,86 ± 6,12	-12,14 ± 5,96	-18,54 ± 3,67**T1, T2	0,05	1,32****	1,29****
Maximum extenze ve stojné fázi	-6,45 ± 4,11	-7,86 ± 4,08	-5,22 ± 2,12	0,34**	-0,38	-0,81
Maximum flexe ve švihové fázi	-56,25 ± 22,65	-62,26 ± 10,08	-62,06 ± 7,15	0,34**	0,35**	-0,02
Maximum vnitřní rotace ve stojné fázi	1,6 ± 3,21	2,8 ± 3,11	8,22 ± 5,16**T1, T2	-0,38	-1,54	-1,27
Maximum vnější rotace ve švihové fázi	-7,18 ± 6,54	-7,69 ± 6,43	-8,11 ± 7,12	0,08	0,14	0,06

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závažím; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; **T1, T2 – rozdíl na 5% hladině významnosti ve vztahu ke kontrolní skupině T1 a T2; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt; **0,2 – 0,6 malý efekt; ***0,6 – 1,2 střední efekt; **** 1,2 – 2,0 velký efekt).

Při srovnání úhlů pohybu kolenního kloubu amputované končetiny nebyly pozorovány statisticky významné rozdíly mezi skupinou amputovaných osob se závažím a bez závaží. Mezi těmito skupinami je jen malá věcná významnost. U hodnoty flexe při dotyku paty, maxima flexe kolenního kloubu ve stojné fázi a maxima vnitřní rotace kolene ve stojné fázi byly pozorovány statisticky i věcně významné rozdíly mezi kontrolní skupinou a oběma skupinami amputovaných osob.

Graf 13 – úhly kolenního kloubu amputované končetiny v sagitální rovině během stojné fáze

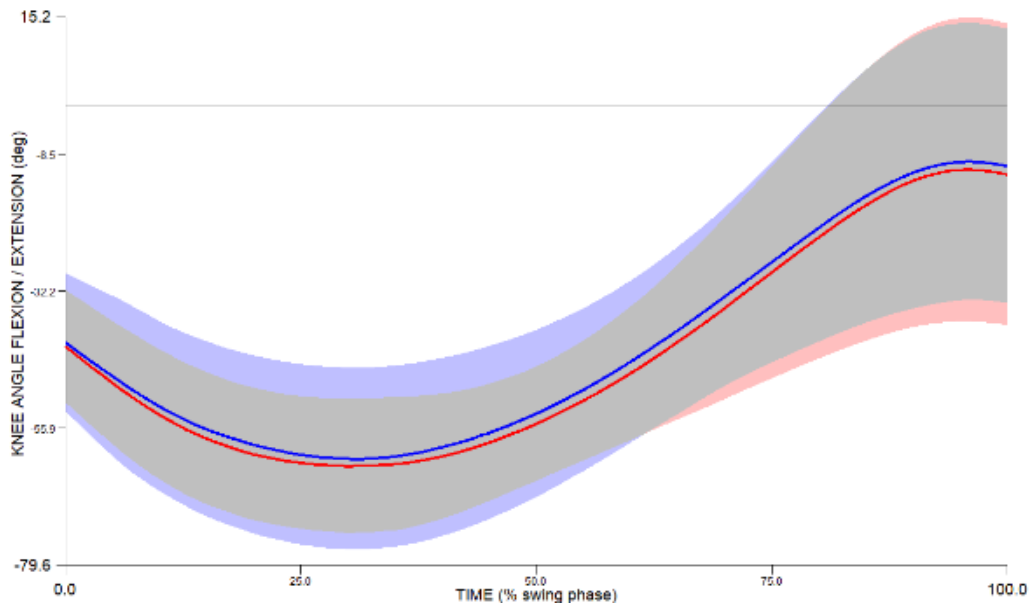


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly flexe a extenze v kolenním kloubu; horizontála – čas stojné fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Na grafu 13 je možné pozorovat při dotyku paty a v prvních 20 % stojné fáze výraznější flexi v kolenním kloubu na amputované končetině ve skupině pacientů s protézou bez závaží. V dalším průběhu stojné fáze se flexe v kolenním kloubu amputované končetiny zvyšuje více ve skupině probandů s protézou se závažím.

Graf 14 – úhly kolenního kloubu amputované končetiny v sagitální rovině během švihové fáze

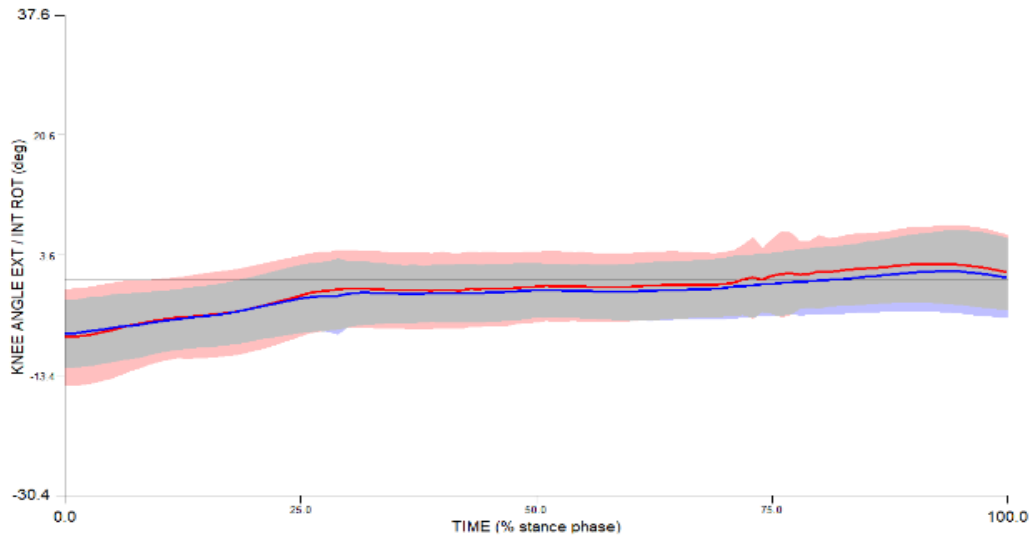


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly flexe a extenze v kolenním kloubu; horizontála – čas švihové fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Na grafu 14 lze vidět v průběhu švihové fáze kroku výraznější flexi v kolenním kloubu na amputované končetině se závažím. Tato výraznější extenze kolenního kloubu amputované končetiny se závažím dosahuje maxima ve 25 % trvání švihové fáze. V poslední čtvrtině švihové fáze je pohyb v kolenním kloubu amputované končetiny v obou skupinách pacientů srovnatelný.

Graf 15 – úhly kolenního kloubu amputované končetiny v transverzální rovině během stojné fáze

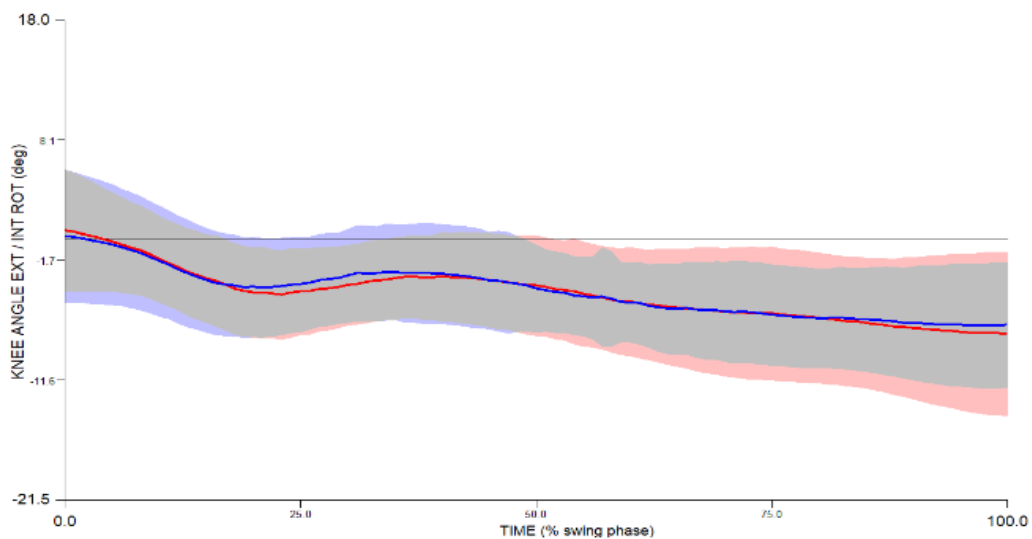


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly vnější rotace a vnitřní rotace v kolenním kloubu; horizontála – čas stojné fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Na grafu 15 je znázorněn průběh úhlů kolenního kloubu amputované končetiny v transversální rovině v době trvání celé stojné fáze. V první čtvrtině stojné fáze je pohyb v kolenním kloubu mezi oběma sledovanými skupinami amputovaných pacientů srovnatelný. V dalším průběhu stojné fáze lze pozorovat výraznější vnitřní rotaci kolenního kloubu amputované končetiny ve skupině pacientů se závažím.

Graf 16 – úhly kolenního kloubu amputované končetiny v transverzální rovině během švihové fáze



Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly vnější rotace a vnitřní rotace v kolenním kloubu; horizontála – čas švihové fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

V grafu 16 je ukázán průběh úhlů kolenního kloubu amputované končetiny v transversální rovině v době trvání celé švihové fáze. V první čtvrtině švihové fáze lze pozorovat statisticky nevýznamnou vyšší zevní rotaci kolenního kloubu u pacientů s protézou bez závaží. V dalším průběhu převažuje maximum vnější rotace kolene amputované končetiny ve skupině u pacientů s protézou se závaží.

Kolenní kloub – nepostižená končetina

Sledované hodnoty úhlu v kolenním kloubu nepostižené končetiny v sagitální a transverzální rovině jsou uvedeny v tabulce 11, kde jsou porovnávány sledované parametry mezi skupinou pacientů bez závaží, se skupinou amputovaných s přidaným závaží a kontrolní skupinou zdravých osob. Pro názornost a srovnání jsou průběhy sledovaných hodnot úhlů ve stejné a švihové fázi kroku mezi skupinou amputovaných se závaží a bez závaží znázorněny v grafech 17 – 20.

Tabulka 11 Sledované hodnoty úhlu v kolenním kloubu nepostižené končetiny (střední hodnota ± SD)

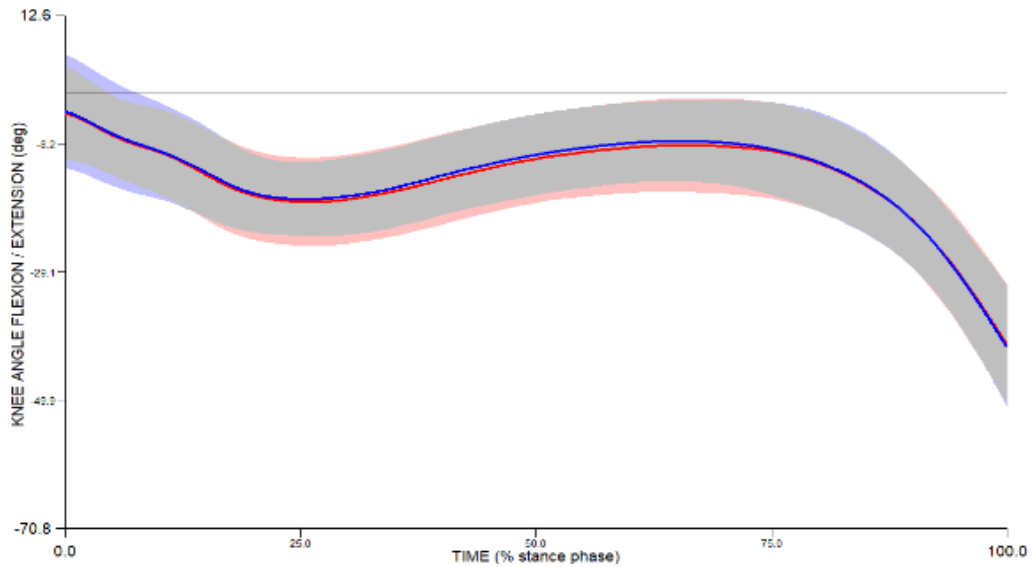
Úhel (°)	T1	T2	TZ	ES _{T1,T2}	ES _{T1,TZ}	ES _{T2,TZ}
Flexe při dotyku paty	-3,42 ± 2,16	-2,61 ± 1,88	-1,03 ± 0,89	-0,40	-1,45	-1,07
Maximum flexe ve stejné fázi	-19,41 ± 5,18	-19,87 ± 5,55	-18,62 ± 3,07	0,09	-0,19	-0,28
Maximum extenze ve stejné fázi	-8,87 ± 3,56	-8,02 ± 3,12	-5,24 ± 2,99	-0,25	-1,10	-0,91
Maximum flexe ve švihové fázi	-57,65 ± 19,67	-61,48 ± 11,09	-61,88 ± 8,32	0,24**	0,28**	0,04
Maximum vnitřní rotace ve stejné fázi	3,82 ± 3,04	3,36 ± 3,11	8,87 ± 5,98** ^{T1, T2}	0,15	-1,06	-1,16
Maximum vnější rotace ve švihové fázi	-8,14 ± 4,22	-8,23 ± 3,99	-8,90 ± 6,82	0,02	0,13	0,12

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závaží; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; **^{T1, T2} – rozdíl na 5% hladině významnosti ve vztahu ke kontrolní skupině T1 a T2; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt; **0,2 – 0,6 malý efekt).

Při vyhodnocení rozsahu maxima vnitřní rotace ve stejné fázi u kolenního kloubu nepostižené končetiny v transverzální rovině byl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi kontrolní skupinou a oběma skupinami amputovaných.

Graf 17 – úhly kolenního kloubu nepostižené končetiny v sagitální rovině během stojné fáze

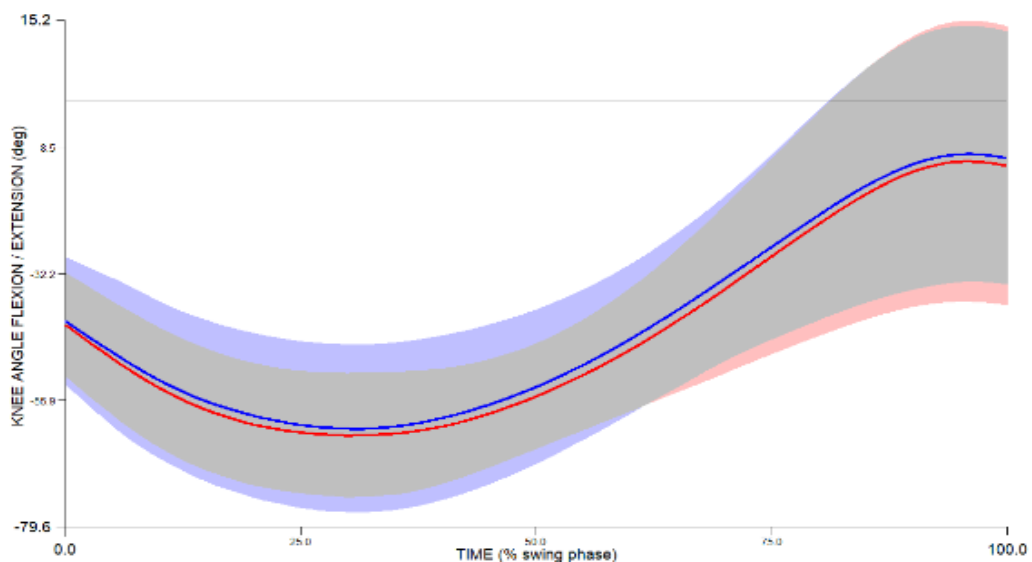


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly flexe a extenze v kolenním kloubu; horizontála – čas stojné fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Na grafu 17 jsou zobrazeny v celém průběhu stojné fáze srovnatelné hodnoty flexe a extenze kolenního kloubu nepostižené končetiny bez statisticky významného rozdílu mezi skupinou amputovaných pacientů se závažím a bez závaží.

Graf 18 – úhly kolenního kloubu nepostižené končetiny v sagitální rovině během švihové fáze

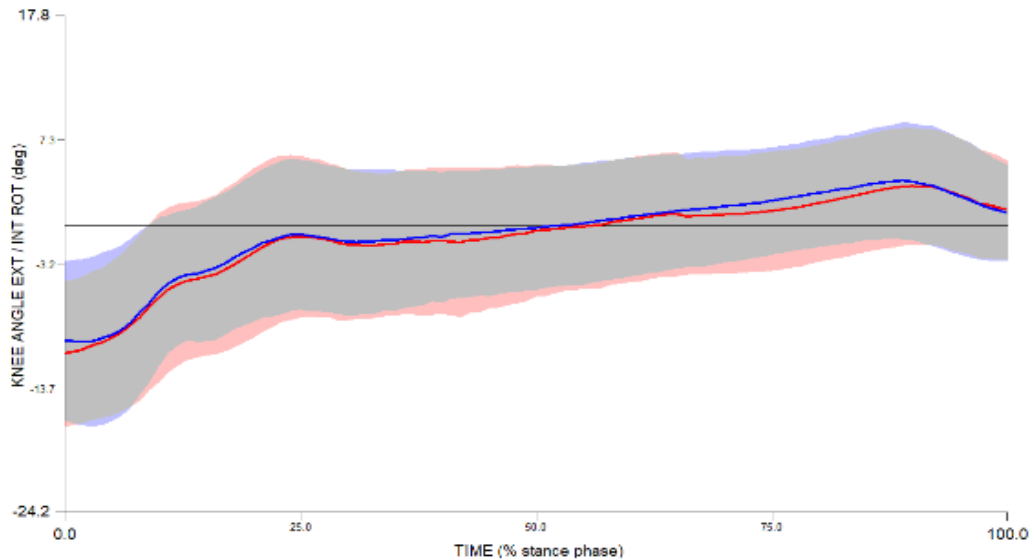


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly flexe a extenze v kolenním kloubu; horizontála – čas švihové fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Na grafu 18 lze v průběhu celé švihové fáze kroku vidět výraznější flexi v kolenním kloubu na nepostižené končetině ve skupině probandů s protézou se závažím.

