

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2023

Marek Šams

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Fyzioterapie B0915P360008

Marek Šams

**SLEDOVÁNÍ PARAMETRŮ LOKOMOCE
PŘI ŠKOLE CHŮZE AMPUTOVANÝCH**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Petra Poková

PLZEŇ 2023

Čestné prohlášení:

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

V Plzni dne

.....

vlastnoruční podpis

ABSTRAKT

Příjmení a jméno: Marek Šams

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Sledování parametrů lokomoce při škoře chůze amputovaných

Vedoucí práce: Mgr. Petra Poková

Počet stran – číslované: 84

Počet stran – nečíslované: 22

Počet příloh: 5

Počet titulů použité literatury: 45

Klíčová slova: amputace, chůze, Bionic Pro, protetické vybavení

Souhrn:

Bakalářská práce se zabývá problematikou chůze u jedinců amputovaných na dolní končetině. Práce je rozdělena na dvě části, teoretickou a praktickou. V teoretické části jsou popisovány důvody a typy amputací dolních končetin, možnosti protetického řešení a následně je popisován proces vedoucí k reedukaci chůze a problematické aspekty chůze s protérou. V praktické části je popsáno šest respondentů, na kterých bylo prováděno měření parametrů chůze pomocí přístroje Bionic Pro. Tři z nich byli amputováni v oblasti stehna a tři v oblasti bérce. Respondenti byli měřeni v rámci čtrnáctidenního rehabilitačního pobytu, na začátku pobytu a následně na jeho konci.

Cílem práce bylo zjistit, jestli v rámci rehabilitačního pobytu došlo ke změně parametrů chůze u zúčastněných respondentů a jak se lišily parametry chůze u respondentů se stehenní a bérceovou amputací. Konkrétně se práce zabývala dvěma výzkumnými otázkami. Zaprvé, jak se změnilly parametry stojné fáze u respondentů po absolvování rehabilitačního pobytu a zadruhé, jak se lišily výstupní naměřené hodnoty podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovinu pánve ve frontální rovině mezi respondenty se stehenní a bérceovou amputací.

V rámci diskuze byly porovnávány zkoumané hodnoty a bylo zjištěno, že zatímco první výzkumná otázka se shodovala svými výsledky i s dalšími studii, tak druhá výzkumná otázka odhalila značně odlišné závěry než studie zkoumající podobné aspekty. Hodnoty stojné fáze u respondentů na konci pobytu se vesměs zlepšily a přiblížily se hodnotě ideální normy stojné fáze, ale hodnoty podklesávání pánve byly nižší při stojné fázi na protéze u respondentů amputovaných v bérce než u těch amputovaných ve stehně, což se rozcházel s výsledky jiných studií.

Je zapotřebí provedení dalších výzkumů věnujících se problematice chůze u amputovaných. Je doporučeno přístroj Bionic Pro podrobit více odborným studiím.

ABSTRACT

Surname and name: Marek Šams

Department: Department of Rehabilitation Sciences

Title of thesis: Monitoring of locomotion parameters during amputee walking school

Consultant: Mgr. Petra Poková

Number of pages - numbered: 84

Number of pages - unnumbered: 22

Number of appendices: 5

Number of literature items used: 45

Keywords: amputation, walking, Bionic Pro, prosthetic equipment

Summary:

The bachelor thesis deals with the problem of gait in lower limb amputees. The thesis is divided into two parts, theoretical and practical. The theoretical part describes the reasons and types of lower limb amputations, the possibilities of prosthetic solutions and then describes the process leading to gait re-education and the problematic aspects of walking with a prosthesis. The practical part describes the six respondents on whom gait parameters were measured using the Bionic Pro device. Three of them were amputees in the thigh region and three in the tibia region. The respondents were measured during a 14-day rehabilitation stay, at the beginning of the stay and then at the end of the stay.

The aim of the study was to determine whether there was a change in gait parameters in the participating respondents during the rehabilitation stay and how the gait parameters differed between the respondents with femoral and tibial amputation. Specifically, the thesis addressed two research questions. Firstly, how did the standing phase parameters change in the respondents after completing the rehabilitation stay and secondly, how did the baseline measurements of contralateral pelvic flooring during the standing phase on the homolateral half of the pelvis in the frontal plane differ between respondents with femoral and tibial amputation.

In the discussion, the examined values were compared and it was found that while the first research question was consistent in its results with other studies, the second research question revealed significantly different findings than studies examining similar aspects. The standing phase values of the respondents at the end of the stay were universally improved and approached the ideal standing phase norm, but the pelvic buckling values were lower during standing phase on the prosthesis for respondents amputated at the tibia than for those amputated at the femur, which was inconsistent with the results of other studies.

Further research addressing the issue of gait in amputees is required. It is recommended that the Bionic Pro be subjected to more expert studies.

Poděkování:

Děkuji paní Mgr. Petře Pokové za odborné vedení práce, vřelý přístup, poskytování rad a materiálních podkladů. Děkuji také Haně Kohoutové DiS. za odbornou pomoc při zpracovávání praktické části práce a Ing. Davidu Šamsovi a Bc. Barboře Šamsové za odborné konzultace při zpracovávání teoretické části práce. V neposlední řadě bych rád poděkoval respondentům, kteří ochotně spolupracovali při vytváření této práce.

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	9
SEZNAM TABULEK	10
SEZNAM GRAFŮ	11
SEZNAM ZKRATEK	12
ÚVOD.....	13
TEORETICKÁ ČÁST	14
1 AMPUTACE	15
1.1 Historie amputací	15
1.2 Rozdělení amputací.....	15
1.3 Indikace amputací	16
1.4 Hodnotící podmínky k amputaci.....	19
2 PROTETIKA.....	20
2.1 Historie protetiky	20
2.2 Obecná charakteristika protézy.....	21
2.3 Typy protéz dolních končetin	23
3 STOJ.....	26
4 CHŮZE.....	28
4.1 Anatomické struktury podílející se na stoji a chůzi.....	29
4.2 Svalové řetězce a pohybové vzory.....	32
4.3 Souhyby při chůzi	33
4.4 Ekonomičnost chůze	34
4.5 Fáze stojná	36
4.6 Fáze švihová	37
4.7 Vyšetření chůze.....	37
4.8 Příprava na chůzi s protetickou pomůckou.....	38
4.9 Chůze s protetickou pomůckou.....	40

5	ŠKOLA CHŮZE	45
	PRAKTICKÁ ČÁST	47
6	CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	48
7	CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU	49
8	METODIKA PRÁCE.....	50
8.1	Metodika získání anamnestických údajů	50
8.2	Přístroj použitý ke sběru měřených dat.....	50
8.3	Metodika sběru dat.....	53
9	Kazuistiky.....	55
9.1	Kazuistika respondentky 1	55
9.2	Kazuistika respondentky 2.....	60
9.3	Kazuistika respondenta 3	65
9.4	Kazuistika respondenta 4	70
9.5	Kazuistika respondentky 5.....	75
9.6	Kazuistika respondentky 6.....	80
10	VÝSLEDKY	85
11	DISKUZE.....	90
	ZÁVĚR.....	96
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	97
	SEZNAM PŘÍLOH	102

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1	Krokový cyklus
Obrázek 2	Přenášení těžiště těla prostorem ve vztahu ke kyčelnímu kloubu
Obrázek 3	Pohyb těžiště těla ve vztahu ke kolennímu kloubu
Obrázek 4	Doba trvání stojné fáze vyjádřena v procentech v procentech
Obrázek 5	Vstupní měření fáze kroku u respondentky 1
Obrázek 6	Výstupní měření fáze kroku u respondentky 1
Obrázek 7	Vstupní měření fáze kroku u respondentky 2
Obrázek 8	Výstupní měření fáze kroku u respondentky 2
Obrázek 9	Vstupní měření fáze kroku u respondenta 3
Obrázek 10	Výstupní měření fáze kroku u respondenta 3
Obrázek 11	Vstupní měření fáze kroku u respondenta 4
Obrázek 12	Výstupní měření fáze kroku u respondenta 4
Obrázek 13	Vstupní měření fáze kroku u respondentky 5
Obrázek 14	Výstupní měření fáze kroku u respondentky 5
Obrázek 15	Vstupní měření fáze kroku u respondentky 6
Obrázek 16	Výstupní měření fáze kroku u respondentky 6

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1	MESS
Tabulka 2	Patologické vzory při chůzi s protézou
Tabulka 3	Naměřené hodnoty vstupního měření pomocí BP u respondentky 1
Tabulka 4	Naměřené hodnoty výstupního měření pomocí BP u respondentky 1
Tabulka 5	Grafické srovnání pohybů jednotlivých kloubů dolní končetiny u respondentky 1
Tabulka 6	Naměřené hodnoty vstupního měření pomocí BP u respondentky 2
Tabulka 7	Naměřené hodnoty výstupního měření pomocí BP u respondentky 2
Tabulka 8	Grafické srovnání pohybů jednotlivých kloubů dolní končetiny u respondentky 2
Tabulka 9	Naměřené hodnoty vstupního měření pomocí BP u respondenta 3
Tabulka 10	Naměřené hodnoty výstupního měření pomocí BP u respondenta 3
Tabulka 11	Grafické srovnání pohybů jednotlivých kloubů dolní končetiny u respondenta 3
Tabulka 12	Naměřené hodnoty vstupního měření pomocí BP u respondenta 4
Tabulka 13	Naměřené hodnoty výstupního měření pomocí BP u respondenta 4
Tabulka 14	Grafické srovnání pohybů jednotlivých kloubů dolní končetiny u respondenta 4
Tabulka 15	Naměřené hodnoty vstupního měření pomocí BP u respondentky 5
Tabulka 16	Naměřené hodnoty výstupního měření pomocí BP u respondentky 5
Tabulka 17	Grafické srovnání pohybů jednotlivých kloubů dolní končetiny u respondentky 5
Tabulka 18	Naměřené hodnoty vstupního měření pomocí BP u respondentky 6
Tabulka 19	Naměřené hodnoty výstupního měření pomocí BP u respondentky 6
Tabulka 20	Grafické srovnání pohybů jednotlivých kloubů dolní končetiny u respondentky 6
Tabulka 21	Souhrn naměřených hodnot stejné fáze ze vstupního a výstupního měření všech respondentů
Tabulka 22	Srovnání změn parametrů ve stejné fázi u respondentů po ukončení rehabilitačního pobytu
Tabulka 23	Srovnání vstupních a výstupních hodnot stejné fáze v procentech
Tabulka 24	Souhrnné výstupní hodnoty podklesávání kontralaterální poloviny pánve u respondentů

SEZNAM GRAFŮ

- Graf 1 Srovnání podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na zdravé končetině
- Graf 2 Srovnání podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na amputované končetině

SEZNAM ZKRATEK

ADL	activity of daily living
BP	Bionic Pro
CNS	centrální nervová soustava
collat.	collaterale
cruc.	cruciatum
ČR	Česká republika
ČSR	Československá republika
glut.	glutaeus
L	levá dolní končetina
lig.	ligamentum
m.	musculus
MESS	Mangled extremity severity score
mm.	musculi
R	pravá dolní končetina

ÚVOD

Chůze je naprosto nedílnou součástí běžného denního života každého člověka a u dospělých lidí je prováděna formou bipedální lokomoce. Pro každého člověka je vzorec chůze jedinečný, avšak základní prvky chůze jsou u všech lidí stejné.

Chůze u amputovaných pacientů je stále dost neprobádané téma, které si ale jistě zaslouží větší pozornost. K amputačním výkonům se přistupuje čím dál častěji a bývají prováděny v důsledku úrazů, nemocí nebo zejména, z důvodu stále častěji vznikajících civilizačních chorob vedoucích v pozdějších stádiích k amputaci.

Amputace jako taková je velkým zásahem do života člověka, protože mu omezuje výkon běžných denních činností. U lidí amputovaných na dolní končetině je riziko ztráty lokomočních schopností a s tím spojený pokles kondice, který může vést k dalším zdravotním problémům.

Toto téma bylo zvoleno, protože parametry a celková kvalita chůze, u lidí po amputaci je stále jen velmi málo zmapovaná problematika, které není jak v odborných člancích, studiích tak ani akademických pracích věnována dostatečná pozornost. Obsah práce má pomoci přivést pozornost k této málo zmapované problematice a je souhrnem získaných informací jak z tuzemských, tak zahraničních zdrojů.

Práce specifikuje důvody k amputacím a možnosti protetického řešení u lidí po amputaci dolní končetiny. Je zde probírána důležitost stoje pro chůzi, samostatná chůze a chůze s protetickou pomůckou. Dále je popsán proces reedukace chůze u lidí po amputaci.

V další části práce jsou představeni respondenti po amputaci dolní končetiny, na kterých se provádělo měření parametrů chůze pomocí přístroje Bionic Pro. Výsledky měření byly vyhodnoceny a porovnány mezi sebou. Cílem práce je zjistit, jestli a jak se po absolvování rehabilitačního programu změnila parametry chůze u jednotlivých respondentů a nadále porovnání parametrů chůze mezi respondenty se stehenní a bérceovou amputací. Z důvodu širší problematiky chůze jako celku vyvstalo rozhodnutí zaměřit se v rámci měření protézovaných respondentů na změny v naměřených parametrech ve stejné fázi a na podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stejné fáze na homolaterální polovině pánve.

TEORETICKÁ ČÁST

1 AMPUTACE

Amputací nazýváme stav, při kterém je tělesná část zcela nebo převážně oddělena od zbytku těla, a tudíž tato oddělená část nemá možnost být nadále řádně prokrvena. Pokud tak není zahájena cévní rekonstrukce ke znovuobnovení oběhu periferního cévního systému, tato část těla podlehně nekróze (Nejedlý, 2003).

1.1 Historie amputací

Amputace má velmi dlouhou a rozmanitou historii. První dohledatelné zmínky o ní se datují 5000 let před naším letopočtem. V minulosti byly amputace prováděny nejen z léčebných důvodů, ale i k rituálním účelům. Nejvíce se však tento chirurgický výkon využíval v období válek, kdy se amputace v mnoha případech jevila jako nejschůdnější způsob léčení raněného. Výhoda amputačního výkonu spočívala v jeho relativní časové nenáročnosti. O zásadnější průlom v amputačních výkonech se zasloužil až francouzský chirurg Ambroise Paré, který v rámci amputace zároveň využíval techniku podvazování velkých cév. Tento postup společně s nastupujícími dokonalejšími anestetiky, antiseptiky a antibiotiky poté umožnil i lepší zhojení pahýlu, které vedlo i k jeho dokonalejšímu tvarování. Všechny tyto faktory také snížily výskyt infekčních onemocnění způsobených amputací. Dnes se již za pomoci dobré a stále se zlepšující medicínské péče omezuje nutnost k provedení amputačních výkonů. Díky stále se zlepšující ortopedicko-protetické péči a rehabilitaci mají lidé po amputaci kvalitní životní úroveň (Dungl, 2005; Sosna, 2001).

1.2 Rozdělení amputací

Podle Nejedlého (2003) lze amputace dělit na totální, subtotální a na kombinované ischemizující poranění. U totálních amputací se jedná o absolutní přerušeni všech anatomických struktur, a tedy dojde k úplnému oddělení části těla od zbytku. Pokud však je tato oddělená část spojena se zbytkem těla, byť jen minimálním množstvím tkáně, musí se tato amputace klasifikovat jako subtotální. Pro tento typ poranění je charakteristické, že došlo k přerušeni nezbytně nutných anatomických struktur. Jedná se hlavně o cévy, kvůli kterým nemůže docházet k prokrvení periferní části těla a pokud by nedošlo k obnově takto poškozeného krevního řečiště, následovalo by nutně odumření této nevyživované části těla. O kombinovaném ischemizujícím poranění hovoříme, pokud zůstaly zachovány důležité anatomické struktury či alespoň jejich zbytky a také částečně zůstala funkce schopná cirkulace krve. U takového druhu poranění je nezbytně nutné sešít poškozené cévy k sobě pro opětovné obnovení dostatečného cévního zásobení, v opačném případě hrozí opět nekróza z nedostatku prokrvení.

Další možností, jak rozdělit typy amputací, je dle časnosti jejich provedení. V tomto dělení rozlišujeme primární, sekundární a terciální amputace. U primárních amputací se k výkonu přistupuje hned po vzniku poranění podmiňujícího chirurgickou intervencí. V případě sekundárních amputací se s operací vyčkává a rozhoduje se o ní na základě prognózy či momentálního rozvoje onemocnění. Terciální amputace se provádí, aby mohla být zlepšena funkce a tím se zkvalitnila životní úroveň pacienta (Paneš, 1993).

Amputace se mohou dělit také podle způsobu a místa provedení, přičemž amputací nazýváme chirurgické oddělení končetiny v průběhu kosti. Exartikulace se od amputace liší tím, že je provedena v místě kloubu. Mezi techniky provedení amputačního výkonu patří gilotinové amputace, které se začaly používat jako první a lalokové amputace, které byly odborně popsány až v roce 1837. Gilotinové amputace jsou charakteristické tím, že je kožní kryt, svalová tkáň a kost oddělena v jiné výši, přičemž nejnižší řez je na kůži a nejvyšší na kosti, aby bylo umožněno kvalitní kožní krytí. Gilotinové amputace jsou prováděny způsobem tzv. otevřené amputace, kdy se tkáň sešijí poprvé jen provizorně, aby byla možnost provést reoperaci. Lalokové amputace se provádí způsobem, že se vytvoří dva laloky, které se sešijí k sobě. Tuto techniku lze provést buď již výše zmíněným způsobem otevřené amputace nebo zavřené amputace, u které je sešití tkání k sobě definitivní, bez nutnosti reoperace (Dungl, 2005).

1.3 Indikace amputací

„Hippokrates v pátém století př. n. l. popsal tři indikace k amputaci, které zůstávají platné do dneška: odstranění neúčinných částí končetin, snížení invalidity a záchrana života.“ (Sosna, 2001, s. 157)

Dnes se však indikační kritéria k provedení amputace soustředí spíše na okruhy onemocnění a chorob, které mohou vést až k amputaci. Dle Sosny (2001) existuje šest základních indikací vedoucích k provedení amputačního výkonu. Společně se Sosnou tyto indikační kritéria sdílí s menšími nuancemi i další autoři. Obecně tak lze uvést jako nejčastější těchto šest:

1. Choroby končetinových cév
2. Traumata
3. Tumory
4. Infekce
5. Kongenitální anomálie
6. Nervová onemocnění a poranění

„Od základní diagnózy se totiž odvíjí i hodnocení případných rizik a možných komplikací při následné protetické a rehabilitační péči.“ (Krawczyk & Rosický, 2014, s. 10, Protetika 1)

Kolář (2020) uvádí, že se v České republice (ČR) každoročně provedou amputace z důvodu vaskulárního onemocnění v řádu tisíců případů, kdežto kvůli traumatologickým příčinám se k výkonu přistupuje jen u stovek pacientů. Zajímavostí taktéž je, že za patnáct let, mezi lety 1994 a 2008, se počet amputací z důvodu vaskulárních komplikací v ČR téměř zdvojnásobil z počtu 4503 případů v roce 1994 na 8169 v roce 2008. Zatímco amputace jakožto následek traumatických poranění v tomto časovém období klesl více než o polovinu ze 150 na 70 případů. Nicméně počet lidí s onemocněním diabetes mellitus má stoupající trend a s ním roste i nebezpečí neustále se zvyšujícího počtu amputací. Amputace kvůli osteosarkomům se v ČR provádějí jen v desítkách případů. Méně častá onemocnění a vady jako osteomyelitidy, vážné vrozené vývojové vady a zkrácení končetiny vedou k amputaci jen v jednotkách případů.

1.3.1 Choroby končetinových cév

Nejčastějším onemocněním, které podmiňuje vznik chorob končetinových cév a jehož následkem při špatném nebo nedostatečném léčení může být až amputace, je diabetes mellitus, zejména jeho pozdější pokročilé stádium. Toto onemocnění je zároveň nejčastějším důvodem k provedení amputačního výkonu vůbec. Problém představuje zejména jedna ze sekundárních komplikací diabetu, což je obezita, která ve spojení s dyslipidemií vede k angiopatii. Neléčená angiopatie způsobená diabetem může přerůst až v rozvoj vlhké gangrény neboli sněti, která je doprovázena infekcí, na jejímž základě je nutné končetinu amputovat. Dalším onemocněním cév, které může vést až k amputaci je arteriální insuficience, a to jak chronického, tak i akutního typu. Tento typ onemocnění se taktéž váže na vznik aterosklerózy, která je opět častým průvodním znakem obezity (Kolář, 2020; Sosna, 2001).

1.3.2 Traumata

U traumatických poranění je vždy na prvním místě maximální snaha o zachování končetiny, a to zejména pomocí replantace. Pokud však není replantace možná nebo selže samotný chirurgický výkon, je potřeba končetinu amputovat, aby nedošlo k infikování místa poranění nebo k jeho nekrotizaci. Další komplikací, která se může vyskytnout ve spojení s traumatickým poraněním, je takzvaná gangréna emphysematosa, což je plynatá sněť (Kolář, 2020; Sosna, 2001).

1.3.3 Tumory

U nádorových onemocnění kostí je v první řadě snaha o záchranu života a pokud možno také zachování končetiny tzv. salvage surgery, hlavně pomocí resekčních výkonů na kosti s využitím kostěných štěpů. O amputačním řešení se uvažuje jen v krajních případech. Maligní nádorové bujení propukající primárně v kosti je však vzácné a vyskytuje se pouze u 1-2% dospělé populace, častěji kost postihují nádory benigní. Spíše se však nádorové procesy v kostech vyskytují jako následek metastazických procesů původně propukajících v jiných orgánech. Jedná se zejména o maligní infiltraci z prsů, plic, ledvin a štítné žlázy, popřípadě pramenící z leukémie, myelomů a lymfomů. Nejčastější výskyt kostních metastáz je pak v obratlích a diafýze femuru nebo humeru. Nutnost provést amputaci kvůli tumoru je běžnější spíše u lidí mladšího věku. K radikálnímu amputačnímu řešení se přistupuje pouze za předpokladu, pokud by byla resekce v příliš velkém rozsahu, při progresi nádoru během chemoterapie, prorůstání nádoru do nervově cévních struktur anebo pokud dochází k častým recidivám nádoru v daném místě. O amputaci se také přemýšlí, pokud by se jednalo o zákrok v rámci paliativní péče ke zmírnění bolesti nebo u častých patologických zlomenin. U tumorů bez metastáz se k amputaci přistupuje ještě vzácněji, a to zejména kvůli jejich velikosti či nevhodné lokalitě výskytu (Kolář, 2020; Sosna, 2001).

1.3.4 Infekce

Amputace v důsledku infekce je dnes již spíše výjimečným řešením, díky velice kvalitním a rozvinutým možnostem využití farmak, zejména antibiotik, jak uvádí Dungal (2005): *„tyto výkony zůstávají vyhrazeny pro dlouhodobé lokální procesy či naopak pro nezvládnutelnou akutní sepsi způsobenou lokálním infektem“* (s. 167).

Amputaci jako krajní řešení uvádí Dungal (2005) také u chronické formy osteomyelitidy, kdy se současně s onemocněním objeví i spinocelulární karcinom, amyloidózy nebo nekrózy a píštěle způsobující další destrukci kosti a gangrénu.

1.3.5 Kongenitální anomálie

Jedná se o těžké vrozené vady, u kterých končetina nemůže plnit svou funkci a u nichž selhala nebo není možná léčba pomocí ortotického vybavení (Sosna, 2001).

1.3.6 Nervová onemocnění a poranění

Etiologie těchto chorob je často spojena s onemocněním diabetes mellitus, kdy dochází kromě angiopatií také k neuropatiím. Ty zapříčiňují to, že postižený jedinec ztrácí schopnost cítit. Jeho ztráta komplikuje situaci, zejména v případě, že se jedinec později

poraní a neví o tom nebo v případě dlouhodobého působení tlaku na predilekční místo pro vznik proleženiny. Neuropatie tak může vést až ke vzniku dekubitu. Takto vzniklé dekubity a poranění se posléze mohou infikovat a vést až ke ztrátě končetiny (Kolář, 2020; Sosna 2001).

1.4 Hodnotící podmínky k amputaci

Samotné rozhodnutí o provedení amputačního výkonu je velmi individuální záležitostí. Při snaze o jeho objektivizaci bylo vytvořeno mnoho různých škál, které mají za cíl usnadnit a zpřesnit mechanismus rozhodování, v jakém případě má ještě smysl končetinu zachovat a v jakém již ne. Nejprospěšnější se v tomto směru zdá být Mangled extremity severity score (MESS), což ve volném překladu znamená míra rozdrčení končetiny. MESS se pozitivně osvědčilo na základě retrospektivních i prospektivních studií. Tato tabulková škála obsahuje čtyři parametry, podle kterých se určuje závažnost poranění končetiny. Těmito parametry jsou: věk, stabilita tlaku krve jedince, energie úrazového mechanismu a postižení způsobené ischemií. Tyto čtyři parametry mají samy o sobě své další dílčí dělení dle závažnosti v daném parametru od nejpriznivějších po nejméně příznivé okolnosti. Každá okolnost je bodována tak, že čím více je příznivá, tím má méně bodů a naopak. Obecně platí, že pokud je výsledný součet bodů roven nebo vyšší než sedm, je indikována amputace, pokud je výsledný součet šest a méně bodů, má jedinec předpoklady k možnému zachování končetiny. Pro ilustraci je MESS zobrazeno na tabulce 1 níže (Dungl, 2005).

Tabulka 1 MESS

I. Úrazová energie	
1. Nízká energie – jednoduché zlomeniny a průstřely	1 bod
2. Střední energie – otevřené nebo víceetážové zlomeniny, větší pohmoždění	2 body
3. Vysoká energie – vstřel zblízka, vysokorychlostní střelné zranění	3 body
4. Masivní rozdrčení – důlní, železniční zranění	4 body
II. Tlaková stabilita	
1. Normotenzní hemodynamika – TK stabilní i během operace	0 bodů
2. Přechodná hypotenze – TK stabilizován infuzní terapií	1 bod
3. Prolongovaná hypotenze – systolický tlak pod 90 mm Hg	2 body
III. Ischemické postižení – při ischemii delší než 6 hodin se body zdvojnásobují	
1. Žádné – hmatná pulzace, bez známek ischemie	0 bodů
2. Lehké – oslabená pulzace, bez známek ischemie	1 bod
3. Střední – nedetekovatelná pulzace (Doppler), obleněný kapilární návrat, oslabená motorika	2 body
4. Těžké – chladná a nehybná končetina, necitlivost, bez kapilárního návratu	3 body
IV. Věk	
1. Do 30 let	0 bodů
2. Mezi 30–50 roky	1 bod
3. Více než 50 let	2 body

Zdroj: Dungl, 2005, s. 168

2 PROTETIKA

„Ortopedická protetika, jak bývá nyní v naší odborné literatuře obecně nazývána nauka o náhradách částí nosného a pohybového aparátu člověka a některých jeho funkcí technickými prostředky, aplikovanými na povrch těla...“ (Hadraba, 2006, s. 7)

Protetika se jakožto multidisciplinární obor zabývá způsoby náhrady ztracených funkcí nebo částí těla a aplikací pomocí technických pomůcek. Dělí se na několik podoborů:

- Protetika, což je v užším slova smyslu obor zabývající se návrhem, výrobou a distribucí protéz, které nahrazují z části nebo z celá funkci ztracené končetiny. Protéza se dá využívat společně s dalšími pomůckami usnadňujícími lokomoci nebo i bez nich. Součástí protetiky je protetometrie, ve které jsou zahrnuty způsoby vyšetřovacích metod a odběrů měrných podkladů pro výrobu protéz. Protetika se dělí na protetiku horní a dolní končetiny.

- Ortotika se zabývá pomůckami, které se aplikují zevně na zachovanou část těla a udržují nebo uvádí ji do vhodných poloh. Ortotické pomůcky substituují či dopomáhají části těla k výkonu její funkce nebo zabraňují jejímu opětovnému poškození.

- Epitetika je obor zaměřující se na náhradu ztracené části těla v případě, kde není nutné nahradit současně její funkci. Jedná se tedy čistě o kosmetické řešení tělních defektů a náhradu částí těla ne nezbytně nutných k sociálnímu životu člověka.

- Kalceotika se soustředí na konstrukci a aplikaci obuvi speciálně navržené a vytvořené pro úpravu vad nohou. Snoubí v sobě protetickou i ortotickou složku.

- Adjuvatika je obor, který se soustředí na konstrukci a aplikaci technických pomůcek pro pacienty s omezenou pohybovou a samoobslužnou funkcí v běžném životě. Tyto pomůcky jsou externí oporou, to znamená, že nejsou spojeny s tělem pacienta. Pomůcky mají umožnit nebo usnadnit zvládání praktických činností, které by za normálních okolností sami pacienti nezvládli, např. osobní hygienu.

Protetik je zdravotnický pracovník, zabývající se navrhováním, výrobou a aplikací zdravotnických pomůcek dle jejich výše zmíněného rozdělení. Tyto zdravotnické pomůcky u pacienta pak zastávají úlohy, ke kterým byly zkonstruovány (Eis & Křivánek, 1972; Půlpán, 2011).

