

**Univerzita Karlova**  
**Fakulta tělesné výchovy a sportu**

# **DISERTAČNÍ PRÁCE**

**2019**

**Mgr. Ivona Sobotková**

Univerzita Karlova  
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Vliv aplikovaných pohybových programů  
na pohybový systém osob po amputaci dolní končetiny**

Disertační práce

Školitelka:

**doc. PhDr. Blanka Hošková, CSc.**

Vypracovala:

**Mgr. Ivona Sobotková**

Praha 2019

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem zpracovala tuto disertační práci samostatně pod odborným vedením doc. PhDr. Blanky Hoškové, CSc., uvedla v ní všechny použité informační zdroje, a že jsem při její tvorbě dodržovala zásady vědecké etiky. Zároveň prohlašuji, že tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

Praha dne 29. září 2019

.....  
Ivona Sobotková

## Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své disertační práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto disertační práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení	Fakulta / katedra	Datum vypůjčení	Podpis

## **Poděkování**

Za odborné vedení této práce, cenné rady a připomínky děkuji doc. PhDr. Blance Hoškové, CSc. Dále děkuji Hance Kohoutové, Dis., fyzioterapeutce a lektorce školy chůze, za odborný dohled a doporučení z oblasti fyzioterapie. A v neposlední řadě děkuji všem zapojeným probandům za jejich účast a sdílení vlastních životních příběhů, bez nichž by tato práce nemohla vzniknout.

## Abstrakt

Předmětem předložené disertační práce bylo vytvoření aplikovaného pohybového programu pro jedince po jednostranné transfemorální amputaci a jeho ověření v praxi.

Obsah tohoto programu byl se staven na základě praxe a teoretických východisek z oblasti anatomie, kineziologie, rehabilitace, amputací dolní končetiny a Motion Capture technologií. Čtyřměsíční intervenční program byl koncipován jako modifikované kompenzační cvičení zaměřené na hlavní svalové skupiny ovlivňující posturu, především pak postavení pánevního segmentu, který je v kinematickém řetězci dominantním elementem.

Cílem práce bylo zjistit, zda lze touto intervencí ovlivnit postavení pánve (v rovině frontální a sagitální) osob po jednostranné transfemorální amputaci, potažmo zlepšit kvalitu jejich života.

Práce má kvantitativně-kvalitativní povahu. Podstatou kvantitativní části výzkumu bylo měření velikosti úhlů určujících postavení pánve prostřednictvím optoelektronického přístroje Qualisys. V kvalitativní části byly provedeny a zpracovány polostandardizované hloubkové rozhovory.

Tato práce je díky své povaze a zaměření souborem kazuistik a zároveň pilotní studií, resp. tzv. „proof of concept“. Do výzkumu se zapojilo 10 osob po jednostranné transfemorální amputaci ve věku 6-44 let, celý program dokončilo 5 osob.

Z výsledků kvantitativní části vyplývá, že postavení pánve osob po jednostranné transfemorální amputaci lze pravidelným modifikovaným kompenzačním cvičením ovlivnit, avšak ne u všech je dosaženo stejných a objektivních (věcně významných) změn.

Z výsledků kvalitativní části vzešly závěry o vhodnosti tohoto cvičení a jeho přínosu pro osoby po jednostranné transfemorální amputaci. Pozitivní vliv sestaveného programu byl zjevný u všech zúčastněných probandů, zejména v pohybovém systému a v psychice.

**Klíčová slova:** aplikované pohybové programy, kompenzační cvičení, postavení pánve, Qualisys, rehabilitace, transfemorální amputace

## **Abstract**

The subject of this dissertation was the creation of the adapted exercise program for unilateral transfemoral amputees and its verification in practice.

The content of this program was chosen based on the practical experience and theoretical background in the field of anatomy, kinesiology, rehabilitation, lower-limb amputations and Motion Capture technologies. The four-month intervention program was designed as an adapted corrective exercise aimed at the major muscle groups influencing the posture, especially the position of the pelvic segment, which is the dominant element in the kinematic chain.

The aim of this project was to ascertain whether this intervention can affect the pelvic tilt (in frontal and sagittal plane) of unilateral transfemoral amputees and so improve their quality of life.

This was a project based on combination of quantitative and qualitative research methods. The measurement of the size of angles determining the pelvic tilt by Qualisys optoelectronic system was the essence of the quantitative part of the research. Qualitative data were collected through semi-structured in-depth interviews from persons who completed whole project.

This research is by its nature and focus characterized as a set of case reports and as a pilot study, proof of concept respectively. 10 unilateral transfemoral amputees aged 6 to 44 years were involved in the project, 5 of them completed the whole program.

The results of the quantitative part show that the pelvic tilt of unilateral transfemoral amputees can be influenced by regular adapted corrective exercise, but not all the participants achieved the same and objective (substantively significant) changes.

The qualitative part results show the suitability of this exercise and its benefits for unilateral transfemoral amputees. Positive effect of this compiled program was evident in all participants, especially in their musculoskeletal system and psyche.

**Keywords:** adapted exercise program, corrective exercise, pelvic tilt, Qualisys, rehabilitation, transfemoral amputation

# OBSAH

<b>ÚVOD</b> .....	<b>9</b>
<b>1 PŘEHLED DOSAVADNÍCH POZNATKŮ</b> .....	<b>11</b>
1.1 AMPUTACE.....	11
1.1.1 Historie amputací .....	11
1.1.2 Klasifikace amputací.....	13
1.1.2.1 Amputace dle doby vzniku .....	13
1.1.2.2 Nejčastější příčiny amputací (v ČR a ve světě) .....	14
1.1.2.3 Úrovně amputací.....	15
1.2 PLETENEC PÁNEVNÍ.....	18
1.2.1 Anatomie pletence pánevního.....	18
1.2.2 Fyziologie pletence pánevního .....	20
1.2.3 Postavení pánve a biomechanika pletence pánevního .....	22
1.2.3.1 Inclinatio pelvis normalis.....	23
1.2.3.2 Postavení pánve v sagitální rovině a možnosti kvantifikace.....	25
1.2.3.3 Postavení pánve ve frontální rovině a možnosti kvantifikace.....	29
1.2.3.4 Další patologické jevy postavení pánve.....	31
1.2.4 Anatomie, fyziologie a biomechanika kyčelního kloubu a DK.....	31
1.3 REHABILITACE OSOB PO AMPUTACI DOLNÍ KONČETINY .....	35
1.3.1 Evoluce rehabilitace .....	35
1.3.2 Ucelená rehabilitace osob po amputaci dolní končetiny a její složky ....	37
1.3.2.1 Léčebná rehabilitace .....	39
1.3.2.2 Sociální rehabilitace.....	42
1.3.2.3 Pracovní rehabilitace.....	44
1.3.2.4 Pedagogická rehabilitace .....	46
1.3.2.5 Psychologie osob po amputaci dolní končetiny .....	47
1.3.3 Technické pomůcky v rehabilitaci a životě osob po amputaci DK .....	49
1.4 PŘÍSTROJE POUŽÍVANÉ KE 3 D ANALÝZE POHYBU A POZICE SEGMENTŮ TĚLA .	51
1.4.1 Akustické systémy .....	51
1.4.2 Mechanické systémy .....	51
1.4.3 Magnetické systémy.....	52
1.4.4 Inerční systémy .....	52
1.4.5 Optoelektronické systémy.....	53



1.5	KOMPENZAČNÍ CVIČENÍ A KVALITA POHYBU.....	57
1.5.1	Kompenzační cvičení dle převládajícího fyziologického účinku .....	59
1.5.1.1	Uvolňovací cvičení .....	59
1.5.1.2	Protahovací cvičení.....	60
1.5.1.3	Posilovací cvičení .....	61
1.5.2	Složky kvalitního pohybu .....	62
1.5.2.1	Statická složka pohybu .....	62
1.5.2.2	Dynamická složka pohybu.....	63
1.5.2.3	Dechová složka pohybu.....	64
1.5.2.4	Relaxační složka pohybu .....	64
1.5.3	Negativní následky nekvalitního pohybu.....	65
<b>2</b>	<b>CÍL A ÚKOLY PRÁCE .....</b>	<b>66</b>
2.1	CÍL PRÁCE.....	66
2.2	ÚKOLY PRÁCE .....	66
<b>3</b>	<b>VĚDECKÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY .....</b>	<b>68</b>
3.1	VĚDECKÉ OTÁZKY .....	68
3.2	HYPOTÉZY .....	69
<b>4</b>	<b>METODIKA PRÁCE .....</b>	<b>70</b>
4.1	CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU .....	70
4.2	ZVOLENÉ METODY, REALIZACE VÝZKUMU .....	71
4.2.1	Sběr a zpracování dat kvantitativního charakteru .....	72
4.2.2	Sběr a zpracování dat kvalitativního charakteru .....	79
<b>5</b>	<b>VÝSLEDKY .....</b>	<b>81</b>
5.1	VÝSLEDKY KVANTITATIVNÍ ČÁSTI PRÁCE .....	81
5.2	VÝSLEDKY KVALITATIVNÍ ČÁSTI PRÁCE.....	89
<b>6</b>	<b>DISKUZE.....</b>	<b>118</b>
	<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>129</b>
	<b>SEZNAM POUŽITÝCH PRAMENŮ.....</b>	<b>132</b>
	<b>SEZNAM PŘÍLOH.....</b>	<b>153</b>
	<b>PŘÍLOHY .....</b>	<b>I</b>

## ÚVOD

Po amputaci dolní končetiny obvykle dochází ke snížení kvality života postiženého jedince. Kvalita života osob po amputaci je ovlivněna mnoha faktory, z nichž nejvýznamnějšími je příčina a výška amputace, pohybová (in)aktivita, doba od kdy jedinec užívá protézu, nastavení a vlastnosti používané protézy, případné bolesti a zdravotní komplikace, osobnost jedince, ale také motivace.