Graf 19 – úhly kolenního kloubu nepostižené končetiny v transverzální rovině během stojné fáze

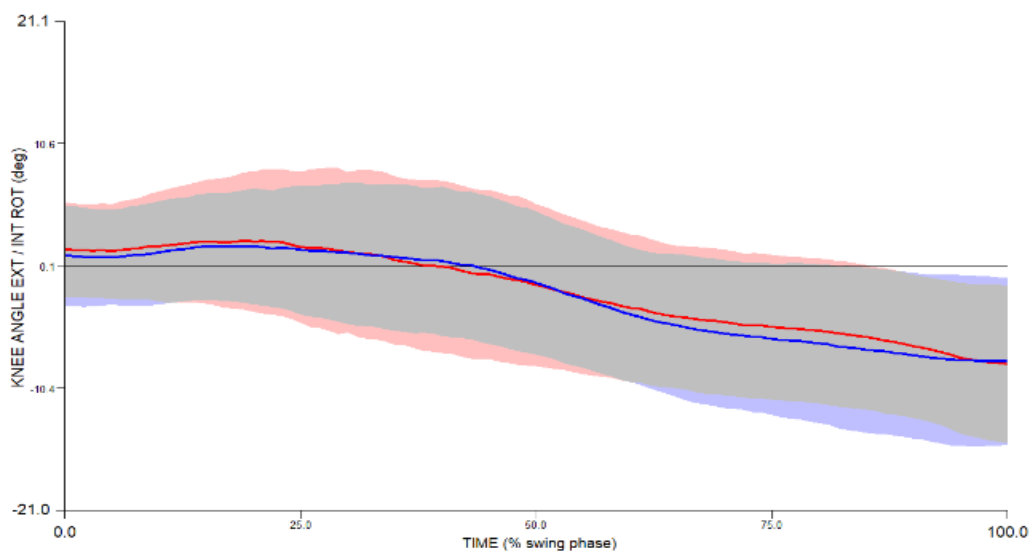


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly vnější rotace a vnitřní rotace v kolenním kloubu; horizontála – čas stojné fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Na grafu 19 je v první čtvrtině a ve druhé polovině stojné fáze patrná větší vnitřní rotace ve skupině pacientů s protézou bez závaží.

Graf 20 – úhly kolenního kloubu nepostižené končetiny v transverzální rovině během švihové fáze



Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly vnější rotace a vnitřní rotace v kolenním kloubu; horizontála – čas švihové fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

V grafu 20 je zachycen průběh úhlů kolenního kloubu nepostižené končetiny v transversální rovině v době trvání celé švihové fáze. Lze pozorovat statisticky nevýznamnou vyšší zevní rotaci kolenního kloubu nepostižené končetiny u pacientů s protézou bez závaží v úvodu a v druhé polovině švihové fáze.

Hlezenní kloub – Amputovaná končetina

Sledované hodnoty úhlu pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině amputované končetiny-protézy v sagitální rovině pohybu jsou uvedeny v tabulce 12 a znázorněny v grafech 21 – 22.

Tabulka 12 Sledované hodnoty úhlu v hlezenním kloubu amputované končetiny (střední hodnota ± SD)

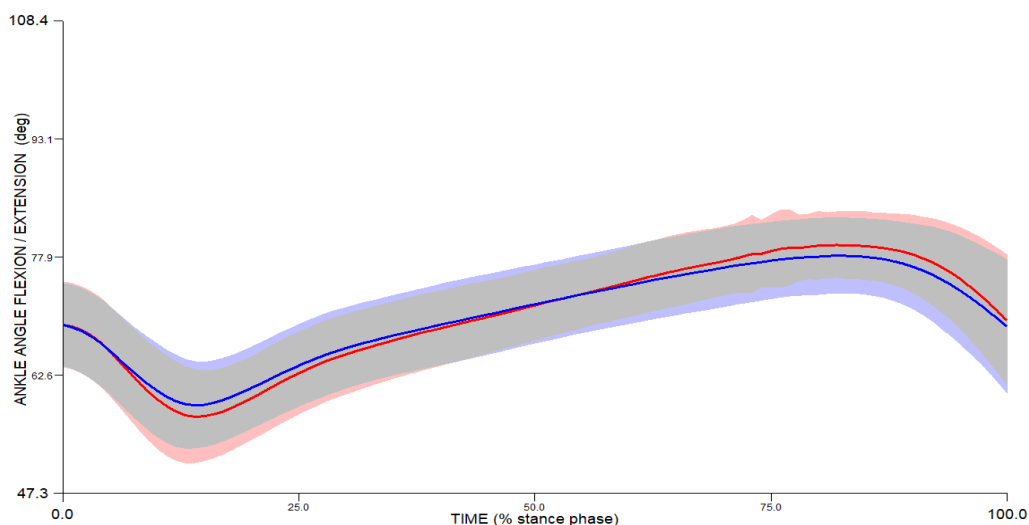
Úhel (°)	T1	T2	TZ	ES _{T1, T2}	ES _{T1, TZ}	ES _{T2, TZ}
Flexe při dotyku paty	68,92 ± 6,12	68,15 ± 6,23	67,85 ± 5,21	0,12	0,19	0,05
Maximum plantární flexe ve stojné fázi	58,45 ± 7,01	57,25 ± 6,58	60,10 ± 4,98	0,18	-0,27	-0,49
Maximum dorzální flexe ve stojné fázi	77,59 ± 9,11	79,20 ± 8,88	78,32 ± 7,12	-0,18	-0,09	0,11
Maximum plantární flexe ve švihové fázi	62,47 ± 19,85	65,12 ± 16,23	52,76 ± 14,22	-0,15	0,56**	0,81***

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závažím; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt; **0,2 – 0,6 malý efekt; ***0,6 – 1,2 střední efekt).

Při vyhodnocení sledovaných úhlů v hlezenním kloubu – protetického chodidla amputované končetiny nebyly pozorovány statisticky či věcně významné rozdíly.

Graf 21 – úhly hlezenního kloubu amputované končetiny-protézy v sagitální rovině během stojné fáze

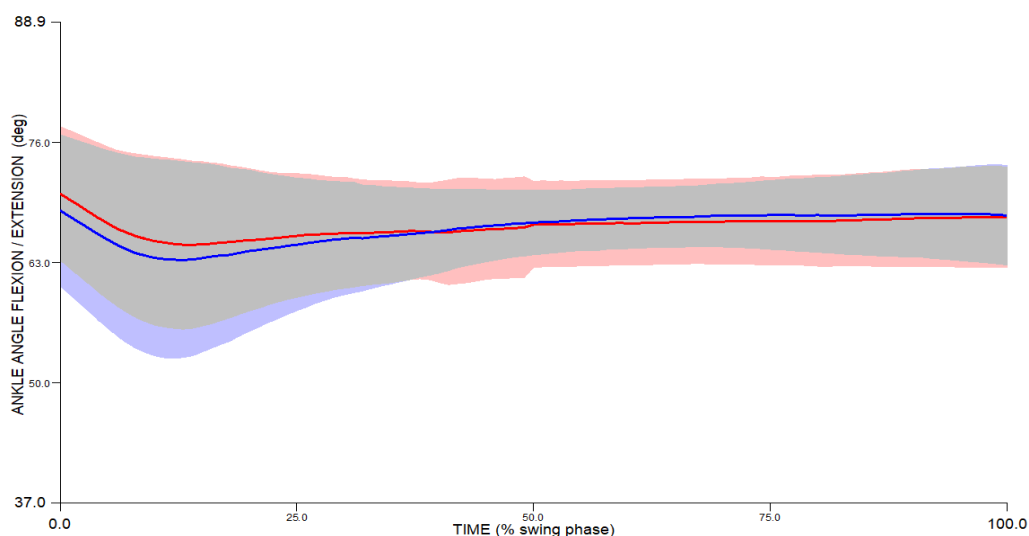


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly flexe a extenze v hlezenním kloubu; horizontála – čas stojné fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Na grafu 21 je možné pozorovat v první čtvrtině stojné fáze cyklu menší maximální plantární flexi ve skupině pacientů s protézou se závažím. Vyšší úhel maxima dorsální flexe hlezenního kloubu amputované končetiny – protézy je rovněž docíleno ve skupině probandů s protézou se závažím. V obou případech se pohyb v sagitální rovině blíží hodnotám kontrolní skupiny zdravých jedinců, které jsou uvedeny v tabulce 12.

Graf 22 – úhly hlezenního kloubu amputované končetiny – protézy v sagitální rovině během švihové fáze



Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly flexe a extenze v hlezenním kloubu; horizontála – čas švihové fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Na grafu 22 je vidět v průběhu švihové fáze kroku vyšší úhel plantární flexe v hlezenním kloubu amputované končetiny – protézy ve skupině probandů s protézou se závažím jak vůči skupině amputovaných bez závaží, tak ke kontrolní skupině.

Hlezenní kloub – nepostižená končetina

Sledované hodnoty úhlu v hlezenním kloubu nepostižené končetiny v sagitální rovině pohybu jsou uvedeny v tabulce 13 a znázorněny v grafech 23 – 24.

Tabulka 13 Sledované hodnoty úhlu v hlezenním kloubu nepostižené končetiny (střední hodnota ± SD)

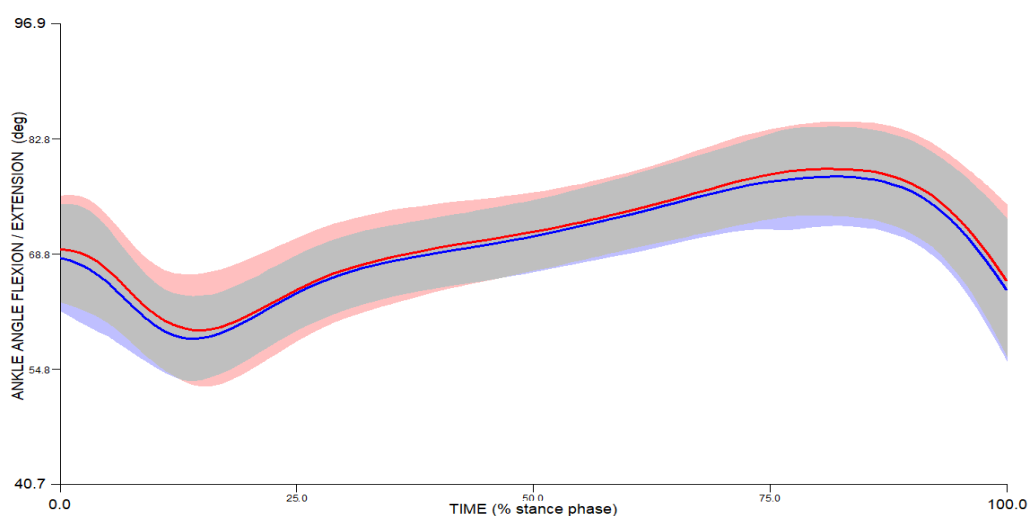
Úhel (°)	T1	T2	TZ	ES _{T1, T2}	ES _{T1, TZ}	ES _{T2, TZ}
Flexe při dotyku paty	68,54 ± 6,56	69,26 ± 6,02	67,90 ± 6,11	-0,11	0,10	0,22**
Maximum plantární flexe ve stejné fázi	58,58 ± 6,99	59,46 ± 5,52	60,93 ± 5,08	-0,14	-0,38	-0,28
Maximum dorzální flexe ve stejné fázi	78,31 ± 9,53	79,49 ± 9,63	78,50 ± 7,98	-0,12	-0,02	0,11
Maximum plantární flexe ve švihové fázi	59,03 ± 19,22	59,28 ± 18,55	51,24 ± 15,31	-0,01	0,45**	0,47**

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závažím; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt; **0,2 – 0,6 malý efekt).

Při vyhodnocení sledovaných úhlů v hlezenním kloubu nepostižené končetiny nebyly pozorovány statisticky významné rozdíly. Věcně významný rozdíl (ES 0,22) se projevil u flexe při dotyku paty mezi kontrolní skupinou a skupinou amputovaných se závažím.

Graf 23 – úhly hlezenního kloubu nepostižené končetiny v sagitální rovině během stejné fáze

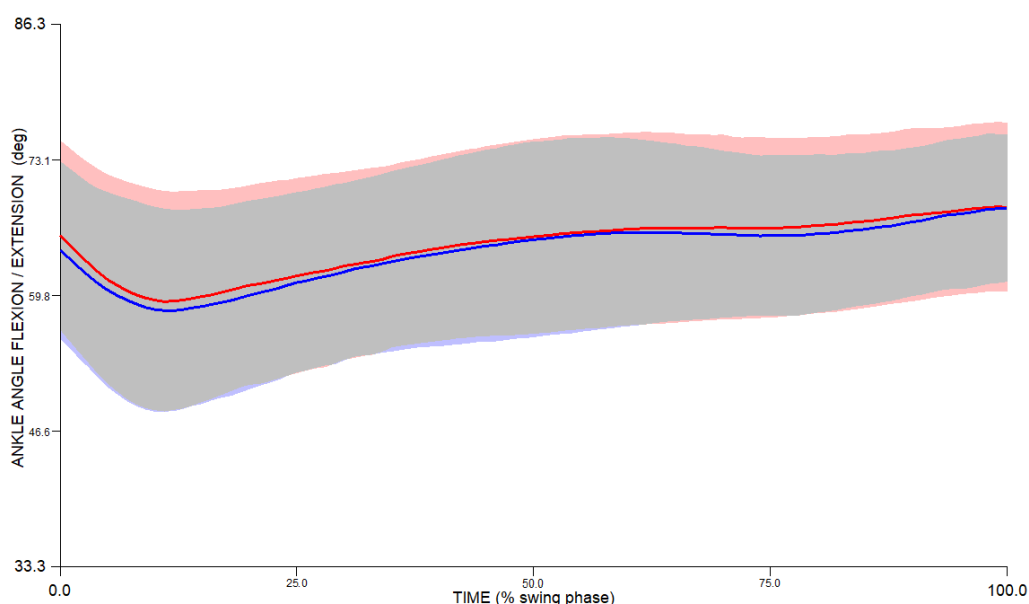


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly flexe a extenze v hlezenním kloubu; horizontála – čas stejné fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Na grafu 23 je možné pozorovat v průběhu celé stojné fáze cyklu vyšší hodnoty plantární flexe hlezenního kloubu nepostižené končetiny ve skupině pacientů s protézou se závažím. Maximum dorsální flexe hlezenního kloubu nepostižené končetiny je rovněž docíleno ve skupině probandů s protézou se závažím. Rozdíly mezi jednotlivými skupinami jsou však bez statistické významnosti.

Graf 24 – úhly hlezenního kloubu nepostižené končetiny v sagitální rovině během švihové fáze



Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly flexe a extenze v hlezenním kloubu; horizontála – čas švihové fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Na grafu 24 je vidět v průběhu celé švihové fáze cyklu maximum plantární i dorsální flexe v hlezenním kloubu nepostižené končetiny ve skupině pacientů s protézou se závažím. Rozdíly mezi jednotlivými skupinami jsou však bez statistické významnosti.

Pánev

Porovnání vybraných parametrů pohybu pánve u skupiny s protézou bez závaží, se závažím a kontrolní skupinou zdravých jedinců je uvedeno v tabulce 14 a znázorněno v grafech 25 – 26.