2.1 Historie protetiky

Nejstarší písemné zmínky o protézách pocházejí z hinduistických textů Rigveda datovaných přibližně do období 4000-1500 let před naším letopočtem, kde vystupuje vládkyně kmene Aryů, která při jízdě na koni používala protézu dolní končetiny. V roce 1971 byla v Kazachstánu nalezena mumie se zbytky bércové protézy, datování stáří mumie bylo stanoveno na 2300 let před naším letopočtem. Mnoho nálezů a popisů protéz pochází z období

starověkého Egypta, doby etruské a galsko-římské. Koncem středověku se oproti starověku kvalita a technické zpracování protéz zhoršily, avšak zájem o ně a o jejich využívání i ze strany tehdejších lékařů se zvýšil. Velký průlom a posun v přístupu k protetice prosadil v šestnáctém století až Ambroise Paré, který kromě nového přístupu k amputačním výkonům vyvíjel i dokonalejší ortézy a protézy. Založil také protetickou dílnu, ve které pracovali vyškolení dělníci a tím položil základy „protetické školy“. Pro další vývoj protéz dolních končetin byl důležitý F. Martin (1850), který vytvářel protézy s klouby ze dřeva, usně a oceli. Profesor Hermann v Praze v roce 1868 navrhl tzv. skeletovou protézu pro pacienty s exartikulací v kyčli. Na její princip navázali J. Foort a C. McLaurin a v roce 1954 vytvořili moderní kanadskou protézu, na jejímž principu fungují protézy po exartikulaci v kyčli a hemipelvectomii dodnes. Do období před první světovou válkou protetické řemeslo jako takové neexistovalo a řemeslníci se scházeli v tzv. společenstvech, například rukavičkářů či bandažistů. V období mezi světovými válkami se protetické řemeslo oddělilo a začala výroba protetických pomůcek v soukromých firmách či družstvech určených válečným invalidům. V roce 1953 došlo ke sloučení firem a družstev do národního podniku Othopedia, později Ergon. Od roku 1961 byla ortopedicko-protetická péče centralizována do krajských protetických oddělení, v jejichž čele stál primář. V krajských protetických odděleních byly však odebírány pacientům pouze měrné podklady a samotná výroba pomůcek se realizovala pouze v šesti místech bývalé Československé republiky (ČSR). Pacienti tak běžně čekali na výdej definitivní protézy až rok. Teprve až v roce 1980 díky doktorům E. Cmuntovi a I. Hadrabovi proběhla jednání s německou firmou Otto Bock, která do ČSR vyslala své specialisty, kteří seznámili zdejší protetické pracovníky s novými technologickými postupy a materiály. Zavedla se práce s lamináty na výrobu lůžek a používání univerzálního trubkového systému, který nachází své využití i dnes. Díky tomu tak došlo k postupnému nahrazení kůže a dřeva modernějšími materiály. Po roce 1989 odešla většina protetických oddělení do soukromého vlastnictví. Na trh se dostalo více výrobců protetických součástí. Dnes lze protetického vzdělání dosáhnout buď středoškolským vzděláním v oboru ortoticko-protetický technik či vysokoškolským vzděláním ortotik-protetik. Organizace, která tyto absolventy v ČR sdružuje, je Federace ortopedických protetiků technických oborů (Hadraba, 1986; Půlpán, 2011).

2.2 Obecná charakteristika protézy

„Protéza je externě aplikovaná pomůcka, která nahrazuje část chybějící končetiny nebo nedostatečně vyvinuté končetiny.“ (Krawczyk & Rosický, 2014, s. 41, Protetika 1)

Jedná se o mechanickou pomůcku, díky které je amputovaný člověk schopen opětovné lokomoce. Pohyb protézy je zajištěn svalovou aktivitou pahýlu. Základní stavba běžně

používaných protéz sestává ze tří částí. Těmi jsou protézové lůžko, trubková část a chodidlo. Dalšími součástmi protézy jsou ventily, adaptéry, vnitřní návleky nebo v případě amputace nad kolenem či výše také příslušné protetické náhrady kloubů. Lůžko protézy je přitom zároveň i její nejdůležitější komponentou. Je důležité, aby sedělo přesně na pahýl, v opačném případě totiž může docházet k nedostatečnému ulpívání pahýlu v lůžku, či naopak k otlakům způsobeným jeho těsností. Mezi lůžkem a trubkou je jejich spojovací část, kterou je adaptér. Nejnižší umístěné je chodidlo, jehož typ se určuje mimo jiné také podle hmotnosti a pohybových schopností pacienta (Půlpán, 2011; Kolář, 2020).

Kaphingst (2002) popisuje, že protéza a její aplikace a výroba závisí na fyziologických, biomechanických a mechanických podmínkách.

Fyziologické podmínky jsou popisem pacientova fyzického stavu. Hodnotí, jak celkový fyzický stav, tak i patofyziologické parametry končetiny po amputaci. Mezi obecné podmínky, které určují pacientův stav pro indikaci protézy patří věk, pohlaví, souběžné onemocnění vnitřních orgánů a pohybového aparátu (jako např. onemocnění srdce, svalstva, kloubů, kostí atd.), celkový duševní a tělesný stav. Patofyziologické podmínky pahýlu hodnotí stav končetiny po amputaci a patří sem výška a technika amputace, délka pahýlu, stav prokrvení pahýlu, stav a ucelenost měkkých tkání, pohyblivost, zatížitelnost, stav a umístění jizvy (Kaphingst, 2002).

Biomechanické podmínky popisují vztah a vzájemné působení mezi pacientem, protézou a zevním prostředím. To znamená přenos sil (statika a kinematika) zprostředkovaně skrze protézu mezi pacientem a zevním prostředím (např. podlahou) a opačně. Tyto podmínky mají velký vliv na pohyb pacienta s protézou. Biomechanické podmínky ovlivňuje obecně fyziologie pacienta, podmínky prostředí (např. pracoviště, domov, koníčky, sporty apod.), požadavky kladené na protézu (to znamená, zdali půjde o pracovní, kosmetickou, volnočasovou či sportovní protézu) a použité konstrukční díly. Biomechanické podmínky také zahrnují popis konstrukce a potřebných zvláštních konstrukcí (včetně změn), analýzu chůze (včetně stoje, cvičení pádů, sportovních aktivit apod.), vyhodnocení a dlouhodobé výsledky (Kaphingst, 2002).

Mechanické podmínky jsou dány biomechanickými podmínkami a popisují síly působící na protézu. Mezi tyto síly se řadí: tahové, tlakové, ohybové, střihové a torzní síly a točivé momenty. Mechanické podmínky jsou důležité pro volbu a vývoj protetických dílů. Při testování mechanických podmínek se využívají zkušební zařízení, která mají simulovat biologické faktory člověka. Ty jsou buď podobné nebo nadhodnocují biologické faktory pro maximální bezpečnost uživatele protézy. V mechanických podmínkách se zjišťují přípustné mezní hodnoty namáhání, krátkodobá a dlouhodobá zatížitelnost, opotřebení atd. (Kaphingst, 2002).

2.3 Typy protéz dolních končetin

Protézy lze rozdělit dle konstrukce:

Exoskeletární protéza – je vyrobena ze dřeva nebo plastu a neumožňuje přílišnou změnu nastavení po zkompletování. Její používání je dnes již spíše přežitkem, ale své využití stále najde v případech, kdy není možnost využívat ke stavbě protézy modulární systémy (Krawczyk & Rosický, 2014).

Endoskeletární protéza – je oproti exoskeletární lehčí a zkonstruována z pevnějších materiálů. Svoji konstrukcí se mnohem více podobá anatomické končetině, k tomu přispívá i fakt, že se dá kosmeticky přizpůsobit tak, aby připomínala přirozený vzhled končetiny. Jejím nesporným benefitem je i to, že se v případě potřeby dají její součástky lehce měnit a upravovat (Krawczyk & Rosický, 2014).

Dále se typy protéz dělí dle výšky amputace:

Protézy po částečné amputaci nohy – noha nebo přesněji chodidlo má funkci přenosu sil. Během stoje i během chůze je chodidlo mediátorem přenosu těžiště. Díky klenbě nožní jsou 3/5 tělesné hmotnosti soustředěny v přední části a 2/5 v zadní části chodidla. Pokud je přednoží (klenba) společně s bércovým a lýtkovým svalstvem ve fyziologické souhře, tak se společně podílí na stabilitě kolenního kloubu. Při amputaci nohy v oblasti hlaviček prvního až pátého metatarsu dochází ke zhroucení klenby a posunutí těžiště dozadu, kde je soustředěno v malé ploše. To způsobí zhoršení rovnováhy a tendenci k podklesávání kolena a přenesení i kyčle. Následkem toho je kulhavá chůze s výrazně zkráceným krokem. Typy amputací v oblasti nohy se nazývají dle Sharpa, Sharp-Jägera, Listfranca, Bona-Jägera, Choparta, Pirogofa (řazeno dle délky zachovalého pahýlu od nejdelšího po nejkratší). Sestavování protézy je individuální a zohledňuje se při něm délka zachovaného pahýlu, schopnost pohybu v bérce a další parametry. Chodidlová protéza se obvykle skládá z protézového chodidla, bércového dílu (pouzdro/štit/lůžko) a odvalovacího klínu (Kaphingst, 2002).

Bércové protézy – jedná se o protézy, které se indikují pacientům po transtibiální amputaci. Transtibiální amputaci lze provést buď v distální (dolní), střední nebo proximální (horní) třetině bérce. Některé struktury na bérce jsou nezatížitelné v protézovém lůžku z důvodu citlivosti tkání na tlak, který je na ně vyvíjen. Z tohoto důvodu musí být tyto struktury v lůžku odlehčeny. Bércový pahýl nelze nebo jen velmi těžko zatížit na těchto strukturách: zaoblená hrana mediálního kondylu femuru (ta může působit potíže pouze v případech kdy pacient sedí, neboť při stoji nevyčnívá), mediální část tuberositas tibiae (u některých pacientů vyčnívá), laterální část tuberositas tibiae (je velmi citlivá téměř u všech pacientů po transtibiální amputaci, klade se velký důraz na její odlehčení), přední plocha tuberositas tibiae u úponu musculus (m.) quadriceps femoris (oproti zbytku šlachy, její úponová část u

kosti zatížitelná není), přední hrana tibie (pouze nejvíce ventrálně prominující plocha hrany není zatížitelná) nejdistančnější část tibie (její odlehčení závisí na tvaru zbytkové kosti, umístění jizvy, stavu měkkých tkání a nervových zakončení), hlavice fibuly (její odlehčení je nutné u všech typů bérceových amputací), nejdistančnější část fibuly (pro tuto část platí stejná kritéria jako pro nejdistančnější část tibie). Znalost zatížitelných a nezatížitelných míst při stavbě bérceového lůžka je důležitá, protože podle ní se odvíjí i následná kvalita chůze s protézou (Kaphingst, 2002). Kromě zatížitelnosti struktur na bérce se při stavbě transtibiální protézy bere zřetel na způsob uchycení protézy na dolní končetině, který se volí dle délky zachovaného pahýlu. Bérceová protéza je tvořena od shora pahýlovou objímkou, spojovací trubicou, chodidlem a kosmetickým krytím. Volba dílů záleží na potřebách pacienta, jeho aktivitě a posouzení protetického pracovníka (Smutný, 2009).

Protézy po exartikulaci v kolenní – exartikulace v kolenní je dnes preferovanějším chirurgickým zákrokem než krátké pahýly na bérce. Ve většině případů je pahýl po exartikulaci plně zatížitelný a protetické řešení u tohoto typu exartikulace se liší od klasických principů u bérceových i stehenních protéz (Půlpán, 2011). U stehenní nebo bérceové amputace se musí přetrhnout kosti a svaly v oblasti svalového břicha. Oproti tomu u exartikulace v kolenní se přerušují pouze svalové úpony a nedojde k velké svalové nerovnováze (Kaphingst, 2002). Díky možnosti plného zatížení odpadá nutnost vytvořit lůžko s vyšší hranou, což umožní pacientovi mít větší komfort při sedu i v pohybu na protéze. Dalšími výhodami exartikulace jsou dobrá propriocepce a nižší výskyt fantomových bolestí. Nevýhodou protézy po exartikulaci je hlavně její asymetrický a nepřírozený vzhled. I když má exartikulace v kolenní kloubu velké množství benefitů oproti transtibiální amputaci, je důležité si uvědomit, že možnost zachování fyziologického kolenního kloubu u transtibiálních amputací je přednější (Krawczyk & Rosický, 2014). Protéza po exartikulaci v kolenní se skládá ze stejných komponent jako protéza bérceová, s tím rozdílem, že u protézy po exartikulaci je mezi objímkou a spojovací trubicou ještě část nahrazující kolenní kloub (Smutný, 2009).

Stehenní protézy – u stehenních protéz velmi záleží na délce pahýlu, čím je pahýl delší, tím je lepší a ekonomičtější rozvržení sil nutných k ovládnutí protézy. U krátkého pahýlu působí velká síla na relativně malou plochu (Krawczyk & Rosický, 2014).

Protézy po exartikulaci v kyčli – pro pacienty po exartikulaci v kyčli se dnes využívají protézy, které fungují na principu kanadské protézy. Ta sestává z lůžka, které je buď půlobjímkovité nebo zcela objímá celou pánev, dále z pohyblivého jak kolenního, tak kyčelního kloubu, přičemž lze volit mezi polycentrickými neboli víceosými nebo jednoosými klouby. Kyčelní kloubový dílec se umísťuje zhruba o 45° dopředu a dolů oproti fyziologickému uložení kyčelního kloubu. Chodidlové a kloubové díly se volí dle aktivity a schopností pacienta (Kaphingst, 2002; Krawczyk & Rosický, 2014).

Protézy po hemipelvectomii – pro pacienty po hemipevectomii platí podobná pravidla pro protézování jako u pacientů po exartikulaci v kyčli (Krawczyk & Rosický, 2014).

Protézy po hemicorporectomii – pro pacienty, kteří mají odstraněný celý pánevní pletenec se připravuje protéza až po úplném zhojení měkkých tkání. Objímka protézy musí být dostatečně volná, aby nevznikaly nekrózy pahýlu, na které je pacient náchylný zvláště v zadní části pahýlu. Protéza taktéž nesmí bránit pacientovi v dýchání (Krawczyk & Rosický, 2014).

3 STOJ

Stoj je vzpřímené držení těla ve statické vertikální poloze. Způsob a kvalitu stoje podmiňují anatomické, funkční a psychické podklady. Do anatomických podkladů spadá pánev a její sklony, páteř a její zakřivení, chodidlo a klenba nožní, která tvoří punctum fixum s podložkou (Gúth, 2011). Klenba je důležitá pro udržení rovnováhy těla ve vztahu k podložce. Nožní klenba je rozprostřena mezi tři opěrné body a to patu, a hlavičku prvního a pátého metatarsu (Véle, 2012). Klenba nožní se dělí na podélnou a příčnou, a kromě kostěných struktur ji také tvoří vazy a svaly. Podélná klenba je vyšší na vnitřní straně nohy a nižší na zevní. Měkké tkáně, které ji tvoří jsou plantárně orientovaná ligamenta (lig.) v čele s lig. plantare longum a svaly mezi něž patří m. flexor digitorum longus, m. hallucis longus, povrchové svaly planty a plantární aponeuróza společně s m. tibialis anterior. Příčná klenba se rozprostírá mezi ossa cuneiformia a os cuboideum a drží ji příčně probíhající vazy za pomoci m. tibialis anterior a m. fibularis longus (Kolář, 2020). Funkční podklady pro stoj utváří společná souhra a koaktivace všech svalů končetin a krátkých a dlouhých svalů páteře, společně s komponenty tvořícími hluboký stabilizační systém, těmi jsou pánevní dno, bránice, svaly břišní stěny a paravertebrální svaly. Mezi psychické podklady patří celková psychická zdatnost, momentální psychické rozpoložení a představa jedince o správném držení těla (Gúth, 2011).

Optimální stoj je takový, při kterém jsou jednotlivé segmenty těla nad sebou vyrovnány tak, že na vzpřímené držení těla je vynaloženo minimální svalové úsilí pro udržení stability. Za ideálních podmínek, dle fyziologie by měla svisle běžící přímka procházet ve frontální rovině těla skrz zevní zvukovod, těla krčních obratlů, střed ramenního kloubu, střed trupu, trochanter maior femuru, bod mírně před osou kolenního kloubu a zevního kotníku. V rovině sagitální by svislá linie měla protínat střed záhlaví, intergluteální rýhu a končit by měla v symetrické vzdálenosti mezi vnitřními kotníky (Dobeš & Michková, 1997). Člověk však nedokáže vytrvat ve stoji zcela nehybně a tělo má neustálou tendenci dostávat se do labilních poloh. Zejména v případě dolních končetin jsou spolu jednotlivé tělní segmenty spojeny pomocí poměrně malých kloubních ploch a tím dochází ke snadnému vychýlení těžiště (Gúth, 2011). Těžiště se ve stoji a při chůzi nachází v oblasti promontoria (Véle, 2012). Promontorium je místo, které se nachází mezi posledním bederním obratlem a počátkem křížové kosti. Pátý a poslední bederní obratel je totiž vpředu větší než vzadu, proto se mezi začátkem kosti křížové a pátým bederním obratlem vpředu tvoří zalomené vyčnívající místo, které se nazývá promontorium. Díky tomuto zalomení mezi bederní lordózou a kyfózou křížové kosti je těžiště těla umístěno nad kyčelní klouby a pro udržení stability proto není zapotřebí příliš velkého úsilí svalů „vzpřimovačů trupu“, které by bylo

značně neekonomické (Dylevský, 2009). Organismus se snaží o nepřetržité vyrovnávání těžiště za pomoci svalů, přičemž při tom zpracovává informace přicházející ze zrakového ústrojí, vestibulárního aparátu a proprioceptorů. Jevu, kterým si tělo vyrovnává polohu těžiště, se říká balancování. Na balancování se podílejí prakticky všechny části centrální nervové soustavy (CNS) (Gúth, 2011).

Na udržení stoje mají největší zásluhu pánev s páteří, které společně tvoří funkční jednotku. Tyto dvě struktury jsou spolu spojeny mimo jiné prostřednictvím některých svalů a pohyby v těchto segmentech se navzájem kompenzují. Například, pokud dojde k vychýlení pánve, reaguje na to svým zakřivením páteř. To platí zvláště při snaze organismu vždy držet hlavu ve vzpřímené poloze. Úhel náklonu pánve vůči páteři v sagitální rovině se odráží na velikosti zakřivení páteře. To znamená, že čím větší je úhel náklonu pánve dopředu, tím výraznější jsou páteřní lordózy a kyfózy (Gúth, 2011).

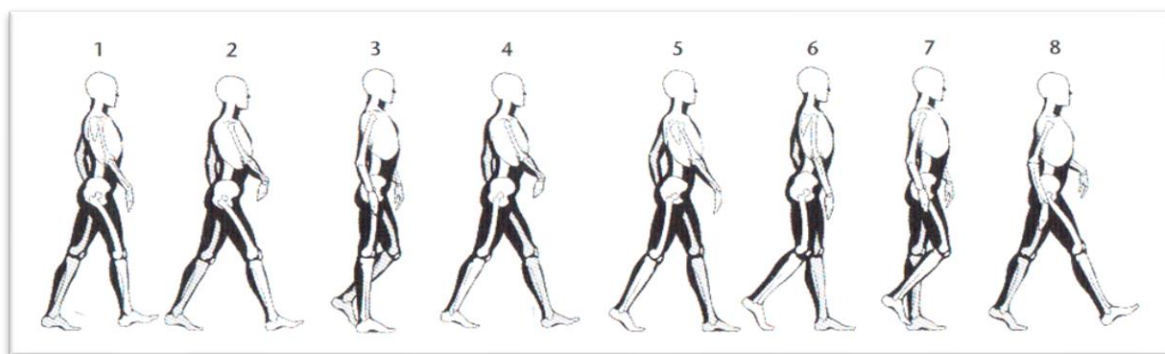
4 CHŮZE

Základní složka lokomoce je krokový cyklus. Cyklus kroku tvoří jednotlivé polohy chodidla vůči podložce a jejich vzájemná interakce. Krok nastává v okamžiku, kdy se noha poprvé dotkne země (při došlapu na patu), následně se chodidlo na zemi odvíjí, poté se od země odrazí a ztratí s ní kontakt. Krok končí okamžikem, kdy ta samá noha znovu naváže kontakt se zemí v té samé poloze jako prvně (v tuto chvíli započiná nový krok). Krokový cyklus se skládá ze dvou fází. Fáze stoje (neboli fáze opory), která je zahájena prvotním kontaktem chodidla s podložkou, pokračuje přes odvíjení chodidla po podložce a končí odrazem palce od podložky. Druhá fáze kroku je fáze švihová (kročná), kdy dochází k přerušení kontaktu nohy se zemí a končí počátečním kontaktem nohy s podložkou (Michaud, 2011). Fáze opory zastává větší část krokového cyklu, přibližně 60 % a švihová fáze zastupuje zbylých 40 % (Kolář, 2020). Cyklus chůze trvá přibližně jednu vteřinu. To znamená, že za ideálních fyziologických podmínek stojná fáze trvá 0,6 sekundy a fáze švihu 0,4 sekundy. Vždy, když jedna noha vykonává fázi stojnou, druhá je ve švihové fázi a cyklicky se střídají. Člověk provede za den více než 5 000 krokových cyklů, což znamená, že chůze je jednou z nejvíce se opakujících činností v našem životě (Michaud, 2011).

Dle Nováka (2018) urazí zdravý dospělý člověk za den 4000-18000 kroků, a to při frekvenci 64-170 kroků za minutu. Řada autorů se shoduje na tom, že optimální rychlost chůze za normálních podmínek je chůze o frekvenci 100 kroků za minutu.

U fyziologické chůze lze rozdělit fáze krokového cyklu až na osm částí (obrázek 1), přičemž jejich popis a pojmenování se liší podle různých autorů (Kolář, 2020).

Obrázek 1 Krokový cyklus



Zdroj: Kolář, 2020, s. 48

Krokový cyklus lze také rozdělit na dvě fáze podle stupně opory dolních končetin o podložku během střídání stojné a švihové fáze. Tyto dvě fáze se nazývají: fáze jednoduché opory a fáze dvojí opory (v případě běhu je fáze dvojí opory nahrazena fází letu). Ve fázi jednoduché opory se člověk dotýká země pouze jednou končetinou (stojnou), druhá vykonává kročnou fázi. Fáze dvojí opory je stav krokového cyklu, kdy se podložky dotýkají obě končetiny zároveň. Jedna přitom dokonává fázi stojnou a počíná fázi kročnou a druhá

naopak. Při této fázi dochází k výměně nesení těžiště z jedné končetiny na druhou. Čím rychlejší je chůze, tím více se zkracuje časový úsek fáze dvojí opory. Pokud se rychlost chůze zvýší natolik, že vymizí fáze dvojí opory, nejedná se již o chůzi ale o běh. Fáze letu je tak náhrada za fázi dvojí opory a člověk se při ní vůbec nedotýká země (Gúth, 2011).

Pohybový cyklus kroku je tvořen dvěma řetězci, a to otevřeným a uzavřeným. V momentě, kdy je noha v kontaktu s podložkou, se pohyby chodidla a nohy během této části cyklu odehrávají v uzavřeném řetězci. Noha během doby v uzavřeném řetězci vykonává fázi stojnou a je fixována silami působícími na zem. Od okamžiku ztráty kontaktu nohy se zemí nastává v pohybovém cyklu fáze švihová. Pohyb nohy v době, kdy putuje vzduchem, označujeme jako pohyb v otevřeném řetězci. Ten končí opětovným navázáním kontaktu nohy s podložkou (Michaud, 2011).

U člověka lze předpoklad pro chůzi pozorovat již hned po narození, ve formě tzv. chůzových automatismů (integrace spinální a supraspinální úrovně). Chůzové automatismy se dají vyvolat při tlakovém podnětu na chodidlo miminka, přičemž reakcí je trojflexe dolních končetin. Při chůzových automatismech se chodidlo neodvíjí od podložky postupně, ale dítě našlapuje na celou plochu chodidla a při opoře o končetinu má lehké trojflexní postavení. S dozráváním CNS a postupnou myelinizací v pozdějších fázích vývoje jedince automatismy mizí a chůze získává svou konečnou podobu, kdy nabývá charakteru podmíněně reflexního děje (Gúth, 2011).

4.1 Anatomické struktury podílející se na stoji a chůzi

V kapitole o stoji bylo řečeno, že sklon pánve má vliv na zakřivení páteře a udržení stability při stoji, potažmo při chůzi. Pánevní sklon a pohyby pánve významně ovlivňují lig. sacrospinale a lig. sacrotuberale, které usměrňují kývavé pohyby pánve. Pánevní sklon zvětšují tyto svaly: m. iliopsoas, m. adductor longus et brevis, m. rectus femoris. Oproti tomu na zmenšení pánevního sklonu se podílejí tyto svaly: m. biceps femoris (caput longum), m. semitendinosus et semimembranosus, m. gluteus maximus a část m. gluteus medius (Dylevský, 2009).

Kyčelní kloub jakožto místo, kde se spojuje dolní končetina a pánev je zároveň nosným kloubem pro trup a funguje jako balanční kloub pro udržení rovnováhy. Vazy kyčelního kloubu: lig. iliofemorale, lig. pubofemorale a lig. ischiofemorale mají velký význam pro tělesnou stabilitu. Lig. iliofemorale ukončuje extenzi kyčelního kloubu a brání záklonu trupu. Lig. pubofemorale omezuje pohyb do abdukce a zevní rotace v kyčli. Lig. ischiofemorale má opačnou funkci a omezuje pohyb kyčle do addukce a vnitřní rotace. Svaly, které ovlivňují pohyby v kyčelním kloubu jsou: m. psoas major et minor, m. iliacus, musculi (mm.) glutei, m. tensor fasciae latae, m. piriformis, m. obturatorius internus et externus, m.

gemellus superior et inferior a m. quadratus femoris, m. pectineus, m. adductor brevis/longus/magnus. Zatímco však mm. gemelli, mm. obturatorii, m. piriformis a m. quadratus femoris nemají prokázaný podstatný vliv na stabilitu či lokomoci, ostatní svaly kyčelního kloubu jsou pro tyto úkony zásadní. Pro chůzi a běh se do funkce zapojuje typicky m. psoas major, který je trvale zapojen do funkce i při stožení a v sedě, při jeho zkrácení dochází k lordotizaci bederní páteře a zmenšení kroku. M. psoas major et minor a m. iliacus tvoří celek, totiž m. iliopsoas a tento celek velice ovlivňuje vztah bederní páteře a pánve. Oboustranná aktivita m. iliopsoas balancuje trup při sedu a stožení. M. gluteus (glut.) maximus je hlavním svalem pro zanožení končetiny, při fixované končetině udržuje záklon pánve a tím zajišťuje vzpřímené postavení trupu, hlavně jeho laterální stabilitu. Jeho funkce se uplatňuje i při vstávání ze sedu do stožení. Při chůzi v terénu dochází k podstatné aktivitě m. glut. maximus, naopak při chůzi po rovině se vůbec nezapojuje. Bez jeho funkce taktéž není možné provést výskok, ani chůzi do kopce a schodů, neboť tento sval působí i jako fixátor pro stojnou končetinu. M. glut. medius je další sval, který pomáhá udržet stabilitu pánve, podílí se jak na flexi, tak na extenzi a obou rotacích v kyčli a je výrazně zapojen do funkce při stožení na jedné končetině nebo při stožení s chodidly blízko sebe. K funkci m. glut. medius přispívá i m. glut. minimus ačkoliv menší silou a společně se tyto svaly aktivují při chůzi po rovině. M. tensor fasciae latae je svou funkcí podobný m. glut. medius avšak kromě pohybů, na kterých se podílí v rámci kyčelního kloubu také pomáhá extenzi kolena. Svaly, pro které je hlavní funkce addukce a mezi které patří mm. adductor brevis/longus/magnus, m. pectineus, m. gracilis a m. obturatorius externus, vykonávají svou addukční funkci hlavně během flexe v kyčli (Dylevský, 2009).

V nesení a absorpci zátěže kolennímu kloubu pomáhají meniscus lateralis a medialis, které při extenzi kolena absorbují cca 50 % tlaku, jenž je kladen na kloub, při flexi v kolenní je to až 90 %. Dalšími pomocnými strukturami, které napomáhají správnému postavení a pohybu kolena jsou lig. cruciatum (cruc.) anterius et posterius, lig. collaterale (collat.) tibiale et fibulare. Lig. cruc. anterius et posterius jsou významné stabilizační vazy uvnitř kolena, které zabraňují hlavně nežádoucím rotačním pohybům v kolenní. Lig. collat. tibiale et fibulare jsou zcela napjaty při extenzi v kolenní, které svým napětím zároveň stabilizují. Svaly přední strany kolena jsou m. sartorius, m. quadriceps femoris, a svaly zadní strany kolena se jmenují m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus a m. popliteus. M. sartorius se podílí na pohybech jak v kyčli, tak v kolenní, jeho význam pro lokomoci však není velký. Oproti tomu m. quadriceps femoris, který se skládá ze čtyř svalů (m. vastus lateralis/medialis/intermedius a m. rectus femoris), je pro lokomoci zásadní. Hlavní funkcí tohoto svalu jako celku je extenze kolena, m. rectus femoris se také podílí na flexi v kyčli. M. quadriceps femoris je svalem, který zajišťuje vykročení končetiny, m. rectus femoris zajišťuje flexi kyčle

a extenzi kolena a mm. vasti přitom stabilizují a usměřují pohyb v kloubu. Tento sval se uplatňuje především při chůzi v nerovném terénu, ale při stoji se aktivuje jen málo. M. biceps femoris, m. semimembranosus a m. semitendinosus se souhrnně označují jako „hamstringy“. Všechny tři tyto svaly provádí jednak extenzi v kyčli a jednak jsou flexory kolena. Flekční síla těchto svalů se umocňuje čím větší je předklon pánve. M. popliteus je flexor kolena a k tomu ještě plní ochrannou funkci lig. cruc. posterius (Dylevský, 2009).