U osob po jednostranné transfemorální amputaci bývá v největší míře ovlivněna stránka fyzická, psychická, sociální a ekonomická.

Dosažení nezávislosti (ve smyslu soběstačnosti, pohyblivosti, výkonnosti, průceschopnosti atd.) osob po jednostranné transfemorální amputaci je většinou cílem samotného jedince, odborníků, v jejichž péči se tento jedinec nachází, i blízkého okolí. Rehabilitace je vhodným nástrojem k dosažení nezávislosti, ovšem v podmínkách, ve kterých žijeme je rehabilitace poskytována v nedostatečném množství, a tak se jedinec opět stává závislý na systému (zdravotní, sociální, vzdělávací, ...).

Abychom podpořili cestu k nezávislosti těchto jedinců, je předmětem předložené disertační práce vytvoření aplikovaného pohybového programu, resp. modifikovaného kompenzačního cvičení, pro jedince po jednostranné transfemorální amputaci (s ohledem na jejich pohybové zkušenosti, předpoklady i aktuální stav) a jeho ověření v praxi.

Bází programu jsou kompenzační cvičení zaměřená na uvolnění kloubních struktur, protahování a posílení vybraných svalových skupin a dechová cvičení, která budou moci amputovaní využívat dle vlastní potřeby a kdekoliv.

Účinky cvičení byly již mnohokrát prokázány u osob intaktních, proto předpokládáme obdobné účinky i u osob po jednostranné transfemorální amputaci, avšak vzhledem ke ztrátě jedné dolní končetiny zkoumaných jedinců usuzujeme, že pomocí pravidelného cíleného kompenzačního cvičení dojde zejména ke změně postavení pánve, které bývá jednostrannou transfemorální amputací negativně ovlivněno.

Základním parametrem určujícím postavení pánve je její sklon v rovině frontální a sagitální. Zešíkmení pánve či zvětšené antevertzní/retrovertzní postavení pánve s sebou nese zvýšené riziko funkčních i strukturálních změn v pohybovém systému, nejen v oblasti pánevní. Sклон pánve, resp. úhel sklonu, v obou rovinách se běžně určuje

pomocí rentgenového vyšetření, případně neinvazivní palpací spinae iliacaе anteriores superiores (dextra et sinistra) a spinae iliacaе posteriores superiores (dextra et sinistra), které jsou dobře hmatné i na otylých jedincích, a za použití pánevního inklinometru.

Aby nebyli zkoumaní jedinci vystavováni rentgenovému záření, či jiné invazivní metodě, a měření bylo uskutečněno s maximální přesností, bylo ke zjištění efektu sestaveného aplikovaného programu využito optoelektronického přístroje Qualisys vč. příslušného software a ke zjištění subjektivních důsledků cvičení také polostandardizovaného hloubkového rozhovoru.

Cílem této práce bylo zjistit, do jaké míry je možné pravidelným modifikovaným kompenzačním cvičením ovlivnit postavení pánve (v rovině frontální a sagitální) u osob po jednostranné transfemorální amputaci, potažmo zlepšit kvalitu života těchto osob.

Nedílnou součástí práce je přehled dosavadních poznatků, argumentace výsledků, diskuze ke zvoleným metodám a postupům a přílohy.

# 1 PŘEHLED DOSAVADNÍCH POZNATKŮ

## 1.1 Amputace

Amputací se obvykle rozumí ztráta končetiny či její části. Přesněji amputace znamená „odstranění periferní části těla včetně krytu měkkých tkání s přerušením skeletu, která vede k funkční anebo kosmetické změně s možností dalšího protetického ošetření“ (Kubeš, 2014, s. 117). U amputací rozlišujeme také pojem exartikulace, tj. odstranění končetiny či její části v kloubním spojení.

### 1.1.1 Historie amputací

Amputace končetin jsou zřejmě tak staré, jako lidstvo samo. Nejstarší doklady amputací, staré přibližně 45 000 let, můžeme najít v Smithsonian Institute<sup>1</sup> ve Washingtonu. Dalšími nálezy, jejichž stáří se odhaduje na 36 000 let, jsou malby v jeskyních ve Španělsku a Francii. Tyto obrazy dokumentují samotné zranění končetin. Z téže doby můžeme také nalézt jeskynní obrazy v Novém Mexiku, které vyobrazují amputační praktiky sebepoškozování k uklidnění božstev při náboženských rituálech (Carvalho, 2003, s. 1). Trinkaus (1983, s. 399-423) se ovšem domnívá, že amputace byly prováděny již u člověka neandrtálského. Jak uvádí ve své knize *The Shanidar Neandertals*, končetina se obvykle oddělila ostrým řezem, a poté se rána sama zhojila. Důkazy tohoto tvrzení jsou údajně k nalezení v nalezišti Shanidar (irácký Kurdistan). Na území dnešní České republiky jsou nejstarší případy amputací známy z okolí obce Vedrovice na Znojemsku; nálezy jsou datovány do období zhruba 5000 let př. Kr. Hlavními příčinami ztráty končetiny byly v minulosti pravděpodobně úrazy způsobené bojem nebo při lovu (Kálal, 2003, s. 8).

Technika amputací se vyvíjela zároveň s vývojem poznatků o hemostáze a boji proti infekcím. V 1. století po Kr. popsal Archigenes (cit v Kálal, 2003, s. 8) podvaz cévy, ale dle cit. v Kálalovi (2003, s. 8) a Sosnovi a kol. (2001, s. 157) v praxi tuto metodu začal

---

<sup>1</sup> Největší muzeum a výzkumný komplex na světě, založen r. 1846. Skládá se z 19 muzeí a galerií, národního zoologického parku a devíti výzkumných zařízení.

používat až Ambroise Paré (1507-1599), který byl autorem jak samotných postupů při amputaci, tak i konstruktérem stehenní protézy vyrobené z kovu a vybavené kloubem. Jako první v celé historii popsal také tzv. fantomovou bolest.

Zásadním převratem v chirurgických amputacích přinesl objev antiseptiky a aseptiky ve druhé polovině 19. století. Mezi objevitele patří např. L. Pasteur nebo R. Koch.

Další vývoj amputací, především dolních končetin, je spojen s válečným obdobím v 19. a 20. století. Operační techniku vylepšil v té době baron Dominique-Jean Larey (Napoleonův osobní chirurg), když zdůrazňoval včasnou amputaci ve válečné chirurgii, za ním následovali Erwin von Ersmach (1823-1908), Nikolaj Ivanovič Pirogov (1810-1881) a James Syme (1799-1870). Jejich přínosem bylo vylepšení techniky amputace, a tím zvýšení naděje jedince na přežití i resocializaci. (Kálal, 2003, s. 8)

V období druhé světové války přineslo zásadní význam užívání antibiotik. V té době bylo mnoho postižených vojáků, ale i civilistů. V důsledku bombardování se masově objevovala polytraumata. (Kálal, 2000; Kálal, 2003, s. 9)

***Důležitá data v historii amputací (dle Carvalho, 2003, s. 9-10):***

- 1815 – Lisfranc, francouzský chirurg, popisuje amputaci v kloubu uprostřed nohy, dnes nesoucím jeho jméno
- 1843 – James Syme, skotský profesor chirurgie na Univerzitě v Edinburghu, inovuje exartikulaci v hlezenním kloubu
- 1854 – Pirogov, ruský chirurg, popisuje amputaci známou dnes jako Pirogovova amputace (viz Úrovně amputací)
- 1857 – Rocco Gritti popisuje exartikulaci v kolenním kloubu
- 1963 – Marian Weiss z Polska začíná s technikou okamžitého protézování
- 1970 – založení International Society for Prosthetics and Orthotics (Mezinárodní společnost pro protetiku a ortotiku).

## 1.1.2 Klasifikace amputací

Amputace kategorizujeme dle různých hledisek, např. dle příčiny vzniku, doby vzniku, výšky, resp. úrovně, omezení (zejm. pro potřeby výkonnostních sportů dle WHO a Paralympic Classification, anebo pro praktické účely pojišťovnictví) atd.

### 1.1.2.1 Amputace dle doby vzniku

Amputace dle doby vzniku je možné rozdělit na intravitální, perimortální a postmortální (Horáčková, Strouhal & Vagová, 2004, s. 86) anebo na kongenitální (vrozené), nebo získané.

K získané amputaci dochází z různých příčin, zejména v důsledku onemocnění či traumatu (viz Nejčastější příčiny amputací), (Kálal, 2003, s. 16).