Tabulka 14 Porovnání vybraných parametrů pohybu pánve (střední hodnota ± SD)

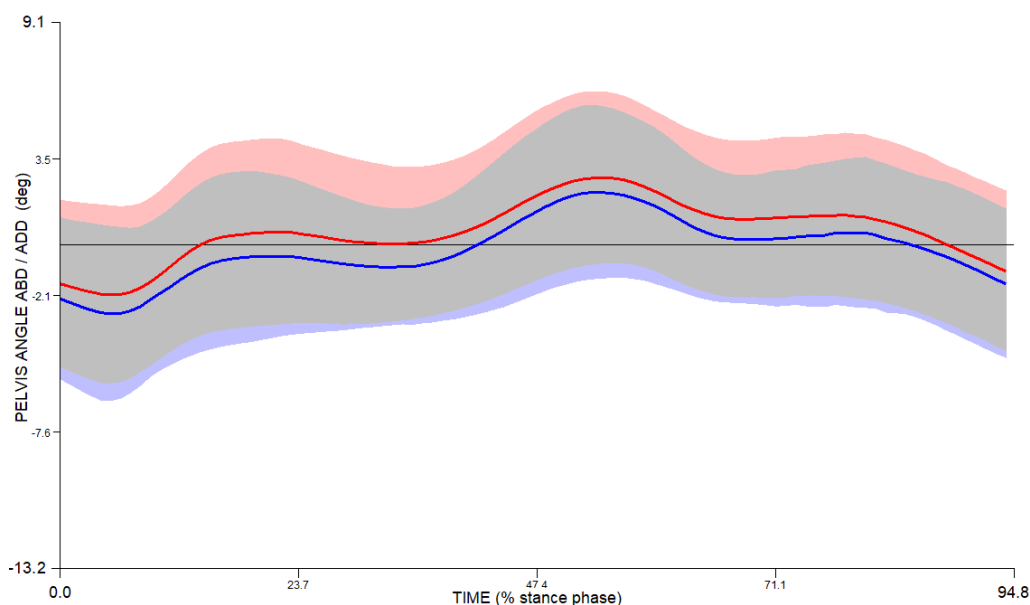
Úhel (°)	T1	T2	TZ	ES _{T1,T2}	ES _{T1,TZ}	ES _{T2,TZ}
Maximum úklonu amputovaná strana	-2,76 ± 2,12	-1,95 ± 2,03	-2,37 ± 2,11	-0,39	-0,18	0,20
Maximum úklonu neamputovaná strana	2,08 ± 2,99	2,71 ± 2,16	1,21 ± 2,56	-0,29	0,37**	0,63***
Maximum rotace amputovaná strana	-2,27 ± 1,98	-1,88 ± 1,87	2,94 ± 1,98	-0,20	-2,63	-2,50
Maximum rotace neamputovaná strana	3,15 ± 1,95	3,14 ± 1,88	2,91 ± 3,08	0,01	0,09	0,09

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závažím; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt; **0,2 – 0,6 malý efekt; ***0,6 – 1,2 střední efekt).

Všechny výsledné sledované hodnoty byly statisticky nevýznamné jak mezi oběma skupinami amputovaných, tak i ve vztahu amputovaných vůči kontrolní skupině. Byla prokázána věcná významnost mezi kontrolní skupinou a oběma skupinami amputovaných v maximálním úklonu na neamputovanou stranu.

Graf 25 – úhly pánve ve frontální rovině během stojné fáze

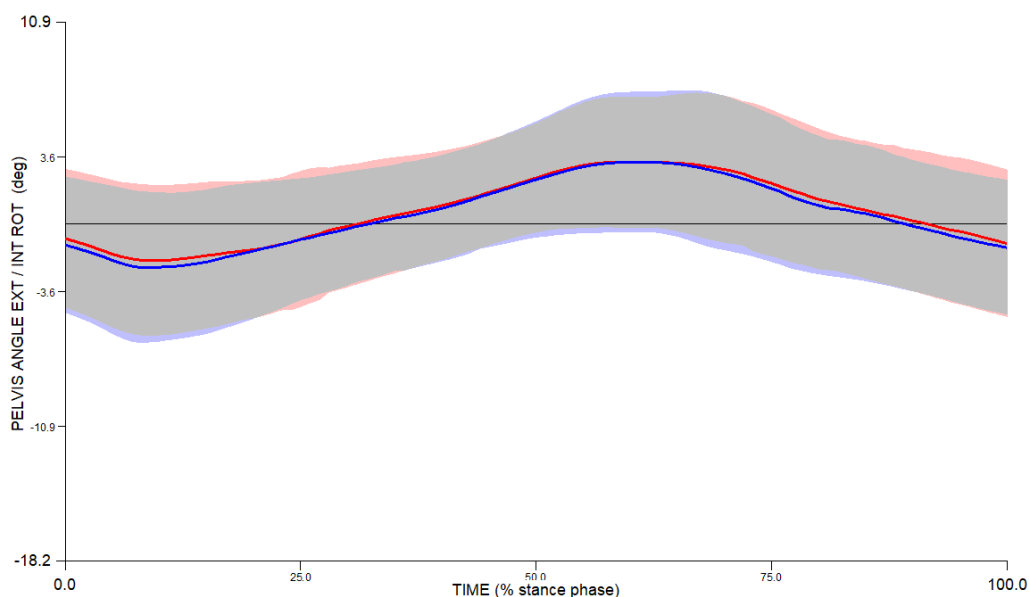


Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly abdukce a addukce (úklonů) pánve; horizontála – čas stojné fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Graf 25 znázorňuje v průběhu celé stojné fáze statisticky nevýznamnou větší hodnotu úklonu pánve ve skupině pacientů se závažím na protéze.

Graf 26 – úhly pánve v transverzální rovině během stejné fáze



Zdroj: vlastní

Legenda ke grafu: vertikála – úhly vnější a vnitřní rotace pánve; horizontála – čas stejné fáze v %; modrá křivka – chůze bez závaží; červená křivka – chůze se závažím

Graf 26 znázorňuje v první čtvrtině a poslední třetině průběhu stejné fáze statisticky nevýznamnou větší hodnotu rotace pánve ve skupině pacientů se závažím na protéze.

3.4 Silové parametry

Při vyhodnocení naměřených dat a srovnání skupiny amputovaných jedinců se závažím a bez závaží i s kontrolní skupinou lze pozorovat, že jednotlivé sledované silové parametry na amputované končetině se při aplikaci těžší protézy jak vůči skupině zdravých jedinců, tak vůči skupině amputovaných bez závaží statisticky ani věcně významně neliší (tabulka 15). Rozdíl lze pozorovat při srovnání skupin amputovaných jedinců se závažím a bez závaží, kdy je na nepostižené končetině při aplikaci těžší protézy vůči skupině amputovaných bez závaží věcně významný rozdíl v druhém maximu reakční síly v mediolaterálním směru (tabulka 16).

Tabulka 15 Rozdíly silových parametrů chůze působící na amputovanou končetinu ve sledovaných skupinách. (střední hodnota ± SD)

Reakční síla (% BW)	T1	T2	TZ	ES _{T1,T2}	ES _{T1,TZ}	ES _{T2,TZ}
RF _{ML max1}	10±2,16	9±2,52	14±1,99	0,43**	-1,93	-2,20
RF _{ML max2}	9±2,11	8±2,36	12±1,87	0,45**	-1,50	-1,88
RF _{AP max zpomalující}	-18±3,09	-18±3,11	-17±3,02	0,00	-0,33	-0,33
RF _{APmax propulzní}	21±3,11	21±3,29	20±3,14	0,00	0,32**	0,31**

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závažím; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; RF_{ML max1} – reakční síla v pravolevém směru první maximum; RF_{ML max2} – reakční síla v pravolevém směru první maximum; RF_{APmax brzdná} – reakční síla v předozadním směru zpomalující; RF_{APmax propulzní} – reakční síla v předozadním směru propulzní; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt; **0,2 – 0,6 malý efekt).

Tabulka 16 Rozdíly silových parametrů chůze působící na nepostiženou končetinu ve sledovaných skupinách. (střední hodnota ± SD)

Reakční síla (% BW)	T1	T2	TZ	ES _{T1,T2}	ES _{T1,TZ}	ES _{T2,TZ}
RF _{ML max1}	5±2,02	6±2,00	14±1,94	-0,50	-4,54	-4,06
RF _{ML max2}	10±2,06	7±2,04	12±1,88	1,46****	-1,01	-2,55
RF _{APmax zpomalující}	-17±3,05	-17±3,02	-17±2,99	0,00	0,00	0,00
RF _{APmax propulzní}	20±3,18	20±3,15	20±3,11	0,00	0,00	0,00

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závažím; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; RF_{ML max1} – reakční síla v pravolevém směru první maximum; RF_{ML max2} – reakční síla v pravolevém směru první maximum; RF_{APmax brzdná} – reakční síla v předozadním směru zpomalující; RF_{APmax propulzní} – reakční síla v předozadním směru propulzní; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt; **0,2 – 0,6 malý efekt; ****0,6 – 1,2 střední efekt; ****1,2 – 2,0 velký efekt).

3.5 Kinetické parametry

Momenty v kyčelním kloubu na amputované končetině

Při vyhodnocení naměřených dat a srovnání skupiny amputovaných jedinců se závažím a bez závaží i s kontrolní skupinou pozorujeme, že na kyčelním kloubu amputované končetiny je maximum momentu flexe, maximum momentu extenze i 1. maximum momentu addukce v kyčelním kloubu ve všech skupinách bez statisticky významného rozdílu naměřených hodnot. 2. maximum addukce v kyčelním kloubu je u obou skupin amputovaných statisticky významně nižší než u kontrolní skupiny zdravých jedinců. Maximum momentu vnější rotace kyčelního kloubu amputované končetiny je naopak u obou skupin amputovaných statistický i věcně významně vyšší než u kontrolní skupiny. Maximum momentu vnitřní rotace kyčelního kloubu je u obou skupin s amputací statisticky i věcně významně vyšší vůči kontrolní skupině. Mezi skupinami amputovaných se závažím a bez nebyly při měření pozorovány statisticky významné rozdíly (tabulka 17).

Tabulka 17 Momenty v kyčelním kloubu na amputované končetině (střední hodnota \pm SD)

Moment Nm/kg	T1	T2	TZ	ES _{T1, T2}	ES _{T1, TZ}	ES _{T2, TZ}
Maximum momentu flexe	0,56 \pm 0,11	0,54 \pm 0,09	0,62 \pm 0,08	0,20	-0,62	-0,94
Maximum momentu extenze	-0,32 \pm 0,20	-0,32 \pm 0,14	0,36 \pm 0,09	0,00	-0,26	-0,34
1. Maximum momentu addukce	0,67 \pm 0,21	0,67 \pm 0,11	0,76 \pm 0,13	0,00	-0,52	-0,75
2. Maximum momentu addukce	0,43 \pm 0,25	0,45 \pm 0,20	0,83 \pm 0,16**T1, T2	-0,09	-1,91	-2,10
Maximum momentu vnější rotace	0,39 \pm 0,11	0,38 \pm 0,10	0,15 \pm 0,09**T1, T2	0,10	2,39*****	2,42*****
Maximum momentu vnitřní rotace	0,26 \pm 0,10	0,25 \pm 0,09	0,10 \pm 0,02**T1, T2	0,11	2,22*****	2,30*****

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závažím; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; **T1, T2 – rozdíl na 5% hladině významnosti ve vztahu ke kontrolní skupině T1 a T2; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt; **0,2 – 0,6 malý efekt; ***0,6 – 1,2 střední efekt; ****1,2 – 2,0 velký efekt; *****2,0 – 4,0 velmi vysoký efekt).

Momenty v kyčelním kloubu na nepostižené končetině

Při vyhodnocení měření a srovnání skupiny amputovaných jedinců se závažím a bez závaží i s kontrolní skupinou pozorujeme, že na kyčelním kloubu nepostižené končetiny je maximum momentu flexe, maximum momentu extenze, 1. maximum momentu addukce i 2. maximum momentu addukce v kyčelním kloubu ve všech skupinách bez statisticky významného rozdílu naměřených hodnot. Na kyčelním kloubu nepostižené končetiny jsou u maxima momentu vnější a také vnitřní rotace patrné statisticky i věcně významně vyšší hodnoty v obou skupinách probandů s amputací vůči kontrolní skupině. Mezi skupinami amputovaných se závažím a bez nebyly při měření pozorovány statisticky významné rozdíly (tabulka 18).

Tabulka 18 Momenty v kyčelním kloubu na nepostižené končetině (střední hodnota ± SD)

Moment Nm/kg	T1	T2	TZ	ES _{T1, T2}	ES _{T1, TZ}	ES _{T2, TZ}
Maximum momentu flexe	0,59±0,10	0,59±0,09	0,61±0,08	0,00	-0,22	-0,23
Maximum momentu extenze	-0,34±0,17	-0,34±0,10	0,36±0,10	0,00	-0,14	-0,20
1. Maximum momentu addukce	0,69±0,23	0,69±0,10	0,75±0,15	0,00	-0,31	-0,47
2. Maximum momentu addukce	0,73±0,35	0,78±0,32	0,81±0,17	-0,15	-0,29	-0,12
Maximum momentu vnější rotace	0,22±0,14	0,20±0,17	0,15±0,10 ^{**T1, T2}	0,13	0,58 ^{**}	0,36 ^{**}
Maximum momentu vnitřní rotace	0,16±0,13	0,15±0,12	0,11±0,02 ^{**T1, T2}	0,08	0,54 ^{**}	0,46 ^{**}

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závažím; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; ^{**T1, T2} – rozdíl na 5% hladině významnosti ve vztahu ke kontrolní skupině T1 a T2; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt; ^{**}0,2 – 0,6 malý efekt).

Momenty v kolenním kloubu na amputované končetině

Při vyhodnocení všech naměřených dat a srovnání skupiny amputovaných jedinců se závažím a bez závaží i s kontrolní skupinou pozorujeme v kolenním kloubu amputované končetiny statisticky i věcně významné zvýšení 1. maxima momentu addukce u obou skupin amputovaných (se závažím i bez závaží) vůči kontrolní skupině. Na kolenním kloubu amputované končetiny ve skupině proteticky vybavených jedinců bez závaží je

možné pozorovat statisticky i věcně významný rozdíl vůči kontrolní skupině u 2. maxima momentu addukce, přičemž tento parametr se ve skupině amputovaných se závažím blíží hodnotám kontrolní skupiny (ES -0,35). Při vyhodnocení maxima momentu vnější rotace je tato hodnota v obou skupinách jedinců s protézou statisticky významně snižena oproti kontrolní skupině. U maxima momentu vnitřní rotace není pozorován na amputované končetině mezi zkoumanými skupinami statisticky ani věcně významný rozdíl (tabulka 19).

Tabulka 19 Momenty v kolenním kloubu na amputované končetině (střední hodnota ± SD)

Moment Nm/kg	T1	T2	TZ	ES _{T1, T2}	ES _{T1, TZ}	ES _{T2, TZ}
1. maximum momentu flexe	0,60±0,21	0,61±0,18	0,71±0,11	-0,05	-0,66	-0,67
2. maximum momentu flexe	0,63±0,19	0,65±0,20	0,48±0,12	-0,10	0,94***	1,03***
1. maximum momentu addukce	0,48±0,10	0,46±0,11	0,32±0,10**T1, T2	0,19	1,60****	1,33****
2. Maximum momentu addukce	0,33±0,09**T2, TZ	0,18±0,09	0,21±0,08**T1	1,67****	1,41****	-0,35
Maximum momentu vnější rotace	-0,04±0,03	-0,05±0,02	-0,11±0,02**T1, T2	0,39**	2,75*****	3,50*****
Maximum momentu vnitřní rotace	0,02±0,03	0,05±0,02	0,08±0,02	-1,18	-2,35	-1,50

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závažím; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; **T1, T2 – rozdíl na 5% hladině významnosti ve vztahu ke kontrolní skupině T1 a T2; **T2, TZ – rozdíl na 5 % hladině významnosti ve vztahu ke kontrolní skupině T2 a TZ; **T1 – rozdíl na 5 % hladině významnosti ve vztahu ke skupině T1; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt; **0,2 – 0,6 malý efekt; ***0,6 – 1,2 střední efekt; ****1,2 – 2,0 velký efekt; *****2,0 – 4,0 velmi vysoký efekt).

Momenty v kolenním kloubu na nepostižené končetině

První i druhé maximum momentu flexe v kolenním kloubu nepostižené končetiny je mezi všemi pozorovanými skupinami probandů bez statisticky významných rozdílů. Na kolenním kloubu nepostižené končetiny u prvního i druhého maxima momentu addukce je statisticky i věcně významná vyšší hodnota tohoto parametru ve skupině amputovaných bez závaží vůči kontrolní skupině. U jedinců s protézou se závažím není patrný statisticky významný rozdíl vůči kontrolní skupině a obě maxima momentu addukce na nepostižené končetině se blíží hodnotám zdravých osob. Maximum momentů vnější

a vnitřní rotace na nepostižené končetině je mezi všemi zkoumanými skupinami bez statisticky významných rozdílů (tabulka 20).

Tabulka 20 Momenty v kolenním kloubu na nepostižené končetině (střední hodnota ± SD)

Moment Nm/kg	T1	T2	TZ	ES _{T1, T2}	ES _{T1, TZ}	ES _{T2, TZ}
1. maximum momentu flexe	0,68±0,18	0,70±0,16	0,75±0,11	-0,12	-0,47	-0,36
2. maximum momentu flexe	0,53±0,17	0,52±0,19	0,48±0,12	0,06	0,34**	0,25**
1. maximum momentu addukce	0,42±0,09**T2, TZ	0,36±0,10	0,32±0,09**T1	0,63***	1,11***	0,42**
2. Maximum momentu addukce	0,33±0,09**T2, TZ	0,23±0,10	0,21±0,09**T1	1,05***	1,33****	0,21**
Maximum momentu vnější rotace	-0,10±0,02	-0,11±0,03	-0,11±0,02	0,39**	0,50**	0,00
Maximum momentu vnitřní rotace	0,06±0,02	0,06±0,02	0,08±0,02	0,00	-1,00	-1,00

Zdroj: vlastní

Legenda k tabulce: T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závaží; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; **T1 – rozdíl na 5% hladině významnosti ve vztahu ke kontrolní skupině T1; **T2, TZ – rozdíl na 5 % hladině významnosti ve vztahu ke kontrolní skupině T2 a TZ; **T1 – rozdíl na 5 % hladině významnosti ve vztahu ke skupině T1; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt; **0,2 – 0,6 malý efekt; ***0,6 – 1,2 střední efekt; ****1,2 – 2,0 velký efekt).