Noha, jakožto i poslední a nejnižší uložená část dolní končetiny, musí splňovat specifické funkční požadavky. Noha je totiž klíčová, jak pro statickou neboli nosnou, tak pro dynamickou neboli lokomoční funkci. Musí být jednak dostatečně flexibilní a jednak dostatečně rigidní pro provádění veškerých svých funkcí. V každém kroku noha začíná svůj pohyb jako pružná a flexibilní struktura a dokončuje ho jako rigidní páka. Tyto požadavky zajišťují noze tvar a uspořádání jednotlivých kostí, kloubů, vazů a svalů. Pohyby v jednotlivých kloubech nohy jsou sice značně omezeny, avšak pro pohyb jako celek jsou jednotlivé dílčí pohyby v kloubech důležité. Velký význam nejen pro stoj, ale i pro chůzi a jiné pohybové aktivity mají nožní klenby. Ačkoliv svaly mají rozhodující vliv pro udržení obou kleneb, tak pouze aktivita svalů nestačí, nutné pro jejich udržení je i postavení kostěných struktur. Studie dokázaly, že svaly podílející se na klenbách nemají při běžné chůzi rozhodující vliv, zapojují se hlavně až při zvýšené zátěži. Mezi dlouhé svaly nohy patří m. tibialis anterior et posterior, m. triceps surae, m. peroneus longus et brevis a m. plantaris. M. tibialis anterior je hlavním svalem provádějícím dorzální flexi nohy neboli „stoj na patě“, což se nejvíce uplatňuje při chůzi a udržuje podélnou klenbu. M. triceps surae jako celek je významný v provádění plantární flexe nohy neboli „stoj na špičce“, jedna část tricepsu a to m. gastrocnemius je uplatňován více při chůzi a další část tricepsu, m. soleus se aktivuje více při stoji. M. plantaris pomáhá ve funkci tricepsu. M. tibialis posterior je významným svalem pro inverzi nohy a udržuje podélnou klenbu. Mm. peronei mimo jiné vykonávají everzi nohy, m. peroneus longus udržuje podélnou i příčnou klenbu. Oba svaly jsou silně aktivovány při předklonu trupu. K dlouhým svalům nohy se připojují dlouhé a krátké svaly prstů a palce. Jejich funkcí jsou primárně pohyby prstů nohy, některé však pomáhají pohybům v hleznu. Z těchto svalů mají největší význam pro chůzi tyto: m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus, abductor hallucis, m. adductor hallucis. M. flexor digitorum longus je svou funkcí koordinovaný s m. triceps surae, provádí flexi prstů kromě palce, a to jak mimo kontakt s podložkou, tak i při něm. Při kontaktu s podložkou tento sval přitlačuje plosku více do podložky a tím zlepšují stabilitu těla při chůzi. M. flexor hallucis longus provádí hlavně flexi palce a je hlavním svalem uplatňujícím se při odrazu nohy od podložky. Hlavní funkcí m. abductor hallucis je stabilizace nohy při stoji. M. adductor hallucis se spoluúčastní udržování příčné klenby (Dylevský, 2009).

4.2 Svalové řetězce a pohybové vzory

Svalový řetězec je vazba svalů, které jsou spolu buď fyzikálně nebo funkčně spjaty ve svalových smyčkách. Řízení svalových řetězců je generováno z CNS. Jednotlivé svaly v řetězci spolu koordinují a jejich cílem je svalová souhra pro provedení cíleného a pro organismus ekonomicky výhodného pohybu. CNS nastavuje klidové, centrované postavení jednotlivých svalových smyček v řetězci a tím mezi nimi udržuje rovnováhu. Pokud je klidová poloha ve svalových smyčkách v nerovnováze, dochází ke svalovým dysbalancím a ke změně postavení tělních segmentů mimo fyziologickou normu. To má za následek změnu fyziologického pohybového stereotypu v náhradní patologický pohybový stereotyp. Ten dále prohlubuje polohovou asymetrii, která způsobuje zvýšené opotřebení postižených tělních struktur, ty mohou vést až k deformitám (Véle, 2012).

Pohybové vzory jsou měrou vrozené a měrou získané pohybové programy. Vrozené pohybové vzory se nazývají archetypy a jsou geneticky předpřipraveny v paměti každého člověka. Archetypy jsou pro každého jedince individuální a utváří specifické rysy motoriky u každého zvlášť. Jedná se o funkci svalových řetězců zapojených pro vzpřímení, udržení vertikální polohy, lokomoci a úchop. Učení umožňuje na těchto vrozených základních pohybových řetězcích vytvářet nové funkční řetězce. Opakovaným zapojováním svalových řetězců vznikají pohybové programy, které se jinak nazývají také pohybovými stereotypy. Pohybové programy se však neopakují vždy stereotypně, ale průběžně se adaptují na aktuální stav jedince. Tento stav je určován jednak vnitřními procesy uvnitř jedince a jednak zevními podmínkami, kterým je jedinec vystaven. Do pohybových programů je vždy zapojeno několik svalových řetězců, což umožňuje značnou variabilitu v provádění pohybu. Pohybové archetypy jsou základním předpokladem jedince pro sebeobsluhu a interakci se zevním prostředím. Následně naučené pohybové programy slouží jako „nástavba“ vrozeným archetypům. Čím větší spektrum naučených pohybových programů jedinec má, tím větší je variabilita vykonávání různých činností s nižším rizikem poškození pohybového aparátu. Pro svalovou souhru je nutné dobré fungování a vybalancování práce proprioceptorů, svalového zapojení (timing) a svalové síly. Dobrá souhra svalových řetězců vyžaduje neustálé průběžné opakování pohybového programu a jeho automatizaci (Véle, 2012).

4.2.1 Svalové řetězce na dolní končetině

Dolní končetina je tvořena komplexem svalových řetězců. Jejich funkce je ovlivnitelná seshora (např. z oblasti pánve) i zespona (např. z oblasti chodidla).

Řetězec držící podélnou klenbu se skládá ze dvou dílčích svalových smyček. První smyčka funguje na vztahu mezi m. tibialis anterior a m. peroneus longus. M. tibialis

anterior provádí dorzální flexi a pronaci se supinací chodidla v závislosti na postavení m. peroneus longus. Tato smyčka má proto velký vliv na tvar nožní klenby. Druhá smyčka je vztah mezi m. peroneus brevis a m. tibialis posterior. Tato smyčka působí jako opora pro udržení podélné nožní klenby.

Řetězec mezi pánví a femurem je vztah těchto svalů: m. glut. maximus a m. iliopsoas. Pokud je tento řetězec v nerovnováze ve smyslu hypertonie m. iliopsoas a hypotonie m. glut. maximus, dochází ke změnám v postavení sakroiliakálního kloubu.

Řetězec mezi pánví a lýtkem je vzájemné působení těchto svalů: m. quadriceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus a m. biceps femoris. Vzájemná souhra těchto svalů ovlivňuje postavení pately (Véle, 2012).

4.3 Souhyby při chůzi

Chůze jakožto pohybový stereotyp je proces, při kterém se v jednotlivých částech (spojeních) podpůrného aparátu vytváří rotační pohyby. Ty jsou následně za pomoci končetinového, ale i trupového svalstva přetvářeny a usměřovány na pohyb přímočarý. Při chůzi nevzniká pohyb jenom v dolních končetinách, ale jsou zde přítomny i velmi důležité souhyby pánve při kroku. Pánev při chůzi vykonává pohyby ve všech rovinách. V horizontální rovině se pohybuje jedna její polovina opačně než druhá. U stojné končetiny je totiž pánev výše a rotuje dozadu a u kročné mírně pánev klesá a rotuje dopředu. Rotace pánve je zřetelnější, čím delší je krok. Na pohyby pánve reaguje kompenzačními kontra rotačními pohyby páteř, trup a hlava. Chůze také podněcuje synkinézy horních končetin. Ty se při chůzi pohybují v opačném kyvu než dolní končetiny. To znamená že když si například pravá dolní končetina nakročuje, tak v tu samou chvíli vykonává levá horní končetina kyv vpřed (Gúth, 2011).

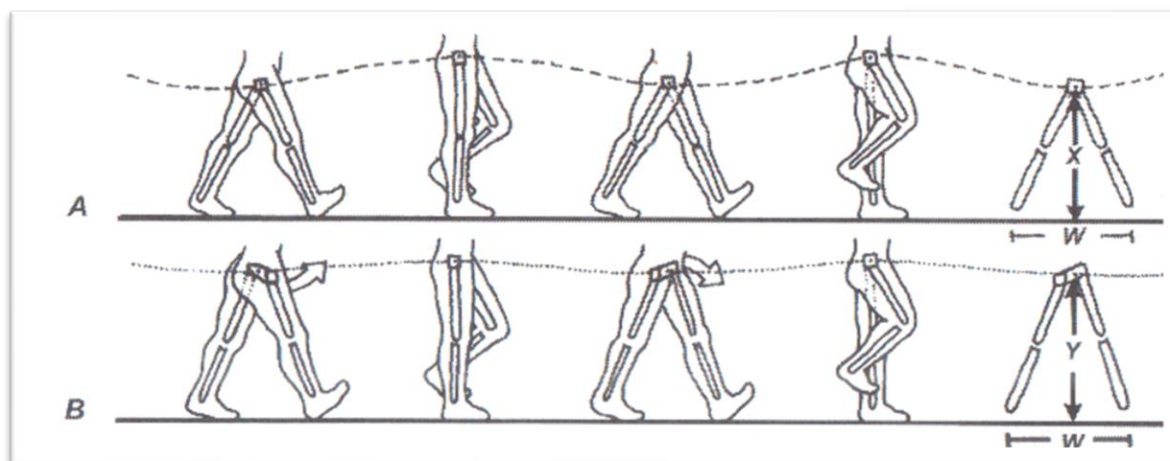
Existují linie popisující vztah kyvu horních končetin a rotace trupu k pohybu dolních končetin. Tyto linie se souhrnně nazývají kontralaterální smyčky. První linie se nazývá Přední funkční linie a anteriorní smyčka a pojednává se v ní o vztahu mezi švihem horní končetiny v okamžiku, kdy se nachází nejdále od kontralaterální dolní končetiny při odrazu palce. Druhá linie se nazývá Zadní funkční linie a posteriorní šikmá smyčka a pojednává o vztahu mezi hlubokými svaly zad při aktivaci posteriorní smyčky po došlapu na patu. Poslední linie je Ipsilaterální funkční linie, která pojednává o vzájemném působení m. latissimus dorsi, zevních šikmých břišních svalů a m. sartorius (Earls, 2021).

4.4 Ekonomičnost chůze

Chůze by měla být co možná nejvíce metabolicky efektivní. Za tím účelem je potřebné pacienty naučit přenést jejich těžiště (center of mass) prostorem, tak aby to vyžadovalo co nejmenší spotřebu energie. To je dosaženo součinností kloubů u dolních končetin a pánve takovým způsobem, že dráha těžiště prostorem je téměř v rovině. Pokud by člověk chodil se zamčenými koleny nebo nepohyblivou pánví, těžiště těla by se pohybovalo v sérii nesourodých oblouků. Pohybování takovým způsobem má vyšší metabolické nároky a je proto mnohem energeticky náročnější, jelikož se svaly musí přizpůsobit nepřirozeným úhlovým změnám. Je optimální, aby těžiště těla bylo při pohybu dolních končetin, co možná nejvíce v rovině (Michaud, 2011). Například pokud by byla dolní končetina ve stejné fázi naprosto nepohyblivá v kloubech u člověka vysokého 180 cm, činila by oscilace amplitudy těžiště při chůzi od horizontály 9 cm. V případě všech fyziologických ohybů v kloubech vykonávaných končetinou ve stejné fázi se oscilace těžiště snižuje o více než 60 % což u 180 cm vysokého člověka je jen 3,2 cm (Gúth, 2011). Abnormální způsob chůze vede ke zvýšenému výdeji energie při pohybu a obvykle je spojen i s kompenzačním snížením rychlosti chůze (Meier, 2014). Energeticky výhodné přenesení těžiště prostorem zajišťuje hybnost kloubů a práce svalů, které se do výkonu pohybu zapojují ekonomicky a rovnoměrně. Když nějaký kloub nemá svůj obvyklý rozsah, tělo si jeho ztrátu kompenzuje jinde. To způsobí přetížení dané svalové skupiny v substituční oblasti. Následkem toho je znemožnění těžišti pohybovat se v rovině a tím se zvýší mimo jiné energetická náročnost pohybu (Michaud, 2011).

Ke snížení metabolických nákladů na pohyb slouží tělu jeho optimální kloubní konfigurace, díky které účinně snižuje úhlové posuny těžiště. Taková kloubní konfigurace je specifická a individuální pro každého člověka. Na pravidelném a energeticky efektivním pohybu těžiště těla v prostoru spolupracují hlavně tyto pohyby: rotace a sklon pánevní, flexe a extenze kolena během stejné fáze, souhra mezi pohybem kyčle, kolena a kotníku. Energetickou náročnost chůze zvyšují patologické pohybové vzorce. Například, pokud je při chůzi přítomen laterální posun pánve vyšší než 5° , je to známkou insuficience abduktorů kyčle. Vyrovnání pánve pak kompenzuje sval *m. quadratus lumborum*, který se postupně přetěžuje, zkracuje a tvoří další potíže v postuře. Když při pohybu není zapojena rotace pánve v sagitální rovině, její aktivitu přebírají svaly kyčle. Ty však nedokáží pohyb pánve substituovat dokonale, a tak dochází ke zhoršenému přesunu těžiště prostorem (obrázek 2). Pokud je koleno ve stejné fázi uzamčeno ve statické poloze, těžiště těla obkresluje oblouk. Tomu lze předejít, může-li koleno během uzavřeného kinematického řetězce volně střídat flexi s extenzí (obrázek 3) (Michaud, 2011; Kolář 2020).

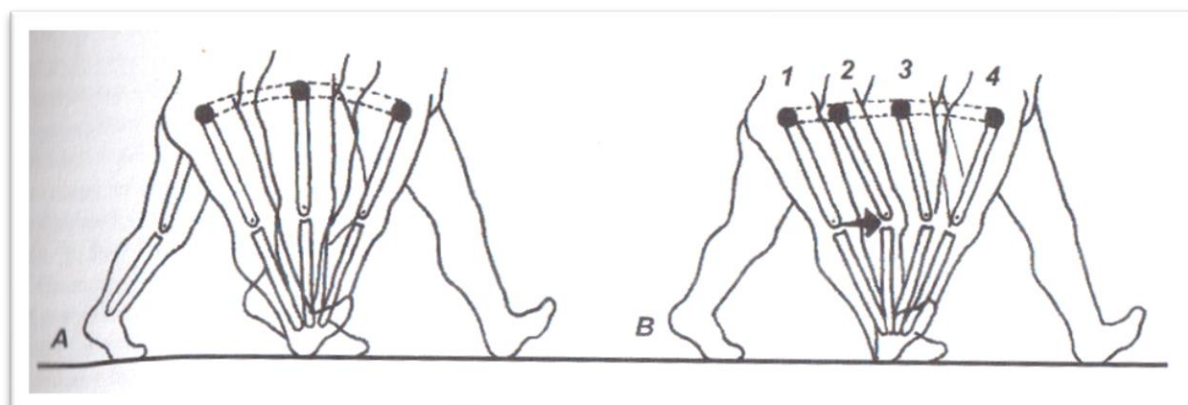
Obrázek 2 Přenášení těžiště těla prostorem ve vztahu ke kyčelnímu kloubu



Zdroj: Michaud, 2011, s. 88 (upraveno)

Na obrázku 2, přímce A lze vidět neekonomický cyklus kroku s pohybem těžiště těla ve větších amplitudách a tím i s vyšší energetickou náročností při nepohyblivé pánvi. Na přímce B je krokový cyklus vykonávaný společně s pohyby pánve a těžiště těla vykonává mnohem přímočařejší pohyb s menším výdejem energie (Michaud, 2011).

Obrázek 3 Pohyb těžiště těla ve vztahu ke kolennímu kloubu



Zdroj: Michaud, 2011, s. 89

Na obrázku 3, přímce A lze vidět neekonomický cyklus kroku při extendovaném kolenu ve stejné fázi. Přímka B je znázorněním ekonomického krokového cyklu s flexí kolena během stejné fáze (Michaud, 2011).

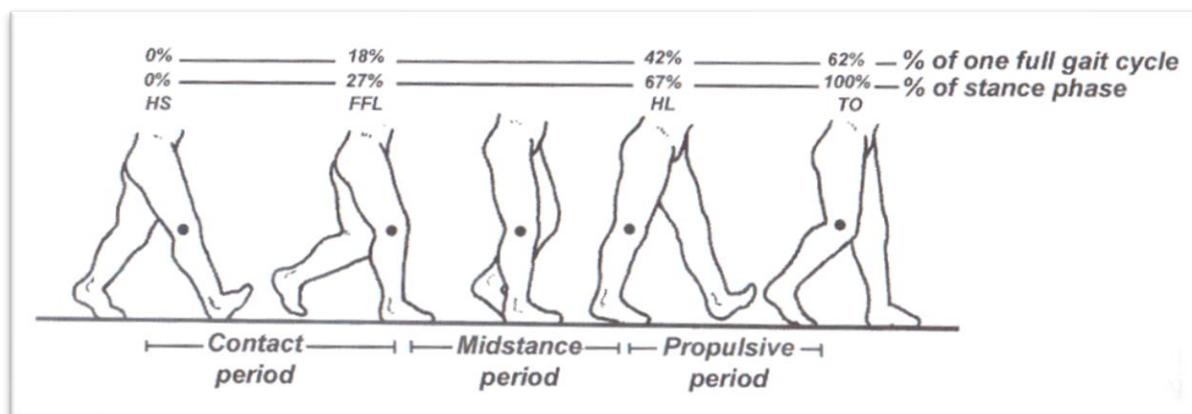
Je však důležité dbát i na to, že v případě, pokud se těžiště v prostoru kvůli přehnaným pohybům v kloubech zploští příliš, stává se tento pohyb metabolicky nevýhodným. Abnormálně veliká flexe v kyčelních a kolenních kloubech totiž zvyšuje energetickou náročnost pohybu. Pozornost se ale musí věnovat i rychlosti chůze, neboť v nižších rychlostech se energeticky více vyplatí dělat menší pohyby v kloubech. Při vyšších rychlostech chůze jsou výhodnější naopak větší kloubní rozsahy, zmírňují totiž otřesy během dopadání a odvíjení chodidla ve vztahu k podložce (Michaud, 2011; Kolář 2020).

Schopnost měkkých tkání zachovat si elastickou energii se jmenuje pružnost. Díky ní lze zachovat poměrně velké množství vygenerované energie při pohybu, až 93 %. Ztráta energie probíhá prostřednictvím její přeměny při tvorbě tepla a tření. Úbytek energie při pohybu je vyšší, čím více je pohyb nekoordinovaný a dysrytmický, neboť se její získávání kompenzuje v jiných pohybových segmentech, než kde má být pohyb primárně vytvářen. Při chůzi a jiných cyklicky se opakujících pohybech dochází k relativně malé změně délky svalových vláken, které pracují spíše izometricky. Prodloužení a zkrácení probíhá spíše na úrovni fascií (kolagenu a elastinu). Fascie při chůzi funguje jako pružina, což dokáže zefektivnit zachování a další zprostředkování vygenerované energie při pohybu. Efektivní chůze se vyznačuje minimalizací svalového úsilí a maximalizací využití pružnosti fascií při pohybu. Při pomalé chůzi se snižuje možnost využití elasticity fascií a zvyšuje se nutnost svalové práce (Earls, 2021).

4.5 Fáze stojná

Fáze stoji se dělí na část prvotního kontaktu (contact period), středního postavení (midstance period) a odrazu (propulsive period). Při prvotním kontaktu se pata dotkne podložky a dojde k odvalu na plosku. Tato část tvoří prvních zhruba 27 % času z trvání stojné fáze a 18 % z celkového cyklu kroku. Ve středním postavení se ploska po celé své délce dotýká podložky a rozprostírá se po ní těžiště celého těla a zabírá dalších 27-67 % času ve stojné fázi a 42 % v celém cyklu. V závěrečné části stojné fáze se z plosky přenáší váha na špičku (pata ztrácí kontakt s podložkou) a posléze dochází k odrazu palce od podložky. Tato konečná část tvoří závěrečných 33 % (67-100 %) stojné fáze a v celkovém krokovém cyklu odrazová část dotváří 20 % (to znamená že z celkového krokového cyklu je to cca 62 %) a pak nastává fáze švihová. Pro lepší ilustraci jsou jednotlivé části stojné fáze zobrazeny na obrázku 4, přičemž 0-18 % je prvotní kontakt, 18-42 % zabírá střední postavení chodidla a 42-62 % je poslední odrazová část (Michaud, 2011).

Obrázek 4 Doba trvání stojné fáze vyjádřena v procentech v procentech



Zdroj: Michaud, 2011, s. 88

Při iniciálním kontaktu dolní končetiny s podložkou je končetina v kyčli v mírné flexi, v kolenu je plně extendovaná a kotník je v dorzální flexi, tím se končetina relativně prodlouží a zmenší se tak počáteční nárůst amplitudového oblouku, který opisuje těžiště. Když se dolní končetina postupně dostává do vertikály, flexe v kyčli se zmenšuje až do momentu ve fázi mezistoje, kdy je celé chodidlo i prsty na zemi a kyčel se dostává do nulového ohybu. Koleno těsně před vertikálou přejde do mírné flexe. Hlezenní kloub je ve vertikále v nulovém postavení. Díky těmto dějům se zploští následný náběh amplitudy těžiště. Za vertikálou přechází kyčel plynule do extenze, koleno se hned po překonání vertikální osy znovu začne propínat a kotník vykonává plantární flexi. To způsobí relativní prodloužení končetiny těsně před zahájením švihové fáze a těžiště se sníží míra klesající amplitudy. Tyto všechny výše zmíněné kloubní děje napomáhají maximální ekonomičnosti a plynulosti pohybu ve stojné fázi. Nicméně i přesto je stojná fáze energeticky více náročná než fáze švihová, a to proto že na stojné končetině během stojné fáze probíhá nesení těžiště těla (Gúth, 2011).

4.6 Fáze švihová

Pohyb dolní končetiny během švihové fáze lze rozdělit do tří fází. První z nich je fáze odrazu, kdy se chodidlo postupně odvíjí od podložky. Nejdřív se zdvihne pata, následně se odvíjí chodidlo, a nakonec dojde k odrazu prstů (palce). Svalově se zde nejprve projeví aktivita m. triceps surae, následuje m. tibialis posterior a po něm krátké a dlouhé flexory prstů z nichž má z hlediska odrazu největší úlohu m. flexor hallucis longus. První fáze je relativně náročná na spotřebu energie, protože svaly, které jsou při ní zapojeny do funkce generují část energie potřebné při odrazu od podložky. Ve druhé fázi se končetina za pomoci švihu dostává vpřed a překonává vertikální osu. Aby tento pohyb bylo možné provést a končetina nezakopla o podložku, zapojují se do funkce svaly, které vykonávají flexi v kyčelním, kolenním a plantární flexi v hlezenním kloubu a zkracují tak délku končetiny pomocí ohybu. K úspěšnému švihu končetiny vpřed napomáhá energie vzniklá při odrazu, kterou doplňuje a akceleruje zejména flekční pohyb v kolenu. Při ohybu kolena totiž končetina využívá kyvadlový pohyb vpřed. V momentě, kdy koleno překoná vertikálu, tak se rychlost pohybu zpomalí a koleno se začne propínat. Ve třetí fázi pohybu dolní končetiny během švihu, která dokonává švihovou část krokového cyklu je účelem zbrzdit končetinu při dopadu paty na podložku. Energie, kterou si během této fáze končetina zachová se následně využívá při novém výkroku (Gúth, 2011).

4.7 Vyšetření chůze

Před analýzou chůze je nutné zjistit, jestli je jedinec schopný se samostatně posadit, postavit a stát bez opory. Při vyšetření chůze se pozoruje postavení trupu a dolních končetin.

Zjišťuje se zatížení dolních končetin, přičemž rozdíl mezi zatížením jedné a druhé končetiny by měl být maximálně 10-15 % (Véle, 2012). Jedinec by měl být při vyšetřování bos a oděn pouze ve spodním prádle. Chůze se posuzuje při pohledu zezadu, zepředu a z boku. Jednotlivé tělesné segmenty se hodnotí postupně od podložky směrem vzhůru. Sledují se pohyby páteře a pánve, zapojení břišních svalů, postavení ramen a pozice a souhyby hlavy (Kolář, 2020). Hodnotí se odvíjení chodidel od podložky, délka, pravidelnost a směrová přesnost chůze. Posuzuje se také harmonie a souhra pohybů, rozsah synkinéz horních končetin, rotace trupu, jistota chůze a únavnost. Kvalita chůze se hodnotí při chůzi popředu, pozadu, po špičkách, po patách a po schodech. Testuje se také chůze při zavřených a otevřených očích. Zhodnocení kvality chůze záleží na schopnostech a zkušenostech vyšetřujícího. Je nutné dbát na individuální rozdíly chůze u každého vyšetřovaného zvláště, neboť neexistuje univerzálně plošně správný způsob chůze pro všechny lidi stejný. Pro celkové hodnocení pohybových funkcí včetně chůze při sebeobsluze existují různé testy např. zkrácený test podle Barthelové (Véle, 2012).

4.8 Příprava na chůzi s protetickou pomůckou

Aby mohla být léčba a znovuzaražení pacienta zpět do společnosti co nejvíce efektivní a úspěšná, je důležité do ní zapojit kromě lékařského a rehabilitačního personálu také samotného pacienta a jeho rodinu. Je proto zapotřebí, aby všichni personál, který se bude zapojovat do léčby pacienta spolu kooperoval a sdílel informace v maximální možné míře. Na léčbě pacienta, který byl podroben amputačnímu zákroku, se obvykle podílí chirurg, zdravotní sestry, protetik a posléze fyzioterapeut. Vyžaduje-li to situace a stav pacienta, je do léčebného procesu zařazen také ergoterapeut či další odborníci z jiných léčebně rehabilitačních odvětví a oborů. Pacient a jeho rodinní příslušníci by měli být o veškerém postupu a způsobu léčby informováni, aby se ho mohli sami aktivně účastnit. Jejich asimilace do léčebného procesu je totiž dobrým předpokladem k úspěšné následné péči (Krawczyk & Rosický, 2014). Příprava na chůzi a celkovou soběstačnost pacienta sestává z celé řady procedur a postupů. Pokud je to alespoň trochu možné měla by začít ideálně ještě před samotnou amputací. Je například důležité, aby byl pacient připravený na to zaopatřit se pomocí invalidního vozíku v mezidobí před vydáním protézy. Předoperační péče je proto výhodná v tom, že nám umožní vyhodnotit stav pacienta a jeho končetiny. U končetin a zejména té, která bude amputovaná se zjišťují informace o rozsahu pohybu v kloubech, svalové síle, případné předoperační bolesti končetiny a schopnosti čítí. Obecně se u pacienta v rámci odběru anamnézy popisuje předoperační míra aktivit běžného denního života – aktivity of daily living (ADL), psychický stav pacienta, sociální zázemí a požadavky na práci, kterou dosud vykonával. Tato zjištění pomáhají se s pacientem seznámit a připravit ho celkově na stav, který

nastane po amputačním výkonu. To zahrnuje posílení svalstva, nácvik ADL, ale také manipulaci s vozíkem a chůzi o berlích, případně v chodítku. Tato příprava je snahou k docílení toho, aby byl pacient po amputaci schopen brzké vertikalizace a po vydání protetické pomůcky opětovné chůze (Meier, 2014). Je důležité předat pacientovi informace o léčbě a rehabilitaci takovým způsobem, aby byl co nejvíce motivovaný do spolupráce s terapeutem, neboť je to dobrý indikátor k úspěšnému návratu pacienta zpět do samostatného života (Krawczyk & Rosický, 2014).

Je nutné mít na paměti, že se amputační pahýl a jizva v průběhu času po amputaci mění. Tyto změny zahrnují pooperační otok, který se v průběhu času zmenšuje, některé svaly se zachovalou funkcí hypertrofují a jiné, které svou funkci vlivem amputace ztratili naopak atrofují. Všechny tyto změny společně s vlivem a umístěním jizvy ovlivňují objem, tuhost a tvar poamputačního pahýlu (Eis, 1983). V období těsně po operaci se pahýl bandážuje do kónického tvaru, který je výhodný pro pohyb končetiny v protéze. Dále se pahýl otužuje, dbá se na dobrou hygienu a stav pooperační jizvy. Pacient se na lůžku polohuje hlavně do extenčního postavení amputované končetiny, aby nedocházelo k flekčním a abdukčním kontrakturám, které mají tendenci se tvořit v kyčli (při transfemorálních amputacích) a v kolenní (při transtibiálních amputacích) (Hromádková, 1999). Nevhodné polohy podporující vznik flekční kontraktury jsou: leh s pokrčeným pahýlem, pahýl podkládaný polštářem, polštář vložený mezi kolena, dlouhé sezení apod. Naopak vhodné polohy zabraňující kontrakturám jsou např. leh na zádech s nataženými nohama u sebe a leh na břicho (Smutný, 2009). S pacientem se na lůžku provádí metody dechové gymnastiky. Dále také cvičení nepostižených částí těla, zejména horních končetin, protože ty jsou v následujících dnech po amputaci pro pacienta naprosto nezbytné. Pacient musí být schopen používat horní končetiny jak pro zajištění soběstačnosti, tak pro přesuny na invalidním vozíku či s berlemi. Z tohoto důvodu pacient cvičí horní končetiny, pokud možno před a následně po operačním výkonu (Hromádková, 1999). Pro úspěšné a funkční využívání protézy je potřebné cvičit svaly dolních končetin. Cvičení se zaměřuje kromě posílení i na zvýšení, či zachování rozsahu pohybu, zlepšení stability a zvýšení odolnosti končetin (Smutný, 2009). Hned jak to pacientův stav dovolí trénuje se sed na lůžku. Jakmile je pacient schopen stabilizovaného sedu, cvičí vstávání do stoje a stabilitu v něm. Zpočátku pacient dostává k podpoře stoje berle, aby získal pocit jistoty a rovnováhy (Hromádková, 1999).