Vrozená amputace vzniká obvykle v důsledku selhání vývoje plodu během prvních třech měsíců těhotenství. V mnoha případech jsou příčiny částečné nebo úplné kongenitální absence končetiny neznámé. Obecně se nejvíce vyskytují dva typy kongenitální deformity. V prvním případě se jedná o absenci středního segmentu končetiny, kde proximální a distální část je amputací netknutá. Tento jev je známý pod pojmem fokomelie. V takovém případě je například ruka, potažmo noha, napojena přímo k pletenci ramennímu, potažmo pánevnímu, bez přítomnosti střední části, jež je součástí obvyklé anatomické struktury. Druhý deficit je charakteristický podobností s chirurgickou amputací, kde normální struktura, jako ruce nebo prsty taktéž nejsou přítomny pod chybějícím segmentem (Porreta, 2017, s. 291-310).

K intravitální amputaci dochází v během života. Rána se hojí a na kostech pahýlu se vyskytují charakteristické změny (nastává vaskulární eroze konce pahýlu a difúzní atrofie kosti, u otevřené dřeňové dutiny (později se může, ale nemusí uzavřít; v případě neuzavření, se okraj dutiny se zaoblí) se vytvoří endostální kalus). Změny se obvykle projevují i na dalších kostech končetiny (atrofií, zkrácením kostí, úbytkem hmotnosti, rozvojem osteoporózy). (Horáčková, Strouhal & Vagová, 2004, s. 86)

K perimortální amputaci dochází v okamžiku smrti, nebo těsně před ní a může být jednou z příčin smrti. V tomto případě nejsou na kostech patrné známky hojení. (Horáčková, Strouhal & Vagová, 2004, s. 86)

Postmortální amputace vzniká z různých důvodů až po smrti jedince a od perimortální se obtížně rozlišuje, nebo nelze rozlišit vůbec (Horáčková, Strouhal & Vagová, 2004, s. 86).

### 1.1.2.2 Nejčastější příčiny amputací (v ČR a ve světě)

WHO (2019 a) uvádí, že na světě je nejčastější příčinou netraumatické amputace dolní končetiny diabetes (kterou trpí 150 milionů osob, v ČR přes 858 tisíc osob v r. 2015 (Diabetická asociace ČR, 2019), a pokud se situace bude vyvíjet i nadále, jako doposud, v roce 2025 se počet diabetiků zvýší dvojnásobně, navíc se v rozvojových zemích bude objevovat pravděpodobně již ve věku 45-64 let (v rozvinutých zemích po 65. roku života).

International Diabetes Federation (2017) uvádí, že již v roce 2017 bylo po celém světě 425 milionů diabetiků a očekává, že v roce 2045 stoupne jejich počet globálně až na 629 milionů. Tento trend zvyšuje i pravděpodobnost nárůstu počtu amputací dolní končetiny v důsledku diabetes.

Avšak v Německu se odhaduje, že je ročně provedeno okolo 60 tisíc amputací končetin, z toho 40 tisíc amputací v důsledku diabetu, nicméně v převážné většině se jedná pouze o nízké amputace, naopak počet vysokých amputací klesl od roku 2005 o cca 20 % (Felix, 2017). Felix (2017) taktéž uvádí, že pokud je pacient s průměrnou kompliancí pravidelně sledován u odborníků, a nosí správně upravenou ortopedickou obuv, sníží se riziko amputace až o 80 %.

Po celém světě je ročně provedeno přes 1 milion amputací končetin (každých 30 s je amputována končetina).

V USA žijí více jak 2 miliony osob po amputaci končetiny a očekává se, že tento počet zdvojnásobí do roku 2050. Každoročně zde podstoupí amputaci 185 000 osob, tj. 300 až 500 amputací denně (Access Prosthetics, 2019), z nichž je v důsledku diabetes provedeno nad 50 000 amputací dolní končetiny (Kálal, 2003, s. 18). Až 55 % osob s diabetem, které v USA podstoupí amputaci dolní končetiny, je do 2-3 let nutné amputovat i druhou dolní končetinu. Počet amputací v důsledku diabetes se mezi lety 1988 a 2009 zvýšil o 24 % (Access Prosthetics, 2019).

Téměř polovina osob v USA, kterým byla amputována končetina v důsledku vaskulárního onemocnění zemře do 5 let od amputace. Nejčastější úrovní amputace je

podkolenní, kdy 71 % je zapříčiněno dysvaskulárními onemocněními (periferní vaskulární onemocnění a diabetes) a očekává se, že mezi lety 1995-2020 vzroste počet podkolenních amputací o 47 %. (Access Prosthetics, 2019)

V České republice jsou dle Kálala (osobní rozhovor 25. října 2016), obdobně jako ve světě, nejčastějšími příčinami amputací vaskulární onemocnění (+ diabetes), traumata a tumory (taktéž v Talpová, 2011). Amputace jsou prováděny i z jiných příčin, avšak ty se v ČR řeší jen ojediněle. Amputací v důsledku vaskulárního onemocnění a diabetes jsou v ČR provedeny tisíce ročně, amputací v důsledku traumat stovky ročně (pozitivní zprávou jsou klesající počty díky pokroku medicíny – novým postupům a kvalitnější práci chirurgů) a v důsledku tumorů (osteosarkomů) několik desítek ročně, zejména u dětí. (Kálal, J., osobní rozhovor 25. října 2016)

### 1.1.2.3 Úrovně amputací

Zbytková končetina po amputaci se nazývá pahýl. Pahýl je po amputaci považován za novou končetinu, která je zodpovědná za kontrolu protézy během stání a chůze. Aby taková kontrola byla vůbec možná, musí pahýl plnit určité charakteristiky, např.:

- a) adekvátní délka pahýlu – ne vždy je nevhodnější mít co nejdelší pahýl, u některé amputace, například Chopartovy, se nám dostane nepříliš uspokojivého protézování a rehabilitace;
  - b) stabilní pahýl – přítomnost deformit na pahýlu může způsobovat potíže při chůzi i samotném protézování;
  - c) dobrý stav kůže – pahýl s dobrou citlivostí, bez vředů a kožních štěpů velmi usnadňuje rehabilitaci;
  - d) dobrá arteriální a venózní cirkulace – zabraňuje ischemii a krevním sraženinám.
  - e) absence edému – velmi důležitý faktor ke snadnějšímu protézování a rehabilitaci.
- (Carvalho, 2003, s. 21-22)



Dle základních chirurgických principů rozeznáváme několik úrovní amputace dolní končetiny (dělení a popis dle Castro, 2005, s. 245-247):

- Hemipelvektomie
- Exartikulace v kyčelním kloubu
- Stehenní amputace, transfemorální
- Exartikulace v kolenním kloubu
- Amputace v bérce, transtibiální
- Amputace dle Symea
- Amputace dle Pirogova
- Amputace dle Choparta
- Amputace dle Lisfranca
- Transmetatarzální amputace
- Metatarzofalangeální amputace
- Interfalangeální amputace

*Hemipelvektomií* se rozumí odnětí poloviny pánve a celé dolní končetiny (viz Příloha III, obr. 1).

*Exartikulace v kyčelním kloubu* se provádí odebráním celé dolní končetiny (viz Příloha III, obr. 1).

*Stehenní amputace, transfemorální*, (viz Příloha III, obr. 2) je prováděna na úrovni kosti stehenní. Tato amputace má tři stupně. Prvním z nich je amputace ve třetině proximální, druhým stupněm je amputace ve třetině mediální a třetím amputace ve třetině distální. Z důvodu nerovnováhy mezi abduktory a adduktory se při flexi a abdukci kyčelního kloubu mohou u amputovaného objevit různé deformity. K této nerovnováze dochází, jelikož některé adduktorní svaly jsou oddělené, zatímco např. gluteus medius jednotný. Zkrácení svalu iliopsoas způsobuje deformaci při flexi kyčelního kloubu. V praxi platí, že čím vyšší úroveň amputace (proximální třetina), tím vyšší deformace vznikají.

*Exartikulace v kolenním kloubu* (viz Příloha III, obr. 3) znamená odebrání dolní končetiny v úrovni kolena. Vzhledem k délce stehenní kosti se osoba s touto úrovní amputace pohybuje velmi dobře a má taktéž kontrolu nad samotnou protézou, což je

mnohem akceptovatelnější než vyšší úrovně amputací. V tomto případě jsou jakékoliv deformity velmi vzácné, protože zde nedochází ke svalovým dysbalancím, jež by je způsobovaly. Nicméně, pokud se, byť mírná, deformace vyskytne, obvykle souvisí s flexí kyčelního kloubu.

*Amputace bércová, transtibiální* (viz Příloha III, obr. 4) je amputací prováděnou pod kolenním kloubem (někdy též nazývaná podkolení amputace). Stejně jako amputace stehenní transfemorální může být provedena ve třech stupních: ve třetině proximální, mediální nebo distální. V této úrovni amputace se objevují tendence k deformaci při flexi kolenního kloubu. Opět platí, že čím výše je amputace provedena, tím větší vzniká pravděpodobnost deformace.

*Amputace dle Symea* (viz Příloha III, obr. 5). Název tato amputace, jak jsme již zmínili výše, dostala díky Jamesi Symeovi, skotskému profesorovi chirurgie, který prováděl exartikulaci v hlezenním kloubu, resp. bezprostředně nad ním se současným odstraněním vnitřního i vnějšího kotníku. Při Symeově amputaci je možno při chůzi neužívat protézy, pokud ovšem amputovanému nevadí kulhavý pohyb při chůzi. Symeova amputace se také v některých případech provádí, jelikož není z nějakého důvodu možno provést amputaci Lisfrancovu či Chopartovu.