3.5.1 Vyjádření k hypotéze H₀₂

H₀₂ Biomechanické parametry chůze amputované a intaktní končetiny při použití protéz o různé hmotnosti se neliší

Při vyhodnocení dat byly nalezeny statisticky významné rozdíly v téměř polovině zkoumaných časoprostorových a dynamických parametrů. Hypotézu H₀₂ lze zamítnout, biomechanické parametry chůze amputované a intaktní končetiny se při použití protéz o různé hmotnosti liší.

3.6 Vyhodnocení energetického výdeje

Pokud se porovnají testované osoby s amputací bez závaží a jim antropometricky odpovídající kontrolní skupinu zdravých jedinců pak není rozdílů ve výdeji energie při chůzi mezi oběma skupinami. Tedy, velikost práce, která byla vykonána byla stejná. Námaha chůze a výdej energie, který byl potřeba k chůzi, byl u obou skupin stejný (tabulky 21 a 23). Jinou situaci lze pozorovat při srovnání výdeje energie mezi skupinami pacientů po TTA bez závaží a se závaží. Zde je možné pozorovat statisticky významné

rozdíly ve všech měřených parametrech (tabulky 21 a 22). Velmi zajímavá je skutečnost, že chůze se závažím, kterým je protéza dovážena na hodnotu stejné hmotnosti amputované končetiny jako u zdravé končetiny, je výdej energie o 500 ml O₂ vyšší, a to i vůči kontrolní skupině zdravých jedinců (tabulky 22 a 23). Přesnější srovnání umožňuje porovnání průměrných hodnot spotřeby kyslíku v ml O₂ na kg/min mezi jednotlivými skupinami (tabulka 24). Zde je možné pozorovat ve vztahu k hodnotám spotřeby kyslíku u zdravých osob zvýšení spotřeby kyslíku o 0,71ml O₂/kg/min u skupiny amputovaných osob se závažím. Při srovnání skupiny amputovaných bez závaží vůči zdravé populaci je naopak snížení spotřeby kyslíku u amputovaných o 0,26ml/O₂/kg/min což představuje nižší spotřebu o 2,49 %. Při porovnání skupin T1, T2 a TZ nebyl mezi výsledky zjištěn statisticky ani věcně významný rozdíl (p = 0,1135; ES 0,4).

Tabulka 21 Vyhodnocení ventilačních parametrů a energetického výdeje u osob s protézou bez závaží (střední hodnota ± SD)

	n	Minimum	Maximum	Průměr	SD
O ₂ T1	13	696,06	1113,96	878,99	130,90
VE T1	13	1,47	30,44	22,16	7,06
RER T1	13	0,78	0,90	0,83	0,04
EE T1	13	13,91	22,43	17,77	2,65
MET T1	13	3,33	5,36	4,25	0,63

Zdroj vlastní

Legenda k tabulce: Hodnocené parametry: O₂ – spotřeba kyslíku (l/min); VE – ventilace (l/min); RER – respirační výměna (poměr CO₂: O₂); EE – energetický výdej (Kj/min); MET – metabolický ekvivalent; T1 – skupina amputovaných bez závaží; n – počet;

Tabulka 22 Vyhodnocení ventilačních parametrů a energetického výdeje u osob s protézou se závažím (střední hodnota ± SD)

	N	Minimum	Maximum	Průměr	SD
O ₂ T2	13	713,18	1227,32	961,02	167,99
VE T2	13	19,05	35,07	25,83	5,10
RER T2	13	0,79	0,92	0,85	0,03
EE T2	13	14,41	24,93	19,51	3,49
MET T2	13	3,45	5,96	4,66	0,84

Zdroj vlastní

Legenda k tabulce: Hodnocené parametry: O₂ – spotřeba kyslíku (l/min); VE – ventilace (l/min); RER – respirační výměna (poměr CO₂: O₂); EE – energetický výdej (Kj/min); MET – metabolický ekvivalent; T2 – skupina amputovaných se závažím; n – počet;

Tabulka 23 Vyhodnocení ventilačních parametrů a energetického výdeje u kontrolní skupiny zdravých osob (střední hodnota ± SD)

	n	Minimum	Maximum	Průměr	SD
O ₂ Tz	14	598,74	1134,75	882,94	148,38
VE Tz	14	13,23	36,96	21,86	6,44
RER Tz	14	0,66	0,90	0,78	0,07
EE Tz	14	11,94	23,19	17,67	3,06
MET Tz	14	2,04	10,39	3,58	2,03

Zdroj vlastní

Legenda k tabulce: Hodnocené parametry: O₂ – spotřeba kyslíku (l/min); VE – ventilace (l/min); RER – respirační výměna (poměr CO₂: O₂); EE – energetický výdej (Kj/min); MET – metabolický ekvivalent; Tz – kontrolní skupina zdravých osob; n – počet

Tabulka 24 Přepočtení spotřeby ml O₂/kg/min v obou skupinách amputovaných a v kontrolní skupině zdravých jedinců (střední hodnota ± SD)

ml O₂/kg/min	T1	T2	TZ	ES_{T1, 2}	ES_{T1, TZ}	ES_{T2, TZ}
Průměr	10,5191433	11,5038455	10,7875494	-0,62	-0,17	0,40**
SD	1,35826077	1,79055988	1,83239713			
min	8,19885791	8,46650301	7,1194047			
max	12,4618437	13,7745009	13,2564252			

Zdroj vlastní

Legenda k tabulce: Hodnocené parametry: O₂ – spotřeba kyslíku (ml O₂/kg/min); T1 – skupina amputovaných bez závaží; T2 – skupina amputovaných se závaží; TZ – kontrolní skupina zdravých osob; ES_{T1, 2} – věcná významnost mezi skupinami T1 a T2; ES_{T1, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T1 a TZ; ES_{T2, TZ} – věcná významnost mezi skupinami T2 a TZ; ES – věcná významnost (< 0,2 zanedbatelný efekt; **0,2 – 0,6 malý efekt).

3.6.1 Vyjádření k hypotéze H₀₃

H₀₃ Energetický výdej uživatele protézy při použití protéz o různé hmotnosti se neliší.

Výsledky měření při srovnání průměrných hodnot spotřeby kyslíku na kg/min nepotvrdily statisticky významné rozdíly v naměřených hodnotách energetického výdeje při použití protéz o různé hmotnosti. Hypotézu H₀₃ nelze zamítnout. Energetický výdej uživatele protézy při použití protéz o různé hmotnosti se statisticky významně neliší.

3.7 Vyhodnocení subjektivního vnímání zátěže při chůzi s těžší protézou

Při vyhodnocení subjektivního vnímání zátěže byl posouzen vztah mezi vnímáním zátěže při nošení těžší protézy, pomocí modifikované Borg 15 - point RPE Scale (Příloha č.2), a dalšími vlivy, kterými mohou být etiologie amputace, doba od amputace a věk pacienta. Sledované hodnoty jsou vedeny v tabulce 25. Základní statistické vyhodnocení souboru uvádí tabulka 26.

Tabulka 25 Vyhodnocení subjektivního vnímání zátěže při chůzi s těžší protézou pomocí modifikované Borg 15 - point RPE Scale

etiologie amputace 1 trauma, 2 infekce, 3 tumor, 4 diabetes	doba od amputace roky	Borg 15 RPE Scale	Věk v době konání experimentu
1	7	11	65,8
1	23	7	40,7
1	5	7	30,9
1	15	9	42,8
2	5	9	49,8
1	30	11	72,2
1	29	13	68,6
2	5	9	36,6
1	34	13	67,9
4	15	11	72,3
1	5	11	62,6
3	31	9	45,9
1	22	9	47,5
2	5	7	34,6

Zdroj vlastní

Tabulka 26 Základní statistické vyhodnocení souboru ve vztahu k vyhodnocení subjektivního vnímání zátěže při chůzi s těžší protézou pomocí modifikované Borg 15 - point RPE Scale (střední hodnota ± SD)

Znak	n	medián	průměr	SD	Min	Max
Doba od amputace (roky)	14	15	16,4	11,50	3,5	34
Borg 15 RPE Scale	14	9	9,7	2,02	7	13
Věk (roky)	14	48,65	52,7	14,95	30,9	72,3

Zdroj vlastní

Legenda k tabulce: n – počet; SD – směrodatná odchylka

Byla zjištěna statisticky významná závislost mezi věkem a hodnocením zátěže pomocí Borg 15 RPE Scale (tabulka 27, graf H 1). S věkem stoupala také hodnota na škále Borg 15 RPE, což znamená, že čím jsou osoby starší, tím pocítují větší zátěž. Mezi hodnocením a dobou od amputace nebyla zjištěna významná závislost.

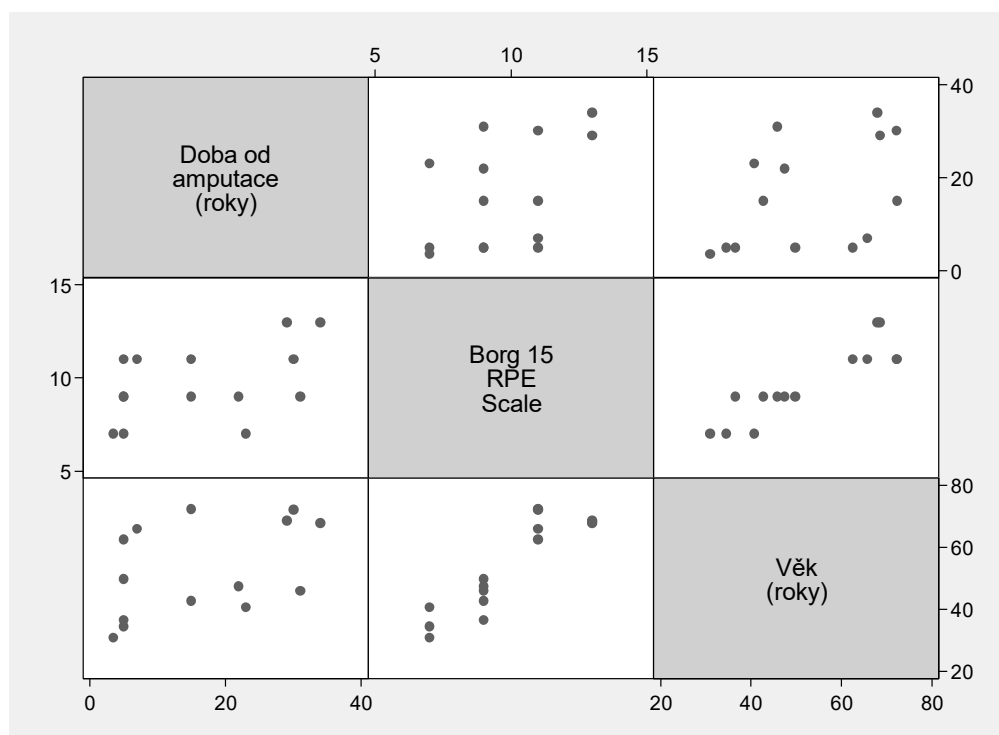
Tabulka 27 Statistické vyhodnocení pomocí Spearmanova korelačního koeficientu mezi dobou od amputace, věkem a hodnocením zátěže pomocí modifikované Borg 15 - point RPE (střední hodnota \pm SD)

Spearmanův korelační koeficient		
(n = 14)	Borg 15 RPE Scale	p-hod.
Doba od amputace (roky)	0,475	0,086
Věk (roky)	0,888	<0,001

Zdroj vlastní

Legenda k tabulce: n – počet; p-hod. – hodnota významnosti

Graf 27 – Grafické vyhodnocení pomocí Spearmanova korelačního koeficientu mezi dobou od amputace, věkem a hodnocením zátěže pomocí modifikované Borg 15 – point



Zdroj vlastní

Při vyhodnocení vztahu mezi vnímáním zátěže, věkem, dobou po amputaci a etiologií amputace byl zjištěn statisticky významný rozdíl ve vnímání námahy dle věku ($p = 0,001$), kdy osoby nad 50 let vnímaly větší námahu než osoby mladší. Dle etiologie a doby od amputace nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl ve vnímání námahy (tabulka 28).

Tabulka 28 Statistické vyhodnocení mezi dobou od amputace, věkem a hodnocením zátěže pomocí modifikované Borg 15 - point RPE (střední hodnota \pm SD)

Znak	kategorie	n	medián	průměr	SD	Borg Scale Min	Borg scale Max	p-hod.
věk (roky)	do 50	8	9	8,3	1,0	7	9	0,0013***
	50 a více	6	11	11,7	1,0	11	13	
etiologie amputace	trauma	9	11	10,1	2,3	7	13	0,3313
	ostatní	5	9	9,0	1,4	7	11	
Doba od amputace (roky)	do 10 let	6	9	9,0	1,8	7	11	0,2824
	10 a více let	8	10	10,3	2,1	7	13	

n – počet, SD – směrodatná odchylka; *** - statistická významnost ($p = 0,001$); Mann-Whitney test

3.7.1 Vyjádření k hypotéze H₀₄

H₀₄ Vnímání námahy uživatelem protézy při změně hmotností protézy se neliší.

Po vyhodnocení dat byl pozorován statisticky významný rozdíl ve vnímání námahy při změně hmotnosti protézy v závislosti na věku. Hypotézu H₀₄ lze zamítnout, vnímání námahy uživatelem protézy při změně hmotností protézy se liší.

4 Diskuse

4.1 Stanovení hmotnosti amputované části končetiny u pacientů po TTA

Metoda DXA, která byla použita v mé práci, patří mezi referenční přímé metody. Jak je patrné z vyhodnocení výsledků, denzitometrií DXA byly změřeny významně nižší hodnoty hmotnosti dolních končetin oproti antropometrickým modelům. To není až tak překvapivé, a to s ohledem na to, že většina antropometrických modelů je založena na měření mladých zdravých osob nebo omezeném počtu kadaverů. Nejblíže se hodnotám změřeným na DXA blíží model Mozumbara, který vychází z měření pacientů po amputacích. Lze tedy polemizovat, zda je metodicky správné používat modely vycházející z obecné populace (Zatsiorsky & Seluyanov, 1983; Zatsiorsky et al., 1990; L. K. Osterkamp, 1995), či použít model vycházející z dat pacientů po amputaci (Mozumdar & Roy, 2004) anebo využít přesnou moderní zobrazovací metodu DXA.

4.2 Časoprostorové parametry postižené a zdravé končetiny při chůzi

Analýza chůze u jedinců s TTA odhaluje asymetrie v parametrech chůze mezi amputovanou a zdravou dolní končetinou (DK). Přirozená rychlost chůze amputovaných ve srovnání se zdravou populací je nižší (Perry et al., 1997). Délka kroku, čas trvání kroku i doba švihové fáze jsou na amputované straně významně delší, zatímco doba stojné fáze a doba jedné opory jsou významně kratší (Bateni & Olney, 2002; Isakov et al., 2000). Tyto závěry se liší od vyhodnocení časoprostorových parametrů mého souboru a porovnání časoprostorových parametrů chůze na amputované končetině při srovnání chůze s protézou bez závaží, chůze s protézou se závažím a chůze zdravého jedince, kdy lze pozorovat statisticky významné zkrácení délky kroku při chůzi na protéze se závažím oproti chůzi na protéze bez závaží i proti chůzi zdravých osob. Při použití protézy se závažím se prodloužila doba stojné i švihové fáze. Doba trvání stojné fáze protézy se závažím se prodloužila statisticky významně oproti chůzi na protéze bez závaží. Doba švihové fáze amputované končetiny při použití závaží se statisticky významně neliší od chůze bez použití závaží. Při srovnání chůze na protéze se závažím a kontrolní skupinou zdravých jedinců se doba trvání stojné i švihové fáze blíží k hodnotám kontrolní skupiny a mezi

těmito hodnotami není statisticky významný rozdíl. Při srovnání délky trvání krokového cyklu s kontrolní skupinou dochází ke statisticky významnému prodloužení času cyklu u pacientů s protézou bez závaží. Naopak při srovnání chůze s protézou se závažím a chůzi kontrolní skupiny není statisticky významný rozdíl, délka cyklu se blíží chůzi zdravých osob.

Na zdravé končetině u amputovaného je doba trvání stejné i švihové fáze téměř identická s chůzi zdravých osob (Sanderson & Martin, 1997). U amputovaných je trvání jednooporové fáze na nepostižené končetině delší než u zdravých jedinců (Powers et al., 1998). Doba fáze dvojí opory se však od zdravé populace neodlišuje (Bateni & Olney, 2002).