První protéza, kterou pacient po amputaci dostává se nazývá „prvovybavení“. Poté co pacient obdrží svou první protézu, učí se s ní správně zacházet. Musí se jí naučit správně nasazovat. Protézové lůžko z prvovybavení se také podílí na utváření pahýlu. Dále je účelem prvovybavení brzká vertikalizace pacienta, a to, aby si pacient na protézu postupně zvykal. Pacient nejprve vstává do stoje za podpory berlí nebo v bradlovém chodníčku. Později

trénuje rovnováhu při stoji a přenášení váhy. Je důležité, aby se pacient dokázal postavit plnou vahou do protézy. Obecně platí, že čím je pacient starší, tím déle mu trvá si tyto úkony osvojit. Jakmile se změny na pahýlu ustálí, dostává pacient definitivní protézu (Půlpán, 2011; Hromádková, 1999; Smutný, 2009; Eis, 1983). Je chyba, pokud se učí chůze s protézou dříve, než je pacient schopen stejnoměrně zatěžovat jak zdravou končetinu, tak protézu (Paneš, 1993).

4.9 Chůze s protetickou pomůckou

Chůze s protézou následuje po zvládnání vzpřímeného stoje a plného přenášení váhy těla na protézu. U pacientů s transtibiální i transfemorální protézou je cílem, aby jejich chůze byla co nejvíce přirozená a podobná fyziologické chůzi. Proto i komponenty, ze kterých je protéza konstruována, jsou sestaveny tak, aby co možná nejvíce umožňovaly pacientovi přirozeně se pohybovat. Nejideálnějším stavem, kterého lze i za pomoci důsledné rehabilitace dosáhnout, je chůze pacienta bez jakékoliv další opory. Je ale samozřejmě nutné, aby byla protéza konstruována individuálně a aby odpovídala fyzickému stavu pacienta, ale s ohledem i na jeho psychické rozpoložení. Zejména u geriatrických pacientů musí být přihlédnuto k tomu, že v případě chůze s protézou budou více či méně odkázáni na další vnější oporu pro pohyb. V takovém případě pacient nejčastěji používá při chůzi berle, buď dvě nebo jednu francouzskou, či vycházkovou hůl. Pokud si pacient vystačí pouze s jednou holí je zapotřebí, aby ji držel na straně zdravé dolní končetiny. Hůl se pak pohybuje společně při výkroku protézy a to proto, aby pacient neměl tendenci váhu na protéze odlehčovat. Pro běžnou chůzi jsou naopak podpažní berle zcela nevhodné. Dají se však upotřebit v počátku rehabilitace s pacientem, kdy společně s chodítky a bradlovými chodníčky slouží jako poměrně stabilní a pro pacienta bezpečnější způsob při vertikalizaci (Krawczyk & Rosický, 2014; Půlpán, 2011; Kolář, 2020). Obecně platí, že čím kratší je amputační pahýl, tím se zvyšuje fyzická náročnost pro chůzi s protézou. Lidé s protézou chodí pomaleji než zdraví jedinci. Tendence lidí s protézou při chůzi je zejména zpočátku protézu odlehčovat. To má za následek kratší stojnou fázi a prodlouženou švihovou fázi na protéze. Rozdíly jsou taktéž znatelné v porovnání kinematiky normálního kloubu a protetické náhrady kloubu. Tyto rozdíly jsou nejvíce znatelné v pohybech hlezna a kolena, kde protetické dílce nedokáží zcela dokonale napodobit pohyb zdravého kloubu (Meier, 2014). Rozdíly v kinematice zdravé a protetické končetiny však na funkčnost chůze jako celku nemají zásadní vliv (Půlpán, 2011).

Při nácviku chůze s protézou by měl pacient začínat krokový cyklus zdravou nohou. To je dáno z toho důvodu, aby se naučil přesouvat váhu těla na protézu. Pokud má pacient stehenní protézu, aktivní extenzí v kyčli a přenesením váhy na protézu podporuje stabilitu v kolenním dílci v průběhu stojné fáze. Odvalením protézového chodidla v průběhu stojné

fáze se končetina dostane do fáze odrazu. Odraz a švihová fáze u protézového kolenního kloubu je jiná než u zdravého kolena. Není zde totiž aktivní odraz prstů a pacient se postupem času učí uvolnit kolenní kloub do flexe tak, aby mohl využít odrazový potenciál protézového chodidla. Během švihové fáze se kolenní kloub kinetickou setrvačností dostává do extenze a poté nastává dopad protézového chodidla na patu. Dopad protetické paty na podložku je nejsložitější okamžik krokového cyklu. Počáteční kontakt paty s podložkou způsobí točivý moment, u kterého hrozí zpětná flexe kolena. Pacient musí zvládnout zpomalení kyvu bércevého dílu při dopadu chodidla na podložku a zároveň musí dostatečně protézu zatížit, aby nedošlo k prolomení kolena zpět do flexe. Aby toto pacient zvládl, musí se naučit v tento okamžik napřímít trup, předsunout pánev a silově podnítit pohyb kolena do extenze. Pokud je zvládnutý dopad na patu, protéza znovu přechází do střední stojné fáze. Při počátečním nácviku kroku se používá kolenní uzávěra, která nedovolí kolenu se podlomit při chůzi do flexe. Když pacient zvládá chůzi s uzávěrou, uzávěra se odejme (Kaphingst, 2002).

4.9.1 Patologie krokového cyklu při chůzi na straně protézy

Aby se předešlo nesprávnému pohybovému stereotypu chůze u pacienta s protézou, je důležité, aby ho o správném způsobu chůze informoval zaškolený fyzioterapeut a aby výuka chůze probíhala pod jeho dohledem. Je ovšem nezbytné, aby protéza, kterou konstruuje protetik, byla zkonstruována správně. V opačném případě může být zácvik chůze ze strany fyzioterapeuta sebedokonalejší, ale s konstrukčními nedostatky protézy nemůže být samotná chůze z hlediska její harmonizace a ekonomičnosti uspokojivá (Červený, 2022). Lidé s transtibiální protézou obecně mají mnohem fyziologičtější a zároveň méně energeticky náročnou chůzi než lidé s transfemorální protézou (Mašek, 2022). Při nesprávném sestavení transtibiální protézy pacient pociťuje dyskomfort v protéze, nejistotu při chůzi a lze u něj pozorovat asymetrie v krokovém cyklu. To celé může vést k přetěžování zdravé dolní končetiny (Krawczyk & Rosický, 2014).

Kaphingst (2002) popisuje patologické vzorce během krokového cyklu u transfemorální protézy. Ty vznikají buď konstrukčním nedoladěním protézy nebo fyzickými nedostatky pacienta, viz tabulka 2.

Patologické vzorce chůze během stojné fáze:

Stranové sklopení pánve na stranu protézy – je způsobeno, buď špatnou stavbou protézového lůžka, krátkou protézou nebo na straně pacienta slabými abduktory, krátkou pákou pro nesení protézy z důvodu krátkého pahýlu, abdukční kontrakturou, přecitlivělostí pahýlu a v neposlední řadě špatnou rovnováhou a nedobrymi stereotypy chůze. (tab. 2; 1.)

Rotace protézové nohy – stává se při dopadu protézového chodidla na podložku a způsobuje ji konstrukce protézy znesnadňující plantární flexi, nedostatečný kontakt pahýlu

a lůžka nebo nastavení přílišné zevní rotace v chodidle. Pacient tento negativní úkaz může způsobit při nadměrném silovém extenčním pohybu pahýlu při dopadu paty na podložku nebo nedostatečnou kontrolou pahýlu z důvodu oslabení svalstva. (tab. 2; 2.)

Vzdálení protézy od středové osy zatížení těla – je způsobeno buď odebráním měrných podkladů ke stavbě protézy ve špatném postavení pacienta, špatnou stavbou protézového lůžka, dlouhou konstrukcí protézy nebo při použití pánevního pásu, pás táhne protézu do abdukce. Pacient může tento stav způsobovat abdukční kontrakturou nebo špatným stereotypem chůze. (tab. 2; 3.)

Hyperlordóza bederní páteře – může se objevovat na konci stojné fáze. Problém je buď konstrukční na straně protézy nebo podmíněný lidským faktorem. Nejčastěji z důvodu flekční kontraktury nebo si pacient hyperlordotickým postavením kompenzuje nedostatek rovnováhy, při nedostatečnosti svalového aparátu. Hyperlordóza může být též způsobena vadným držením těla. (tab. 2; 4.)

Rychlý a hlučný dopad protézového chodidla na podložku – objevuje se na začátku stojné fáze, kdy protézové chodidlo při dopadu na patu hned spadne celou plochou chodidla na podložku. To může být způsobeno vadnou konstrukcí protézového chodidla nebo pacient při snaze zajistit kolenní kloub do extenze příliš silně „došlapává“ na protézové chodidlo. (tab. 2; 5.)

Nepřítomná synkinéza pažního pletence na straně protézy – kyv paže není přítomen z důvodu, že se pacient necítí být v protéze komfortní, může si jí stejnostrannou horní končetinou i přidržovat. Pacient může cítit absenci rovnováhy při nandané protéze, a to ještě více umocňuje jeho strach a nejistotu při chůzi. (tab. 2; 6.)

Během švihové fáze:

Nadměrné nadzvedání kyčle – objevuje se při chůzi, pokud je protéza příliš dlouhá anebo pokud je kolenní dílec příliš stabilní a na jeho odemknutí je potřeba mnohem větší svalové úsilí. (tab. 2; 7.)

Cirkumdukce při kmihu protézy dopředu – protéza se při svihu nepohybuje pouze vpřed, ale při pohybu vpřed provádí ještě půlkruh do abdukce. To může být opět způsobeno nadměrnou délkou protézy anebo nepohyblivostí kolenního dílce do flexe. Ze strany pacienta může tento pohybový stereotyp být podmíněn abdukční kontrakturou pahýlu, strachem nebo nedostatkem svalové síly pro provedení flexe kolena. (tab. 2; 8.)

Trhavý doraz kolenního dílce do extenze – to se může dít na konci švihové fáze. Trhavý doraz je způsoben nedostatečným seřizením extenčního mechanismu a kyvné fáze na protéze a je provázen „akustickým zpětným hlášením“. Pacient tento trhavý pohyb může způsobit i sám přehnaně rychlým svihem protézy do extenze v koleni. (tab. 2; 9.)

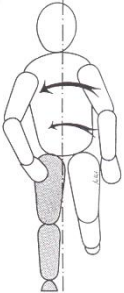
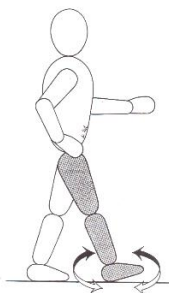
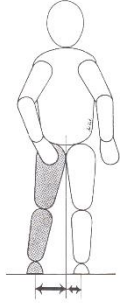
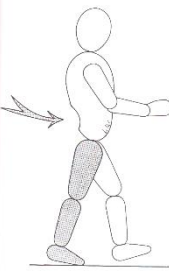
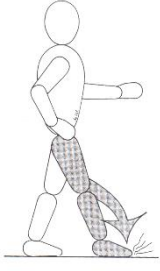
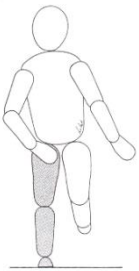
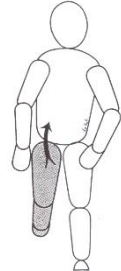
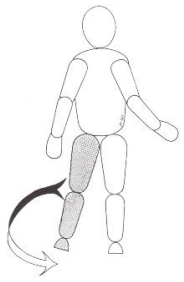

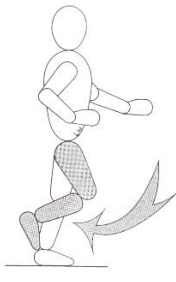

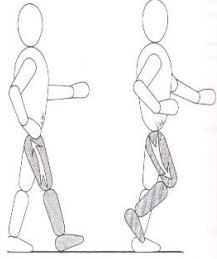
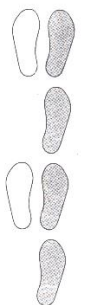

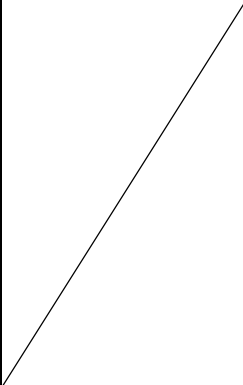
Příliš rychlá a nadměrná flexe kolenního dílce – může se dít na začátku švihové fáze kroku. Opět může být tato situace způsobena neadekvátním seřízením kolenního dílce nebo pacient může vynaložením příliš velkého úsilí odemknout kolenní kloub dříve, než je to optimální. (tab. 2; 10.)

Malá flexe kolenního dílce – tento stav může být opět podmíněn přílišnou délkou protézy, špatným ulpěním pahýlu v lůžku nebo přílišnou stabilitou kolena ve smyslu, že ho nelze dobře ohnout do flexe. Pacient se tento stav snaží kompenzovat výponem na špičce zdravé nohy a tím nadlehčit protézu pro švihovou fázi. (tab. 2; 11.)

Dalším problémem při chůzi s protézou je pohyb pahýlu v lůžku při chůzi, kdy při švihové fázi protéza sklouzává z pahýlu a při stojné fázi vklouzává pahýl zpět do lůžka (tab. 2; 12.). To je způsobeno atrofii nebo naopak hypertrofií pahýlu, či nedostatečným zapojením svalů, které zamezuje sklouzávání lůžka. Může to být také způsobeno nevhodným tvarem lůžka.

Neméně podstatným problémem objevujícím se při chůzi s protézou je nestejná délka kroku. Krok na protézové straně může být kratší či delší než na zdravé straně, a to jak časově, tak prostorově. Kratší krok s protézou může být následek špatně zkonstruované protézy, slabosti pacientova svalstva pahýlu, absence rovnováhy a strachu z chůze nebo souhra všech těchto faktorů (tab. 2; 13.). Delší krok protetické končetiny může být způsoben flekční kontrakturou pahýlu a nedostatečnou konstrukcí protézy (tab. 2; 14.) (Kaphingst, 2002).

Tabulka 2 Patologické vzory při chůzi s protézou

<p>1.</p> 	<p>2.</p> 	<p>3.</p> 	<p>4.</p> 	<p>5.</p> 
<p>6.</p> 	<p>7.</p> 	<p>8.</p> 	<p>9.</p> 	<p>10.</p> 
<p>11.</p> 	<p>12.</p> 	<p>13.</p> 	<p>14.</p> 	

Zdroj: Kaphingst, 2002, s. 230-256

5 ŠKOLA CHŮZE

Škola chůze je edukativní program, který se zaměřuje na naučení správné a zdravé chůze. Lze ji využívat u různých typů poruch a onemocnění, kde je porušen správný stereotyp chůze. U lidí po amputaci je škola chůze nedílnou součástí rehabilitačního programu a obnáší výcvik pacienta ve využívání a ovládnutí protetické náhrady. Program školy chůze se na každém pracovišti obsahově mírně liší (Hadraba, 2006). Průběh školy chůze je individuální záležitost pro každého pacienta. Obsah se odvíjí podle potřeb a cílů každého jedince. Záleží na fyzických predispozicích pacienta, jeho momentálním zdravotním stavu, psychologickém rozpoložení a v neposlední řadě také na osobních cílech a ambicích. Během školy chůze amputovaných je nezbytné průběžně kontrolovat, zdali protéza sedí na pahýlu správně. V průběhu času od amputace totiž dochází ke změnám na pahýlu, kvůli kterým je nutné protetickou pomůcku přizpůsobovat pacientovu momentálnímu stavu (Mojeproteza.cz). Stává se totiž, že vlivem atrofie nebo naopak otoku pahýlu se mění délka protetické končetiny. Pokud je délka mezi protézovanou a zdravou končetinou větší než 2 cm, pohybuje se pacient „abdukční chůzí“, kdy z důvodu přílišné délky protetické končetiny při chůzi ji sune do boku, aby byl schopen kroku (Meier, 2014).

Po ovládnutí manipulace s protézou, dosažení samostatné změny poloh ze sedu do stoje a zpět a naučení správného zatížení protézy vestoje, se přistupuje k chůzi. Nejprve se učí chůze v bezpečí bradlového chodníčku, kde má pacient možnost se přidržet bradel v případě nejistoty. Následuje chůze po rovině mimo chodníček (Mojeproteza.cz). Pacient se učí chodit za pomoci berlí, přičemž velký důraz se klade na stejnou délku kroku obou končetin. Kroky jsou nejprve krátké a postupně se prodlužují (Půlpán, 2011). Pacienti se pohybují velmi často za pomoci dvou francouzských berlí. Učí se přenášet hmotnost na stojnou končetinu s protézou. Nejprve chodí čtyřbodovou chůzí a posléze přechází na chůzi dvoubodovou, která se již více podobá fyziologické chůzi. Postupem času se pacient učí chodit bez opory berlí (Vaňátková, 1994). Někteří pacienti po počátečním nácviku chůze již nadále pro chůzi nepotřebují žádné další opory, pro jiné je chůze možná nadále pouze za pomoci zevní opory. Pokud to pacientův stav dovolí, přistupuje se k chůzi po nakloněné rovině, přes překážky, v terénu nebo chůzi do a ze schodů. Někdy se v rámci programu školy chůze využívají i další léčebné procedury, jako např. vodoléčba, masáže, techniky péče o pahýl atd. (Mojeproteza.cz). Škola chůze zároveň kromě samotného učení správné lokomoce obnáší také rozličné cvičení na udržení a zlepšení fyzické kondice. Cvičí se jak s protézou, tak i bez ní (Hadraba, 1986). Do programu školy chůze se může zařadit i nácvik stabilizace trupu při postřkách, nácviky nároků končetiny před a za tělo, podřepy, výpady, stoj na jedné končetině apod. Pro zlepšení pacientovi stability potřebné pro chůzi se mohou zařadit cviky na

balančních podložkách. Při cvičeních se klade důraz na kvalitativní složku pohybů, držení těla a cvičí se pouze do únavy. Cílem cvičení je automatizace pohybů (Lacko, 2015). Je optimální v rámci školy chůze zařadit do programu kromě chůze i trénink pádů a zvedání se ze země po pádu. Toto cvičení však nelze provádět s každým pacientem, důležitou roli hraje věk a celkový fyzický stav pacienta. Nicméně člověk po amputaci má vyšší šanci, že při nevhodném pohybu, či při pohybu na nepředvídatelném povrchu upadne. Cvičení se zaměřuje hlavně na pády dopředu, protože jsou méně nebezpečné než pády vzad. Pády se trénují nejprve z nízkých poloh a postupně se přechází do pádů ze stoje. Trénováním toho, jak správně padat, lze dosáhnout nejen lepší ochrany těla před zraněním, ale pacient se postupným tréninkem zároveň zbavuje strachu ze samotného pádu. Vědomí pacienta, že umí bezpečně spadnout a zdvihnout se ze země, způsobí menší strach z tréninku chůze (Eis & Křivánek, 1972; Vaňátková, 1994).

V rámci školy chůze lze často vidět patologické stereotypy chůze, které potřebují korekci, aby byla chůze co nejpřirozenější a metabolicky efektivní. Je nezbytné pacienta naučit chodit správně, protože při špatné chůzi je pro pacienta mnohem náročnější udržet rovnováhu a má tendenci přenášet váhu těla na zdravou končetinu. Například pacient po transfemorální amputaci má tendenci ke kolébové nebo kulhavé chůzi. Důvodem je stáčení pacientova trupu do boku při snaze o zatížení protézy. Řešením je v rámci školy chůze zaměřit se na naučení pacienta pohybům v pánvi a posílení hýžďových svalů. U některých pacientů po transfemorální amputaci také dochází k přehnanému vymrštění kyčle amputované nohy při výkroku, to se může dít např. při nestejných krocích při chůzi (Smutný, 2009).

Hadraba (1986) tvrdí, že škola chůze se dělí do tří stupňů, které na sebe navzájem navazují a zlepšují sžití pacienta s protézou. Do prvního stupně se řadí veškerá nauka o manipulaci s protézou, včetně nasazování a svlékání, sedání, stoupání a vyrovnaný stoj plus základní principy chůze. Ve druhém stupni následuje chůze po rovině, pády a vstávání a chůze ve ztížených podmínkách. V rámci třetího stupně pacient trénuje šplh po žebříku, běh, nástupy a výstupy do a z různých dopravních prostředků, pohyb na pracovišti a případný pohyb v rámci sportu a koníčků. V rámci těchto tří stupňů pacient zároveň zlepšuje svou celkovou tělesnou kondici a připravuje se na návrat do společnosti a nástup do práce.

PRAKTICKÁ ČÁST

6 CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

Cílem této práce je sledování a vyhodnocení parametrů chůze u respondentů před a po absolvování rehabilitačního programu pomocí přístroje Bionic Pro a porovnání výsledných parametrů chůze naměřených přístrojem Bionic Pro mezi respondenty se stehenní a bérceovou protézou.

Výzkumná otázka 1.

Jak se změnilы výsledky naměřených hodnot stojné fáze u respondentů po absolvování dvoutýdenního rehabilitačního pobytu?

Výzkumná otázka 2.

Jak se lišily výstupní naměřené hodnoty podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve u respondentů se stehenní a bérceovou amputací?

7 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU

Měření se účastnilo šest respondentů, čtyři ženy a dva muži. Průměrný věk tohoto sledovaného souboru respondentů byl 40 let, přičemž u čtyř respondentů byl důvod pro amputaci úraz, u jednoho onemocnění a u jednoho vrozená vývojová vada. Polovina respondentů měla v době výzkumu rok po amputaci a druhá polovina měla po amputaci déle než osm let. Pět ze šesti respondentů mělo amputaci provedenou na levé dolní končetině. Tři respondenti byli amputováni v oblasti stehna a tři v oblasti bérce. Respondenti, kteří byli amputováni v oblasti nad kolenem měli všichni kolenní klouby typu C-leg 4 vybavené mikroprocesorem. Čtyři ze šesti respondentů měli protetické chodidlo typu Taleo a zbylí dva typu Pro-Flex.

Bylo provedeno měření parametrů lokomoce chůze pomocí přístroje Bionic Pro v rámci nastavení Analýzy chůze na 10 metrů na respondentech po amputaci. Měření respondentů probíhalo v Rehabilitační klinice Malvazinky v Praze 5 v termínu od 15.8. do 26.8. 2022 a to v rámci rehabilitačního pobytu Fitness days. Kromě měření byl veden s respondenty na počátku pobytu i rozhovor, který měl za cíl získat o respondentech a jejich handicapu základní informace. U každého respondenta byly pomocí Bionicu Pro měřeny parametry chůze na začátku a na konci pobytu. Během pobytu respondenti každý den dopoledne absolvovali individuální i skupinový fyzioterapeutický program a školu chůze, příležitostně prováděli i cvičení v bazénu. V odpoledních hodinách absolvovali další sportovně zážitkové aktivity jako byl paravolejbal, lukostřelba, acrojoga, bowling a další.

8 METODIKA PRÁCE

V rámci metodiky práce se popisují metody výzkumu na sledovaném souboru. V metodice jsou uvedeny zvolené pracovní postupy, získávání dat potřebných k výzkumu a vyhodnocení výsledků (Beránek, 2019).

Praktická část této bakalářské práce je vypracována metodou kvalitativního výzkumného šetření, avšak obsahuje i prvky výzkumu kvantitativního.

Ještě před samotným zahájením sběru dat od respondentů byl získán Souhlas s výzkumným šetřením od pracoviště Rehabilitační kliniky Malvazinky, kde byl výzkum prováděn. Následně byly získány podpisy Informovaného souhlasu od každého z měřených respondentů. V rámci Informovaného souhlasu byli respondenti poučeni o způsobu získávání a zpracování osobních údajů, které poskytnou v rámci výzkumu. Veškeré písemné dokumenty jsou k dispozici u autora práce. Oba dokumenty, jak Souhlas s výzkumným šetřením, tak předloha Informovaného souhlasu, jsou přiloženy v příloze práce (příloha 1 a 2). Jméno a příjmení každého, kdo se zúčastnil výzkumu bylo v souladu se zpracováním osobních údajů ve výzkumu nahrazeno označením Respondent. Každý ze šesti dotazovaných respondentů měl v rámci studie přiřazené číslo od jedničky do šestky.

8.1 Metodika získání anamnestických údajů

K odběru anamnestických dat od zvolených respondentů byla využita metoda polostrukturovaného rozhovoru. Rozhovory s respondenty byly vedeny během prvního dne rehabilitačního pobytu v prostorách Rehabilitační kliniky Malvazinky. Soubor dotazů, které se pokládaly respondentům (pořadí a znění otázek) je součástí příloh (příloha 3). Vždy byla respondentovi položena otázka a jeho odpověď byla následně přepsána do zápisníku. V rámci srozumitelnosti byly získané odpovědi interpretovány do kazuistiky každého respondenta souhrnně. Respondentům byly pokládány otázky, které se týkaly jejich osobních údajů (jméno a příjmení, věk, váha, výška), informací o amputaci a základních údajů o protéze. Dále byly pokládány otázky na případné komorbidity, či jiná zdravotní omezení, zaměstnání, formu bydlení a volnočasové aktivity respondentů. Veškeré získané informace o respondentech mají sloužit, jako ilustrace toho, z jakého prostředí respondent přichází a s jakými vlastnostmi a možnostmi se respondent výzkumného šetření zúčastňuje.

8.2 Přístroj použitý ke sběru měřených dat

K měření zvolených parametrů chůze byl zvolen diagnostický přístroj 743A250 Bionic Pro (BP). Přístroj BP lze jednoduše složit do kufříku (k tomuto účelu vyrobenému), to znamená, že se jedná o lehce přenosný přístroj sloužící k analýze chůze. S BP lze analyzovat

pohybové schopnosti lidí starších 12 let. BP k analýze využívá senzory připevněné pomocí pouzder, popruhů a úchytů na tělo pacienta. Senzory je potřeba umístit přímo na tělo respondenta, lze je ale aplikovat i přes těsně přiléhavé oblečení. Senzory a jejich úchyty musí na těle držet co nejpevněji, aby nedocházelo ke zkreslování výsledků. Celkem se pro měření může používat až osm senzorů. Každý senzor má určené své umístění na tělo a podle něj je i specificky označen zkratkou, pokud je senzor umístěn na jiné místo, než pro které je určen, BP nefunguje správně. Dva senzory jsou nepárové, jeden z nich se umísťuje do oblasti prostřední části sternu na hrudník (senzor s označením STE) a druhý se umísťuje do oblasti pánve zezadu na bederní páteř (senzor s označením P). Další senzory jsou vždy párové na obou dolních končetinách ve stejné výšce připevněny v horní třetině zevní strany stehů (senzory s označením T pro pravou a TL pro levou dolní končetinu) a lýtek (senzory s označením C pro pravou a CL pro levou dolní končetinu) a na patách jsou umístěny zezadu, těsně nad podrážkou boty (senzory s označením FR pro pravou a FL pro levou dolní končetinu). Přesný postup při upevnění senzorů a jejich lokace na těle je znázorněna na obrázku, který je součástí příloh (příloha 4). Senzory sbírají data o pohybu respondenta a pomocí routeru tato data posílají na vyhodnocení do „základní stanice“ a následně do iPadu, kde se zobrazí ve speciální aplikaci. V této aplikaci jsou data o pohybu vyhodnocena a grafově a číselně vyobrazena. Během provádění testů se dá rovněž využít i možnost videodokumentace prostřednictvím kamery zabudované v iPadu (Ottobock; Ottobock Live, 2020).

BP lze využít pro analýzu chůze s různými pomůckami, například pro chůzi s ortézou či protézou. Pokud respondent potřebuje, může k chůzi při testování využít i pomocné lokomoční pomůcky jako např. hůl. Pomocí výsledků měření lze objektivně posoudit, která pomůcka je pro pacienta z hlediska funkčnosti chůze nejvýhodnější. Lze také zjistit, jakým způsobem různé pomůcky ovlivňují jednotlivé tělesné segmenty podílející se na krokovém cyklu a tím i na celkovém vzorci chůze. Pro analýzu chůze pomocí BP se mohou použít dva různé pohybové programy, jeden se jmenuje Analýza chůze na deset metrů a druhý se nazývá Timed up and go test (Ottobock). Obrázek znázorňující provedení obou testů je součástí příloh (příloha 5). Naměřené výsledky se zobrazí ve formě PDF souborů v iPadu přiřazenému k BP. PDF soubor obsahuje základní informace o respondentovi (jako jméno a příjmení, datum a čas měření, dále jestli respondent k chůzi potřeboval zevní oporu a průměrnou rychlost chůze). Následně ten samý PDF soubor obsahuje zprůměrované hodnoty parametrů chůze, které jsou graficky a číselně vyobrazené. Průměrné hodnoty jsou barevně odlišeny pro pravou a levou dolní končetinu. Křivka v grafu pro pravou dolní končetinu je vyobrazena fialově a křivka pro levou dolní končetinu oranžově. Šedá přerušovaná křivka v grafu značí ideální fyziologické hodnoty odvíjení daného kloubu a šedá zóna kolem ní je fyziologické rozmezí výchyly (fyziologická odchylka). Průměrné graficky znázorněné

hodnoty, které BP vyhodnocuje jsou: poměr stojné ku švihové fázi a pohyby v sagitální rovině v kotníku, koleni a kyčli během krokového cyklu. Dále BP vyhodnocuje číselně některé z průměrných, ale i maximálních hodnot, které jsou při chůzi naměřeny. Hodnoty, které BP číselně vyhodnocuje jsou: kadence chůze (v krocích/min.), trvání stojné a švihové fáze (v sekundách), průměrná hodnota úhlu chodidla vůči podložce při iniciálním kontaktu (ve stupních), maximální rychlost dopadu plosky od iniciálního kontaktu do plného kontaktu chodidla s podložkou (v úhlech za sekundu), rozsah everze nohy od iniciálního kontaktu do plného kontaktu chodidla s podložkou (v úhlech), průměrná hodnota úhlu kolena při iniciálním kontaktu v sagitální rovině (vyjádřena záporně, ve stupních), maximální hyperextenze kolena během stojné fáze (vyjádřena záporně, ve stupních), maximální rychlost posunu kolena do extenze během stojné fáze (vyjádřena záporně, v úhlech za sekundu), průměrná hodnota podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve ve frontální rovině (ve stupních), průměrný rozsah rotace pánve v transverzální rovině během stojné fáze (ve stupních za sekundu) (Ottobock Live, 2020).