*Amputace dle Pirogova* (viz Příloha III, obr. 6) je obdobná jako Symeova, ale obtížnější a více časově náročná. Zde se jedná se o odejmutí nohy opět bezprostředně nad hlezenním kloubem, ovšem s uchováním calcanea (srovnání viz Příloha III, obr. 5 a obr. 6). V tomto případě je odebrán talus, na jehož místě později vzniká artrodéza mezi tibií a calcaneem. Pohyb je možný i bez protézy, nicméně vypadá poněkud nejistě.

*Amputací dle Choparta* (viz Příloha III, obr. 7) se rozumí odebrání všech kostí a kůstek nohy, vyjma talu a calcanea. Tento typ amputace obvykle způsobuje equinovarus, tzv. kososvislou nohu, tj. šikmé vbočení nohy v důsledku nerovnováhy dorsiflexorů a plantárních flexorů kotníku.

*Amputace dle Lisfranca* (viz Příloha III, obr. 8) je odebrání všech metatarzů a všech prstů nohy. Při této úrovni amputace může dojít k deformaci při plantární flexi.

Při *transmetatarzální amputaci* se jedná o odebrání části metatarzů a všech prstů nohy. Při této amputaci může jedinec chodit bez výraznějších problémů, může užívat i obvyklou obuv, ovšem doporučuje se užívat polstrovanou ponožku, která vyplní chybějící část nohy.

*Metatarzofalangeální amputace* je amputace provedená pouze na prstech nohy. Může být provedena na jednom až všech prstech. Při amputaci všech prstů může dojít k přetížení hlavy metatarzů. Takový tlak usnadňuje vznik plantárních vředů. Amputace palce je pro chůzi nejméně praktická, může docházet k obtížím při chůzi, zejména ve fázi impulsu. Při amputaci druhého až pátého prstu nemá amputovaný jedinec víceméně znatelné obtíže. V některých případech může amputace druhého a třetího prstu nohy přinést deformace palce, tzv. hallux valgus, kdy palec vbočuje k ostatním prstům, s obvyklým vyklenutím v místě jeho kloubu.

*Interfalangeální amputace* je amputací mezi falangy, obvykle nezpůsobující žádné funkční potíže. Tímto typem amputace není nijak narušována rovnováha či chůze amputovaného.

Všechny výše zmíněné typy amputací mohou být jednostranné či oboustranné. Kálal (2003, s. 50) navíc uvádí *hemikorporektomii*, tj. amputace v polovině trupu.

## **1.2 Pletenec pánevní**

### **1.2.1 Anatomie pletence pánevního**

Pletenec pánevní je v literatuře (Čihák, 2011, s. 282; Doubková & Linc, 2006, s. 76; Levitová & Hošková, 2015, s. 69) také nazýván jako pletenec dolní končetiny. Tento pletenec je tvořen kostí pánevní (os coxae), (viz Příloha III, obr. 9, obr. 10 a obr. 11), která je kloubně spojena s kostí křížovou (v SI skloubení; na os sacrum navazuje dále os coccygis – kostrč) a v předu je ve sponě stydké spojena s druhostrannou pánevní kostí, tím vzniká uzavřený útvar (viz Příloha III, obr. 12) nazývaný pánev (pelvis), (Čihák, 2011, s. 282; Levitová & Hošková, 2015, s. 69; Macková & Tichý, 2010, s. 12).

Na pánvi se rozeznává pelvis major (tvořená lopatami kyčelních kostí) a pelvis minor (malá, tzv. porodnická, pánev). Hranicí obou je linea terminalis. (Čihák, 2011, s. 310; Dylevský, 2009, s. 177)

Pánev je v místě kosti křížové pevně spojena s páteří (Dimon, 2009, s. 195). K dolnímu konci kosti křížové je připojena kostrč (os coccygys) – u mužů je obvykle připojena synostoticky a u žen synchodroticky (Doubková & Linc, 2006, s. 83). Os coxae se za vývoje skládá ze tří synchondrosou spojených kostí (viz Příloha III, obr. 13) – kost

kyčelní (os ilium), kost sedací (os ischii) a kost stydká (os pubis), (Čihák, 2011, s. 282; Doubková & Linc, 2006, s. 76).

Kost kyčelní tvoří větší horní oddíl kosti pánevní a vybíhá nad jamkou kyčelního kloubu (acetabulum) do ala ossis ilii. Horní okraj os ilii – crista iliaca (hřeben kyčelní) je velmi dobře hmatná a viditelná, upínají se na ni svaly břišní stěny. Přední ukončení hřebene tvoří spina iliaca anterior superior a několik cm níže spina iliaca anterior inferior, kde se upínají začátky některých svalů a vazů (m. sartorius, lig. inguinale). (Doubková & Linc, 2006, s. 76)

Dorsálním zakončením kyčelního hřebene je spina iliaca posterior superior, taktéž dobře hmatná. Oba trny jsou orientačními místy na pánvi. Kaudálně od těchto orientačních bodů jsou obdobné body (spina iliaca anterior inferior et posterior inferior). (Čihák, 2011, s. 283)

Vnější plocha kosti kyčelní je místem odstupů hýžďových svalů (mm. glutei) a na vnitřní straně, v prohloubení (fossa iliaca) začíná m. iliacus. Za jamkou kyčelního kloubu se nachází styčná plocha pro spojení s kostí křížovou, a ještě více dorsálněji se nachází tuberositas iliaca (drsnatina), jež je místem úponu zesilujících vazů kyčelního kloubu (ligg. sacroiliaca interossea). (Doubková & Linc, 2006, s. 77)

Os ilium přechází kaudálně vpředu do os pubis, vzadu do os ischii s typickými útvary – eminentia iliopubica (nízký hrbol vpředu na hranici os pubis) a incisura ischiadica major (nápadný zářez vzadu, který přechází na os ischii a končí na trnu sedací kosti (spina ischiadica)). Kost stydká a kost sedací tvoří tedy dolní část pánevní kosti. (Čihák, 2011, s. 283).

Na zadním obvodu os ischii se nachází velký hrbol (tuber ischiadicum), jenž je opěrným bodem při sezení a z něhož odstupují svaly uložené na zadní straně stehna (Doubková & Linc, 2006, s. 77).

Acetabulum je umístěno (viz Příloha III, obr. 13) na rozhraní horní a dolní částí kosti pánevní na zevní straně (účastní se na něm všechny 3 složky pánevní kosti (Čihák, 2011, s. 282; Doubková & Linc, 2006, s. 85).

Spojení pletence pánevního, resp. pletence dolní končetiny, zahrnují tři hlavní typy – kloub křížokyčelní (articulatio sacroiliaca – viz fyziologie), chrupavčité spojení – spona stydká (symphysis pubica) a vazivová spojení – ligamenta pánve (Čihák, 2011, s. 306), (viz Příloha III, obr. 14, obr. 15 a obr. 16).

Spona stydká je velmi pevné spojení, nicméně discus interpubicus, v místech, kde přiléhá ke kostem je tvořen hyalinní chrupavkou a uprostřed chrupavkou vazivovou, která má charakteristicky se křížící vlákna a ve střední čáře může vzniknout sagitální štěrбина vyplněná tekutinou, a díky tomu symphysis tak připomíná kloub. Symphysis je doplněna vazy – lig. pubicum superius, který jde po horním okraji disku od jedné stydké kosti ke druhé a lig. pubicum inferius, který jde obloukem podél horního okraje symphysis a přilehlých úseků stydkých kostí a je tak silné, že po protěti symphysis udrží spojení obou pánevních kostí. Tkáň disku spony stydké je během těhotenství, vlivem hormonálních změn, řidší a prosáklá.

Ligamentum inguinale, lig. sacrospinale a lig. sacrotuberale jsou vazy pánve. Lig. inguinale není pravý vaz, nýbrž dolní okraj aponeuros břišních svalů (m. obliquus externus et internus abdominis a fascie m. transversus abdominis), který se rozepíná od spina iliaca anterior superior na tuberculum pubicum. Lig. sacrospinale je silný vaz, jenž se vějířovitě sbíhá od boku kaudální části kosti křížové a od kostrče na spina ischiadica; v předu na ligamentum naléhá m. coccygeus. Lig. sacrotuberale kříží lig. sacrospinale po jeho dorsální straně, vede od okrajů kosti křížové a kostrče šikmo laterokaudálně na tuber ischiadicum. Lig. sacrospinale a lig. sacrotuberale vedou po okrajích zářezů os coxae a doplňují je otvory, čímž vzniká foramen ischiadicum majus et minus, jimiž z pánve vystupují svaly a procházejí nervy a cévy. Průběh m. piriformis rozděluje foramen ischiadicum majus na foramen suprapiriforme a infrapiriforme. Foramen obturatus je uzavřeno membránou (membrana obturatoria), která se skládá z mnoha křížících se vazivových snopců. (Čihák, 2011, s. 306-308)

### **1.2.2 Fyziologie pletence pánevního**

Hlavní funkcí pletence pánevního je poskytování konstrukce pro podporu a pohyb po dvou končetinách. Pletenec pánevní je přizpůsoben tak, aby mohl poskytnout silnou a stabilní základnu pro oporu na dvou nohách. (Dimon, 2009, s. 195-196)

Pánev tvoří mezičlánek mezi páteří a dolními končetinami (transmisní funkce), je základnou trupu a břišní dutiny (podpůrná funkce), zároveň také inzertní plochou pro svaly (inzerční funkce), a chrání též orgány pánevní dutiny a část orgánů dutiny břišní (protektivní funkce), zejména u žen hraje důležitou roli pánevní dutina, která obsahuje

dělohu a svalstvo pánevního dna, které je uzpůsobeno k průchodu plodu během porodu (Čihák, 2011, s. 308-311; Dylevský, 2009, s. 11; Dylevský, Druga & Mrázková, 2000, s. 159; Kapandji, 2019, s. 46). Diaphragma pelvis společně s bránicí a břišními svaly spolupracuje při dýchání (Véle, 2006, s. 114).