V souladu s výše uvedenými studiemi nepozoruji ve výsledcích mého pozorování u nepostižené končetiny statisticky významnou změnu délky kroku ani času kroku při chůzi na protéze se závažím oproti chůzi na protéze bez závaží i proti chůzi zdravých osob. Při chůzi na protéze se závažím došlo u nepostižené končetiny k prodloužení stejné i švihové fáze, tento rozdíl však není statisticky významný oproti chůzi na protéze bez závaží. Doba obou těchto fází se více přiblížila chůzi kontrolní skupiny, kdy při použití závaží se tyto parametry statisticky významně neliší od skupiny kontrolní, zatímco u skupiny probandů s protézou bez závaží je vůči kontrolní skupině zdravých jedinců rozdíl statisticky významný. Lze tedy konstatovat, že u skupiny amputovaných se závažím není při srovnání s kontrolní skupinou významný statistický rozdíl a doba trvání stejné i švihové fáze kroku zdravé končetiny se přibližuje chůzi zdravých osob. Doba trvání cyklu chůze u zdravé končetiny při srovnání chůze amputovaných bez závaží a se závažím na protéze je bez statisticky významného rozdílu. Při srovnání trvání času krokového cyklu dochází ke statisticky významnému rozdílu u pacientů s protézou bez závaží a kontrolní skupinou. Při srovnání chůze s protézou se závažím a chůzi kontrolní skupiny není statisticky významný rozdíl v časovém trvání cyklu.

Z výsledků výpočtu indexu symetrie je patrné, že chůze se závažím je více symetrická u většiny časoprostorových parametrů, mimo čas švihové fáze. Hodnoty indexu symetrie se při chůzi se závažím pohybují do 4 %, mimo symetrii délky kroku, což znamená, že chůze se závažím je z hlediska symetrie více přirozená než při chůzi bez závaží a hodnoty indexu symetrie se více blíží kontrolní skupině zdravých jedinců.

4.3 Úhlové parametry amputované a nepostižené končetiny při chůzi

Odlišnosti v pohybu protetické a intaktní končetiny při chůzi se u osob s TT amputací objevují v hlezenním, kolenním i kyčelním kloubu (Svoboda, 2020). I v mém souboru byly pozorovány změny především u osob ošetřených protézou se závažím.

Hlezenní kloub – úhlové parametry protetického chodidla a nepostižené končetiny

Při realizaci experimentu této disertační práce byli všichni jedinci s amputací vybavení identickým dynamickým typem protetického chodidla, na který se před samotným měřením adaptovali nejméně 3 týdny. Dle získaných dat lze pozorovat v první čtvrtině stojné fáze cyklu menší úhel maximální plantární flexe hlezna amputované končetiny ve skupině pacientů s protézou se závažím. Vyšší úhel maxima dorsální flexe protetického kotníku je rovněž docíleno ve skupině probandů s protézou se závažím jak vůči skupině amputovaných bez závaží, tak vůči kontrolní skupině. V obou případech se pohyb v sagitální rovině blíží hodnotám kontrolní skupiny zdravých jedinců. Zde se získaná data shodují s poznatky, které publikoval Barth (1992), kdy při použití dynamických chodidel dochází k výraznější dorsální flexi hlezenního kloubu protézy.

Při zkoumání úhlových změn hlezna na nepostižené končetině mého souboru testovaných osob lze pozorovat v průběhu celé stojné fáze cyklu vyšší hodnoty plantární flexe hlezenního kloubu nepostižené končetiny ve skupině pacientů s protézou se závažím. Většího rozsahu dorsální flexe hlezenního kloubu nepostižené končetiny je rovněž docíleno ve skupině probandů s protézou se závažím i vůči kontrolní skupině zdravých jedinců. Rozdíly mezi jednotlivými skupinami jsou však bez statistické významnosti. Tuto mnou pozorovanou skutečnost, kdy je patrný větší rozsah pohybu v hlezenním kloubu na intaktní (nepostižené) končetině považuje Nolan a Lees (2000) za jeden z kompenzačních mechanismů u vysoce aktivních osob s TTA. Při srovnání mých pozorování, které se týkají hodnot maximální plantární flexe hlezna protetické a intaktní končetiny se ve shodě s výsledky výzkumu Svobody (2008) hodnoty úhlů na protetické a nepostižené končetině ve stojné fázi významně neliší. Ve skupině probandů se závažím se hodnoty plantární flexe na nepostižené končetině více blíží hodnotám kontrolní skupiny. Hodnoty maxima plantární flexe ve švihové fázi byly v mém souboru jak u amputovaných bez závaží, tak se závažím při srovnání s úhly plantární flexe nepostižené končetiny vyšší

na amputované končetině. Mé pozorování je v rozporu s nálezy jiných autorů (Sanderson & Martin, 1997; Svoboda, 2008), kteří popisují úhel maxima plantární flexe protetického kotníku menší ve srovnání s pohybem hlezna intaktní končetiny. Tento rozdíl si vysvětlují možným vlivem důsledné kontroly statického a dynamického alignment u každého pacienta, který byl zahrnut do protokolu experimentu tak, aby byly minimalizovány interindividuální rozdíly ve sledované skupině amputovaných.

Kolenní kloub

Při dotyku paty a v následujících 20 % stojné fáze lze pozorovat nejvýraznější flexi v kolenním kloubu na amputované končetině ve skupině pacientů s protézou bez závaží. Flexe v kolenním kloubu amputované končetiny je při dotyku paty oproti kontrolní skupině zdravých jedinců statisticky významně vyšší jak u osob s protézou bez závaží i se závažím. Na amputované končetině jsou hodnoty maxima flexe kolenního kloubu ve stojné fázi obou skupin s protézou statisticky významně nižší, než je hodnota u kontrolní skupiny zdravých. Tyto mé poznatky se shodují i s dalšími autory, kteří popisují menší hodnoty flexe v kolenním kloubu na amputované končetině ve stojné fázi ve srovnání se zdravou populací (Perry et al., 1997; Powers et al., 1998). Na intaktní končetině pozorují statisticky nevýznamnou nižší flexi kolenního kloubu při dotyku paty v obou skupinách amputovaných vůči kontrolní skupině. Nižší hodnotu flexe v kolenním kloubu v začátku stojné fáze na intaktní končetině vůči zdravé populaci pozorovali rovněž i další autoři (Bateni & Olney, 2002).

Ve švihové fázi může být flexe v kolenním kloubu na protetické končetině výraznější, zejména pak při použití klasického typu protetického chodidla (Svoboda, 2008). Tento nález jsem v mém experimentu nepozoroval. Při vyhodnocení rozsahu pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině bylo zjištěno statisticky významné snížení maximálního úhlu vnitřní rotace ve stojné fázi vůči kontrolní skupině jak na amputované, tak nepostížené končetině, a to u obou skupin amputovaných, jak se závažím, tak bez závaží. Maximum vnější rotace ve švihové fázi je na nepostížené končetině statisticky nevýznamně vyšší. Rovněž byl pozorován výraznější úhel vnější rotace ve skupině osob s protézou se závažím. Tato hodnota se blížila k hodnotě zevní rotace v kolenním kloubu u kontrolní skupiny. Počet studií nalezených v literatuře, které vycházejí z protetického výzkumu

týkajícího se pohybu v transverzální rovině kolenního kloubu, je ve srovnání s tématy týkajícími se jiných typů pohybů malý (Twiste & Rithalia, 2003).

Kyčelní kloub

Flexe při dotyku paty i maximum flexe ve švihové fázi byly u amputované i nepostižené končetiny statisticky významně nižší vůči kontrolní skupině zdravých jedinců. Tento nálezný se týkal obou skupin amputovaných jak bez závaží, tak se závaží. Na nepostižené končetině je hodnota maxima abdukce ve švihové fázi u obou skupin osob s amputací statisticky významně nižší vůči kontrolní skupině. Při porovnání maxima flexe při dotyku paty, maxima flexe kyčelního kloubu ve švihové fázi je statisticky nevýznamně větší u nepostižené končetiny. Mé pozorování se liší od jiných autorů, kde je popsána výraznější flexe u protetické končetiny i ve srovnání s běžnou populací (Bateni & Olney, 2002; Svoboda, 2008).

Při porovnání extenze kyčelního kloubu mezi amputovanou a nepostiženou končetinou je maximum extenze ve stojné fázi statisticky nevýznamně vyšší na amputované končetině, přičemž mezi skupinami amputovaných je vyšší extenze na končetině se závaží. Toto pozorování je rozdílné od pozorování Svobody (2008), který na protetické končetině pozoroval menší extenzi v kyčelním kloubu.

Pánevn

Všechny výsledné sledované hodnoty byly statisticky nevýznamné jak mezi oběma skupinami amputovaných, tak i ve vztahu amputovaných vůči kontrolní skupině. Je však třeba zmínit, že maximum úklonu na amputovanou stranu bylo vyšší u skupiny jedinců bez závaží. Maximum úklonu pánve na nepostiženou stranu bylo vyšší u skupiny amputovaných se závaží. Maximum rotace pánve na amputovanou stranu bylo vyšší u skupiny jedinců s protézou bez závaží. Zmíněné poznatky se blíží závěrům i ostatních autorů (Michaud et al., 2000).

4.4 Kinetické parametry amputované a nepostižené končetiny při chůzi

Momenty v kolenním kloubu na amputované a nepostižené končetině

Při vyhodnocení dat a srovnání skupiny amputovaných jedinců se závažím a bez závaží i s kontrolní skupinou lze pozorovat v kolenním kloubu amputované končetiny statisticky významné zvýšení 1. maxima momentu addukce u obou skupin amputovaných (se závažím i bez závaží) vůči kontrolní skupině. Na kolenním kloubu amputované končetiny s protézou bez závaží je statisticky významný rozdíl vůči kontrolní skupině u 2. maxima momentu addukce, přičemž tento parametr se ve skupině amputovaných se závažím blíží hodnotám kontrolní skupiny. Při vyhodnocení maxima momentu vnější rotace je tato hodnota v obou skupinách jedinců s protézou statisticky významně snížena oproti kontrolní skupině.

Na kolenním kloubu nepostižené končetiny u prvního i druhého maxima momentu addukce je statisticky významně vyšší hodnota tohoto parametru ve skupině amputovaných bez závaží vůči kontrolní skupině. U jedinců s protézou se závažím není patrný statisticky významný rozdíl vůči kontrolní skupině a obě maxima momentu addukce na nepostižené končetině se blíží hodnotám zdravých osob. Výše uvedené výsledky korespondují s nálezy, které popisují vliv addukčního momentu kolenního kloubu na vznik gonartrózy (Lemaire & Fisher, 1994). Tyto výsledky rovněž naznačují, že u osob s amputací se závažím na rozdíl od skupiny bez přidaného závaží se výsledky měření kinetických parametrů na kolenních kloubech amputované i nepostižené končetiny blíží kontrolní skupině zdravých jedinců.

Momenty v kyčelním kloubu na amputované a nepostižené končetině

Při vyhodnocení dat a srovnání skupiny amputovaných jedinců se závažím a bez závaží i s kontrolní skupinou je patrné, že 2. maximum addukce v kyčelním kloubu je u obou skupin amputovaných statisticky významně nižší než u kontrolní skupiny zdravých jedinců. Maximum momentu vnější rotace kyčelního kloubu amputované končetiny je naopak u obou skupin amputovaných statisticky významně vyšší než u kontrolní skupiny. Maximum momentu vnitřní rotace kyčelního kloubu je u obou skupin s amputací statisticky významně vyšší vůči kontrolní skupině.

Při srovnání všech zkoumaných skupin probandů lze pozorovat, že na kyčelním kloubu nepostižené končetiny jsou u maxima momentu vnější a také vnitřní rotace patrné statisticky významně vyšší hodnoty v obou skupinách osob s amputací vůči kontrolní skupině. Mezi skupinami amputovaných se závaží a bez nebyly při měření pozorovány statisticky významné rozdíly.

4.5 Energetický výdej při používání těžší protézy dolní končetiny

Při porovnání průměrných hodnot spotřeby kyslíku v ml O₂ na kg/min mezi jednotlivými skupinami je možné pozorovat ve vztahu k hodnotám spotřeby kyslíku u zdravých osob zvýšení spotřeby kyslíku o 0,71 ml O₂/kg/min u skupiny amputovaných osob se závaží. Při porovnání všech tří zkoumaných skupin nebyl mezi výsledky zjištěn statisticky ani věcně významný rozdíl ($p = 0,1135$; $ES = 0,4$). Toto zjištění je obdobné, které pozoroval Gailey již při zvýšení hmotnosti protézy o 907 g (Gailey et al., 1997). Výše popsané výsledky nezohledňují déle trvající adaptaci na těžší protézu i možné interindividuální rozdíly (Gailey et al., 1997).

4.6 Subjektivní vnímání fyzické zátěže při chůzi s těžší protézou

Jedním z cílů práce bylo rovněž posoudit vztah mezi vnímáním zátěže při nošení těžší protézy a dalšími vlivy, kterými mohou být etiologie amputace, doba od amputace a věk pacienta. Byla zjištěna statisticky významná závislost mezi věkem a hodnocením zátěže pomocí Borg 15 RPE Scale, kdy osoby nad 50 let vnímaly větší námahu než osoby mladší. Ve vztahu k etiologii amputace či uběhlé době od amputace byl zjištěn statisticky významný rozdíl ve vnímání fyzické zátěže. Průměrné hodnocení dle Borg 15 RPE Scale ve skupině amputovaných, kteří chodili s těžší protézou bylo na hodnotě 9,7 což ve slovním hodnocení znamená „velmi lehká námaha“. Mé pozorování je ve shodě i s dalšími autory. Gailey (1997) popisuje pouze obecné slovní hodnocení „nezměněného komfortu“ při samotném vyšetření s těžší protézou. Ve studii s přidáním závaží u osob s transfemorální amputací, kdy bylo přidáno závaží až do celkové hodnoty 1633 g, preferovalo těžší protézu až 90 % účastníků výzkumu (Moylan et al., 2015).

4.7 Limitace studie

Hlavní limitací této práce je menší počet osob s TTA. Možnost výběru uživatelů TT protézy byla omezena, protože nastavená vstupní kritéria byla přísná. Uživatel protézy nesměl mít další komorbidity, což s ohledem na převládající etiologické faktory u amputací, kterými jsou především diabetes mellitus a ischemická choroba dolních končetin, ztížilo výběr testovaných osob. Malá velikost vzorku může znamenat větší riziko chyby druhého typu.

5 Závěry

Výsledky stanovení hmotnosti amputované části končetiny pomocí antropometrických metod a výsledky získané využitím densitometrie DXA jsou rozdílné. Základní poznatky jsou formulovány do těchto závěrů:

- antropometrické modely Zatsiorského a antropometrický model dle Osterkampové ve srovnání s vyšetřením densitometrie DXA významně nadhodnocovaly hmotnost amputované části dolní končetiny,
- výsledkům zjištěným metodou DXA se nejvíce přiblížil antropometrický model dle Mosumdara,
- metoda DXA je z časového hlediska praktičtější oproti časově náročnějšímu antropometrickému vyšetření.

Biomechanické parametry chůze u osob s TTA jsou ovlivněny hmotností protézy. Základní rozdíly jsou formulovány do těchto závěrů:

- parametry krokového cyklu při použití těžšího typu protézy se více blíží parametrům na nepostižené končetině,
- parametry krokového cyklu při použití těžšího typu protézy se více blíží parametrům krokového cyklu zdravých osob,
- moment addukce kolenního kloubu nepostižené končetiny se více blíží parametrům kontrolní skupiny zdravých jedinců.

Energetický výdej uživatele protézy je minimálně ovlivněn použitím protézy o vyšší hmotnosti.

Základní poznatky jsou formulovány do těchto závěrů:

- parametry hodnot energetického výdeje nejsou statisticky vyšší při používání protézy se závažím,
- ve výzkumu není zohledněn možný vliv déle trvajícího používání těžší protézy.

Subjektivní vnímání zátěže je ovlivněno hmotností TT protézy. Rozdíly jsou formulovány do těchto závěrů:

- vnímání zátěže při používání těžší TT protézy je vyšší u osob nad 50 let,
- etiologie a doba od amputace nemají významný vliv na subjektivní vnímání zátěže.

Z předložené dizertační práce vyplývají tato doporučení pro praxi:

- využívat vyšetření denzitometrie DXA ke zjištění přesné hmotnosti amputované končetiny,
- vzhledem k výsledkům biomechanické analýzy chůze, energetického výdeje i subjektivního hodnocení uživatelů protéz je žádoucí pokračovat v dalších studiích s cílem ještě přesněji specifikovat optimální hmotnost protézy dolní končetiny i v závislosti na distribuci zátěže ve vztahu ke konstrukci protézy a také s ohledem na délku používání těžší protézy v průběhu dne,
- další výzkum s využitím stejné metodiky by se měl zaměřit na reprezentativní skupinu pacientů s transfemorální amputací,
- zjištěné poznatky využít při edukaci osob pečujících o pacienty po amputacích s cílem korigovat dosavadní paradigma týkající se absolutní výhodnosti lehkých protéz, kdy v žádném případě nezpochybňujeme výhodnost moderních technologií zejména pro sportovní účely, ale upozorňujeme na nutnost přizpůsobit hmotnost protézy takovým způsobem, aby při každodenních aktivitách (ADL) byl pohybový aparát zatěžován co nejvíce symetricky a nedocházelo k chronickému asymetrickému přetěžování kloubů DKK a páteře s řetězením nežádoucího přetížení a poruch.

6 Souhrn

Úvod

Chůze je základní pohybovou činností člověka. U osob s TTA dochází ke změnám v biomechanických parametrech chůze, které jsou způsobeny rozdílnými vlastnostmi zdravé končetiny a končetiny ošetřené protézou. Stereotyp chůze může být ovlivněn délkou protézy, typem protetického chodidla, případně celkovým nastavením protézy, ale také hmotností protézy. Dřívějšími studii je ověřeno, že osoby s TTA přenášejí zatížení z postižené končetiny rychleji na zdravou končetinu, čímž „šetří“ končetinu s protézou. Současně byla popsána závislost mezi addukčním momentem v kolenním kloubu nepostižené končetiny, který vyvolává smyková napětí a rizikem vzniku gonartrózy.