8.2.1 Analýza chůze na deset metrů

BP v kombinaci s tímto testem objektivizuje to, jak a do jaké míry daná ortéza či protéza ovlivňuje krokový cyklus respondenta. Pro možnost vykonání tohoto testu musí být respondent schopen stoje v neutrální pozici minimálně tři sekundy kvůli kalibraci senzorů. Pacient z pozice ve stoji následně ujde deset metrů po vodorovné trase bez překážek a zatáček, neboť to by mohlo zkreslovat měřené parametry. Pro správné provedení testu je zapotřebí, aby respondent mohl trasu ujít přirozenou chůzí a přirozenou rychlostí. Při tomto testu se využívá sedm senzorů, to znamená všechny výše zmíněné, až na hrudní senzor. U protézovaných pacientů se senzory umisťují buď na lůžko, kosmetický kryt, či na trubkový adaptér do stejné výše jako na zdravé noze (Ottobock).

8.2.2 Timed up and go test

Tento test slouží ke zjištění míry pohyblivosti, rovnováhy a času, který respondent potřebuje pro vstávání ze sedu, chůzi a následné sedání. BP v tomto testu dané atributy analyzuje a vyhodnocuje. Tento test je vhodný při určování rizika pádu. Pro úspěšné provedení testu musí být respondent schopný samostatně sedět v neutrální poloze na židli s područkami. Test probíhá tak, že se pacient na výzvu samostatně postaví ujde tři metry po vodorovné podložce, otočí se, dojde zpět k židli a opět se posadí (Ottobock).

8.3 Metodika sběru dat

K měření parametrů chůze u respondentů byl použit diagnostický přístroj BP a pro účely výzkumu zvolen program Analýza chůze na deset metrů. Měření probíhalo v prostorách budovy Rehabilitační kliniky Malvazinky v prostoru speciálně upraveném pro účely tohoto měření.

V rámci vstupního měření byl dodržován časový harmonogram, tak aby mohli být všichni respondenti změřeni v čas. Časové rozmezí na jednoho respondenta bylo přibližně pět minut, během kterých na něj bylo umístěno všech sedm senzorů potřebných k měření parametrů chůze, následně se počkalo na kalibraci přístroje, poté respondent ušel deset metrů v rámci zvoleného programu a zbytek času byl věnován odnímání senzorů z těla respondenta. Takto shodně se postupovalo u všech zbylých respondentů. Vstupní měření bylo provedeno na samotném počátku rehabilitačního pobytu, před absolvováním kterékoliv aktivity rehabilitačního programu, které pobyt poskytoval, aby nedošlo ke zkreslení výsledků měření.

V rámci výstupního měření bylo postupováno shodnou metodou jako při vstupním měření. Pořadí respondentů se zachovalo stejné jako při vstupním měření. Výstupní měření probíhalo na konci rehabilitačního pobytu, po absolvování všech naplánovaných aktivit v rámci rehabilitačního pobytu.

Naměřené výsledky ze vstupního a výstupního měření všech šesti respondentů byly získány formou PDF souborů z iPadu přiřazenému k BP. Vždy byl získán jeden PDF soubor ze vstupního měření a jeden PDF soubor z výstupního měření v rámci jednoho respondenta. Pro účely této bakalářské práce však nebylo potřebné vyhodnotit všechny naměřené parametry, které BP vyhodnocuje. Byly vybrány ty nejzásadnější parametry pro tuto práci a těmi jsou: průměrná hodnota trvání stojné a švihové fáze, průměrná hodnota úhlu chodidla vůči podložce při iniciálním kontaktu, průměrná hodnota úhlu kolena při iniciálním kontaktu a průměrná hodnota podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve ve frontální rovině.

Všechny tyto potřebné číselné a grafické údaje z PDF souborů byly z důvodu přehlednosti zpracovány v programu Microsoft Word do obrázků a tabulek a následně v rámci komentáře ke každému respondentovi byla tato data interpretována. Tabulky a obrázky jsou společně s komentářem a se získanými základními anamnestickými údaji sepsány v této práci v kapitole Kazuistiky. Vzhledem k tomu, že BP vyhodnocené údaje vypisuje v angličtině, popisky k číselným údajům byly přeloženy do češtiny, avšak u grafů byly zanechány názvy a zkratky v originálním jazyce. Proto je zde uvedeno pro vysvětlení, že označení R znamená pravá dolní končetina a označení L značí levou dolní končetinu. U souhrnných

grafů pro kotník, koleno a kyčel svislá úsečka značí hodnotu úhlového sklopení v sagitální rovině a vodorovná úsečka značí průběh krokového cyklu v procentech. U grafů znázorňujících rozdíl mezi stojnou a švihovou fází, Stance phase je označení pro stojnou fázi a Swing phase je označení pro švihovou fázi.

9 Kazuistiky

V kazuistikách jednotlivých respondentů jsou zaznamenány základní anamnestické údaje a tabulkově a grafově zpracovány naměřené údaje, které jsou pro přehlednost doplněny shrnutím.

9.1 Kazuistika respondentky 1

Pohlaví: žena

Věk: 20 let

Váha (bez protézy): 51 kg

Výška: 169 cm

Informace k amputaci: respondentka byla jednostranně amputována v místě levého stehna těsně nad kolenem, k amputaci došlo následkem úrazu (nehoda na skútru), amputace byla provedena v roce 2021 (srpen), v minulosti nebyly prováděny žádné reoperační výkony

Dřívější užívané protézy: v rámci pooperační péče respondentka dostala protézové prvo-vybavení, nicméně již v říjnu 2021 obdržela protézu s kolenním kloubem C-leg 4 (starší model)

Aktuálně využívaná protéza: respondentka momentálně využívá novější model kolenního kloubu C-leg 4, který má od ledna 2022, chodidlový dílec, který momentálně používá je Taleo

Prodělané úrazy a onemocnění: respondentka v minulosti prodělala zlomeninu pravého lokte (2012)

Aktuálně probíhající zdravotní komplikace: problémy se štítnou žlázou (od 2017)

Jiná zdravotní omezení: mírná skolióza páteře

Chronická medikace: Letrox 50 (na štítnou žlázu), Trittico 75 mg (proti úzkostem)

Zaměstnání před amputací: respondentka si přivydělávala brigádně v prodejně s hračkami

Zaměstnání po amputaci: nyní studuje na vysoké škole

Forma bydlení: respondentka bydlí v rodinném domě s rodinou

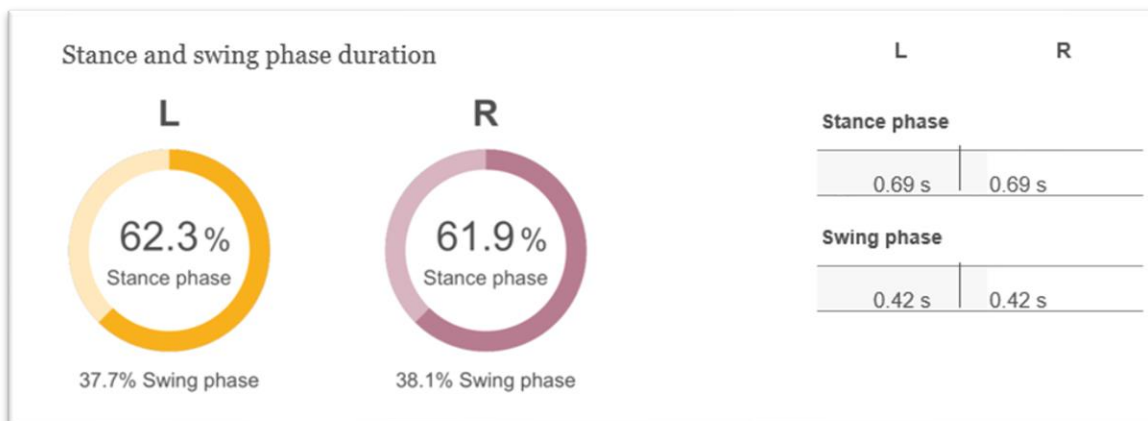
Typ bariér v bydlišti: schody

Volnočasové aktivity: sedící volejbal, rekreační běh, kreativní zájmy, trávení času s přáteli, cestování

Vstupní měření respondentky 1 pomocí BP

- Datum měření (den, měsíc, rok, čas): 15.08.2022, 9:00
- Zevní opora: nebyla
- Kadence (počet kroků za minutu): 115 kroků/min.

Obrázek 5 Vstupní měření fáze kroku u respondentky 1



Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Tabulka 3 Naměřené hodnoty vstupního měření pomocí BP u respondentky 1

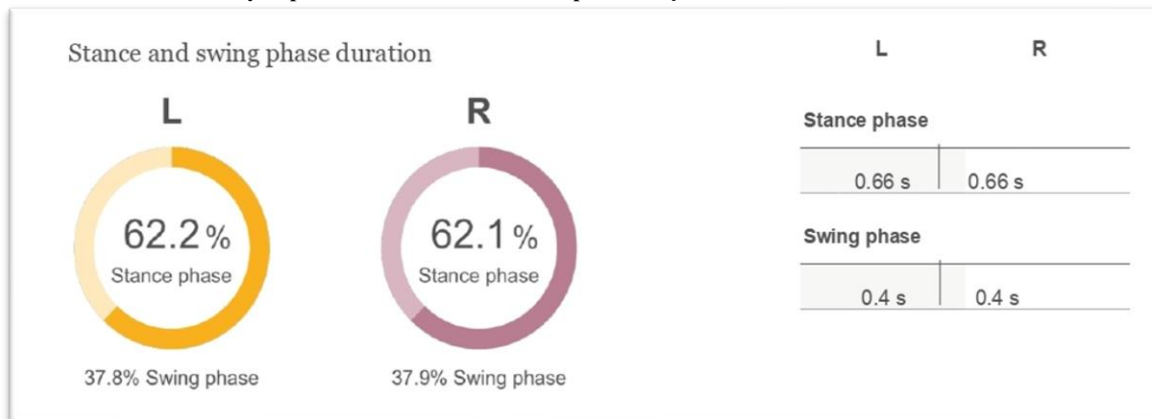
Měřený údaj	Výsledek levá dolní končetina	Výsledek pravá dolní končetina
Průměrná hodnota úhlu chodidla vůči podložce při iniciačním kontaktu (ve stupních)	22,7°	30°
Průměrná hodnota úhlu kolena při iniciačním kontaktu (ve stupních)	0°	-4,7°
Průměrná hodnota podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve ve frontální rovině (ve stupních)	0,8°	3,6°

Zdroj: vlastní

Výstupní měření respondentky 1 pomocí BP

- Datum měření (den, měsíc, rok, čas): 26.08.2022, 15:00
- Zevní opora: nebyla
- Kadence (počet kroků za minutu): 121 kroků/min.

Obrázek 6 Výstupní měření fáze kroku u respondentky 1



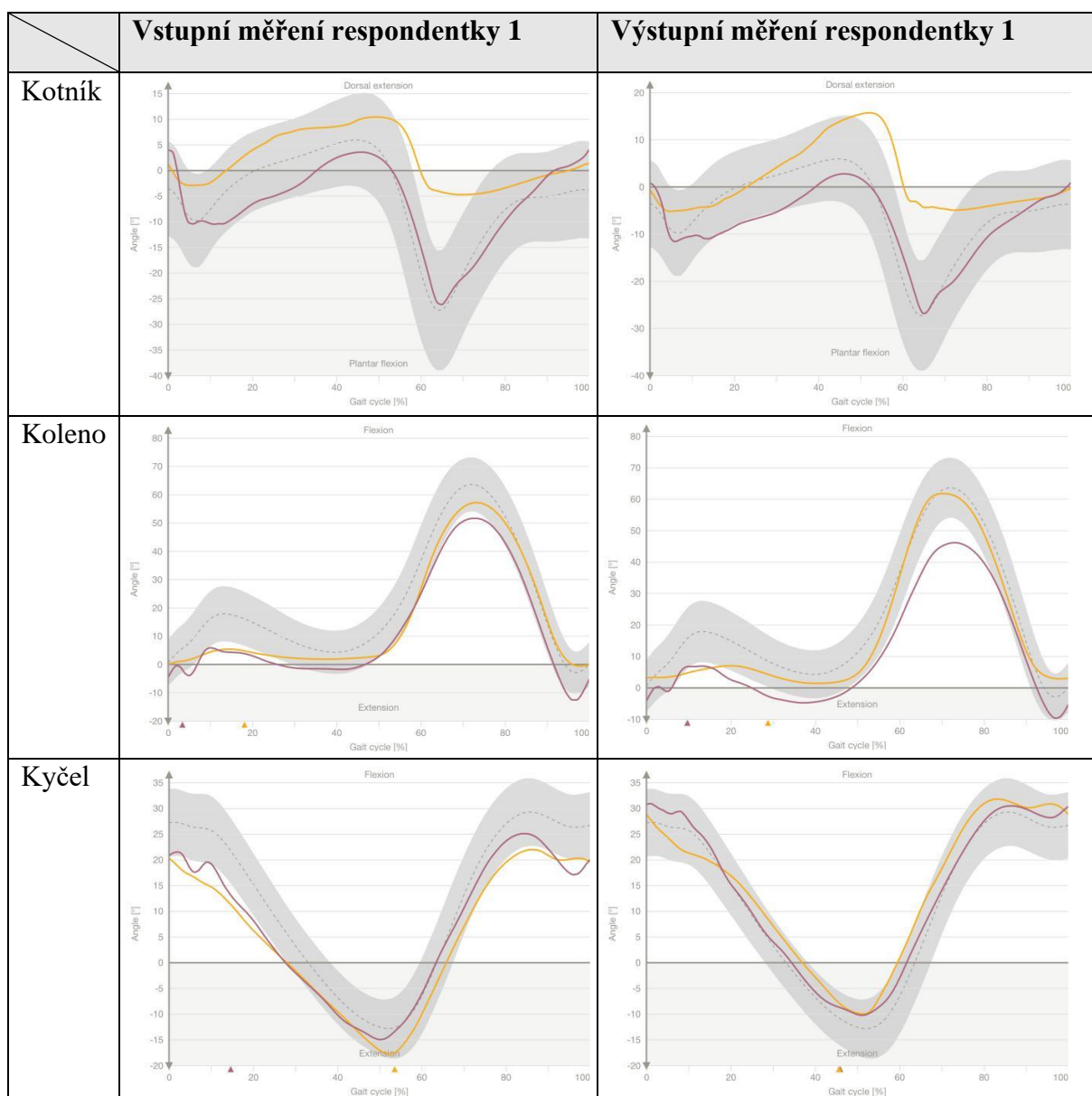
Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Tabulka 4 Naměřené hodnoty výstupního měření pomocí BP u respondentky 1

Měřený údaj	Výsledek levá dolní končetina	Výsledek pravá dolní končetina
Průměrná hodnota úhlu chodidla vůči podložce při iniciálním kontaktu (ve stupních)	21,4°	30,7°
Průměrná hodnota úhlu kolena při iniciálním kontaktu (ve stupních)	3,0°	-4,4°
Průměrná hodnota podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve ve frontální rovině (ve stupních)	1,4°	1,5°

Zdroj: vlastní

Tabulka 5 Grafické srovnání pohybů jednotlivých kloubů dolní končetiny u respondentky 1



Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Shrnutí naměřených hodnot u respondentky 1:

Z výsledných grafů a tabulek lze vyčíst, že se Respondentka 1 po skončení rehabilitačního pobytu pohybovala vyšší rychlostí. Hodnoty stojné a švihové fáze však zůstávaly na podobné úrovni jako před začátkem pobytu. Co se týče zbylých hodnot vztahujících se ke srovnání chůze respondentky s fyziologickou normou, můžeme se z tabulky 5 dozvědět, že hodnoty rozsahu pohybu v kotnících se za dobu rehabilitačního pobytu téměř nezměnily. Křivka pravého kotníku se pohybovala v rámci fyziologické normy, zatímco křivka levého kotníku značila nedostatečný rozsah do plantární flexe. Rozsahy v kolenních kloubech znamenaly menší změny, přičemž pohyb v levém koleni se přiblížil normě, za to rozsah do flexe v pravém koleni se mírně snížil. Mírná hyperextenze pravého kolena zůstávala na konci rehabilitačního pobytu podobná jako na začátku. Pohyby v kyčelních kloubech se více přiblížily normě, přičemž podklesávání pánve se na obou končetinách při výstupním měření svými výsledky přiblížilo vzájemně podobným hodnotám.

9.2 Kazuistika respondentky 2

Pohlaví: žena

Věk: 36 let

Váha (bez protézy): 89 kg

Výška: 175 cm

Informace k amputaci: respondentka byla jednostranně amputována v oblasti levého bérce zhruba 15 cm pod kolenem, amputace byla provedena z důvodu dlouhodobě neúspěšné léčby bérceových vředů, která trvala 10 let, respondentka se pro amputaci rozhodla dobrovolně v roce 2014 (září), během doby po amputaci respondentka nemusela podstoupit žádnou reoperaci

Dřívější užívané protézy: během osmi let po amputaci vystřídalala respondentka tři protézy, ale žádný konkrétní typ protézy, který dříve užívala si jmenovitě nepamatuje

Aktuálně využívaná protéza: respondentka od roku 2020 využívá svou v pořadí čtvrtou bérceovou protézu se systémem aktivního řízení objemu pahýlu typu Harmony P4 a chodidlem Taleo

Prodělané úrazy a onemocnění: respondentka uvedla, že si není vědoma žádných vážných prodělaných úrazů či onemocnění

Aktuálně probíhající zdravotní komplikace: respondentka žádné zdravotní komplikace neuvedla

Jiná zdravotní omezení: nejsou

Chronická medikace: není

Zaměstnání před amputací: respondentka před amputací pracovala jako pracovnice ve skladu

Zaměstnání po amputaci: respondentka od doby po amputaci pobírá plný invalidní důchod

Forma bydlení: respondentka bydlí v panelovém domě s rodinou

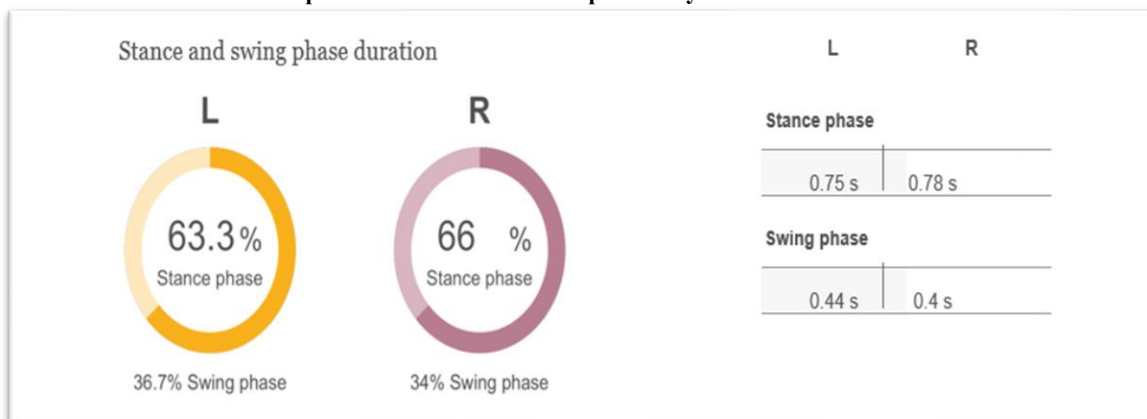
Typ bariér v bydlišti: schody

Volnočasové aktivity: procházky, plavání, wakeboarding

Vstupní měření respondentky 2

- Datum měření (den, měsíc, rok, čas): 15.08.2022, 9:05
- Zevní opora: nebyla
- Kadence (počet kroků za minutu): 121 kroků/min.

Obrázek 7 Vstupní měření fáze kroku u respondentky 2



Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Tabulka 6 Naměřené hodnoty vstupního měření pomocí BP u respondentky 2

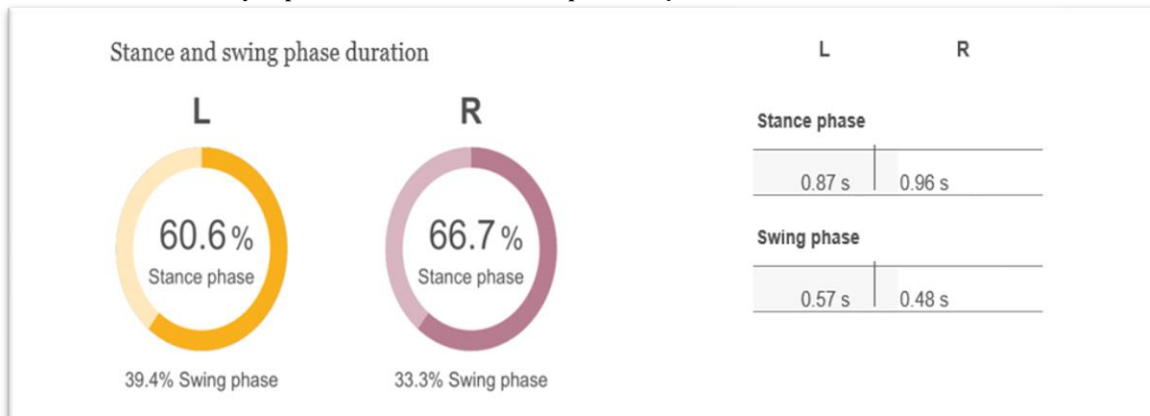
Měřený údaj	Výsledek levá dolní končetina	Výsledek pravá dolní končetina
Průměrná hodnota úhlu chodidla vůči podložce při iniciačním kontaktu (ve stupních)	19,9°	24,7°
Průměrná hodnota úhlu kolena při iniciačním kontaktu (ve stupních)	-3,5°	15,3°
Průměrná hodnota podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve ve frontální rovině (ve stupních)	6,1°	1,3°

Zdroj: vlastní

Výstupní měření respondentky 2

- Datum měření (den, měsíc, rok, čas): 26.08.2022, 15:05
- Zevní opora: nebyla
- Kadence (počet kroků za minutu): 88 kroků/min.

Obrázek 8 Výstupní měření fáze kroku u respondentky 2



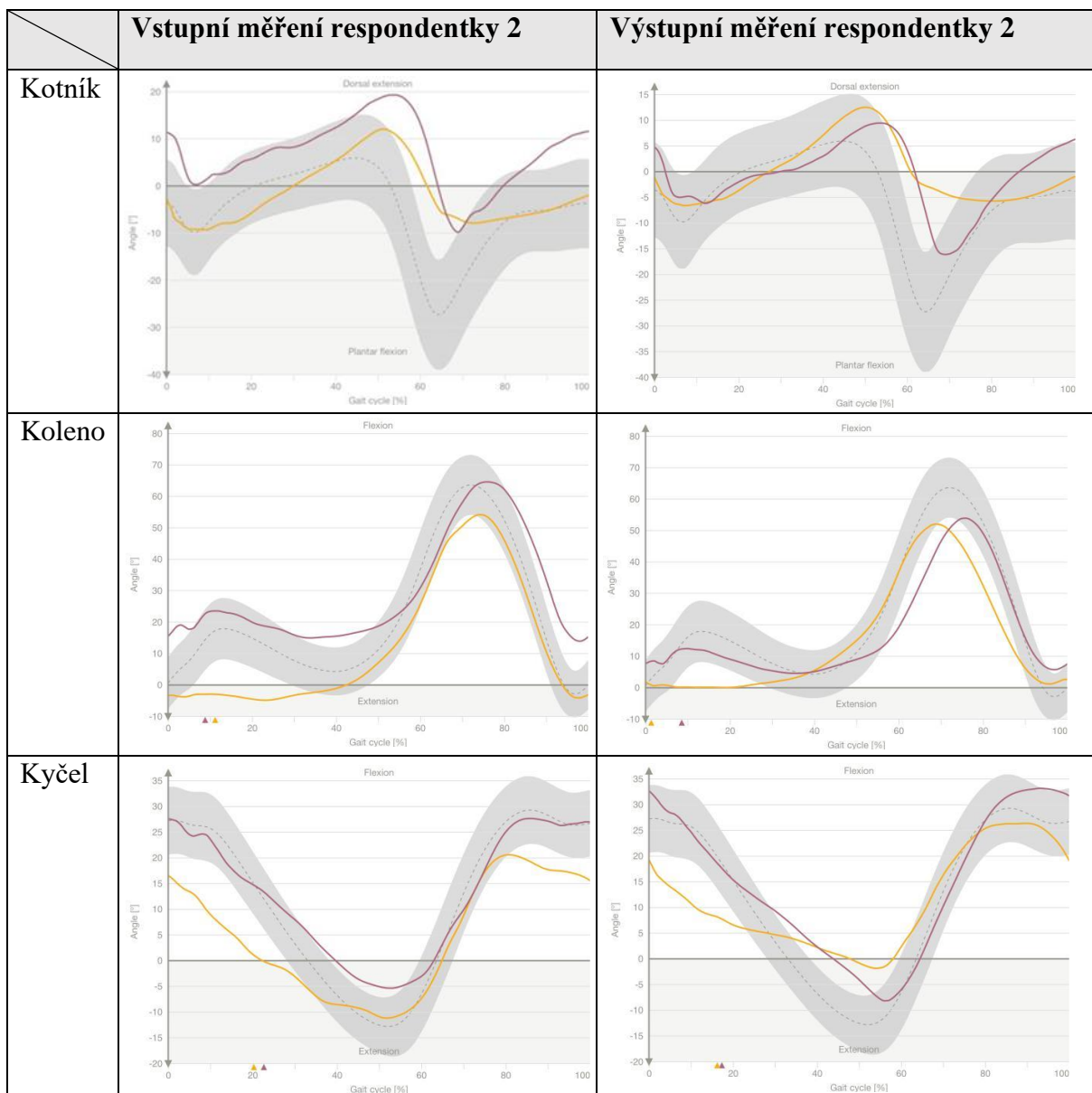
Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Tabulka 7 Naměřené hodnoty výstupního měření pomocí BP u respondentky 2

Měřený údaj	Výsledek levá dolní končetina	Výsledek pravá dolní končetina
Průměrná hodnota úhlu chodidla vůči podložce při iniciálním kontaktu (ve stupních)	19,7°	26,5°
Průměrná hodnota úhlu kolena při iniciálním kontaktu (ve stupních)	1,7°	7,5°
Průměrná hodnota podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve ve frontální rovině (ve stupních)	2,6°	2,9°

Zdroj: vlastní

Tabulka 8 Grafické srovnání pohybů jednotlivých kloubů dolní končetiny u respondentky 2



Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Shrnutí naměřených hodnot u respondentky 2:

Z naměřených hodnot u Respondentky 2 vyplývá, že v rámci výstupního měření šla respondentka výrazně pomalejší chůzí než při vstupním měření. U výsledných hodnot stojné ku švihové fázi si lze všimnout větší změny mezi vstupním a výstupním měřením u levé dolní končetiny. Ze srovnávací tabulky 8 můžeme vyzorovat, že v rámci výstupního měření se hodnoty rozsahu pohybu v kotníku na pravé dolní končetině významněji přiblížily fyziologické normě, zatímco hodnoty levého kotníku zůstávaly téměř beze změny s nedostatečným rozsahem do plantární flexe. Rozsahy pohybu v kolenou při výstupním měření dosahovaly podobných hodnot, přičemž k fyziologické normě flexe kolenou chybělo několik stupňů. Oproti vstupnímu měření, při výstupním měření nepřepadávalo již levé koleno do hyperextenze při iniciálním kontaktu. Z grafického znázornění rozsahů pohybů v kyčelních kloubech lze usuzovat viditelné odchýlení od normy u obou kloubů při srovnání grafů z obou měření. Více se však zmenšil rozsah extenze u levého kyčelního kloubu, a to i přesto, že výsledné hodnoty podklesávání pánve na obou stranách byly na podobných číslech.

9.3 Kazuistika respondenta 3

Pohlaví: muž

Věk: 57 let

Váha (bez protézy): 90 kg

Výška: 188 cm

Informace k amputaci: respondent byl původně jednostranně amputován pod levým kolenem, avšak nedlouho poté byla kvůli problémům s prokrvením provedena reamputace v oblasti těsně nad kolenem, původní amputace byla provedena jako následek po nehodě na motorce v roce 2021 (květen), v době výzkumu měl respondent naplánovanou další reoperaci z důvodu vzniklé kalcifikace v pahýlu

Dřívější užívané protézy: nejprve respondent užíval protézu s kolenním kloubem typu 3R15, následně užíval protézu vybavenou kolenním kloubem Kenevo

Aktuálně využívaná protéza: respondent aktuálně od počátku roku 2022 využívá stehenní protézu vybavenou kolenním kloubem C-leg 4 s chodidlovým dílcem typu Taleo

Prodělané úrazy a onemocnění: při nehodě (kvůli které prodělal amputaci) si respondent také nalomil několik obrátů a zlomil si pravou ruku v oblasti humeru

Aktuálně probíhající zdravotní komplikace: respondent od roku 2015 trpí onemocněním diabetes mellitus 2. typu

Jiná zdravotní omezení: nejsou

Chronická medikace: Synjardy (na diabetes mellitus)

Zaměstnání před amputací: respondent pracoval před amputací na pozici zdravotnický záchranář

Zaměstnání po amputaci: od doby po amputaci respondent pobírá plný invalidní důchod

Forma bydlení: respondent bydlí sám v rodinném domě

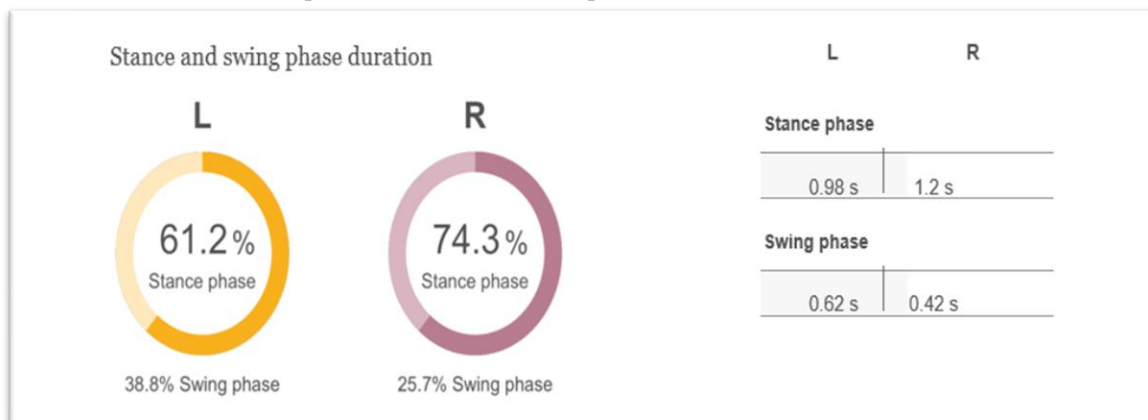
Typ bariér v bydlišti: schody

Volnočasové aktivity: respondent pomáhá s trénováním mladých veslařů, kromě toho sám provozuje volejbal v sedě a hraje s přáteli mariáš

Vstupní měření respondenta 3

- Datum měření (den, měsíc, rok, čas): 15.08.2022, 9:10
- Zevní opora: nebyla
- Kadence (počet kroků za minutu): 68 kroků/min.