Kost pánevní, kost křížová a jejich spoje jsou pasivní součástí pletence dolní končetiny, jež je poměrně rigidní, aktivní součástí pletence dolní končetiny jsou svaly kyčelního kloubu (art. coxae tak funkčně patří k dolní končetině) a svaly stehna (Lipovská, 2012, s. 11-12).

Ačkoliv rozhodující pohyb se odehrává především v kyčelních kloubech, odkud se přes pánev přenáší na bederní páteř (Lipovská, 2012, s. 12) a pohyby kloubu křížokyčelního jsou malého rozsahu, přiměřená pohyblivost tohoto kloubu má značný význam pro správné postavení pánve vůči páteři a pro správný sklon pánve (Čihák, 2011, s. 306).

Změny hybnosti, popřípadě malé změny v poloze tohoto skloubení, mohou být příčinou bolestivých obtíží. Pohyby kloubu křížokyčelního jsou dle Čiháka (2011, s. 306) předozadní, kývavé, kolem horizontální frontální osy stojící ve výši obratle S2. Macková a Tichý (2010, s. 13) se domnívají, že některé pohyby v SI skloubení jsou způsobeny vlivem svalů pánevního dna, m. quadratus lumborum a m. iliopsoas. Lewit (2003, s. 47) uvádí, že pohyb křížokyčelního skloubení není přímo ovlivněn tahem svalů. Míra pohybu v této oblasti je individuální a závisí na celkové konstituci jedince, míře (hyper)mobility, stavu okolního svalstva a dalších faktorech.

Ačkoliv spona stydká je velmi pevné spojení (Čihák, 2011, s. 308), díky své anatomické stavbě se zde může odehrávat posuvný a rotační pohyb malého rozsahu (Macková & Tichý, 2010, s. 13-14).

### ***Svaly pánevní***

Na pánev se upíná velké množství svalů, které zajišťují pohyb páteře, resp. trupu, a dolních končetin. Na postavení pánve závisí správná funkce celého těla. (Flasarová, 2015, s. 14)

Za svaly pánevní je možné označit svaly pánevního dna, které patří funkčně k souboru svalů hráze (mm. perinei), které se vyvinuly v souvislosti s orgány, na druhé straně však

patří také ke kosternímu svalstvu, z něhož vznikly a s nímž mají některé společné funkce a souhyby (Čihák, 2011, s. 402).

Z povrchovějších svalů vznikly vývojem svaly hráze, vlastní dno pánevní vzniklo přestavbou kaudálního oddílu páteře a tato přestavba je důsledkem vzpřímení postavy člověka (Čihák, 2011, s. 402).

Dylevský et al. (1997, s. 47) taktéž rozdělují dno pánevní na dvě svalové přepážky: diaphragma pelvis (vlastní pánevní dno) a diaphragma urogenitale. Diaphragma urogenitale zesiluje přední část diaphragma pelvis a nachází se mezi rozbíhajícími se rameny stydkých a sedacích kostí. Diaphragma urogenitale sestává ze dvou svalů – téměř celou diaphragmu tvoří m. transversus perinei profundus (plochý trojúhelníkový sval) a velmi malou část, resp. několik svalových snopců na zadním okraji hlubokého hrázového svalu, tvoří m. transversus perinei superficialis, který nemá údajně významnou funkci.

Vlastní dno pánevní je tvořeno dvěma svaly – m. coccygeus (svalové snopce začínající na kostrči a kaudálním okraji a upíná se k lig. sacrospinale a spina ischiadica) a m. levator ani (dělí se na pars pubica, resp. m. pubococcygeus a pars iliaca, resp. m. iliococcygeus (Čihák, 2011, s. 403; Macková & Tichý, 2010, s. 15)).

Diaphragma pelvis tvoří pružnou spodinu pánve, která je současně aktivní a napíná se v souhybu se zádovými svaly a se svaly tělní stěny, podpírá orgány pánve – pars pubica musculi levatori ani má u žen funkci podpůrného děložního aparátu (udržuje dělohu ve správné poloze), dále svalové snopce (m. compressor vaginae) obemykají vaginu a zdvihají (m. pubovaginalis) zadní stěnu poševní, a m. puborectalis slouží jako hlavní uzávěrový sval konečníku (Čihák, 2011, s. 403-404).

### **1.2.3 Postavení pánve a biomechanika pletence pánevního**

Jak uvádí Čihák (2011, s. 308), Dimon (2009, s. 195) i (Lewit 2003, s. 44) pánev (pelvis) převádí hmotnost těla prostřednictvím dolních končetin do země a zároveň tlumí otřesy vycházející z dolních končetin. Dále pak dle téže autorů poskytuje pevnou strukturu svalům dolní končetiny, které se na pánev upínají a fungují v závislosti na ní, a tím zajišťují podporu a pohyb dolních končetin.

Pánev je, na rozdíl od pletence ramenního, mnohem pevnější a méně pružná, jelikož nese velkou tíži, a tím je schopná absorbovat velké množství otřesů. Pevným spojením s páteří sice ztrácí na pohyblivosti, nicméně získává tím svou sílu a stabilitu. Pánev je konstruovaná ve formě oblouku, který přenáší hmotnost z páteřního sloupce na kyčelní klouby a dolní končetiny. Kosti sedací pak slouží k převodu hmotnosti při sedu – oblouková konstrukce v tu chvíli nepřenáší hmotnost do kyč. kloubu a dolních končetin, nýbrž do kostí sedacích. Pánev se může pohybovat pouze ve spojení s páteří, nicméně páteř pod úrovní pánve (obratle kosti křížové a kostrče) má jen malou funkci, jelikož je považována za zakrnělé pozůstatky ocasu. (Dimon, 2009, s. 195-198)

Vzhledem ke sklonu pánve nese hlavní váhu pánevních orgánů přední část svalového dna, zadní – poměrně slabá část – je zatížena minimálně. Nálevkovitý tvar části pánevního dna mění část tlakového zatížení na zatížení tahové. (Dylevský et al., 1997, s. 47)

Postavení pánve je možné sledovat ve všech rovinách (3 D) kartézského systému – ve frontální, sagitální i transversální rovině. V globálním a páteřním systému u pacientů se skoliózou se počátek soustavy konvenčně umísťuje do středu horní plochy obratle S1. Podle ISO 2631 je osa x vedena směrem dopředu (tj. směrem, kterým se osoba dívá), osa y vlevo (z pohledu měřené osoby) a osa z vzhůru (viz Příloha III, obr. 17). Tuto soustavu nazýváme pravotočivá souřadná soustava. Globální roviny pak lze definovat jako  $xz$  = sagitální rovina,  $yz$  = frontální rovina a  $xy$  = transversální rovina, a to ve shodě s anatomickými rovinami a zvyklostmi. Pokud není hodnocena poloha celého těla, ale pouze segmentů, v našem případě pánve, pak je nutné modifikovat volbu souřadného systému a plně definovat jeho polohu. Vhodné je využití zavedených antropometrických bodů (Šorfová, 2016).

### **1.2.3.1 Inclinator pelvis normalis**

Pánev představuje křižovátku, do níž se promítají téměř všechny odchylky, a to jak v oblasti dolních končetin, nebo v oblasti trupu, proto lze předpokládat, je-li postavení pánve správné, že svalový i celý podpěrně hybný systém bude správně fungovat a taktéž, že i centrálně nervové regulační mechanismy budou v pořádku (Janda, 1982, s. 62).

Vyšetření stoje je pak považováno za základní a rozhodující, jelikož poskytuje první orientaci a určuje, jak je možné dále postupovat (Janda, 1982, s. 62).



Při stoji je pánev nakloněna dopředu, v úhlu, který dle postoje mírně kolísá. Normální sklon pánve (*inclinatio pelvis normalis*) nazývá Čihák (2011, s. 310) polohu pánve, kdy vchod malé pánve (tj. rovina proložená promontoriem, *linea terminalis* a horním okrajem symfysy) svírá s vodorovnou rovinou úhel  $60^\circ$  (tento úhel lze zjistit pouze z RTG vyšetření).

Sklon kyčle, tj. sklon kosti pánevní, lze měřit přímo; jedná se o úhel, který spojnice *spina iliaca posterior superior* a horního okraje symfysy svírá s horizontální rovinou – za normálních okolností má tento úhel velikost přibližně  $40^\circ$ . Sklon pánve, který se měří při pohybech v kyčelních a křížokyčelních kloubech, je ovlivněn namáháním symfysy. (Čihák, 2011, s. 310)

Zahraniční literatura (Norkin & Levangie, 1992, s. 429 na základě předchozích poznatků Daniels & Worthingham, 1977, s. 27; a později pak Levangie, Norkin & Lewek, 2019, s. 441) uvádí, že v optimální pozici je pánev tehdy, pokud jsou *symphysis pubica* a přední spiny (*spinae iliacae anteriores superiores*) v jedné, vertikální, rovině; a pokud jsou přední (*spinae iliacae anteriores superiores*) a zadní spiny (*spinae iliacae posteriores superiores*) v jedné, horizontální, rovině (viz Příloha III, obr. 18). Taktéž Lewit (2003, s. 93) uvádí, že stojí-li přední a zadní spiny stejně vysoko, je postavení pánve pravděpodobně normální.