Cíle práce

Prvním cílem této práce bylo exaktně stanovit hmotnost amputované části končetiny (amputátu) a současně porovnat rozdíl výsledků antropometrických metod vůči metodě DXA, která je přesnou metodikou pro získávání dat o tělesném složení lidského těla. Z hlediska využití DXA měření pro zjištění hmotnosti amputátu se jednalo o pilotní studii. Druhým a hlavním cílem výzkumu bylo posoudit, zda se při změně hmotnosti protézy mění průběh kinematických, kinetických a silových parametrů chůze. Dalšími dílčími cíli této práce bylo posouzení vlivu rozdílné hmotnosti TT protézy na energetickou náročnost chůze a hodnocení subjektivního vnímání zátěže testované osoby při používání těžší protézy.

Pacienti a metodika

Analyzovaný soubor pro stanovení hmotnosti amputované části končetiny a pro vyhodnocení biomechanických parametrů chůze při rozdílné hmotnosti protézy tvořilo 14 osob s jednostrannou TTA. Ve zkoumaném souboru byla 1 žena (věk $52,7 \pm 14,9$, výška $175,6 \pm 6,3$ cm, hmotnost $82,2 \pm 12,9$ kg, doba používání protézy $16,4 \pm 9,4$ let). Etiologie amputace (9 osob s traumatem, 3 jedinci s infekčními komplikacemi, 1 pacient s tumorem, 1 pacient s komplikacemi při diabetes mellitus). Druhou skupinu tvořil párový soubor 14 zdravých jedinců s identickými antropometrickými parametry.

Pro potřeby stanovení hmotnosti amputované části končetiny byl použit kostní denzitometr (Discovery A; Hologic, Waltham, MA, USA). Pro potřeby kinematické a kinetické analýzy bylo využito 10 infračervených kamer Qualisys (Qualisys, 9 x Oqus 700+, 1 x Oqus 510+, Qualisys, Inc., Göteborg, Švédsko), systém snímání pohybu (Qualisys AB, Göteborg,

Švédsko) na třech silových deskách, (Kistler, Winterthur, Švýcarsko) s frekvencí snímání kinematiky 240 Hz a kinetiky 1200 Hz. Data byla analyzována pomocí softwaru Qualisys Track Manager (Qualisys AB, Göteborg, Švédsko) a Visual 3D (C-motion, Rockville, MD, USA). Retroreflexní značky byly umístěny na pánev a dolní končetinu na těla probandů podle doporučení programu Visual 3D (C-motion, Rockville, MD, USA).

Testované osoby prováděli chůzi s původní, lehčí, běžně používanou protézou a s protézou zatíženou do původní hmotnosti končetiny. Po zácviku bylo pro každou podmínku (test bez přidaného závaží a test s přidanou hmotností na protéze) provedeno 12 platných pokusů chůze na 10 m dlouhém chodníku, přes tři dynamometrické plošiny.

Sledovaný soubor hodnotící energetickou náročnost chůze zahrnoval z důvodu maximální homogenity pouze 13 testovaných osob – pouze mužů. Ke zjištění hodnoty energetické zátěže byl použit přístroj Oxycon PRO, který využívá pro určení energetického výdeje metodu nepřímé kalorimetrie. Pro posouzení vnímání námahy při nošení těžší protézy bylo využito Borgovy RPE škály.

Výsledky

Metoda DXA je přesná pro určení hmotností amputované části dolní končetiny a nelze ji nahradit stanovením hmotností segmentů DKK antropometrickými metodami. Realizace krokového cyklu amputované i zdravé končetiny se při použití protézy se závažím více blížila parametrům chůze zdravých osob v kontrolní skupině. Výsledky pozorování rovněž naznačují, že u osob s amputací se závažím na rozdíl od skupiny bez přidaného závaží se výsledky měření kinetických parametrů na kolenních kloubech amputované i nepostižené končetiny blíží kontrolní skupině zdravých jedinců. Hodnoty energetického výdeje při používání protézy se závažím se statisticky významně neliší od ostatních zkoumaných skupin. Subjektivní vnímání námahy při používání těžší TT protézy je statisticky významně vyšší u osob nad 50 let bez prokazatelně významného vlivu etiologie amputace a doby, která od amputace uplynula.

Závěr

Vzhledem k výsledkům disertační práce doporučuji pokračovat v započatém výzkumu s cílem ještě přesněji specifikovat optimální hmotnost protézy dolní končetiny i v závislosti na distribuci zátěže ve vztahu ke konstrukci protézy a také s ohledem na délku používání těžší protézy v průběhu dne. Další výzkum s využitím stejné metodiky by se měl zaměřit na reprezentativní skupinu pacientů s transfemorální amputací.

7 Summary

Introduction

Walking is the basic locomotor activity of humans. In persons with TTA, changes in biomechanical parameters of gait occur due to the different characteristics of the healthy limb and the prosthetic limb. The gait stereotype may be influenced by the length of the prosthesis, the type of prosthetic foot, or the overall alignment of the prosthesis, as well as the weight of the prosthesis. Previous studies have verified that persons with TTA transfer the load from the affected limb to the healthy limb more quickly, thus "saving" the prosthetic limb. At the same time, a relationship between the adduction moment in the knee joint of the unaffected limb that induces shear stress and the risk of gonarthrosis has been described.

Objectives of the study

The first aim of this study was to determine the weight of the amputated limb (amputate) accurately and at the same time to compare the difference of the results of anthropometric methods against the DXA method, which is an accurate methodology for obtaining data on human body composition. In terms of the use of DXA measurements to determine the weight of the amputee, this was a pilot study. The second and main aim of the research was to assess whether the course of kinematic, kinetic and force parameters of gait changes when the weight of the prosthesis is changed. Other sub-objectives of this study were to assess the effect of varying TT prosthesis weight on the energy expenditure of walking and to assess the subjective perception of the subject's load when using a heavier prosthesis.

Patients and methodology

The analyzed population for the determination of the weight of the amputated limb and for the evaluation of biomechanical parameters of gait at different prosthesis weights consisted of 14 subjects with unilateral TTA. The study population included 1 female (age 52.7 ± 14.9 , height 175.6 ± 6.3 cm, weight 82.2 ± 12.9 kg, duration of prosthesis use 16.4 ± 9.4 years). Etiology of amputation (9 individuals with trauma, 3 individuals with infectious complications, 1 patient with tumor, 1 patient with complications of diabetes mellitus). The second group consisted of a matched set of 14 healthy individuals with identical anthropometric parameters. A bone densitometer (Discovery A; Hologic, Waltham, MA, USA) was used to determine the weight of the amputated limb. For the purpose of kinematic and kinetic analysis, 10 Qualisys infrared cameras (Qualisys, 9 x Oqus 700+, 1 x Oqus 510+, Qualisys, Inc., Göteborg, Sweden), a motion capture system (Qualisys AB, Göteborg, Sweden) on three force plates, (Kistler, Switzerland) with

a capture rate of 240 Hz for kinematics and 1200 Hz for kinetics were used. Data were analyzed using Qualisys Track Manager software (Qualisys AB, Sweden) and Visual 3D (C-motion, Rockville, MD, USA). Retroreflective markers were placed on the pelvis and lower limb on the probands' bodies as recommended by Visual 3D software (C-motion, Rockville, MD, USA). Subjects performed walking with the original, lighter, commonly used prosthesis and with the prosthesis loaded to the original limb weight. After habituation, 12 valid walking trials were performed for each condition (test without added weight and test with added weight on the prosthesis) on a 10 m long walkway, across three dynamometer platforms. The observation set assessing the energy expenditure of walking included only 13 test subjects - males only - for maximum homogeneity. The Oxycon PRO device, which uses the indirect calorimetry method to determine energy expenditure, was used to determine the energy expenditure value. The Borg RPE scale was used to assess the perception of exertion when wearing a heavier prosthesis.

Results

The DXA method is accurate for determining lower limb amputee weights and cannot be substituted by determining the weights of the lower limb segments by anthropometric methods. Realization of the stepping cycle of both the amputated and healthy limb was more similar to the gait parameters of healthy subjects in the control group when using a weighted prosthesis. The results of the observations also suggest that in the amputees with weights, as opposed to the group without added weights, the results of kinetic parameters measurements at the knee joints of the amputee and unaffected limb were closer to the control group of healthy subjects. The values of energy expenditure during the use of the prosthesis with weight are not statistically significantly different from the other groups studied. The subjective perception of exertion when using a heavier TT prosthesis is statistically significantly higher in subjects over 50 years of age, with no demonstrable significant effect of the aetiology of the amputation and the time elapsed since the amputation.

Conclusion

In view of the results of this dissertation, I recommend continuing the ongoing research in order to specify even more precisely the optimal weight of the lower limb prosthesis, also in relation to the load distribution in relation to the prosthesis design and also in relation to the duration of use of the heavier prosthesis during the day. Further research using the same methodology should focus on a representative group of transfemoral amputees.

8 Referenční seznam

- Andrews, D. M., Burkhart, T. A. (2012). *Prediction of Upper and Lower Extremity Tissue Masses Using Surface Anthropometric Measures and DXA*. In: Handbook of Anthropometry. New York, NY.: Springer; 2012. pp. 679-696.
- Arborelius, M. J., Balldin, U. I., Lila, B. (1972). Regional lung function in man during immersion with the head above water.: Arborelius M., Balldin U.I., Lila, B. *Aerospace Med.* 43(7),701-707.
- Arthurs, K. L., & Andrews, D. M. (2009). Upper extremity soft and rigid tissue mass prediction using segment anthropometric measures and DXA. *Journal of Biomechanics*, 42(3), 389–394. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.11.021>
- Baars, E. C., Schrier, E., Dijkstra, P. U., & Geertzen, J. H. B. (2018). Prosthesis satisfaction in lower limb amputees. *Medicine*, 97(39), e12296. <https://doi.org/10.1097/md.00000000000012296>
- Barth, D. G., Schumacher, L., & Thomas, S. S. (1992). Gait Analysis and Energy Cost of Below-Knee Amputees Wearing Six Different Prosthetic Feet. In *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics* (Vol. 4, Issue 2, p. 63-75). <https://doi.org/10.1097/00008526-199212000-00001>
- Bartlett, R., Wheat, J., & Robins, M. (2007). Is movement variability important for sports biomechanists? *Sports Biomechanics*, 6(2), 224–243. <https://doi.org/10.1080/14763140701322994>
- Batani, H., & Olney, S. J. (2002). Kinematic and kinetic variations of below-knee amputee gait. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 14(1), 2–10. <https://doi.org/10.1097/00008526-200203000-00003>
- Batani, H., & Olney, S. J. (2004). Effect of the weight of prosthetic components on the gait of transtibial amputees. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 16(4), 113–122. <https://doi.org/10.1097/00008526-200410000-00004>
- Bell, W., Cobner, D. M., & Evans, W. D. (2000). Prediction and validation of fat-free mass

- in the lower limbs of young adult male Rugby Union players using dual-energy X-ray absorptiometry as the criterion measure. *Ergonomics*, 43(10), 1708–1717.
<https://doi.org/10.1080/001401300750004113>
- Benedetti, M. G., Catani, F., Leardini, A., Pignotti, E., & Giannini, S. (1998). Data management in gait analysis for clinical applications. *Clinical Biomechanics*, 13(3), 204–215. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00041-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00041-7)
- Bhandari, P., & Jain, S. (1996). Long Term Effects of Protheses on Stump in Lower Limb Amputees: a Critical Analysis of 100 Cases. *Medical Journal Armed Forces India*, 52(3), 169–171. [https://doi.org/10.1016/s0377-1237\(17\)30794-3](https://doi.org/10.1016/s0377-1237(17)30794-3)
- Bolt, A., De Boer-Wilzing, V. G., Geertzen, J. H. B., Emmelot, C. H., Baars, E. C. T., & Dijkstra, P. U. (2010). Variation in measurements of transtibial stump model volume: A comparison of five methods. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(5), 376–384. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e3181d3ea94>
- Bowker, J. H. (1990). Surgical techniques for conserving tissue and function in lower-limb amputation for trauma, infection, and vascular disease. *Instructional Course Lectures*, 39, 355–360. <http://europepmc.org/abstract/MED/2186123>
- Brückner, L. (1992). A standardised trans-tibial amputation method following chronic occlusive arterial disease. *Prosthetics and Orthotics International*, 16(3), 157–162. <https://doi.org/10.3109/03093649209164334>
- Burgess, E. M. (1970). The below-knee amputation. *Bulletin Of Prosthetics Research*, 10, 19–25.
- Carvalho, H. M., Coelho-e-Silva, M. J., Franco, S., Figueiredo, A. J., Tavares, Ó. M., Ferry, B., Hidalgo-Hermann, I., Courteix, D., & Malina, R. M. (2012). Agreement between anthropometric and dualenergy X-ray absorptiometry assessments of lower-limb volumes and composition estimates in youth-club rugby athletes. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, 37(3), 463–471. <https://doi.org/10.1139/H2012-027>
- Cohen J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd ed. New

York: Lawrence Erlbaum Associates, Publishers

- Cortés, A., Viosca, E., Hoyos, J. V., Prat, J., & Sánchez-Lacuesta, J. (1997). Optimisation of the prescription for trans-tibial (TT) amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 21(3), 168–174. <https://doi.org/10.3109/03093649709164550>
- Čurdová, A., & Vaňásková, E. (2017). Lůžková rehabilitace u pacientů po amputaci dolní končetiny , zhodnocení funkčních testů chůze. *Rehabil. fyz. Lék.*, 24(3), 160–165.
- Datta, D., Nair, P. N., & Payne, J. (1992). Outcome of prosthetic management of bilateral lower-limb amputees. *Disability and Rehabilitation*, 14(2), 98–102. <https://doi.org/10.3109/09638289209167079>
- De Boer-Wilzing, V. G., Bolt, A., Geertzen, J. H., Emmelot, C. H., Baars, E. C., & Dijkstra, P. U. (2011). Variation in results of volume measurements of stumps of lower-limb amputees: A comparison of 4 methods. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(6), 941–946. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.01.007>
- Dickinson, A. S., Steer, J. W., Woods, C. J., & Worsley, P. R. (2016). Registering a methodology for imaging and analysis of residual-limb shape after transtibial amputation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 53(2), 207–218. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2014.10.0272>
- Dingwell, J. B., Davis, B. L., & Frazier, D. M. (1996). Use of an instrumented treadmill for real-time gait symmetry evaluation and feedback in normal and trans-tibial amputee subjects. *Prosthetics and Orthotics International*, 20(2), 101–110. <https://doi.org/10.3109/03093649609164426>
- Drillis, R., Contini, R., Bluestein, M. (1964). Body segment parameters: A survey of measurement techniques. *Artificial Limbs: A Review of Current Developments*, 8(1),44-66.
- Dungl, P. (2014). *Ortopedie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada.
- Engsberg, J. R., Lee, A. G., Tedford, K. G., & Harder, J. A. (1993). Normative ground reaction force data for able-bodied and below-knee-amputee children during walking. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 13(2), 169—173.