Obrázek 9 Vstupní měření fáze kroku u respondenta 3



Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Tabulka 9 Naměřené hodnoty vstupního měření pomocí BP u respondenta 3

Měřený údaj	Výsledek	
	levá dolní končetina	pravá dolní končetina
Průměrná hodnota úhlu chodidla vůči podložce při iniciačním kontaktu (ve stupních)	12,9°	15,8°
Průměrná hodnota úhlu kolena při iniciačním kontaktu (ve stupních)	7°	-6,8°
Průměrná hodnota podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve ve frontální rovině (ve stupních)	2,6°	1,1°

Zdroj: vlastní

Výstupní měření respondenta 3

- Datum měření (den, měsíc, rok, čas): 26.08.2022, 15:10
- Zevní opora: nebyla
- Kadence (počet kroků za minutu): 77 kroků/min.

Obrázek 10 Výstupní měření fáze kroku u respondenta 3



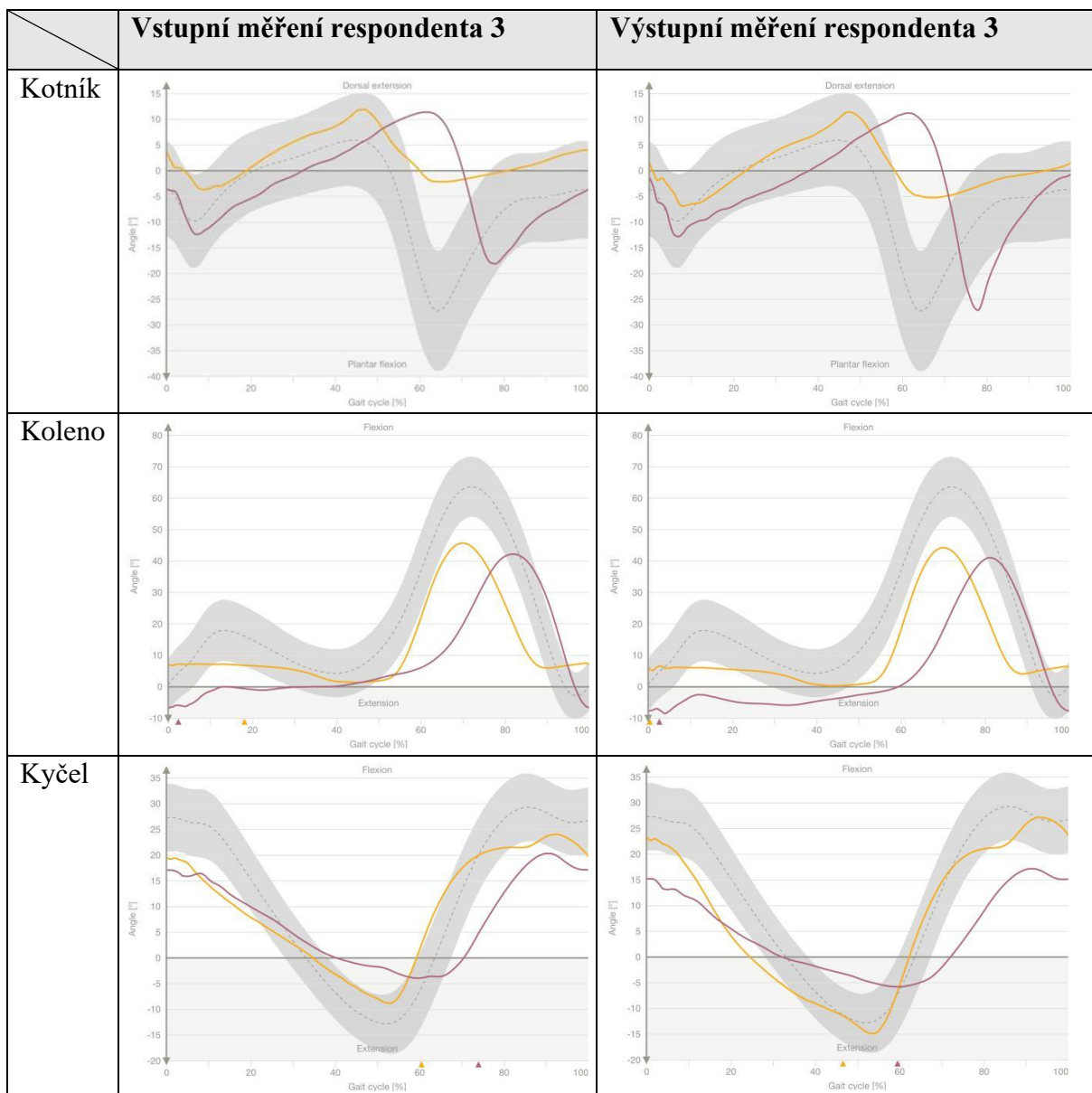
Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Tabulka 10 Naměřené hodnoty výstupního měření pomocí BP u respondenta 3

Měřený údaj	Výsledek levá dolní končetina	Výsledek pravá dolní končetina
Průměrná hodnota úhlu chodidla vůči podložce při iniciálním kontaktu (ve stupních)	14,4°	22,1°
Průměrná hodnota úhlu kolena při iniciálním kon- taktu (ve stupních)	6,1°	-7,9°
Průměrná hodnota podklesávání kontralaterální po- loviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve ve frontální rovině (ve stupních)	3,2°	1°

Zdroj: vlastní

Tabulka 11 Grafické srovnání pohybů jednotlivých kloubů dolní končetiny u respondenta 3



Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Shrnutí naměřených hodnot u respondenta 3:

Respondent 3 šel dle výsledků měření mírně rychlejší chůzí při výstupním měření. Změny ve stojné fázi však během obou měření zůstaly na téměř stejné úrovni. Respondent měl také kvůli nestejně době stojné fáze na končetinách posunutou křivku znázorňující pohyby v kloubech mimo fyziologickou normu cyklu chůze. Více byla tato odchylka znatelná na pravé dolní končetině. Z grafického srovnání pohybů v kloubech z tabulky 11 lze vyčíst, že při konečném měření se zvýšil rozsah obou kotníků do plantární flexe s tím, že větší zlepšení lze pozorovat u pravého kotníku. Rozsahy pohybů obou kolenních kloubů zůstaly při obou měřeních na podobné úrovni se sníženými rozsahy do flexe s tím, že u pravého kolena se při výstupním měření zjistila vyšší hodnota hyperextenze. U kyčelních kloubů bylo zjištěno, že rozsahy v levé kyčli se při výstupním měření významně přiblížily fyziologické normě, a to jak do flexe, tak i do extenze, zatímco rozsahy v pravé kyčli se téměř nezměnily. Výsledky výstupního měření také odhalily, že podklesávání pánve při stoji na levé končetině se mírně zhoršilo.

9.4 Kazuistika respondenta 4

Pohlaví: muž

Věk: 49 let

Váha (bez protézy): 73 kg

Výška: 172 cm

Informace k amputaci: respondent byl po jednostranné amputaci v oblasti levého stehna těsně nad kolenem, k amputaci došlo následkem dopravní nehody v roce 2021 (duben), od té doby respondent neprodělal žádnou reoperaci, avšak na jeho pahýlu byly zjištěny problémy s kalcifikacemi, které byly v době výzkumu ve stádiu zpřesňování rozsahu potíží

Dřívější užívané protézy: respondent během doby před výzkumem vystřídal několik protéz, první protéza obsahovala kolenní kloub typu 3R90, následně dostal protézu s kolenním kloubem typu Kenevo, posléze protézu s kolenním kloubem typu 3R60 a poté protézu s kolenním kloubem typu 3R95

Aktuálně využívaná protéza: respondent v době výzkumu užíval teprve od počátku srpna 2022 protézu s kolenním kloubem C-leg 4 s chodidlovým dílcem typu Taleo

Prodělané úrazy a onemocnění: respondent prodělal v roce 2017 pupeční kýlu

Aktuálně probíhající zdravotní komplikace: respondent žádné další zdravotní komplikace neuvedl

Jiná zdravotní omezení: zhoršený zrak, značné problémy při vyměšování a v sexuálním životě, bolesti kvůli kalcifikacím na pahýlu, fantomové bolesti

Chronická medikace: Lyrica 300 mg (na neuropatické bolesti), Palgotal 150 mg (na bolest)

Zaměstnání před amputací: respondent pracoval před amputací v několika zaměstnáních, a to jako automechanik, řidič kamionu, strojník a dělník

Zaměstnání po amputaci: respondent od doby po amputaci pobírá plný invalidní důchod

Forma bydlení: respondent bydlí v rodinném domě, s partnerkou a jejími dvěma syny

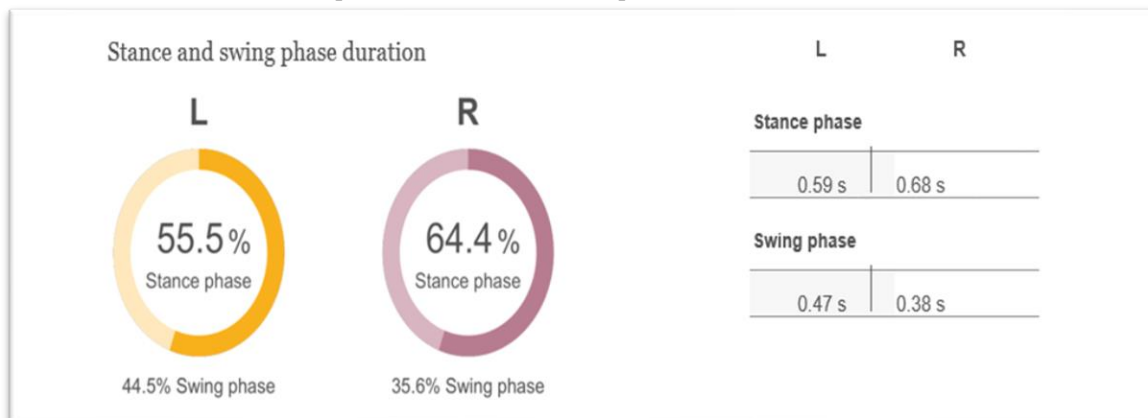
Typ bariér v bydlišti: schody

Volnočasové aktivity: respondent se ve volném čase věnuje motorismu a renovacím veteránských vozidel

Vstupní měření respondenta 4

- Datum měření (den, měsíc, rok, čas): 15.08.2022, 9:15
- Zevní opora: nebyla
- Kadence (počet kroků za minutu): 125 kroků/min.

Obrázek 11 Vstupní měření fáze kroku u respondenta 4



Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Tabulka 12 Naměřené hodnoty vstupního měření pomocí BP u respondenta 4

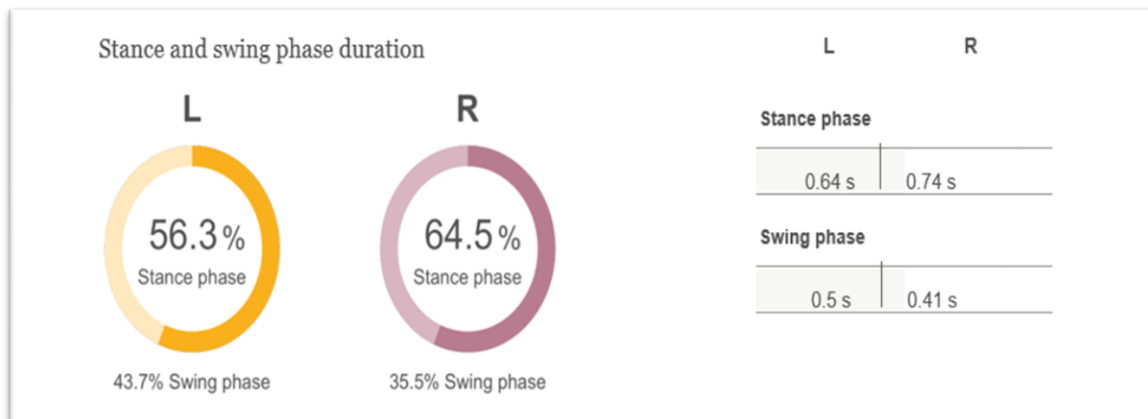
Měřený údaj	Výsledek	
	levá dolní končetina	pravá dolní končetina
Průměrná hodnota úhlu chodidla vůči podložce při iniciačním kontaktu (ve stupních)	26,3°	37°
Průměrná hodnota úhlu kolena při iniciačním kontaktu (ve stupních)	0°	-4,2°
Průměrná hodnota podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve ve frontální rovině (ve stupních)	6,6°	0°

Zdroj: vlastní

Výstupní měření respondenta 4

- Datum měření (den, měsíc, rok, čas): 26.08.2022, 15:15
- Zevní opora: nebyla
- Kadence (počet kroků za minutu): 111 kroků/min.

Obrázek 12 Výstupní měření fáze kroku u respondenta 4



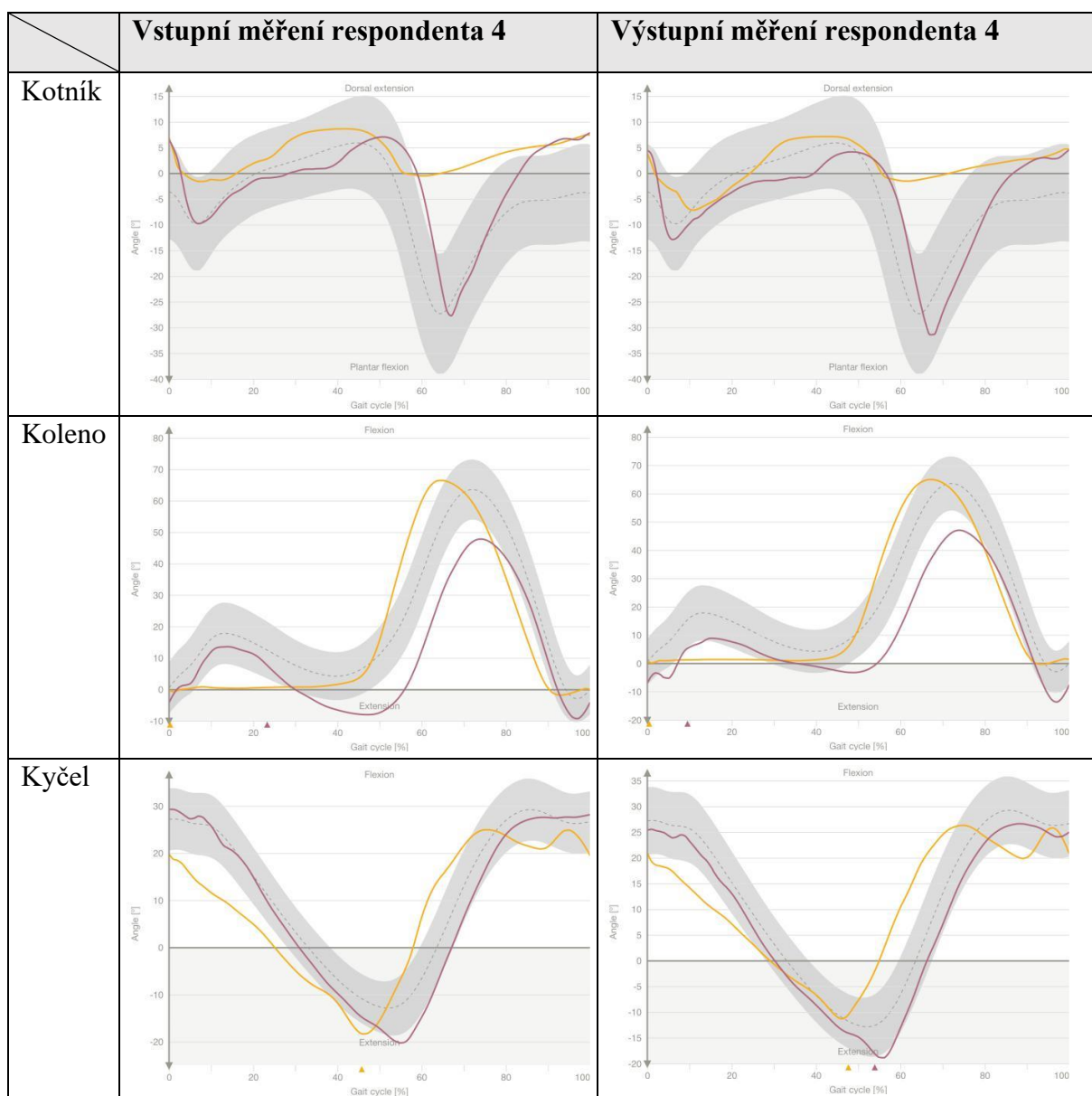
Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Tabulka 13 Naměřené hodnoty výstupního měření pomocí BP u respondenta 4

Měřený údaj	Výsledek levá dolní končetina	Výsledek pravá dolní končetina
Průměrná hodnota úhlu chodidla vůči podložce při iniciálním kontaktu (ve stupních)	25,9°	32,8°
Průměrná hodnota úhlu kolena při iniciálním kontaktu (ve stupních)	-0,9°	-7°
Průměrná hodnota podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve ve frontální rovině (ve stupních)	3,3°	1,6°

Zdroj: vlastní

Tabulka 14 Grafické srovnání pohybů jednotlivých kloubů dolní končetiny u respondenta 4



Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Shrnutí naměřených hodnot u respondenta 4:

Rychlost chůze respondenta 4 byla při výstupním měření o něco pomalejší než při vstupním. Rozdíly mezi stojnou fází u obou měření byly minimální, avšak s větším rozdílem u levé dolní končetiny. Pohyby v kotnících se během pobytu téměř nezměnily, jak lze pozorovat z grafů v tabulce 14. Levý kotník téměř nebyl schopen dorzální flexe ani při jednom měření. Pravý kotník se při výstupním měření přiblížil svým časováním i rozsahy k fyziologické normě, přičemž rozsah do dorzální flexe se ještě více prohloubil. Co se týče rozsahů pohybu v kolenních kloubech, celkový výstupní graf se od vstupního téměř nelišil. Bylo zjištěno, že u obou kolen se při výstupním měření objevovala hyperextenze při iniciálním kontaktu, u levého kolena jen minimální, ale u pravého výrazně vyšší než při vstupním měření. Odvíjení levého kolena při cyklu chůze se však celkově při výstupním měření na rozdíl od pravého kolena více přiblížilo fyziologické normě. Průběh pohybů v kyčlích se při výstupním měření změnil výrazněji u levé dolní končetiny. Zatímco pohyb v pravé kyčli se odvíjel v rámci fyziologické normy až na prodlouženou extenzi, levá kyčel nedosahovala během výstupního měření ideální flexe ani extenze. Navíc se pohyb levé kyčle z části odvíjel mimo fyziologický rytmus chůze. Co se týče změn v podklesávání pánve během pobytu, při stojné fázi na levé končetině se podklesávání výrazně zmenšilo, avšak při stoji na pravé končetině se pokles pánve při výstupním měření objevil.

9.5 Kazuistika respondentky 5

Pohlaví: žena

Věk: 33 let

Váha (bez protézy): 92 kg

Výška: 173 cm

Informace k amputaci: respondentka byla po jednostranné amputaci v oblasti levého bérce těsně pod kolenem, k amputaci došlo, když respondentce byly tři roky, kvůli vrozené vývojové vadě v roce 1992, kdy bylo na výběr buď nohu nechat a chirurgicky se jí snažit narovnávat s vidinou i tak omezené hybnosti nebo provést amputaci s tím, že se na protézu rychleji adaptuje, v následných letech respondentka prodělala nespočet reoperací kvůli postupnému růstu, reoperace probíhaly v přibližném intervalu jednou za dva až tři roky

Dřívější užívané protézy: respondentka za dobu od amputace vystřídala mnoho protéz, avšak předchozí typy protéz si nepamatuje

Aktuálně využívaná protéza: respondentka od roku 2019 využívá protézu se systémem řízení objemu pahýlu typu Harmony P3 a chodidlem Pro-Flex LP Align

Prodělané úrazy a onemocnění: respondentka neuvedla žádné onemocnění či úraz

Aktuálně probíhající zdravotní komplikace: respondentka aktuálně netrpí dalšími zdravotními komplikacemi

Jiná zdravotní omezení: vrozená vývojová vada pravého zápěstí a ruky, tyto části pravé horní končetiny nejsou dovyvinuty a kvůli nim nemá respondentka schopnost úchopu

Chronická medikace: respondentka neužívá žádnou medikaci

Zaměstnání před amputací: tím, že respondentka prodělala amputaci v dětském věku, před amputací neměla žádné zaměstnání

Zaměstnání po amputaci: respondentka pobírá částečný invalidní důchod a k němu dříve prováděla různé brigády, v době výzkumu je zaměstnána v administrativě v obchodním oddělení

Forma bydlení: respondentka bydlí v panelovém domě, s manželem a dvěma syny

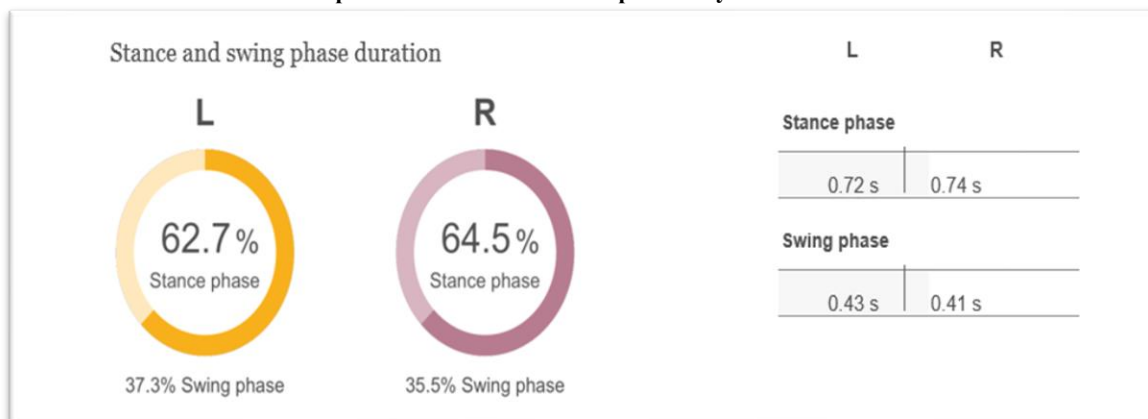
Typ bariér v bydlišti: schody

Volnočasové aktivity: respondentka ráda provozuje různorodé výlety, zážitkové akce, jízdu na kole, seskoky padákem, plavání a také ráda chodí do čajovny a kina

Vstupní měření respondentky 5

- Datum měření (den, měsíc, rok, čas): 15.08.2022, 9:20
- Zevní opora: nebyla
- Kadence (počet kroků za minutu): 111 kroků/min.

Obrázek 13 Vstupní měření fáze kroku u respondentky 5



Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Tabulka 15 Naměřené hodnoty vstupního měření pomocí BP u respondentky 5

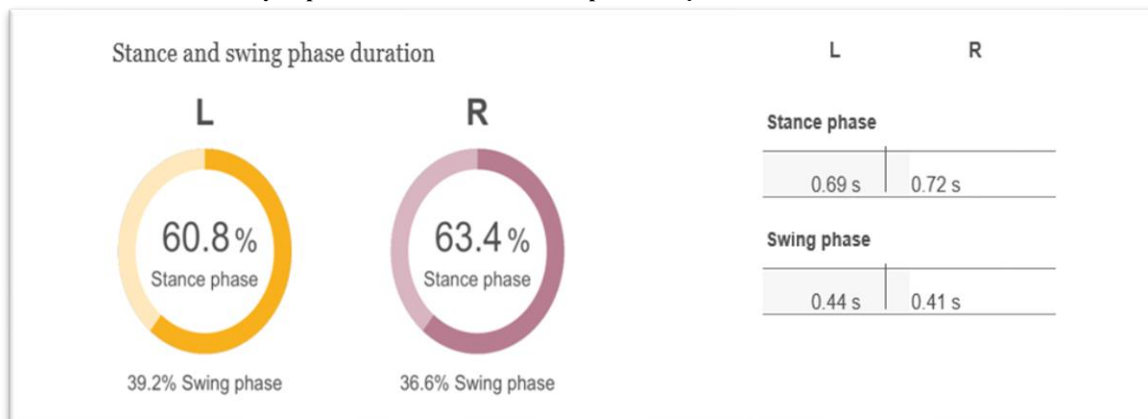
Měřený údaj	Výsledek levá dolní končetina	Výsledek pravá dolní končetina
Průměrná hodnota úhlu chodidla vůči podložce při iniciálním kontaktu (ve stupních)	26,6°	36,5°
Průměrná hodnota úhlu kolena při iniciálním kontaktu (ve stupních)	-15,8°	-14,8°
Průměrná hodnota podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve ve frontální rovině (ve stupních)	0°	5,3°

Zdroj: vlastní

Výstupní měření respondentky 5

- Datum měření (den, měsíc, rok, čas): 26.08.2022, 15:20
- Zevní opora: nebyla
- Kadence (počet kroků za minutu): 113 kroků/min.

Obrázek 14 Výstupní měření fáze kroku u respondentky 5



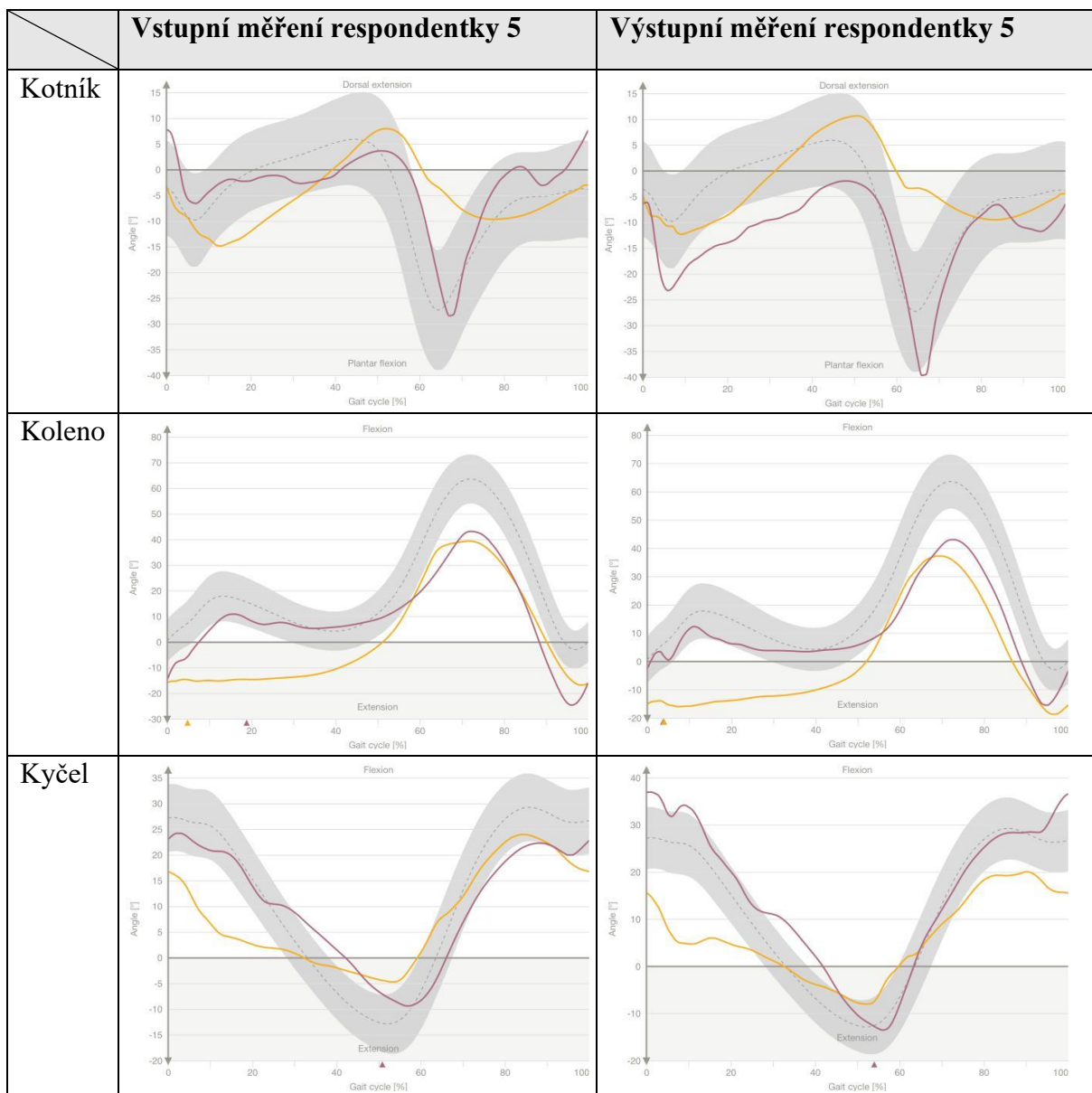
Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Tabulka 16 Naměřené hodnoty výstupního měření pomocí BP u respondentky 5

Měřený údaj	Výsledek levá dolní končetina	Výsledek pravá dolní končetina
Průměrná hodnota úhlu chodidla vůči podložce při iniciálním kontaktu (ve stupních)	25,8°	20,3°
Průměrná hodnota úhlu kolena při iniciálním kontaktu (ve stupních)	-15,1°	-2,7°
Průměrná hodnota podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve ve frontální rovině (ve stupních)	0°	8°

Zdroj: vlastní

Tabulka 17 Grafické srovnání pohybů jednotlivých kloubů dolní končetiny u respondentky 5



Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Shrnutí naměřených hodnot u respondentky 5:

Výsledky měření Respondentky 5 ukázaly, že během obou měření šla velice podobnou rychlostí. Na hodnotách stojné ku švihové fázi si lze všimnout posunu mezi vstupním a výstupním měřením u obou končetin. Z tabulky 17 je vidět, že už při vstupním měření měla respondentka problém s konstantním odvíjením pohybu v pravém kotníku. To lze poznat díky četným menším výchylkám křivky pohybu pravého kotníku výrazně se odlišujících od křivky značící fyziologickou normu. V rámci výstupního měření u pravého kotníku vymizela dorzální flexe a narostla hodnota plantární flexe lehce převyšující hranici normy. Pohyby v levém kotníku zůstaly téměř nezměněny s nedostatečným rozsahem do plantární flexe. Grafy značící pohyby kolen si byly podobné při vstupním i výstupním měření, avšak průměrná hodnota hyperextenze kolena při iniciálním kontaktu zůstala u levé končetiny takřka beze změny, ale u pravého kolena se hodnota hyperextenze významně snížila. Obě kolena měla během krokového cyklu obou měření výrazný nedostatek rozsahu pohybu do flexe. Levému kyčelnímu kloubu v obou měřeních chyběl rozsah jak do flexe, tak i do extenze, přičemž při vstupním měření spíše do extenze a při výstupním spíše do flexe. Grafy zobrazující pohyb kyčlí během výstupního měření odhalily, že odvíjení pravého kyčelního kloubu se pohybuje v rámci normy, až na příliš velké hodnoty flexe kyčle a četné výchylky křivky značící nekonstantní odvíjení pohybu na počátku cyklu chůze. Poslední údaj, kterého si lze všimnout je, že podklesávání pánve při stojné fázi na levé dolní končetině se nezměnilo, ale podklesávání pánve při stojné fázi na pravé dolní končetině se zhoršilo.