Tichý (2006, s. 44) tvrdí, že normální postavení pánve odpovídá postavení pánve, kdy všechny čtyři trny kyčelních kostí (*spina iliaca anterior superior dextra et sinistra* a *spina iliaca posterior superior dextra et sinistra*) jsou v jedné, horizontální, rovině.

Kubátová (2006) uvádí, že takové případy, kdy jsou všechny spiny v jedné, horizontální, rovině, se vyskytují jen výjimečně (u jí měřených probandů měl toto postavení pouze 1 z 216 vyšetřovaných dospívajících). Macková a Tichý (2010, s. 17) jsou zároveň stejného názoru, jako je Kubátová (2006), a uvádějí, že poloha pánve se všemi spinami v jedné rovině se vyskytuje v populaci výjimečně.

Janda (1982) uvádí, že normální postavení pánve, resp. její neutrální poloha v sagitální rovině, nastává tehdy, když je rozdíl výšky *spina iliaca anterior superior* a *spina iliaca posterior superior* 2,5 cm, což odpovídá přibližně rozdílu  $10^\circ$  sklonu ve směru anteverze.

Kolář et al. (2012, s. 44 a 133-134) uvádí, že fyziologický sklon pánve určuje především *version pelvienne* (tj. sklon pánve, kdy v normě je úhel přímky vedené

ze středu kraniální desky S1 do středu hlavic obou femurů s vertikálou  $12 \pm 6^\circ$ , viz Příloha III, obr. 19), sakrální sklon (postavení sakra je v normě, když je úhel mezi kraniální lištou S1 a horizontálou  $41 \pm 8^\circ$ , viz Příloha III, obr. 19) a úhel pánevní lordózy (který svírá spojnice dorsální hrany S1 a středu hlavic femurů s přímkou proloženou horní krycí deskou obratlového těla S1, Příloha III, obr. 20). Také udává, že za normální situaci považuje, když je postanteriorní úhel mezi zadní spinou a ramus pubicus  $30^\circ$ .

### 1.2.3.2 Postavení pánve v sagitální rovině a možnosti kvantifikace

Tradičně se postavení pánve měří v klinické praxi, aby se identifikovaly abnormální pozice, které mohou způsobit dysfunkce a vést ke chronickým muskuloskeletálním bolestem (Herrington, 2011). Jendou z nejčastějších bolestí, která je v souvislosti se špatným postavením pánve spojována, je bolest v oblasti bederní páteře (tzv. low-back pain), (Juhl, Cremin & Russell, 2004). Nicméně, dříve anteverzní postavení pánve nebylo často identifikováno jako předpoklad pro bolesti v oblasti bederní páteře (Youdas et al., 2000; Chaléat-Valayer et al., 2011). V posledních letech však byly provedeny studie (Lim, Roh & Lee, 2013), které poukazují na fakt, že zdraví jedinci, resp. osoby bez bolestí, měly v mnohem menším počtu případů anteverzní postavení pánve, než tomu bylo u osob s bolestmi v oblasti bederní páteře. Youdas et al. (2000) zjistili, že u žen existuje významná korelace mezi úhlem postavení pánve a tzv. Oswestry Disability Indexem (ODI). Lim, Roh a Lee (2013) provedli obdobný výzkum, avšak jejich výsledky nepotvrzovaly, že by mezi postavením pánve a ODI byla významná korelace. Takto rozporuplné výsledky reflektují potřebu zaobírat se zkoumanými jedinci v bio-psycho-sociální rovině, než pouze v rovině pato-anatomické (O'Sullivan, 2012).

Kolář et al. (2012, s. 44) taktéž uvádí, že při porušeném sklonu pánve (především při anteverzi pánve) svaly pánevního dna nedostatečně reagují na zvýšený nitrobřišní tlak vyvolaný kontrakcí bránice při nádechu a na posturální stabilizaci, což má za následek zvýšení paravertebrální aktivity. Dále předpokládá, že čím je sklon pánve větší, podstatně mohutnější střížné síly působí v dolních segmentech bederní páteře a příkré postavení pánve nad  $63^\circ$  (vypočítáno jako úhel mezi hlavicemi femurů a kolmicí vedenou středem sakrální lišty) způsobuje i kompenzační bederní hyperlordózu; naopak u retroverzního

postavení pánve, kdy je tento úhel menší než 43°, je vyvoláváno oploštění lordózy (tzv. plochá záda) s příslušnými negativními následky.

Literatura (Schache, Blanch & Murphy, 2000; Schache et al., 1999; Schache et al., 2002) také uvádí, že větší antevertzní postavení pánve zvyšuje riziko muskuloskeletálního poranění během běhu. Schache et al. (1999 a 2002) uvádí, že k takovým poraněním může dojít v důsledku opakovaného přetěžování vertebrálních facet, nebo přílišným protažením hamstringů, které může vést k poranění. Proto se někteří lékaři zaměřují na zvětšené antevertzní postavení svých pacientů a klientů, zejména těch, kteří se pravidelně věnují běhu (Beardsley, Egerton & Skinner, 2016).

Postavení pánve (v rovině sagitální) může být měřeno jedním měřením, na centrální linii, nebo dvěma měřeními laterálně – na pravé i levé straně pánve. Preece et al. (2008) ve svém výzkumu na neživých tělech zjistili, že probandi mají mezi-stranové rozdíly v postavení pánve ve frontální rovině. Herrington (2011) zaznamenal obdobné výsledky u živých probandů.

Vědci, zabývající se torzí pánve (Krawiec et al., 2003) uvádějí, že k torzi pánve dochází při přirozené adaptaci na různou délku končetin. Knutson (2005) navíc doplňuje, že k antevertznímu postavení pánve pak dochází na stejné straně, jako se nachází kratší dolní končetina. Herrington (2011) tvrdí, že tento biomechanický rys pak může být obvyklý u osob s touto charakteristikou kratší/delší dolní končetiny, ale také i u osob, které mají dolní končetiny stejně dlouhé.

Peerce et al. (2008) uvádí, že častou cestou ke kvantifikaci postavení pánve je zjištění úhlu mezi horizontálou a linií spojující ASIS a PSIS, ačkoliv je tento úhel determinován svalovou rovnováhou a napětím ligamentů mezi pánví a přilehlými segmenty a může být také ovlivněn odchylkami v morfologii pánve. Jejich výzkumné výsledky, kdy naměřený úhel u 30 probandů byl v rozmezí 0°-23°, tj. velmi variabilní, s průměrem 13° a směrodatnou odchylkou 5°, nebudeme brát v potaz, jelikož prováděli měření na neživých tělech, a z logického hlediska, jsou vzhledem k povaze našeho výzkumu irelevantní, avšak princip měření zachováváme obdobný. K podobným výsledkům jako Peerce et al. (2008) došli i Kroll et al. (2000), kteří provedli podobný výzkum (ač ve vztahu sklonu pánve k bederní lordóze) na živých probandech. Jeho testování ukázalo, že stejný úhel může mít u různých probandů rozmezí 3°-22°.

Pro měření postavení pánve je možné využít různých metod (Beardsley, Egerton & Skinner, 2016). Dřívější studie, např. Clayson et al. (1962) nebo Flint (1963), využívaly často RTG metod, které jsou dodnes využívány v oblasti chirurgie pánve a kyčelního kloubu (Blondel et al., 2009; Lazennec et al., 2011). Z přístrojových metod jsou využívány např. také digitální stereografie (Guenoun et al., 2012; Lazennec et al., 2011) a magnetická resonance (Lalonde et al., 2006). Pro měření postavení pánve jsou dále využívány goniometry (Burdett, Brown & Fall, 1986; Sprigle et al., 2003), kalipery (Alviso, Dong & Lentell, 1988; Gajdosik et al., 1985; Sanders & Stavrakas, 1981), které dosud platí jako vysoce přesné, jednoduché a dostupné (finančně i technicky) nástroje (Crowell et al., 1994), a inklinometry (Crowell et al., 1994; Gnat et al., 2009; Hagins et al., 1998; Heino, Godges & Carter, 1990; Herrington, 2011; Levine, Walker & Tillman, 1997; Petrone et al., 2003; Preece et al., 2008; Youdas et al., 1996; Walker et al., 1987). V klinické praxi se taktéž využívá palpance prominentních bodů pánve společně s využitím DPI (Digital Pelvic Inclinometer), (Crowell et al., 1994). Zajímavou, ač vcelku složitou, metodou je také Iowa Anatomical Position System (Day, Schmidt & Lehmann, 1984).