<http://europepmc.org/abstract/MED/8459005>

- Fejfarová, V., Jirkovská, A., Petkov, V., Řezaninová, L., Bém, R., Dubský, M., Wosková, V., Němcová, A., & Skibová, J. (2016). Došlo v posledním desetiletí ke změně počtu a charakteristik pacientů se syndromem diabetické nohy hospitalizovaných k vysoké amputaci na specializovaném podiatrickém pracovišti? *Vnitřní Lekarství*, *62*(12), 969–975.
- Fletcher, D. D., Andrews, K. L., Butters, M. A., Jacobsen, S. J., Rowland, C. M., & Hallett, J. W. (2001). Rehabilitation of the geriatric vascular amputee patient: A population-based study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *82*(6), 776–779. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.21856>
- Frankel, V. H., Nordin, M. (1980). *Basic Biomechanics of the Skeletal System*. London: Henry Kimpton Publishers.
- Frost, A. P., Norman Giest, T., Ruta, A. A., Snow, T. K., & Millard-Stafford, M. (2017). Limitations of body mass index for counseling individuals with unilateral lower extremity amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, *41*(2), 186–193. <https://doi.org/10.1177/0309364616650079>
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in Cerebral Palsy*. New York: Mac Keith Press.
- Gailey, R. S., Nash, M. S., Atchley, T. A., Zilmer, R. M., Moline-Little, G. R., Morris-Cresswell, N., & Siebert, L. I. (1997). The effects of prosthesis mass on metabolic cost of ambulation in non-vascular trans-tibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, *21*(1), 9–16. <https://doi.org/10.3109/03093649709164525>
- Gauthier-Gagnon, C., Grise, M. C., Potvin, D. (1998). Predisposing factors related to prosthetic use by people with a transtibial and transfemoral amputation. *Journal of prosthetics and orthotics*. *10*(4), 99–109.
- Geil, M. D., & Lay, A. (2004). Plantar foot pressure responses to changes during dynamic trans-tibial prosthetic alignment in a clinical setting. *Prosthetics and Orthotics International*, *28*(2), 105–114. <https://doi.org/10.1080/03093640408726695>
- Haddad, J. M., Emmerik, R. E. A. va., Whittlesey, S. N., & Hamill, J. (2006). Adaptations

- in interlimb and intralimb coordination to asymmetrical loading in human walking. *Gait and Posture*, 23(4), 429–434. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.05.006>
- Haddad, J. M., Van Emmerik, R. E. A., Wheat, J. S., Hamill, J., & Snapp-Childs, W. (2010). Relative phase coordination analysis in the assessment of dynamic gait symmetry. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(1), 109–113. <https://doi.org/10.1123/jab.26.1.109>
- Hamill, J, Haddad, J. M., & McDermott, W. . (2000). Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. *Journal of Applied Biomechanics*, 16(4), 407–418. <http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L32049418>
- Hamill, J., & Selbie, S. (2004). *Three-Dimensional kinematics*. In Research Methods in Biomechanics. Robertson, D. G. E.(Ed). 1st ed. Human Kinetics. pp. 35-59
- Hamill, Joseph, Van Emmerik, R. E. A., Heiderscheit, B. C., & Li, L. (1999). A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics*, 14(5), 297–308. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)90092-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)90092-4)
- Hansen, A. H., & Childress, D. S. (2005). Effects of adding weight to the torso on roll-over characteristics of walking. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(3), 381–390. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2004.04.0048>
- Haugen, H. A., Chan, L., Li, F., Haugen, H. A., & Chan, L. (2007). *Nutrition in Clinical Practice Indirect Calorimetry : A Practical Guide for Clinicians*. <https://doi.org/10.1177/0115426507022004377>
- Herzog, W., Nigg, B. M., Read, L. J., & Olsson, E. (1989). Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(1), 110–114. <https://doi.org/10.1249/00005768-198902000-00020>
- Holeček, M. (2016) *Regulace metabolismu základních živin u člověka*. 2 ed. Praha: Univerzita Karlova v Praze, Karolinum, s 251. ISBN: 978-80-246-2976-6.
- Hollman, J. H., McDade, E. M., & Petersen, R. C. (2011). Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait and Posture*, 34(1), 111–118.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.03.024>

Holmes, J. D., Andrews, D. M., Durkin, J. L., & Dowling, J. J. (2005). Predicting in Vivo Soft Tissue Masses of the Lower Extremity Using Segment Anthropometric Measures and DXA. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(4), 371–382.

<https://doi.org/10.1123/jab.21.4.371>

Huisman, K., de Vries, J., Cruts, H. E., Zilvold, G., & Boom, H. B. (1985). Cardiac load and loading ability following leg amputation. *Nederlands Tijdschrift Voor Geneeskunde*, 129(45), 2166—2170. <http://europepmc.org/abstract/MED/4080008>

Hurley, G. R. B., Mckenney, R., Robinson, M., Zadavec, M., & Pierrynowski, M. R. (1990). The role of the contralateral limb in below-knee amputee gait. *Prosthetics and Orthotics International*, 14(1), 33–42. <https://doi.org/10.3109/03093649009080314>

Isakov, E., Keren, O., & Benjuya, N. (2000). Trans-tibial amputee gait: Time-distance parameters and EMG activity. *Prosthetics and Orthotics International*, 24(3), 216–220. <https://doi.org/10.1080/03093640008726550>

Jandačka, D. (2011). *Kinetická analýza lidského pohybu*. Ostrava: Ostravská univerzita.

Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Jensen, R.K. (1978). Estimation of biomechanical properties of three body type using a photogrammetric method. *Journal of Biomechanics*. 11(8-9), 349-358.

Kalichová, M., Baláž, J., Bedřich, P., Zvonař, M. (2011). *Základy biomechaniky tělesných cvičení*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita. 193 s. ISBN 978-80-210-5551-3.

Kapp, S., Cummings, D.. (2002). *Transtibial Amputation: Prosthetic Management*. In: Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. 2nd ed. Rosemont, IL: American Academy of Orthopedic Surgeons, pp. 503-515.

Katch, V., Michael, E.D. Jr., Amuchie, F.A. (1973). The use of body weight and girth measurements in predicting segmental leg volume of females. *Hum Biol.* 45(2), 293-303. PMID: 4714568.

- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburg: Elsevier Churchill Livingstone.
- Kleinwächterová, H., Brázdová, Z. (2001). *Výživový stav člověka a způsoby jeho zjišťování*. 2. přeprac. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
- Kovařík, M. (2011). *Antropometrický výzkum dospělé populace a jeho aplikace v oblasti interiéru a architektury*. Disertační práce. Brno: Vysoké učení technické.
- Krawczyk, P., Rosický, J. (2014). *Protetika I: Studijní opora*. 1st ed. Ostrava: Ostravská univerzita.
- Krawczyk, P. (2018). *Protetické náhrady dolních končetin*. In: Wendsche, P., & Veselý, R (Eds.). *Úskalí a komplikace při léčení zlomenin*. 1st ed. Praha: Galén, pp. 448-452.
- Kristiníková, J., Poštulková, M., Poštulková, J. (2013). *Protetická fyzioterapie: Sborník rozšířených anotací Balíčků odborných kompetencí 1. díl*. Ostrava: Ostravská univerzita.
- Kutáč, P., Bunc, V., & Sigmund, M. (2019a). Whole-body dual-energy X-ray absorptiometry demonstrates better reliability than segmental body composition analysis in college-aged students. *PLoS ONE*, *14*(4), 1–15.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0215599>
- Kutáč, P., Bunc, V., & Sigmund, M. (2019b). Whole-body dual-energy X-ray absorptiometry demonstrates better reliability than segmental body composition analysis in college-aged students. *PLoS ONE*, *14*(4), e0215599.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0215599>
- Leardini, A., Chiari, A., Della Croce, U., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait and Posture*, *21*(2), 212–225.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.002>
- Lehmann, J. F., Price, R., Okumura, R., Questad, K., De Lateur, B. J., & Négretot, A. (1998). Mass and mass distribution of below-knee prostheses: Effect on gait efficacy

- and self-selected walking speed. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79(2), 162–168. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(98\)90293-3](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(98)90293-3)
- Lemaire, E. D., & Fisher, F. R. (1994). Osteoarthritis and elderly amputee gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(10), 1094–1099.
- Leva, P. de. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *IJ. Biomechanics*, 29(9), 1223–1230. <https://doi.org/10.1002/ima.22019>
- Lin-Chan, S. J., Nielsen, D. H., Yack, H. J., Hsu, M. J., & Shurr, D. G. (2003). The Effects of Added Prosthetic Mass on Physiologic Responses and Stride Frequency during Multiple Speeds of Walking in Persons with Transtibial Amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(12), 1865–1871. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.03.006>
- Lombardo, F. L., Maggini, M., De Bellis, A., Seghieri, G., & Anichini, R. (2014). Lower extremity amputations in persons with and without diabetes in Italy: 2001-2010. *PLoS ONE*, 9(1), 1–7. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0086405>
- Lusardi, M. M., Nielsen, C. C., Emery, M. J., Bowers, D.M., Vaughan, V. G. (2007). *Orthotics and prosthetics in rehabilitation*. 2nd ed. St. Louis: Saunders Elsevier.
- Macfarlane, P. A., Nielsen, D. H., Shurr, D. G., & Meier, K. (1991). Gait comparisons for below-knee amputees using a flex-foot® versus a conventional prosthetic foot. In *Journal of Prosthetics and Orthotics* 3(4), 150–161. <https://doi.org/10.1097/00008526-199100340-00008>
- Manal, K., McClay, I., Richards, J., Galinat, B., & Stanhope, S. (2002). Knee moment profiles during walking: Errors due to soft tissue movement of the shank and the influence of the reference coordinate system. *Gait and Posture*, 15(1), 10–17. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00174-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00174-6)
- Mattes, S. J., Martin, P. E., & Royer, T. D. (2000). Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: Matching prosthetic and intact limb inertial properties. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(5), 561–568. <https://doi.org/10.1053/mr.2000.3851>

- McNealy, L. L., & Gard, S. A. (2008). Effect of prosthetic ankle units on the gait of persons with bilateral trans-femoral amputations. *Prosthetics and Orthotics International*, 32(1), 111–126. <https://doi.org/10.1080/02699200701847244>
- Michael, J. W. (2004). *Prosthetic suspensions and components*. In D. G. Smith, J. W. Michael, & J. H. Bowker (Eds.), *Atlas of amputations and limb deficiencies: Surgical, prosthetic, and rehabilitation principles*. 3rd ed., pp. 409–427. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Michalský R, Volfová I. (2008). *Kapitoly z obecné chirurgie pro studující ošetrovatelství*. Opava: Slezská univerzita v Opavě.
- Michaud, S. B., Gard, S. A., & Childress, D. S. (2000). Gait in Persons With Transtibial and Transfemoral Amputation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(1), 1–10. <http://www.rehab.research.va.gov/jour/00/37/1/pdf/michaud.pdf>
- Mizuno, N., Aoyama, T., Nakajima, A., Kasahara, T., & Takami, K. (1992). Functional evaluation by gait analysis of various ankle-foot assemblies used by below-knee amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 16(3), 174–182. <https://doi.org/10.3109/03093649209164337>
- Mocková, K., Radvanský, J., & Matouš, M. (2000). Vztah odhadnuté intenzity zátěže (RPE-Rating of Perceived Exertion) k tepové frekvenci, spotřebě kyslíku a zátěži u pacientů léčených beta-blokátory sympatiku. *Med Sport Boh Slov*, 9(2), 58-67.
- Morgenroth, D. C., Segal, A. D., Zelik, K. E., Czerniecki, J. M., Klute, G. K., Adamczyk, P. G., Orendurff, M. S., Hahn, M. E., Collins, S. H., & Kuo, A. D. (2011). The effect of prosthetic foot push-off on mechanical loading associated with knee osteoarthritis in lower extremity amputees. *Gait and Posture*, 34(4), 502–507. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.07.001>
- Moylan, B., Paner, R., Pauley, T., Dilkas, S., & Devlin, M. (2015). Impact of increased prosthetic mass on gait symmetry in dysvascular transfemoral amputees: A randomized prospective double-blind crossover trial. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 27(2), 63–67. <https://doi.org/10.1097/JPO.0000000000000056>

- Mozumdar, A., & Roy, S. K. (2004). Method for estimating body weight in persons with lower-limb amputation and its implication for their nutritional assessment. *American Journal of Clinical Nutrition*, *80*(4), 868–875. <https://doi.org/10.1093/ajcn/80.4.868>
- Munin, M. C., De Guzman, M. C. E., Boninger, M. L., Fitzgerald, S. G., Penrod, L. E., & Singh, J. (2001). Predictive factors for successful early prosthetic ambulation among lower-limb amputees. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *38*(4), 379–384.
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. 1st ed. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Nolan, L., Wit, A., Dudziński, K., Lees, A., Lake, M., & Wychowański, M. (2003). Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait and Posture*, *17*(2), 142–151. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00066-8](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00066-8)
- Norgren, L., Hiatt, W. R., Dormandy, J. A., Nehler, M. R., Harris, K. A., Fowkes, F. G., & Rutherford, R. B. (2007). Inter-society consensus for the management of peripheral arterial disease. *International Angiology : A Journal of the International Union of Angiology*, *26*(2), 81–157.
- Norvell, D. C., Czerniecki, J. M., Reiber, G. E., Maynard, C., Pecoraro, J. A., & Weiss, N. S. (2005). The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *86*(3), 487–493. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.04.034>
- Osterkamp, L. K. (1995). Current Perspective on Assessment of Human Body Proportions of Relevance to Amputees. *Journal of the American Dietetic Association*, *95*(2), 215–218. [https://doi.org/10.1016/S0002-8223\(95\)00050-X](https://doi.org/10.1016/S0002-8223(95)00050-X)
- Osterkamp, Li. K. (1995). Current Perspective on Assessment of Human Body Proportions of Relevance to Amputees. *Journal of the American Dietetic Association*, *95*(2), 215–218. [https://doi.org/10.1016/S0002-8223\(95\)00050-X](https://doi.org/10.1016/S0002-8223(95)00050-X)

- Pařízková, J. (2010). *Nutrition, Physical Activity, and Health in Early Life*. 2nd ed. Boca Raton, FL: CRC Press, Taylor & Francis Group.
- Pařízková, J. (1998). Složení těla, metody měření a využití ve výzkumu a lékařské praxi. *Medicina sportiva Bohemica et Slovaca*, 7, 1-6.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis; Normal and pathological function*. Thorafore, New Jersey: Slack.
- Perry, J., Boyd, L. A., Rao, S. S., & Mulroy, S. J. (1997). Prosthetic weight acceptance mechanics in transtibial amputees wearing the Single Axis, Seattle Lite, and Flex Foot. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 5(4), 283–289.
<https://doi.org/10.1109/86.650279>
- Persson, B. M. (2001). Lower limb amputation Part 1: Prosthetics - A 10 year literature review. *Prosthetics and Orthotics International*, 25(1), 21–28.
<https://doi.org/10.1080/03093640108726562>
- Persson, B. M., & Liedberg, E. (1983). A clinical standard of stump measurement and classification in lower limb amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 7(1), 17–24. <https://doi.org/10.3109/03093648309146710>
- Pohjolainen, T., & Alaranta, H. (1991). Predictive factors of functional ability after lower-limb amputation. *Annales Chirurgiae et Gynaecologiae*, 80(1), 36—39.
<http://europepmc.org/abstract/MED/1888111>
- Pokorná, R. (2010). *Vývoj tělesných segmentů u prepubertálních a pubertálních chlapců*. Diplomová práce. Praha: Univerzita Karlova.
- Powers, C. M., Rao, S., & Perry, J. (1998). Knee kinetics in trans-tibial amputee gait. *Gait and Posture*, 8(1), 1–7. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(98\)00016-2](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(98)00016-2)
- Prasanna, L., Durbadal, B., & Santosh, K. (2013). Impact of Added Prosthetic Mass on Metabolic Cost and Gait in Persons with Unilateral Transtibial Amputation. *Indian Journal of Biomechanics*, 168(4), 425–430.
<http://www.atsjournals.org/doi/abs/10.1164/rccm.200208-856OC>

- Putz, C., Block, J., Gantz, S., Heitzmann, D. W. W., Dreher, T., Lehner, B., Alimusaj, M., Wolf, S. I., & Müller, S. (2017). Structural changes in the thigh muscles following trans-femoral amputation. *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*, 27(6), 829–835. <https://doi.org/10.1007/s00590-017-1929-5>
- Reis, V. M., Van den Tillaar, R., & Marques, M. C. (2011). Higher precision of heart rate compared with VO₂ to predict exercise intensity in endurance-trained runners. *Journal of Sports Science and Medicine*, 10(1), 164–168.
- Renstrom, P., Grimby, G., & Larsson, E. (1983). Thigh muscle strength in below-knee amputees. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 15(SUPPL.9), 163–173.
- Riegerová J, Přidalová M, Ulbrichová M. (2006). *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu: (příručka funkční antropologie)*. 3. vyd. Olomouc: Hanex.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2004). *Research methods in biomechanics*. Champaign: Human Kinetics.
- Robinson, K. P., Hoile, R., & Coddington, T. (1982). Skew flap myoplastic below-knee amputation: A preliminary report. *British Journal of Surgery*, 69(9), 554–557. <https://doi.org/10.1002/bjs.1800690920>
- Rose, J. & Gamble, J. G. (1994). *Human Walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Roschinsky, J. (2006). *Hubneme cvičením a správnou výživou*. Praha: Grada.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: A review. *Gait and Posture*, 12(1), 34–45. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00070-9](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00070-9)
- Sanders, J. E., & Fatone, S. (2011). Residual limb volume change: Systematic review of measurement and management. In *Journal of Rehabilitation Research and Development* (Vol. 48, Issue 8). <https://doi.org/10.1682/JRRD.2010.09.0189>
- Sanderson, D. J., & Martin, P. E. (1997). Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking. *Gait and Posture*, 6(2), 126–136. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)01112-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)01112-0)

- Selles, R. W., Bussmann, J. B. J., Wagenaar, R. C., & Stam, H. J. (1999). Effects of prosthetic mass and mass distribution on kinematics and energetics of prosthetic gait: A systematic review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *80*(12), 1593–1599. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(99\)90336-2](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90336-2)
- Seroussi, R. E., Gitter, A., Czerniecki, J. M., & Weaver, K. (1996). VIEJO Mechanical Work Adaptation Of Above-Knee Amputee Ambulation. *Arch Phys Med Rehabil*, *77*(November).
- Shahriar, S. H., Masumi, M., Edjtehadi, F., Soroush, M. R., Soveid, M., & Mousavi, B. (2009). Cardiovascular Risk Factors Among Males With War-Related Bilateral Lower Limb Amputation. *Military Medicine*, *174*(10), 1108–1112. <https://doi.org/10.7205/milmed-d-00-0109>
- Sherk, V. D., Bembien, M. G., & Bembien, D. A. (2008). BMD and bone geometry in transtibial and transfemoral amputees. *Journal of Bone and Mineral Research*, *23*(9), 1449–1457. <https://doi.org/10.1359/jbmr.080402>
- Schmid, M., Beltrami, G., Zambarbieri, D., & Verni, G. (2005). Centre of pressure displacements in trans-femoral amputees during gait. *Gait and Posture*, *21*(3), 255–262. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.016>
- Schoppen, T., Boonstra, A., Groothoff, J. W., De Vries, J., Göeken, L. N., & Eisma, W. H. (2003). Physical, mental, and social predictors of functional outcome in unilateral lower-limb amputees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *84*(6), 803–811. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(02\)04952-3](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(02)04952-3)
- Smith, D. G., Michael, J. W., Bowker, J. H. (2004). *Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles*. 3rd ed. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons..
- Sosna, A. (2001). *Základy ortopedie*. Praha: Triton.
- Spáčil, J., Táborský, J. (2008). Klesá počet amputací dolních končetin? *Rozhl.v chir.* *87*(10), 531-535.
- Svoboda, Z., Rosický, J., Janura, M. (2020). *Chůze osob s transtibiální amputací*. 1st ed.