9.6 Kazuistika respondentky 6

Pohlaví: žena

Věk: 49 let

Váha (bez protézy): 72 kg

Výška: 164 cm

Informace k amputaci: respondentka byla po jednostranné amputaci v oblasti proximální třetiny pravého bérce, amputace byla provedena jako následek dopravní nehody v roce 2011 (červenec), respondentka posléze v listopadu 2013 podstoupila reoperaci pahýlu z důvodu zkrácení kosti

Dřívější užívané protézy: respondentka během jedenácti let od amputace vystřídala několik typů protéz, avšak počet ani typy dříve užívaných protéz si nepamatuje až na ten poslední, kterým byla bércová protéza se systémem řízení objemu pahýlu typu Harmony P3 a chodidlem Pro-Flex XC, kterou využívala od roku 2017 do února 2022

Aktuálně využívaná protéza: respondentka nyní využívá od února 2022 novou bércovou protézu se systémem aktivního řízení objemu pahýlu typu Harmony P4 s chodidlem Pro-Flex Pivot

Prodělané úrazy a onemocnění: respondentka neuvedla žádné další prodělané úrazy ani onemocnění

Aktuálně probíhající zdravotní komplikace: nejsou

Jiná zdravotní omezení: bolesti zad

Chronická medikace: není

Zaměstnání před amputací: respondentka před amputací pracovala na pozici programátorky vypalovacího stroje

Zaměstnání po amputaci: respondentka po amputaci pracuje jako pracovnice v administrativě

Forma bydlení: respondentka bydlí v rodinném domě, s rodinou

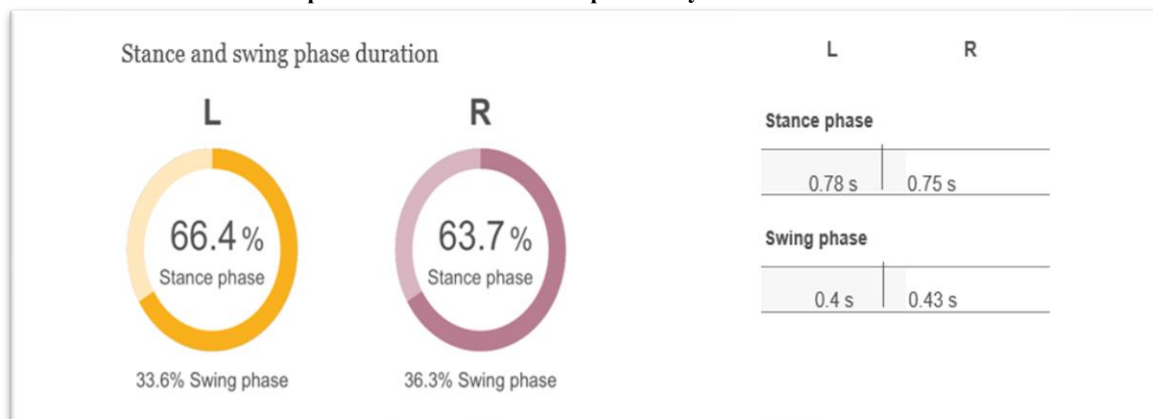
Typ bariér v bydlišti: schody

Volnočasové aktivity: respondentka se aktivně věnuje lyžování a plavání

Vstupní měření respondentky 6

- Datum měření (den, měsíc, rok, čas): 15.08.2022, 9:25
- Zevní opora: nebyla
- Kadence (počet kroků za minutu): 108 kroků/min.

Obrázek 15 Vstupní měření fáze kroku u respondentky 6



Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Tabulka 18 Naměřené hodnoty vstupního měření pomocí BP u respondentky 6

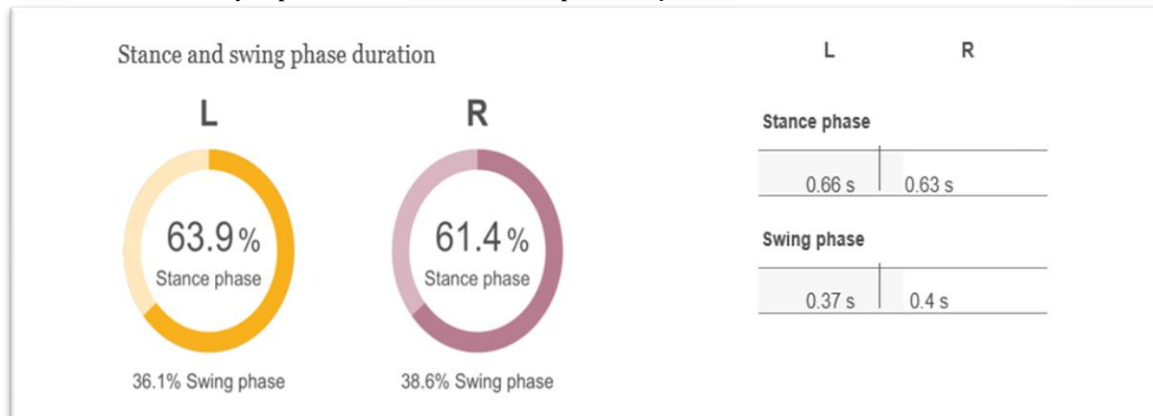
Měřený údaj	Výsledek levá dolní končetina	Výsledek pravá dolní končetina
Průměrná hodnota úhlu chodidla vůči podložce při iniciálním kontaktu (ve stupních)	25,1°	28,7°
Průměrná hodnota úhlu kolena při iniciálním kontaktu (ve stupních)	-12,9°	-14,2°
Průměrná hodnota podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve ve frontální rovině (ve stupních)	3,5°	3,4°

Zdroj: vlastní

Výstupní měření respondentky 6

- Datum měření (den, měsíc, rok, čas): 26.08.2022, 15:25
- Zevní opora: nebyla
- Kadence (počet kroků za minutu): 124 kroků/min.

Obrázek 16 Výstupní měření fáze kroku u respondentky 6



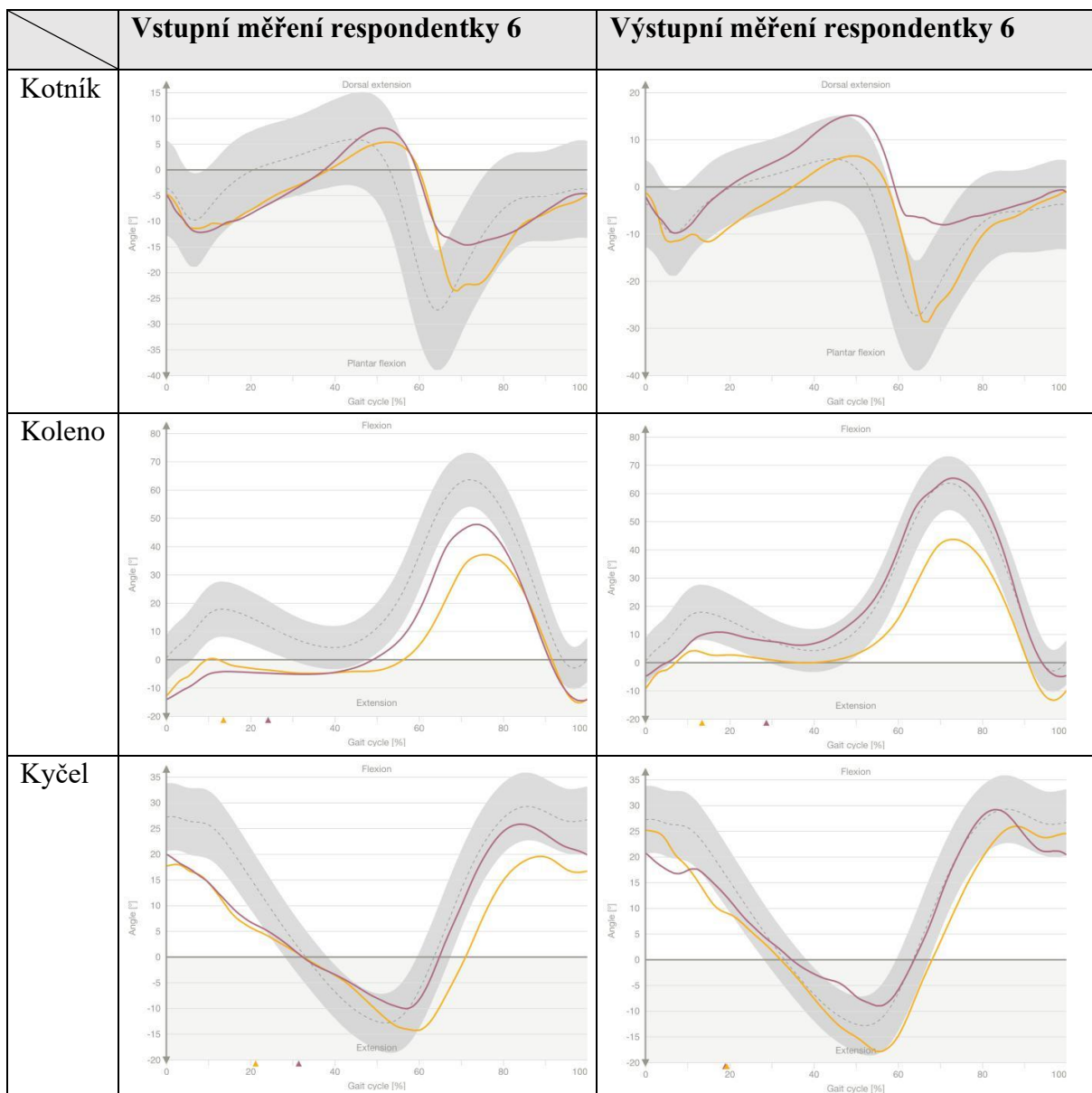
Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Tabulka 19 Naměřené hodnoty výstupního měření pomocí BP u respondentky 6

Měřený údaj	Výsledek levá dolní končetina	Výsledek pravá dolní končetina
Průměrná hodnota úhlu chodidla vůči podložce při iniciálním kontaktu (ve stupních)	31,8°	27,8°
Průměrná hodnota úhlu kolena při iniciálním kontaktu (ve stupních)	-9,4°	-5°
Průměrná hodnota podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve ve frontální rovině (ve stupních)	7,5°	3,2°

Zdroj: vlastní

Tabulka 20 Grafické srovnání pohybů jednotlivých kloubů dolní končetiny u respondentky 6



Zdroj: Bionic Pro (upraveno)

Shrnutí naměřených hodnot u respondentky 6:

Respondentka 6 šla v rámci výstupního měření značně rychlejší chůzí než při vstupním měření. Dále bylo zjištěno, že v rámci výstupního měření se u respondentky projevilo zlepšení rozsahu pohybu v levém kotníku do plantární flexe, na rozdíl od pravého kotníku, kde se tento rozsah mírně snížil. Z tabulky 20 lze dále vyčíst i to, že se zlepšily rozsahy obou kolenních kloubů do flexe. Zatímco pravý kolenní kloub dosahoval při výstupním měření takřka fyziologické normy, levý se zlepšil o poznání méně. Také hyperextenze při iniciálním kontaktu se u obou kolen pozitivně snížila, u levého kolena méně výrazně a u pravého o téměř dvě třetiny původně naměřené vstupní hodnoty. Levý kyčelní kloub se v rámci výstupního měření více přiblížil fyziologické normě, než tomu bylo při vstupním měření, a to hlavně v rozsahu do flexe. Pravý kyčelní kloub zůstával na podobných hodnotách jako při vstupním měření. Výstupní naměřené hodnoty obou kyčlí se pohybovaly téměř po celou dobu v rozsahu fyziologické normy. Podklesávání pánve však bylo horší v rámci výstupního měření při stejné fázi na levé končetině, oproti tomu ve stejné fázi na pravé končetině se tento údaj lehce zlepšil.

10 VÝSLEDKY

Ve výsledcích práce jsou souhrnně prezentována a interpretována výsledná data, která byla podkladem pro vyhodnocení výzkumných otázek.

Výzkumná otázka 1.

Jak se změnilы výsledky naměřených hodnot stejné fáze u respondentů po absolvování dvoutýdenního rehabilitačního pobytu?

Tabulka 21 Souhrn naměřených hodnot stejné fáze ze vstupního a výstupního měření všech respondentů

	Vstupní měření		Výstupní měření	
	L	R	L	R
Levá dolní končetina (L)				
Pravá dolní končetina (R)				
Respondentka 1	0,69 s (62,3 %)	0,69 s (61,9 %)	0,66 s (62,2 %)	0,66 s (62,1 %)
Respondentka 2	0,75 s (63,3 %)	0,78 s (66 %)	0,87 s (60,6 %)	0,96 s (66,7 %)
Respondent 3	0,98 s (61,2 %)	1,2 s (74,3 %)	0,99 s (61 %)	1,2 s (74,1 %)
Respondent 4	0,59 s (55,5 %)	0,68 s (64,4 %)	0,64 s (56,3 %)	0,74 s (64,5 %)
Respondentka 5	0,72 s (62,7 %)	0,74 s (64,5 %)	0,69 s (60,8 %)	0,72 s (63,4 %)
Respondentka 6	0,78 s (66,4 %)	0,75 s (63,7 %)	0,66 s (63,9 %)	0,63 s (61,4 %)

Zdroj: vlastní

Tabulka 21 znázorňuje souhrn vstupních a výstupních měření u všech šesti respondentů. Primární údaje (v tabulce vypsány vždy v levé části políčka) jsou psány v sekundách a v závorkách (v pravé části políčka) je zaznamenán údaj kolik procent z krokového cyklu tvořila u respondentů stejná fáze. Rozdíly v krokovém cyklu se odehrávají v rámci desetin až setin sekundy.

Tabulka 22 Srovnání změn parametrů ve stejné fázi u respondentů po ukončení rehabilitačního pobytu

	Číselný údaj značící výsledné hodnoty stejné fáze u respondentů po absolvování rehabilitačního pobytu	
	L	R
Dolní končetiny		
Respondentka 1	-0,03 s (0,1 %)	-0,03 s (0,2 %)
Respondentka 2	+0,12 s (2,7 %)	+0,18 s (0,7 %)
Respondent 3	+0,01 s (0,2 %)	-0 s (0,2 %)
Respondent 4	+0,05 s (0,8 %)	+0,06 s (0,1 %)
Respondentka 5	-0,03 s (1,9 %)	-0,02 s (1,1 %)
Respondentka 6	-0,12 s (2,5 %)	-0,12 s (2,3 %)

Zdroj: vlastní

V tabulce 22 jsou v jednotlivých políčkách zaznamenána čísla znázorňující o jakou výslednou časovou a procentuální hodnotu se změnila parametry stejné fáze u jednotlivých respondentů. V modrých políčkách jsou záporným znaménkem označeny výsledné hodnoty, které ukazují na to o kolik se zkrátila stejná fáze při měření na konci pobytu. V červených políčkách jsou kladným znaménkem označeny hodnoty, které znázorňují o kolik se stejná fáze při závěrečném měření prodloužila.

Tabulka 23 Srovnání vstupních a výstupních hodnot stejné fáze v procentech

Končetiny	L		R	
	Vstupní	Výstupní	Vstupní	Výstupní
Respondentka 1	62,3 %)	62,2 %	61,9 %	62,1 %
Respondentka 2	63,3 %)	60,6 %	66 %	66,7 %
Respondent 3	61,2 %)	61 %	74,3 %	74,1 %
Respondent 4	55,5 %)	56,3 %	64,4 %	64,5 %
Respondentka 5	62,7 %)	60,8 %	64,5 %	63,4 %
Respondentka 6	66,4 %)	63,9 %	63,7 %	61,4 %

Zdroj: vlastní

Tabulka 23 znázorňuje béžovou barvou hodnoty stejné fáze před začátkem rehabilitačního pobytu u pravé a levé dolní končetiny. Zelenou a červenou barvou jsou zaznamenány hodnoty stejné fáze naměřené u respondentů v rámci výstupního měření. Zelenou barvou jsou zvýrazněny hodnoty, které se přibližují ideální hodnotě stejné fáze v rámci krokového cyklu u fyziologické chůze a červenou barvou jsou zaznamenány hodnoty, které se od ideální normy v rámci výstupního měření odchyľují. Dle zdrojů uvedených v kapitole 4 Chůze je ideální poměr stejné fáze v krokovém cyklu 60 %.

Výzkumná otázka 2.

Jak se lišily výstupní naměřené hodnoty podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve u respondentů se stehenní a bérceovou amputací?

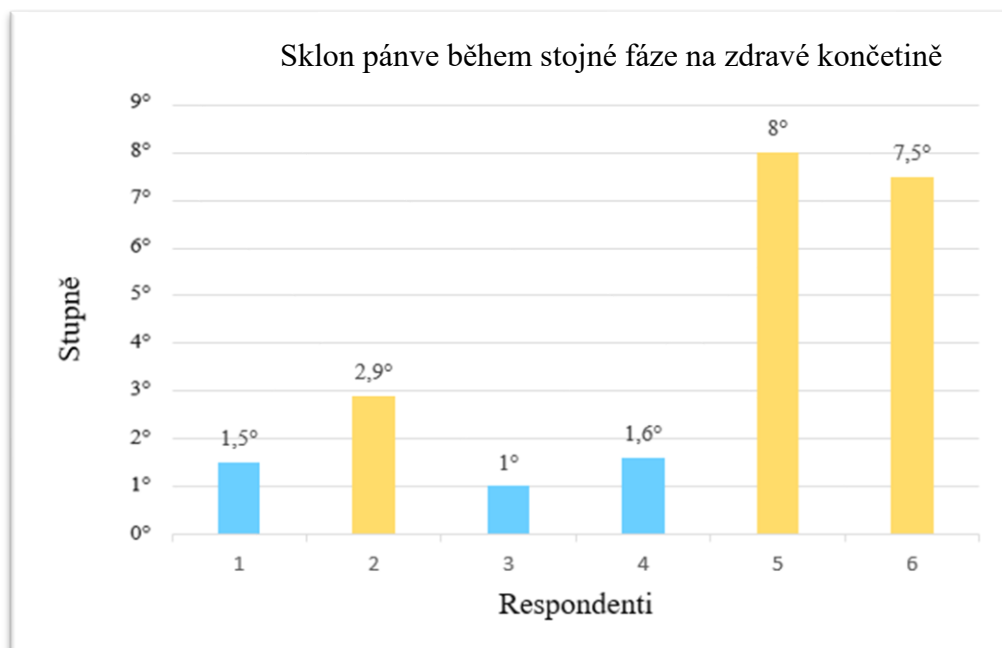
Tabulka 24 Souhrnné výstupní hodnoty podklesávání kontralaterální poloviny pánve u respondentů

Místo amputace	Respondent + v závorce amputovaná strana	Výstupní měření	
		L	R
Stojná končetina			
Bérec	Respondentka 2 (levá strana)	2,6°	2,9°
	Respondentka 5 (levá strana)	0°	8°
	Respondentka 6 (pravá strana)	7,5°	3,2°
Stehno	Respondentka 1 (levá strana)	1,4°	1,5°
	Respondent 3 (levá strana)	3,2°	1°
	Respondent 4 (levá strana)	3,3°	1,6°

Zdroj: vlastní

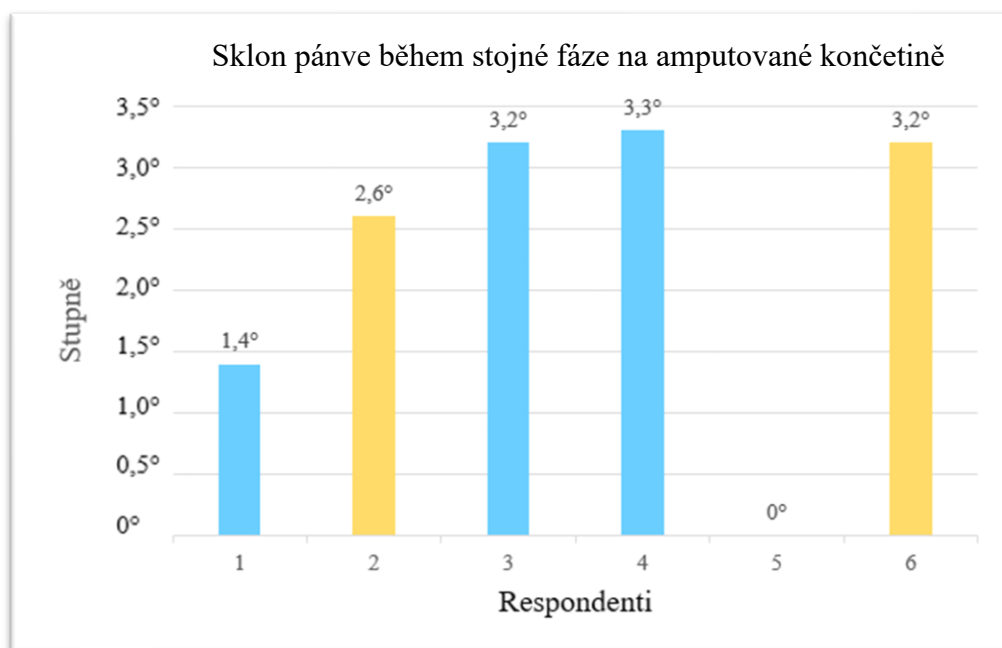
Tabulka 24 znázorňuje hodnoty podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve ve frontální rovině u všech měřených respondentů. To znamená, že naměřené stupně sklonu pánve znázorněné v tabulce znamenají úhel náklonu druhostranné poloviny pánve, než je stojná končetina. V tabulce jsou respondenti amputovaní v oblasti bérce ve žlutých políčkách a respondenti amputovaní v oblasti stehna v modrých políčkách. Z tabulky vyplývá, že závěrečné měření odhalilo značně heterogenní výsledky mezi respondenty.

Graf 1 Srovnání podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na zdravé končetině



Zdroj: vlastní

Graf 2 Srovnání podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na amputované končetině



Zdroj: vlastní

Na grafech 1 a 2 je vidět srovnání podklesávání kontralaterální poloviny pánve ve frontální rovině u respondentů během stojné fáze. Graf 1 ukazuje srovnání výsledných hodnot u respondentů během stojné fáze na zdravé končetině a graf 2 ukazuje srovnání výsledných hodnot u respondentů během stojné fáze na amputované končetině.

Pět ze šesti respondentů má v grafech 1 a 2 zaznamenány stejné hodnoty jako v tabulce 24. Respondentka 6 má však z důvodu porovnatelnosti výsledků mezi respondenty

tyto údaje stranově obráceně, než jsou v tabulce 24. Je to z toho důvodu, že jako jediná má amputaci provedenou v oblasti pravé dolní končetiny.

Respondenti v grafech 1 a 2 jsou řazeni chronologicky od prvního do šestého. Pro rozlišení obou skupin respondentů slouží barva sloupců v grafu. Sloupce náležící respondentům amputovaným v oblasti bérce jsou v grafech 1 a 2 vyznačeny žlutě a sloupce náležící respondentům amputovaným v oblasti stehna jsou vyznačeny modře.

11 DISKUZE

V rámci této práce byly stanoveny dva cíle. Prvním cílem bylo sledování a vyhodnocení parametrů chůze u respondentů před a po absolvování rehabilitačního programu v rámci rehabilitačního pobytu pomocí přístroje BP. Tento cíl byl splněn. K prvnímu cíli se vztahovala první výzkumná otázka, která zněla „Jak se změnila výsledky naměřených hodnot stejné fáze u respondentů po absolvování dvoutýdenního rehabilitačního pobytu?“

Z tabulky 22 je zřejmé, že u všech respondentů, až na Respondenta 3 je viditelné, že se zkrácení nebo prodloužení stejné fáze vždy vyskytuje na obou končetinách současně. U Respondenta 3 však přístroj BP nezaznamenal přesnou hodnotu o kolik se tento údaj lišil, procentuální srovnání pouze ukázalo, že to bylo v řádu dvou desetín procenta. Dalším poznatkem, který lze z výsledných hodnot tabulky 22 vyčíst je, že u jednotlivých respondentů, při srovnání mezi stejnými fázemi obou jejich končetin rozdíl nebyl buď žádný nebo byl pouze v rámci jednotek setin sekundy. Největší rozdíl mezi stejnými fázemi končetin měla Respondentka 2, u které tento rozdíl činil 0,06 s.

Z tabulky 23 je vidět, že hodnoty stejné fáze se přiblížily k ideální normě u všech respondentů na levé končetině a u respondentů 3, 5 a 6 i na pravé dolní končetině. Největší posun k ideální hodnotě stejné fáze na levé dolní končetině byl zaznamenán u respondentů 2, 5 a 6 a na pravé dolní končetině u respondentů 5 a 6, u kterých se tento posun pohyboval v rámci jednotek procent. U respondentů 1, 2 a 4, kterým se hodnoty stejné fáze při výstupním měření odchýlily od ideální normy, byl tento posun v rámci desetín procenta, přičemž největší odklon od ideální normy byl zaznamenán u Respondentky 2, kde tento rozdíl činil 0,7 %. Při zprůměrování hodnot u všech respondentů byla hodnota stejné fáze na levé dolní končetině v procentech při vstupním měření 61,9 % a při výstupním měření 60,8 %. Zprůměrovaná hodnota stejné fáze na pravé dolní končetině v procentech byla při vstupním měření 65,8 % a při výstupním měření 64,9 %. Lze tedy říci, že k většímu posunu směrem k optimálnímu poměru stejné fáze v krokovém cyklu došlo v rámci rehabilitačního pobytu u respondentů na levé dolní končetině, tento posun byl v průměru 1,1 %. K nižšímu průměrnému posunu, avšak stále směrem k optimální normě, došlo i na pravé dolní končetině. Tento posun byl v průměru 0,9 %.

Pantall a Ewins (2013) ve své studii srovnávají pět respondentů s transfemorální amputací s deseti zdravými respondenty. Ze studie vyplývá, že průměrná hodnota stejné fáze na protéze u respondentů s transfemorální amputací v rámci desetimetrového testu chůze je 57,1 % oproti zdravým respondentům, kde je stejná fáze průměrně 62,4 %.

Eshraghi et al. (2014) v jejich srovnávací studii, ve které zkoumali vliv tří různých závažných zařízení u bérceových protéz pomocí desetimetrového testu chůze, mimo jiné i na

stojnou fází uvádějí, že u třinácti testovaných respondentů vyšly výsledky mezi závěsnými zařízeními u všech respondentů podobně. V závěru uvádějí, že stojná fáze u všech třinácti respondentů na protéze byla kratší než stojná fáze na zdravé končetině. Průměrná hodnota stojné fáze u všech tří testovaných závěsných zařízení u bérceových protéz se lišila pouze v desetinách procenta. Po zprůměrování hodnot ze všech tří testovaných závěsných zařízení vyšla hodnota stojné fáze na protéze v jejich srovnávací studii 62,2 %, zatímco stojná fáze na zdravé končetině byla v průměru 65,9 %.

S výsledky obou výše uvedených studií souhlasí i Krawczyk (2021), který ve své disertační práci opakovaně uvádí, že je pro člověka po amputaci příznačné, že stojná fáze na amputované končetině bývá kratší než na zdravé.

Z výsledků této bakalářské práce můžeme tedy konstatovat, že v rámci první výzkumné otázky dochází k podobnému závěru jako dvě výše citované studie a disertační práce. Z výsledků této práce vztahujících se k první výzkumné otázce vyplývá, že ačkoliv se u všech respondentů zlepšila hodnota stojné fáze při chůzi ve výstupním měření oproti vstupnímu na amputované končetině a u tří ze šesti respondentů i na zdravé straně, tak ale zároveň u pěti ze šesti měřených respondentů zůstávala hodnota stojné fáze na amputované straně nižší než na straně zdravé. Jedinou výjimkou byla Respondentka 1, která měla delší stojnou fází na amputované straně.