### ***Palpační body a umístění markerů na pávni***

Dle Van Sint Jana (2007) je spina iliaca posterior superior výrazným bodem crista iliaca. Palpace je možná zezadu (stoj za probandem), nahmatáním crista iliaca laterálně a poté pohybem palců směrem dovnitř a dolů, dokud nenahmatáme kostní hrboly, které záhy ostře distálně zmizí. Markery se umisťují na nejvystouplejší bod spina iliaca posterior superior. Je nutné se ujistit, že střed markeru leží uvnitř pánevní roviny, tj. roviny spojující markery spina iliaca anterior superior (SIAS) a spina iliaca posterior superior (SIPS). Spina iliaca anterior superior je výrazným bodem crista iliaca anteriorně. Palpace se provádí ve stoji bokem od probanda. Prsty ruky se přiloží na anteriorní část crista iliaca a posouvají se po ní vpřed a distálně, na konci crista iliaca anteriorně nahmatáme výrazný kostěný bod, který se prudce sníží. Markery se umisťují tak, aby střed markeru byl nad nejvýraznějším bodem SIAS. Opět je nutné dbát na umístění středu markeru do pánevní roviny.

### *Svaly ovlivňující sklon pánve (tj. postavení pánve v sagitální rovině)*

Každá změna sklonu pánve vynucuje změnu zakřivení bederní části páteře, popř. může mít dopad i na zakřivení hrudní části páteře. V případě zvětšení antevertze dochází ke zvětšení bederní lordózy, naopak při snížení antevertze, resp. při retrovertzi, dochází k vyrovnávání v bederní části páteře, tzv. oploštění. Rozsah změn sklonu pánve je u mladších lidí větší, zatímco u starších se úměrně s rostoucím věkem zmenšuje. (Lánik, 1990, s. 109-110)

Jak již bylo řečeno výše, na sklonu pánve se podílí mnoho faktorů. Dalším faktorem je i pohyblivost páteře. V případě, že je páteř málo pohyblivá, není možná plynulá změna sklonu pánve, a pak je nutné využít kompenzačních mechanismů v oblasti kyčelních a kolenních kloubů, příp. hrudníku, krční páteře etc. (Lánik, 1990, s. 109).

Sklon pánve (viz Příloha III, obr. 21) je tedy důležitý i ve smyslu uzavřeného kinematického řetězce (při stoji, kdy jsou oba konce tohoto řetězce, tj. hlava a noha, funkčně fixovány) – je možné předpokládat, že pokud se pánev nakloní více anteriorně, dojde k flexi v kyčelním kloubu a většímu zakřivení bederní části páteře a naopak, dojde-li k její retrovertzi, dochází k extenzi kyčelního kloubu a kompenzačně pak zmenšení křivky bederní části páteře (Clippinger, 2016, p. 133), obdobně popisují tuto retrovertzní změnu i Diebo et al. (2015).

Jedním z důležitých faktorů, který určuje postavení pánve je také (ne)rovnováha svalů. Některé svaly dopomáhají, resp. zvětšují, antevertzi pánve, jiné svaly naopak antevertzi zmenšují a jejich působení podporuje retrovertzi pánve.

I přesto, že se autoři jednotlivých publikací (Čihák, 2011; Doubková & Linc, 2006; Lánik, 1990; Linc & Doubková, 1999) mírně rozcházejí ve výčtu svalů, které působí na postavení pánve, v zásadě se shodují u svalů, které mají na postavení pánve největší vliv. Jedná se zejména o čtyři hlavní svalové skupiny (paravertebrální svalstvo, břišní svalstvo, flexory kyčelního kloubu a mm. glutei), kdy změny mohou nastat v každé z nich, nebo jen v některé/-ých (Janda, 1982, s. 62).

K antevertzi pánve dochází zejména zkrácením flexorů kyčelního kloubu, tj. m. iliopsoas (Véle, 2006, s. 224), který spojuje horní bederní obratle se stehenní kostí (zároveň při stoji funguje společně s břišními svaly jako antagonist a mm. glutei a udržuje rovnováhu trupu (Čihák, 2011, s. 465; Doubková & Linc, 2006, s. 170-171)), m. rectus

femoris, který spojuje pánev (od SIAS, resp. od malého políčka nad jamkou kyč. kloubu (Čihák, 2011, s. 470)) a femur (kde se upíná k patelle (Čihák, 2011, s. 470)), dále pak dle Lánika (1990, s. 110) m. adductor longus et brevis (oba jako pomocné flexory), menší vliv může mít také m. pectineus, m. sartorius (od SIAS po pes anserinus (Čihák, 2011, s. 470)), tensor fasciae latae (začíná na ASIS a upíná se do fasciálního tractus iliotibialis, pomocný flexor (Čihák, 2011, s. 465)); zkrácením svalů v oblasti bederní páteře (m. multifidus lumborum, m. quadratus lumborum, m. longissimus lumbalis, m. iliocostalis lumborum (Lánik, 1990, s. 110) a oslabením břišních svalů, které by měly fyziologicky udržovat pánev ve vzpřímené poloze, ale kvůli přirozené tendenci k ochabování a v některých případech i v důsledku nesprávného propojení s bránicí tuto funkci ztrácejí, a proto dochází k větší antevertzi pánve.

Naopak retrovertzi pánve podporují svaly dorsální skupiny femuru, tzv. hamstringy – tj. flexory kolenního kloubu a zároveň extenzory kyčelního kloubu – m. biceps femoris (dlouhá hlava), m. semitendinosus, m. semimembranosus, dále pak m. gluteus maximus a s ním zadní část m. gluteus medius, v případě fixace hrudníku pak i m. rectus abdominis (Lánik, 1990, s. 110; Vojta & Peters, 2010, s. 81; Véle (2006, s. 224) uvádí pouze břišní svalstvo a bez fixace hrudníku).

### **1.2.3.3 Postavení pánve ve frontální rovině a možnosti kvantifikace**

Pokud se při stožení přední spiny (pravá i levá) nacházejí ve stejné výšce a taktéž zadní spiny se nacházejí ve stejné výšce ve vztahu pravé a levé strany, je postavení pánve ve frontální rovině v pořádku. Dojde-li ovšem k zešíkmení pánve, tzn. nacházíme-li spinu na jedné straně (pravé / levé) níže, či výše než na straně protilehlé, jedná se o patologický jev. Zešíkmení pánve může mít příčiny funkční, nebo strukturální.

Strukturální příčiny – někteří vědci (Betsch et al., 2012; Cummings, Scholz & Barnes, 1993; Young, Andrew & Cummings, 2000; Wild et al., 2014) spojují mezi-stranový rozdíl s různou délkou končetin, resp. torzí pánve. Funkčními příčinami jsou pak levo-/pravostranné svalové dysbalance. Například pokud je zatěžována jedna dolní končetina více než druhá, dochází k addukci v kyčelním kloubu a důsledkem je zešíkmení pánve (Clippinger, 2016, p. 129; Véle, 2006, s. 224). Z klinické praxe je známo, že vliv na zešíkmení pánve může mít také tvar nožní klenby, či skolióza.

Naopak zešíkmení pánve samo o sobě může vést k posturálním problémům v jiných částech těla (viz Příloha III, obr. 22). Lewit (2003, s. 21) tvrdí, že ve většině případů se zešíkmení vyvíjí postupně během růstu, takže současně dochází ke kompenzacím, a pak bývá mnohem obtížnější se správně rozhodnout pro terapeutický postup.

U osob po jednostranné transfemorální amputaci může dojít k zešíkmení pánve nejen z důvodu většího zatěžování intaktní končetiny (osoby po jednostranné amputaci dolní končetiny mají tendenci přenášet váhu na intaktní končetinu, i přesto, že používají protézu (Barnett, Vanicek & Polman, 2013)), ale také vzhledem k funkčním a strukturálním změnám na amputované dolní končetině, které se mohou projevit v důsledku řetězové reakce i v jiných částech těla (podrobněji viz Anatomie, fyziologie a biomechanika kyčelního kloubu a dolní končetiny).

Výrazné (palpační) body pro měření postavení pánve ve frontální rovině jsou stejné jako u měření postavení pánve v rovině sagitální, tj. spina iliaca anterior superior dextra et sinistra, event. spina iliaca posterior superior dextra et sinistra (Véle, 2006, s. 224-225). Pro měření je možné využít přístrojů a nástrojů, stejných či obdobných jako uvádíme u měření postavení pánve v sagitální rovině. V tomto případě je možné měřit výšku spin od podložky (tj. výšku pravé a levé spiny dle vertikály) při stoji, nebo úhel, který při stoji svírá spojnice obou spin (levé a pravé strany) s horizontálou. Pokud je spojnice spin s horizontálou rovnoběžná, nejedná se o zešíkmenou pánev. Pokud však dochází k nárůstu – zvětšení úhlu, mezi spojnicí a horizontálou, jedná se o zešíkmenou pánev. I Véle (2006, s. 224-225) uvádí, že hodnocení symetrie pánve se provádí podle spojnic spinae iliaca anterior superior a spinae iliaca posterior superior, které jsou při symetrickém stoji rovnoběžné.

### ***Svaly ovlivňující zešíkmení pánve***

I přesto, že důvody k zešíkmení pánve mohou být různé, uvádíme pro kompletnost také výčet svalů ovlivňujících postavení pánve ve frontální rovině.