Olomouc: Univerzita Palackého.

Svoboda, Z. (2008). *Biomechanická analýza chůze s různými typy protetických chodidel u osob s transtibiální amputací*. Disertační práce. Olomouc: Univerzita Palackého

Svoboda, Z., & Janura, M. (2007). Temporal Symmetry of Sound and Prosthetic Limbs During Transtibial Amputee Gait With Various Prosthetic Alignment. / Dočasná Symetrie Zdravých a Protetických Končetin Během Chůze Osoby S Transtibiální Amputací S Různým Protetickým Zařazením. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*, 37(4), 55–60.

<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=ip,uid&db=s3h&AN=32846441&lang=es&site=ehost-live>

Tantua, A. T., Geertzen, J. H. B., van den Dungen, J. J. A. M., Breek, J. K. C., & Dijkstra, P. U. (2014). Reduction of residual limb volume in people with transtibial amputation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 51(7), 1119–1126.

<https://doi.org/10.1682/JRRD.2013.11.0243>

Taylor, S. M., Kalbaugh, C. A., Blackhurst, D. W., Hamontree, S. E., Cull, D. L., Messich, H. S., Robertson, R. T., Langan, E. M., York, J. W., Carsten, C. G., Snyder, B. A., Jackson, M. R., & Youkey, J. R. (2005). Preoperative clinical factors predict postoperative functional outcomes after major lower limb amputation: An analysis of 553 consecutive patients. *Journal of Vascular Surgery*, 42(2), 227–234.

<https://doi.org/10.1016/j.jvs.2005.04.015>

Traballesi, M., Brunelli, S., Pratesi, L., Pulcini, M., Angioni, C., & Paolucci, S. (1998). Prognostic factors in rehabilitation of above knee amputees for vascular diseases. *Disability and Rehabilitation*, 20(10), 380–384.

<https://doi.org/10.3109/09638289809166097>

Trojan, S. (2003). *Lékařská fyziologie*. 4 ed. Praha: Grada.

Tugcu, I., Safaz, I., Yilmaz, B., Göktepe, A. S., Taskaynatan, M. A., & Yazicioglu, K. (2009). Muscle strength and bone mineral density in mine victims with transtibial amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 33(4), 299–306.

<https://doi.org/10.3109/03093640903214075>

- Twiste, M., & Rithalia, S. (2003). Transverse rotation and longitudinal translation during prosthetic gait - A literature review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 40(1), 9–18. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2003.01.0009>
- Uchytíl, J. (2013). *Analýza chůze u osob s transfemorální amputací*. Disertační práce. Olomouc: Univerzita Palackého.
- ÚZIS ČR. (2019). *Zdravotnická ročenka České republiky 2018*.
- Van Der Linden, M. L., Solomonidis, S. E., Spence, W. D., Li, N., & Paul, J. P. (1999). A methodology for studying the effects of various types of prosthetic feet on the biomechanics of trans-femoral amputee gait. *Journal of Biomechanics*, 32(9), 877–889. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00086-X](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00086-X)
- Van Eijk, M. S., Van Der Linde, H., Buijck, B., Geurts, A., Zuidema, S., & Koopmans, R. (2012). Predicting prosthetic use in elderly patients after major lower limb amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 36(1), 45–52. <https://doi.org/10.1177/0309364611430885>
- Vaughan, Ch. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Windsor: Human Kinetics Publisher.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie pro klinickou praxi*. 2nd ed. Praha: Triton.
- Whittle, M. W. (1997). *Gait analysis, an introduction* (4th ed.). Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Winter, D. A., Sienko SE. (1988). Biomechanics of below-knee amputee gait. *Journal of Biomechanics* [Internet]. 21(5), 361-367. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/002192908890142X>
- Winter, D. A. (1983). Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 175, 147–154. <http://europepmc.org/abstract/MED/6839580>
- Wong, C. K., & Wong, R. J. (2017). Standard and Amputation-Adjusted Body Mass Index Measures. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 96(12), 912–

915. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000796>

Yang, L., Dyer, P. S., Carson, R. J., Webster, J. B., Bo Foreman, K., & Bamberg, S. J. M. (2012). Utilization of a lower extremity ambulatory feedback system to reduce gait asymmetry in transtibial amputation gait. *Gait and Posture*, 36(3), 631–634.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.04.004>

Zadák, Z. (2008) *Výživa v intenzivní péči*. 2ed, Praha: Grada Publishing

Zatsiorsky, V., Seluyanov, V. (1983). *The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body*. In: Biomechanics VIII-B. 1st ed. Illinois: Human Kinetic. pp. 1152-1159.

Zatsiorsky, V. M., Seluyanov, V. N., Chugunova, L. (1990). *In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method*. In: Biomechanics of human movement: Applications in rehabilitation, sports and ergonomics. 1st ed. Worthington, OH: Bertec Corporation. pp. 187-202.

Zatsiorsky, V., & Seluyanov, V. (1983). Mass and inertia characteristics of the main segment of the human body. *Proceedings of the 8th International Congress of Biomechanics*, 1152–1159.

Zatsiorsky, V., Seluyanov, V., & Chugunova, L. (1990). Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. In G. Chernyi & S. Regierer (Eds.), *Contemporary Problems of Biomechanics*, CRC Press. pp. 272–291).

Zeman, M., Krška, Z. (2011). *Chirurgická propedeutika*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada.

Zeman, M., Krška, Z. (2014). *Speciální chirurgie*. 3., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén.

Přílohy

Příloha 1 Informovaný souhlas s účastí ve výzkumu

Příloha 2 Dotazník 15 – point Borg scale

Příloha 1

Informovaný souhlas s účastí ve výzkumu a se zpracováním osobních údajů

Informace o výzkumu:

Výzkum, který provádí v rámci své disertační práce MUDr. Petr Krawczyk je zaměřen na zjištění závislosti změny hmotnosti protézy na charakteristiky krokového cyklu a energetický výdej. V rámci tohoto výzkumu budou nejprve provedena antropometrická měření pomocí páskové míry a dalších měřících přístrojů. Toto měření je nebolestivé. Dalším vyšetřením je vyšetření pomocí kostního denzitometru, u kterého se využívá velmi nízkých hodnot RTG záření ke zjištění tkáňového složení lidského těla. V dalším kroku Vám bude vaše bércová protéza seřizena a na dobu 3-4 týdny před dalším měřením Vám bude vyměněno protetické chodidlo tak, aby všechny osoby, které budou měřeny měly stejný typ protetického chodidla a byly na něj dostatečnou dobu adaptovány. Ze stejného důvodu Vám bude při samotném měření zapůjčena obuv, která bude mít stejné charakteristiky u všech zkoumaných osob. Budou zajištěna hygienická opatření – desinfekce obuvi. Následně bude probíhat měření v biomechanické laboratoři, ve které Vám technik nalepí na určité body na těle speciální markery, které budou snímat speciální kamery v laboratoři tak, aby byl zachycen Váš pohyb ve všech rovinách. Samotné měření bude probíhat tak, že podle instrukcí budete chodit v laboratoři určitou rychlostí chůze nejdříve s protézou bez závaží a následně se závažím. Jako poslední krok bude provedeno měření energetické zátěže, při kterém Vám bude na obličej nasazena maska s měřícím zařízením, který bude vyhodnocovat spotřebu kyslíku při chůzi na pohyblivém pásu. S odstupem 30 minut po ukončení měření na běžícím páse vyplníte dotazník, ve kterém budete hodnotit, jak jste vnímali zátěž při chůzi s těžší protézou.

Informace o účastníkovi výzkumu:

jméno a příjmení:

datum narození:

Prohlášení

Já níže podepsaný/-á potvrzuji, že

- a) jsem se seznámil/-a s informacemi o cílech a průběhu výše popsaného výzkumu (dále též jen „výzkum“);
- b) dobrovolně souhlasím s účastí své osoby v tomto výzkumu;
- c) rozumím tomu, že se mohu kdykoli rozhodnout ve své účasti na výzkumu nepokračovat;
- d) jsem srozuměn s tím, že jakékoliv užití a zveřejnění dat a výstupů vzešlých z výzkumu nezakládá můj nárok na jakoukoliv odměnu či náhradu.

Zároveň prohlašuji, že

- a) souhlasím se zveřejněním anonymizovaných dat a výstupů vzešlých z výzkumu a s jejich dalším využitím;
 - b) souhlasím se zpracováním a uchováním osobních a citlivých údajů v rozsahu v tomto informovaném souhlasu uvedených;
 - c) jsem seznámen/-a se svými právy týkajícími se přístupu k informacím a jejich ochraně;
- Výše uvedená svolení a souhlasy poskytuji dobrovolně na dobu neurčitou až do odvolání a zavazuji se je neodvolat bez závažného důvodu spočívajícího v podstatné změně okolností.

Potvrzuji, že jsem převzal/a podepsaný stejnopolis tohoto informovaného souhlasu.

Dne:

Podpis:

Příloha 2

Dotazník – hodnocení vnímané námahy při používání těžšího typu protézy

Dotazník je nutno vyplnit s odstupem 30 minut po ukončení měření na běžícím páse.

Borg 15 – point RPE scale	Popis vnímané námahy	Hodnocení
6	Vůbec žádná námaha	
7	Extrémně lehká námaha	
8	-	
9	Velmi lehká námaha	
10	-	
11	Lehká námaha	
12	-	
13	Poněkud těžká námaha	
14	-	
15	Těžká námaha	
16	-	
17	Velmi těžká námaha	
18	-	
19	Extrémně těžká námaha	
20	Maximální námaha	

Vaše subjektivní vnímání námahy při nošení těžší protézy označte **X**

Jméno a příjmení pacienta:

Datum narození:

Datum:

Seznam obrázků

Obr. 1	Délkové charakteristiky krokového cyklu (upraveno dle Gage, 1991)	31
Obr. 2	Průběh krokového cyklu s vyznačením polohy chodidla vůči podložce (upraveno dle Pery, 1992)	32
Obr. 3	Oblasti zájmu pro vyšetření dolní končetiny pomocí denzitometrie DXA	46
Obr. 4	a) Bandáž, b) se závažím, c) umístěna na končetinu v těžišti segmentu se závěsem nad kolenním kloubem	47
Obr. 5	a) Přístroj Oxycon PRO, b) testovaná osoba na pohyblivém chodníku	48
Obr. 6	Hodnoty hmotnosti amputované části končetiny	57

Seznam tabulek

Tabulka 1a)	Souhrn údajů o skupině probandů s TTA	55
Tabulka 1b)	Popisná charakteristika skupin použitých pro srovnání symetrie dolních končetin	56
Tabulka 2	Hodnocení symetrie hmotnosti dolních končetin (střední hodnota \pm SD)	56
Tabulka 3	Rozdíly průměrů a charakteristika empirické validity k metodě DXA	58
Tabulka 4	Porovnání časoprostorových parametrů vztažených k oběma dolním končetinám	59
Tabulka 5	Porovnání časoprostorových parametrů chůze amputované končetiny	61
Tabulka 6	Porovnání časoprostorových parametrů chůze nepostižené končetiny	63
Tabulka 7	Index symetrie časoprostorových parametrů (střední hodnota \pm SD)	64
Tabulka 8	Sledované hodnoty úhlů v kyčelním kloubu amputované končetiny	65
Tabulka 9	Sledované hodnoty úhlů v kyčelním kloubu nepostižené končetiny	70
Tabulka 10	Sledované hodnoty úhlu v kolenním kloubu amputované končetiny	75
Tabulka 11	Sledované hodnoty úhlu v kolenním kloubu nepostižené končetiny	78
Tabulka 12	Sledované hodnoty úhlu v hlezenním kloubu amputované končetiny	81
Tabulka 13	Sledované hodnoty úhlu v hlezenním kloubu nepostižené končetiny	83
Tabulka 14	Porovnání vybraných parametrů pohybu pánve	85
Tabulka 15	Rozdíly silových parametrů chůze působící na amputovanou končetinu ve sledovaných skupinách.	87
Tabulka 16	Rozdíly silových parametrů chůze působící na nepostiženou končetinu ve sledovaných skupinách.	87
Tabulka 17	Momenty v kyčelním kloubu na amputované končetině	88
Tabulka 18	Momenty v kyčelním kloubu na nepostižené končetině	89
Tabulka 19	Momenty v kolenním kloubu na amputované končetině	90
Tabulka 20	Momenty v kolenním kloubu na nepostižené končetině	91
Tabulka 21	Vyhodnocení ventilačních parametrů a energetického výdeje u osob s protézou bez závaží	92
Tabulka 22	Vyhodnocení ventilačních parametrů a energetického výdeje u osob s protézou se závažím	92

Tabulka 23	Vyhodnocení ventilačních parametrů a energetického výdeje u kontrolní skupiny zdravých osob	93
Tabulka 24	Přepočtení spotřeby ml O ₂ /kg/min v obou skupinách amputovaných a v kontrolní skupině zdravých jedinců	93
Tabulka 25	Vyhodnocení subjektivního vnímání zátěže při chůzi s těžší protézou pomocí modifikované Borg 15 - point RPE Scale	94
Tabulka 26	Základní statistické vyhodnocení souboru ve vztahu k vyhodnocení subjektivního vnímání zátěže při chůzi s těžší protézou pomocí modifikované Borg 15 - point RPE Scale	94
Tabulka 27	Statistické vyhodnocení pomocí Spearmanova korelačního koeficientu mezi dobou od amputace, věkem a hodnocením zátěže pomocí modifikované Borg 15 - point RPE	95
Tabulka 28	Statistické vyhodnocení mezi dobou od amputace, věkem a hodnocením zátěže pomocí modifikované Borg 15 - point RPE	96

Seznam grafů

Graf 1 – úhly kyčelního kloubu amputované končetiny v sagitální rovině během stojné fáze	66
Graf 2 – úhly kyčelního kloubu amputované končetiny v sagitální rovině během švihové fáze	67
Graf 3 – úhly kyčelního kloubu amputované končetiny ve frontální rovině během stojné fáze	67
Graf 4 – úhly kyčelního kloubu amputované končetiny ve frontální rovině během švihové fáze	68
Graf 5 – úhly kyčelního kloubu amputované končetiny v transverzální rovině během stojné fáze	69
Graf 6 – úhly kyčelního kloubu amputované končetiny v transverzální rovině během švihové fáze	69
Graf 7 – úhly kyčelního kloubu nepostižené končetiny v sagitální rovině během stojné fáze	71
Graf 8 – úhly kyčelního kloubu nepostižené končetiny v sagitální rovině během švihové fáze	71
Graf 9 – úhly kyčelního kloubu nepostižené končetiny ve frontální rovině během stojné fáze	72
Graf 10 – úhly kyčelního kloubu nepostižené končetiny ve frontální rovině během švihové fáze	73
Graf 11 – úhly kyčelního kloubu nepostižené končetiny v transverzální rovině během stojné fáze	73
Graf 12 – úhly kyčelního kloubu nepostižené končetiny v transverzální rovině během švihové fáze	74
Graf 13 – úhly kolenního kloubu amputované končetiny v sagitální rovině během stojné fáze	75
Graf 14 – úhly kolenního kloubu amputované končetiny v sagitální rovině během švihové fáze	76
Graf 15 – úhly kolenního kloubu amputované končetiny v transverzální rovině během stojné fáze	77

Graf 16 – úhly kolenního kloubu amputované končetiny v transverzální rovině během švihové fáze	77
Graf 17 – úhly kolenního kloubu nepostižené končetiny v sagitální rovině během stojné fáze	79
Graf 18 – úhly kolenního kloubu nepostižené končetiny v sagitální rovině během švihové fáze	79
Graf 19 – úhly kolenního kloubu nepostižené končetiny v transverzální rovině během stojné fáze	80
Graf 20 – úhly kolenního kloubu nepostižené končetiny v transverzální rovině během švihové fáze	80
Graf 21 – úhly hlezenního kloubu amputované končetiny-protézy v sagitální rovině během stojné fáze	82
Graf 22 – úhly hlezenního kloubu amputované končetiny – protézy v sagitální rovině během švihové fáze	82
Graf 23 – úhly hlezenního kloubu nepostižené končetiny v sagitální rovině během stojné fáze	83
Graf 24 – úhly hlezenního kloubu nepostižené končetiny v sagitální rovině během švihové fáze	84
Graf 25 – úhly pánve ve frontální rovině během stojné fáze	85
Graf 26 – úhly pánve v transverzální rovině během stojné fáze	86
Graf 27 – Grafické vyhodnocení pomocí Spearmanova korelačního koeficientu mezi dobou od amputace, věkem a hodnocením zátěže pomocí modifikované Borg 15 – point	95