Wong et al. (2022) tyto rozdíly ve stojné fázi na zdravé a amputované končetině ve svém článku přisuzují mnoha faktorům. Popisují, že omezení stojné fáze na protézované končetině je dáno hlavně omezenou schopností rovnováhy a s ní spojené celkové fyzické kondice svalů dolní končetiny u lidí po amputaci. Dále má na symetrii chůze vliv omezená dorzální flexe na protéze, rychlost chůze, délka pahýlu, stav svalstva pahýlu, protetické komponenty, rehabilitační intervence, případné komorbidity a další.

Druhým cílem této práce bylo porovnání výsledných parametrů chůze naměřených přístrojem BP mezi respondenty se stehenní a bérceovou protézou. Tento cíl byl rovněž splněn. Ke druhému cíli se vztahovala druhá výzkumná otázka, která zněla „Jak se lišily výstupní naměřené hodnoty podklesávání kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na homolaterální polovině pánve u respondentů se stehenní a bérceovou amputací?“

Hodnoty výstupního měření z tabulky 24 ukazují, že respondenti 3, 4, 5 a 6 mají výsledky podklesávání pánve při srovnání obou dolních končetin rozdílné v řádu jednoho a více stupňů. Největší rozdíl mezi podklesáváním obou polovin pánve má Respondentka 5, které přístroj nezaznamenal při stojné fázi na levé končetině žádný pokles, avšak při stojné fázi na pravé končetině měla ze všech respondentů největší zaznamenanou hodnotu poklesu

kontralaterální poloviny pánve. Respondenti 1 a 2 mají výsledné hodnoty podklesávání pánve na pravé i levé straně v hodnotách lišících se jen o desetiny stupně.

Graf 1 odhaluje, že větší sklon pánve při stojné fázi na zdravé končetině při výstupním měření vykazovali respondenti s bér covou amputací, a to všichni tři. Průměrný pokles kontralaterální poloviny pánve při stojné fázi na zdravé končetině činil u respondentů s bér covou amputací $6,13^\circ$, zatímco u respondentů se stehenní amputací byl průměr $1,37^\circ$. Obecně graf 1 ukazuje, že větší rozdíl mezi podklesáváním pánve u respondentů se stehenní a bér covou amputací při stojné fázi na zdravé končetině byl vyšší u respondentů s bér covou amputací, a to v průměru o $4,76^\circ$.

Graf 2 již není tak jednoznačný a ukazuje, že během výstupního měření stojné fáze na amputované končetině byl větší sklon kontralaterální poloviny pánve u respondentů se stehenní amputací, avšak pouze u respondenta 3 a 4. Respondentka 5 s bér covou amputací měla nulový pokles pánve, avšak respondenti 2 a 6 rovněž amputovaní v bér ci měli výrazně vyšší hodnotu poklesu pánve než Respondentka 1 se stehenní amputací. Průměrná hodnota poklesu kontralaterální poloviny pánve při stojné fázi na amputované končetině u respondentů se stehenní amputací byla $2,63^\circ$ a u respondentů s bér covou amputací $1,93^\circ$. Při porovnání výsledných průměrných hodnot poklesu kontralaterální poloviny pánve při stojné fázi na amputované končetině u obou skupin respondentů lze zjistit, že rozdíl mezi těmito skupinami respondentů byl $0,7^\circ$. Větší průměrný sklon kontralaterální poloviny pánve při stojné fázi na protéze byl tedy o necelý stupeň vyšší u respondentů se stehenní amputací.

Výraznější rozdíly při porovnání poklesu kontralaterální poloviny pánve u obou skupin respondentů byly v případě stojné fáze na zdravé končetině a nižší rozdíly poklesu pánve byli mezi skupinami v porovnání při stojné fázi na amputované končetině.

Crosbie et al. (1997) a Saunders et al. (1953) dochází k názoru, že fyziologická hodnota poklesu kontralaterální poloviny pánve během stojné fáze na protilehlé končetině je přibližně 5° , přičemž tento sklon má za následek snížení vychýlení vertikálního pohybu těžiště o zhruba 2-4 mm. To způsobí snížení energetické náročnosti při chůzi, neboť tento přirozený pohyb pánve ve frontální rovině napomáhá tlumení nárazů v průběhu chůze. Neumannová (2016) ve své publikaci uvádí, že fyziologický pokles poloviny pánve během stojné fáze na protilehlé končetině se pohybuje mezi $4-7^\circ$. S těmito názory však nesouhlasí Gard a Childress (1997), kteří ve své studii tvrdí, že frontální pohyb pánve má na přenos těžiště při chůzi zanedbatelný nebo žádný vliv.

Michaud et al. (2000) ve své studii hledali korelaci mezi pánevním sklonem ve frontální rovině a rychlostí chůze u amputovaných pacientů. Testovanou skupinu tvořilo šest respondentů s transtibiální a tři respondenti s transfemorální amputací. Byly srovnávány výsledky poklesu kontralaterální poloviny pánve mezi zdravou a amputovanou končetinou.

Výsledek studie ukázal, že jak skupina respondentů s transtibiální, tak i transfemorální amputací jevila výrazně nižší sklon pánve ve frontální rovině při stoji na protézované končetině. Navíc všichni respondenti vykazovali při fázi švihu s protetickou končetinou tzv. hip-hiking, což je zvedání kyčle při fázi švihu nad úroveň kyčle ve stejné fázi. Studie odhalila vztah mezi hodnotami poklesu pánve a rychlostí chůze. Bylo prokázáno, že když amputovaní respondenti nemají dostatečný pánevní pokles, chodí pomaleji, aby tak zmírnili nárazy během chůze. Studie také poukázala, že čím vyšší je úroveň amputace, tím nižší se jeví sklon pánve. Studie dochází k závěru, že přítomnost hip-hikingu společně se sníženými hodnotami poklesu pánve ve frontální rovině může být způsobena konstrukcí protézy, tzn. záleží na použitých součástkách, ze kterých je protéza konstruovaná (čím snazší je flexe kolena na protézované straně během fáze švihu, tím je vyšší i sklon pánve ve frontální rovině, a tudíž respondent nemusí tuto schopnost kompenzovat hip-hikingem).

Heitzmann et al. (2020) ve své studii, kde zkoumali chůzi u lidí s transfemorální amputací připisují vliv na nižší pohyb pánve ve frontální rovině se současnou přítomností kompenzačních pohybů, jako je náklon trupu na stranu stejné fáze nebo hip-hiking hned několika faktorům. Domnívají se, že přítomnost těchto vlivů se váže na svalovou slabost v oblasti kyčle u zkoumaných amputovaných respondentů, zároveň ale dodávají, že vliv na přítomnost těchto faktorů mají také technické vlastnosti protézy, tvar objímky, potenciální nesrovnalosti v délce končetin a použité protetické komponenty.

Köhler et al. (2021) ve své studii zkoumali vliv addukčního nastavení objímky na stabilitu pánve a redukci kompenzačních pohybů při chůzi lidí po transfemorální amputaci. Byla zkoumána chůze u sedmi respondentů s transfemorální amputací a s kloubem typu Genium s mikroprocesorem a chodidlem typu Triton při dvanáctimetrovém testu chůze během pohodlné přirozené chůze. Z výsledků studie vyplývá, že addukční nastavení objímky má vliv na sklon pánve, přičemž jako nejvhodnější úhel pro stabilitu pánve při chůzi a zároveň redukci kompenzačních pohybů (jako je náklon trupu na stranu stejné fáze na protéze a další) je přibližně 6° .

Molina-Rueda et al. (2014) zkoumali pohyb hrudníku, pánve a kyčle ve frontální rovině při chůzi mezi respondenty s transtibiální amputací a zdravými kontrolními subjekty. Bylo měřeno dvacet pět amputovaných respondentů a dvacet pět zdravých jedinců v testu chůze na osm metrů po rovné ploše. Z výsledků studie vyplývá, že jak zdraví, tak amputovaní respondenti chodili podobnou rychlostí, avšak pánev na zdravé straně během stejné fáze na amputované končetině vykazovala nižší rozsahy než při stoji na zdravé končetině (jejíž výsledné hodnoty byly podobné, jako výsledné hodnoty při měření neamputovaných subjektů). Tento jev je ve studii přisuzován oslabeným svalům provádějícím abdukcí kyčle u amputovaných respondentů.

Z výše zmíněných studií vyplývá, že pokles kontralaterální poloviny pánve je nižší při stejné fázi na amputované končetině. K tomu, dle výše zmíněných autorů může docházet jednak kvůli slabosti svalů (hlavně abduktorů) v oblasti kyčle a jednak záleží na typu a konstrukci užívané protézy.

Výsledky podklesávání kontralaterální poloviny pánve v této bakalářské práci došly k jiným závěrům než výše zmíněné studie. Z výsledků této bakalářské práce vyplývá, že nižší sklon kontralaterální poloviny pánve při stožení na amputované končetině projevovali pouze respondenti s bérceovou amputací, kde byl průměr poklesu pánve při stožení na zdravé končetině $6,13^\circ$ a na amputované $1,93^\circ$ (viz graf 1 a 2), avšak u respondentů se stehenní amputací byla naměřena vyšší hodnota poklesu pánve při stejné fázi na amputované končetině, kde průměr všech tří hodnot byl $2,63^\circ$ a průměr hodnot při stejné fázi na zdravé končetině byl $1,37^\circ$ (viz graf 1 a 2).

Výsledky měření sklonu pánve během stejné fáze na amputované končetině v této bakalářské práci dochází k dalšímu paradoxnímu závěru a to, že na rozdíl od závěrů studie Michaudové et al. (2000), měření v rámci této bakalářské práce ukázalo u respondentů s transfemorální amputací vyšší průměrné hodnoty než u respondentů s transtibiální amputací, a to v průměru o $0,7^\circ$. To však může být způsobeno tím, že protézy všech respondentů s transfemorální amputací byly opatřeny kolenním kloubem typu C-leg s mikroprocesorem a chodidlem typu Taleo, které mohly chůzi s protézou výrazně zlehčit.

Dalším zajímavým zjištěním této práce je, že respondenti s bérceovou amputací měli nejméně osm let od provedení amputace, tudíž měli delší čas na to naučit se chodit s protézou, zatímco respondenti se stehenní amputací byli všichni v době měření zhruba rok po amputaci. To by mohlo naznačovat, že na rozsah pohybu pánve ve frontální rovině mají výraznější vliv komponenty, ze kterých je samotná protéza zkonstruovaná než doba, po kterou si člověk zvyká na chůzi s protézou. Rovněž může být velice důležitým faktorem zdravotní stav a kondice měřeného respondenta.

Je důležité zmínit, že veškeré výše zmíněné studie prováděné za účelem získání dat o poklesu pánve při chůzi u amputovaných osob byly prováděny pomocí jiných přístrojů, které umožňovali mnohem podrobnější analýzu získaných výsledků, a i celkový objem získaných dat v těchto studiích byl vyšší než v této bakalářské práci. Proto může být srovnání výsledků této bakalářské práce s podobnými, avšak podrobnějšími studiemi zavádějící. Výsledky této práce týkající se druhé výzkumné otázky je tak možné porovnávat s výše zmíněnými studiemi, avšak svou metodikou a samotným provedením se od těchto studií liší. Studie prováděné za podobným účelem jako u první výzkumné otázky, se srovnávají mnohem lépe, neboť jsou svou metodikou této bakalářské práci bližší. Nepodařilo se však nalézt studie, u

kterých by data byla získávána pomocí přístroje BP. Nepodařilo se dohledat ani žádné české studie zabývající se podobnou problematikou jako tato bakalářská práce. Je zapotřebí více věnovat pozornost diagnostickému přístroji BP a podrobit ho odborným studiím, kvůli zjištění všech potenciálních výhod nebo naopak úskalí, které analýza dat pomocí tohoto přístroje může přinést. Rovněž by bylo dobré věnovat více pozornosti problematice chůze u amputovaných jedinců i v rámci českých odborných studií.

ZÁVĚR

Tato bakalářská práce měla za úkol přiblížit problematiku chůze s protézou a poukázat na fakt, že se tomuto tématu ani v dnešní době nevěnuje tolik pozornosti, jakou by si zasloužilo. V teoretické části této práce jsou obsaženy informace jak z českých, tak zahraničních zdrojů zabývajících se tímto tématem, avšak je důležité říci, že publikací zaměřujících se na problematiku chůze s protézou je stále velice málo. Může to být způsobeno také tím, že ani odborných studií zabývajících se tímto tématem není mnoho.

Problém s nedostatkem relevantních odborných studií na toto téma se naplno projevil při hledání zdrojů pro diskuzi a srovnání s výsledky, ke kterým se došlo v rámci této bakalářské práce. Na jednu stranu se první výzkumná otázka této bakalářské práce poměrně shodovala i s výsledky jiných zahraničních studií, ale při srovnávání výsledků v rámci druhé výzkumné otázky tato práce dospěla k téměř diametrálně opačným hodnotám, než které uvádějí jiné studie. Jistou nevýhodou a faktem je, že při hledání odborných studií nebyly nalezeny žádné české studie zabývající se tímto tématem. To může být považováno za promarněnou příležitost, protože protetika v ČR není na špatné úrovni a české studie zabývající se chůzí s protézou by mohly přispět ke zkvalitnění návratu amputovaných lidí zpět do normálního života nejen v ČR, ale mohly by být inspirací i pro odborníky v jiných státech.

V tomto smyslu lze tuto bakalářskou práci, společně s hrstkou dalších bakalářských a jiných kvalifikačních prací zabývajících se podobnou problematikou, považovat za průkopnické práce, které upozorňují na toto téma.

Výsledky a data, které tato bakalářská práce skýtá se ovšem nemohou ani zdaleka rovnat objemu a preciznosti dat, která získali zahraniční autoři v rámci jejich studií na podobná témata. S vědomostmi ze zahraničních studií, se kterými bylo pracováno v rámci diskuze k této práci nyní lze konstatovat, že data sbírána v této bakalářské práci byla svým objemem v mnohém omezena. Zpětně viděno je škoda, že v rámci sběru dat k této práci nebyly použity také další metody jako např. měření svalové síly u respondentů, detailnější antropometrie pahýlu u amputovaných, podrobnější popis protéz užitých v rámci měření anebo získání dat o chůzi od referenční skupiny neamputovaných jedinců. S těmito daty a mnoha dalšími pracovaly v diskuzi zmiňované studie. Autor práce si tyto nedostatky ve svém výzkumu uvědomuje, avšak věří, že ani výsledky, ke kterým se dospělo v rámci této práce nejsou bezvýznamné.

Metodika této práce je ale unikátní v tom, že na rozdíl od všech ostatních studií zabývajících se měřením parametrů chůze u amputovaných je podle všeho jedinou prací, která využila pro získávání výsledků měření diagnostický přístroj BP, na kterém nebyly žádné podobné studie nikdy prováděny.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

BERÁNEK, Václav et al. *Metodika zpracování kvalifikačních prací*. 2. aktualizované vydání. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2019. ISBN 978-80-261-0760-6.

Bionic Pro: Experience Digital Gait Analysis to evaluate, define and document your patients outcome. In: Youtube.com [online video]. Ottobock Live, 2020, 26. 10. 2020 [cit. 2023-02-26]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=FM2Nugoqbgw>

CROSBIE, Jack et al. Patterns of spinal motion during walking. *Gait & Posture* [online]. 1997, 5(1), 6-12 [cit. 2023-03-08]. Dostupné z: doi:[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01066-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01066-1)

ČERVENÝ, Jan. Protetika pro geriatrické pacienty po transfemorální amputaci. *Ortopedická protetika: Odborný časopis Federace ortopedických protetiků technických oborů*. Čelákovice: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2022, (24), 18-27. ISSN 1212-6705. Dostupné také z: <https://www.fopto.cz/wp-content/uploads/2022/10/Ortopedicka-protetika-24-2022-web.pdf>

DOBEŠ, Miroslav a Marie MICHKOVÁ. *Učební text k základnímu kurzu diagnostiky a terapie funkčních poruch pohybového aparátu (měkké a mobilizační techniky)*. Havířov: Domiga, 1997. ISBN 80-902222-1-8.

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

DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.

EARLS, James. *Zrození k chůzi: proč a jak chodíme po dvou: myofasciální výkonnost a tělo v pohybu*. Praha: Grada Publishing, 2021. ISBN 978-80-271-1749-9.

EIS, Emil a František KŘIVÁNEK. *Ortopedie, traumatologie a ortopedická protetika: učebnice pro střední zdravotnické školy, obor rehabilitačních pracovníků*. 2. doplněné vydání. Praha: Avicenum, 1972, 384 s. Učebnice pro zdravotnické školy (Avicenum).

EIS, Emil. *Ortopedická protetika*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1983.

ESHKAGHI, Arezoo et al. Gait Biomechanics of Individuals with Transtibial Amputation: Effect of Suspension System. *Plos One* [online]. 2014 [cit. 2023-03-07]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0096988>

GARD, Steven A. a Dudley S. CHILDRESS. The effect of pelvic list on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Gait & Posture* [online]. 1997, **5**(3), 233-238 [cit. 2023-03-08]. Dostupné z: doi:[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01089-2](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01089-2)

GÚTH, Anton. *Fyziológia – neurofyziológia: vybrané kapitoly pre študentov v oblasti rehabilitácie a ošetrovateľstva*. 2. vydání. Bratislava: Liečreh Gúth, 2011. ISBN 978-80-88932-28-4.

HADRABA, Ivan. *Ortopedická protetika – II. část*. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1296-8.

HADRABA, Ivan. *Ortopedická protetika*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1986.

HEITZMANN, Daniel W. W. et al. The influence of hip muscle strength on gait in individuals with a unilateral transfemoral amputation. *Plos One* [online]. 2020, **15**(9) [cit. 2023-03-09]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0238093>

HROMÁDKOVÁ, Jana et al. *Fyzioterapie*. Jinočany: H&H, 1999. ISBN 80-86022-45-5.

KAPHINGST, Wieland et al. *Protetika: Základy protetiky dolních a horních končetin*. Praha: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2002.

KÖHLER, Thomas M. et al. The impact of transfemoral socket adduction on pelvic and trunk stabilization during level walking – A biomechanical study. *Gait & Posture* [online]. 2021, **89**, 169-177 [cit. 2023-03-09]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.06.024>

KOLÁŘ, Pavel et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 2. vydání. Praha: Galén, 2020, 713 s. ISBN 978-80-7492-500-9.

KRAWCZYK, Petr a Jiří ROSICKÝ. *Protetika 1: studijní opora*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014, 78 s. ISBN 978-80-7464-600-3.

KRAWCZYK, Petr a Jiří ROSICKÝ. *Protetika 2: studijní opora*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014, 78 s. ISBN 978-80-7464-601-0.

KRAWCZYK, Petr a Jiří ROSICKÝ. *Protetika 3: studijní opora*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014, 80 s. ISBN 978-80-7464-602-7.

KRAWCZYK, Petr a Jiří ROSICKÝ. *Protetika 4: studijní opora*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014, 70 s. ISBN 978-80-7464-603-4.

KRAWCZYK, Petr. *Vliv hmotnosti protéz dolní končetiny na posturální stabilitu a lokomoci* [online]. Praha, 2021 [cit. 2023-03-06]. Dostupné z: <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-2612-version1-dpkrawczyk.pdf>. Disertační práce. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Katedra anatomie a biomechaniky.

LACKO, Anton et al. *Zborník z medzinárodnej konferencie: Ružomberské zdravotnícké dni 2015 - X. ročník*. Ružomberok: VERBUM, 2015. ISBN 978-80-561-0292-3.

MAŠEK, Dominik. Vliv školy chůze na kvalitu života amputovaných. *Ortopedická protetika: Odborný časopis Federace ortopedických protetiků technických oborů*. Čelákovice: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2022, (24), 50-54. ISSN 1212-6705. Dostupné také z: <https://www.fopto.cz/wp-content/uploads/2022/10/Ortopedicka-protetika-24-2022-web.pdf>

MEIER, Robert H. et al. *Amputee rehabilitation*. Philadelphia: Elsevier, 2014. ISBN 978-0-323-26678-9.

MICHAUD, Stephanie B. et al. A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2000, **37**(1), 1-10 [cit. 2023-03-08]. Dostupné z: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/00/37/1/michaud.html>

MICHAUD, Thomas C. Human locomotion: *The conservative management of gait-related disorders*. Newton, Massachusetts: Newton Biomechanics, 2011. ISBN 1979528799.

MOLINA-RUEDA, Francisco et al. Thorax, pelvis and hip pattern in the frontal plane during walking in unilateral transtibial amputees: biomechanical analysis. *Brazilian Journal of Physical Therapy* [online]. 2014, **18**(3), 252–258 [cit. 2023-03-09]. Dostupné z: doi:10.1590/bjpt-rbf.2014.0032

Návod k použití | 743A250 Bionic Pro. In: Ottobock: *Bionic Pro* [online]. Duderstadt, s. 1-52 [cit. 2023-02-17]. Dostupné z: <https://cep-spa-prod-commerce-static.azurefd.net/media/4852575.pdf?context=bWFzdGVyfHJvb3R8MTQwNDQ0NzZ8YXBwbGljYXRpb24vcGRmfGg2My9oMD-gvOTE1NjE4MDM3NzYzMC5wZGZ8YzAxZDk0MjlmZTZiOTMwNTY2N2JmOThi-ZmM1YjhjYzYzMGNhMjAzOTY2ZWZ8YzYzMwMjdmNGFkYTBmZGM5YWE-wNA&attachment=true>

NEJEDLÝ, Aleš. *Základy replantační chirurgie*. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN 80-247-0315-7.

NEUMANN, Kirsten G. *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie*. 4. Stuttgart: Thieme Georg Verlag, 2016. ISBN 978-3131323743.

NOVÁK, Jaroslav. Význam chůze jako nejpřirozenější pohybové aktivity v životním stylu člověka. *Praktický lékař* [online]. 2018, 158-165 [cit. 2023-02-21]. ISSN 0032-6739. Dostupné z: <https://eds.p.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=0&sid=9a0ce52d-9b80-4ea0-aa60-dd9703ae59f5%40redis&bdata=JnNpdGU9ZWRzLWxp-dmU%3d#db=a9h&AN=133036416&anchor=AN0133036416-4>

PANEŠ, Václav. *Vybrané kapitoly z chirurgie, traumatologie, ortopedie a protetiky: učební text pro střední zdravotnické pracovníky*. Olomouc: Epava, 1993, 180 s. ISBN 80-901471-2-7.

PANTALL, Annette a David EWINS. Muscle activity during stance phase of walking: Comparison of males with transfemoral amputation with osseointegrated fixations to nondisabled male volunteers. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2013, **50**(4), 499–514 [cit. 2023-03-06]. Dostupné z: doi:<http://dx.doi.org/10.1682/JRRD.2011.10.0204>

PŮLPÁN, Rudolf. *Základy protetiky*. Praha: Epimedia Publishing, 2011, 104 s. ISBN 978-80-260-0027-3.

SAUNDERS, John B. et al. The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone & Joint Surgery* [online]. 1953, **35**(3), 543-558 [cit. 2023-03-08]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.2106/00004623-195335030-00003>

SMUTNÝ, Milan. *Informace pro pacienty po amputaci končetiny*. Praha: Federace ortopedických protetiků technických oborů, 2009. ISBN 978-80-254-3820-6.

SOSNA, Antonín, Pavel VAVŘÍK, Martin KRBEC a David POKORNÝ et al. *Základy ortopedie*. Praha: Triton, 2001. ISBN 80-725-4202-8.

Škola chůze. Moje protéza: *Otto Bock ČR s.r.o.* [online]. Zruč-Senec, 2013 [cit. 2023-02-17]. Dostupné z: <https://mojeproteza.cz/cerstva-amputace/prubeh-vybaveni-protezaou/skola-chuze/>

VAŇÁTKOVÁ, Věra et al. *Léčebná rehabilitace*. Jinočany: H&H, 1994. ISBN 80-85787-69-5.

VÉLE, František. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeutu pracující v neurorehabilitaci*. Praha: Triton, 2012. ISBN 978-80-7387-608-1.

WONG, Christopher K. et al. Walking asymmetry and its relation to patient-reported and performance-based outcome measures in individuals with unilateral lower limb loss. *International Biomechanics* [online]. 2022, **9**(1), 33-41 [cit. 2023-03-07]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1080/23335432.2022.2142160>

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1	Souhlas s výzkumným šetřením
Příloha 2	Informovaný souhlas
Příloha 3	Dotazy kladené respondentům za účelem získání základních anamnestických údajů
Příloha 4	Umístění senzorů na tělo respondenta
Příloha 5	Ukázky analytických testů v rámci diagnostiky pomocí Bionic Pro

Příloha 1 Souhlas s výzkumným šetřením

rehabilitační klinika
MALVAZINKY

U Malvazinky 5
150 00 Praha 5
+420 251 116 600
recepce.a.rkm@mediterr.cz
recepce.c.rkm@mediterr.cz

PŘEDBĚŽNÝ SOUHLAS S VYKONÁNÍM ODBORNÉ PRAXE Na rehabilitační klinice MALVAZINKY

Na základě toho souhlasu, bude:

Student (jméno a příjmení): Marek Šams

Studijní program: Fyzioterapie

ročník: 2.

na rehabilitační klinice MALVAZINKY vykonávat odbornou praxi v termínu:

od 15.8. 2022 do 26.8. 2022

konkrétní pracoviště: Rehabilitační oddělení – lůžková část, program Škola chůze

Pracovník odpovědný za výkon odborné praxe: Hana Kohoutová, DiS.

Souhlas formou podpisu odpovědného pracovníka pracoviště:



V Praze dne 15.8.2022

Příloha 2 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Název studie (projektu):

Sledování parametrů lokomoce při škle chůze amputovaných

Jméno:

Datum narození:

Respondent byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis respondenta:

Podpis autora bakalářské práce:

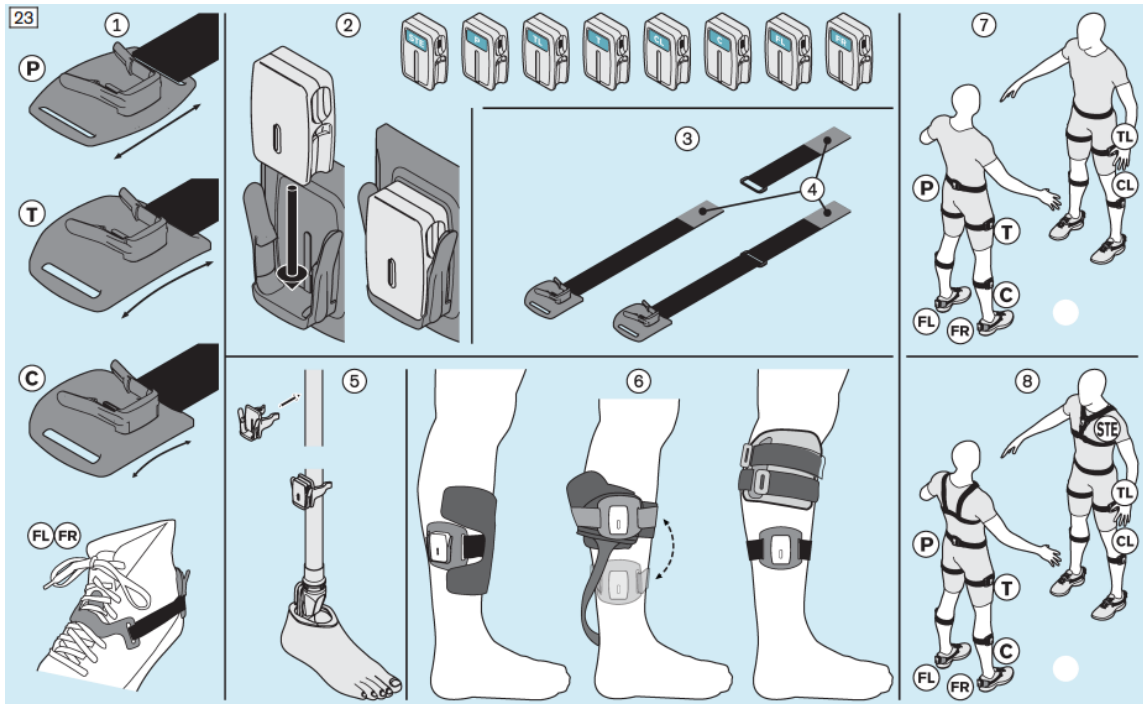
Datum:

Datum:

DOTAZY KLADENÉ RESPONDENTŮM

- 1) Jak se jmenujete?
- 2) Kolik je vám let?
- 3) Kolik kilogramů vážíte, bez protézy?
- 4) Kolik centimetrů měříte na výšku?
- 5) V jaké oblasti jste amputován/a?
- 6) Proč k amputaci došlo?
- 7) Kdy byl amputační výkon provedena?
- 8) Podstoupil/a jste nějaké reoperační zákroky, pokud ano proč?
- 9) Jaké protézy jste užíval/a v minulosti a případně kolik jich bylo?
- 10) Jaký typ protézy užíváte aktuálně?
- 11) Prodělal/a jste v minulosti nějaké úrazy či onemocnění?
- 12) Trpíte momentálně nějakými zdravotními komplikacemi?
- 13) Máte jiná zdravotní omezení?
- 14) Užíváte dlouhodobě a pravidelně nějaké léky?
- 15) Jaké bylo vaše zaměstnání před amputací?
- 16) Jaké zaměstnání vykonáváte po amputaci?
- 17) Jakou formu bydlení máte, s kým doma bydlíte?
- 18) Máte ve svém bydlišti nějakou formu bariéry?
- 19) Vykonáváte nějaké volnočasové aktivity, pokud ano, které?

Příloha 4 Umístění senzorů na tělo respondenta



Příloha 5 Ukázky analytických testů v rámci diagnostiky pomocí Bionic Pro