Na zešíkmení pánve mají vliv zejména jednostranně ochablé abduktory kyčelního kloubu – m. gluteus medius (Kračmar, Chrástková, Bačáková a kol., 2016, s. 318; Véle, 2006, s. 224), (při stoji sklání pánev na svou stranu, a tím tak přenáší váhu těla na nosnou končetinu (Doubková & Linc, 2006, s. 173); při chůzi a stoji na jedné končetině

stabilizuje pánev (Levangie, Norkin & Lewek, 2019, s. 508)) a jeho synergista m. gluteus minimus (Doubková & Linc, 2006, s. 173); dále pak jednostranně zkrácené mm. adductores (Véle, 2006, s. 224). Vliv na zešíkmení pánve může mít i jednostranně zkrácený m. iliopsoas, m. quadratus lumborum, příp. hamstringy ad.

#### 1.2.3.4 Další patologické jevy postavení pánve

Dalšími patologickými jevy postavení pánve mohou být dle Jandy (1982, s. 62), Koláře et al. (2012, s. 44) a Véleho (2006, s. 225) např. *rotace pánve* (tj. v rovině horizontální) kolem vertikální osy – vlevo nebo vpravo; případně *torze pánve*, jež vzniká (obvykle jako sekundární reakce, spíše než jako primární porucha (Kolář et al., 2012, s. 44)) tím, že obě pánevní kosti protisměrně rotují, takže spojnice zadních a předních spin nejsou rovnoběžné (Lewit (2003, s. 258) toto nazývá SI posun, Kolář et al. (2012, s. 44) SI blokáda), dle Koláře et al. (2012, s. 44) je vždy spojena s hypertonem m. iliacus a zevních rotátorů kyčelního kloubu, Janda (1982, s. 64) souhlasí, avšak větší význam při torzi pánve dává zkrácenému m. piriformis; *laterální posun pánve*, ke kterému může dojít v důsledku zešíkmení pánve a jenž je také častým kompenzačním mechanismem v důsledku léze disku v dolních segmentech bederní páteře; anebo *outflare, resp. inflare*, kdy na jedné straně je spina iliaca anterior superior oploštěna a vzdálenější od pupku, zatímco na druhé je prominentní a blíže k pupku (Kolář et al., 2012, s. 44).

#### 1.2.4 Anatomie, fyziologie a biomechanika kyčelního kloubu a DK

Funkčně řadíme kyčelní kloub ke kostře volné dolní končetiny. Kostru volné dolní končetiny tvoří dle Čiháka (2011, s. 289-305), Doubkové a Lince (2006, s. 77-82), Levitové a Hoškové (2015, s. 69) kost stehenní (femur), která je podkladem pro stehenní část dolní končetiny, kost lýtková (fibula) a kost holenní (tibia), které jsou podkladem pro bérceovou část dolní končetiny, a kostru nohy tvoří kosti tarzální (ossa tarsi), metatarzální (ossa metatarsi) a články prstů (ossa digitorum). Na dolní končetině se taktéž nachází číška (patella).

Dolní končetina je orgánem lokomoce a opory (Dylevský et al., 1997, s.45). Oblast kyčelního kloubu (articulatio coxae) velice úzce souvisí s oblastí pánve (pelvis), která,



jak už je zmíněno výše, může mít významný podíl na vzniku funkčních poruch (Levitová & Hošková, 2015, s. 74).

Svaly patřící do oblasti kyčelního kloubu se vztahují k samotnému kyčelnímu kloubu, nicméně svými úpony sahají až k bederní páteři a/nebo pánvi. Svaly kyčelního kloubu, které se týkají tématu této práce byly zmíněny v kapitole Svaly ovlivňující sklon pánve (tj. postavení pánve v sagitální rovině) a v kapitole Svaly ovlivňující zešikmení pánve a dále budou rozebrány v textu níže.

Na kyčelní klouby je během života vyvíjen největší tlak, jelikož se jedná o základnu pro celý trup, horní končetiny a hlavu (Levitová & Hošková, 2015, s.74). Z funkčního hlediska není kyčelní kloub pouze zařízením pro pohyb dolních končetin vůči pánvi, ale oba kyčelní klouby nesou trup a balančními pohyby pomáhají k udržení rovnováhy trupu, který je vázán na sklon pánve (Čihák, 2011, s. 318; Gross, Fetto & Rosen, 2015, s. 286). V případě stoje na jedné končetině má však kyčelní kloub sám o sobě jen velmi malou stabilizační funkci pro trup a laterální korzet pánve může sice zajistit jeho podporu, nicméně tato možnost není z dlouhodobého hlediska dostačující, a proto je nutné, aby byla zajištěna aktivita svalů začínajících proximálně od kyčelního kloubu (Gross, Fetto & Rosen, 2015, s. 286).

Kyčelní klouby v dnešní sedavé době bohužel nevykonávají pohyby v plném rozsahu, a proto velmi často dochází ke zkrácení svalů v této oblasti, což má za následek i výše uvedené funkční změny v jiných částech těla. Kyčelní kloub může mít různé příčiny vedoucí k jeho dysfunkci, či poškození (např. vývojová dysplazie, artróza), (Levitová & Hošková, 2015, s. 74-75).

Čihák (2011, s. 317) uvádí, že kyčelní kloub je geometrickým typem kloub kulovitý omezený s hlubokou jamkou, o jejíž okraje se pohyby zastavují. Vlastní pohyby kyčelního kloubu jsou otáčivé pohyby hlavičky femuru v jamce kyč. kloubu (acetabulum) prováděné krčkem femuru, který je v postavení 125° vůči corpus femoris, jenž je převádí v úhlovité pohyby těla femuru. Při stoji jsou možné tyto pohyby v kyčelním kloubu: flexe, extenze, abdukce, addukce a zevní a vnější rotace. Střední postavení kyčelního kloubu je ve střední flexi s mírnou abdukcí a malou zevní rotací.

Změny fyziologických pohybů nadkolenní a podkolenní části dolní končetiny a/nebo rozdíly symetrie mezi končetinami mohou předjímat riziko zranění méně stabilní končetiny nebo potřebu rehabilitace (Gaunard, Kim, Feigenbaum et al., 2019).

Amputace dolní končetiny obvykle vedou k tvorbě náhradních posturálních mechanismů při stožení a chůzi a mohou být příčinou bolesti v jiných segmentech těla. Muskuloskeletální patologie, které mají souvislost se změnou biomechaniky pohybu vlivem užívání protézy, se v mnoha případech vyvinou do sekundárních komplikací, jež mohou mít vliv na kvalitu života (Gailey, Allen, Castles, Kucharik & Roeder, 2008).

Na rozdíl od amputace transtibiální, u níž vzhledem k zachovanému kolennímu kloubu vyšší předpoklad k úspěšnému užívání protézy a taktéž perspektivy v lokomoci (Karmarkar et al., 2009) dochází po transfemorální amputaci k výraznému funkčnímu omezení a mnohdy k omezení aktivity (Friel, Domholdt & Smith, 2005).

Častým sekundárním problémem je výskyt bolesti v dolní části zad (tzv. low-back pain), která pro pacienty představuje větší potíže, než např. fantomové či pahýlové bolesti (Ephraim, Wegener, MacKenzie, Dillingham & Pezzin, 2005; Smith, Ehde, Legro, Reiber, del Aguila & Boone, 1999); v případě traumatických amputací se bolest v dolní části zad vyskytuje častěji (81%) u osob po transfemorální amputaci, v porovnání s výskytem (62%) u osob po transtibiální amputaci, a u těch amputovaných, kteří trpí závažnými bolestmi zad (89%, resp. 81% z výše uvedených) dochází i k nárůstu intenzity fantomových bolestí či bolestí pahýlu (Kulkarni, Gaine, Buckley, Rankine & Adams, 2005).

Transfemorální amputace vede také k biomechanickým změnám (točivých momentů, reakčních sil, časoprostorových charakteristik pohybu ad.), výška amputace je pak rozhodujícím faktorem, který se podílí na rozsahu těchto změn (Kolářová, 2012, s. 31).

Při transfemorální amputaci je optimální délka residuální končetiny s řezem cca 7,5 cm až 10 cm proximálně od horní hranice patelly. Velmi krátký pahýl totiž často, v důsledku ztráty svalové hmoty, neadekvátní mechanické fixaci svalů anebo svalové atrofie na reziduální končetině (James, 1973), vede k abdukci kyčelního kloubu, jelikož po vysoké transfemorální amputaci dochází k dysbalanci mezi adduktory a abduktory (viz Příloha III, obr. 23).

Při transfemorální amputaci dochází ke ztrátě distálních úponů svalů femuru. Aby se co nejvíce zachovala jejich funkce a délka je možné (pokud to situace dovolí) provést myodézu a zakotvit tak adduktory (v některých případech i hamstringy) ke kosti. Hamstringy a m. quadriceps femoris mohou být uchyceny společně k distálnímu konci femuru (tzv. myoplastikou).

Čím je pahýl kratší, tím větší je tendence k deformitám (k flexi a abdukci v kyčelním kloubu). V případě zachování dlouhého pahýlu (což je nejlepší možná úroveň transfemorální amputace) je možné zachovat sílu adduktorů, zároveň pohyb bude energeticky méně náročný ve srovnání s kratšími délkami pahýlu a protézování bude neefektivnější. V případě zachování středně dlouhého pahýlu je redukována síla adduktorů a dochází k flexi a abdukci kyčelního kloubu. Zároveň dochází k větší energetické náročnosti při pohybu. Pokud je zachován pouze krátký pahýl, adduktory jsou velmi slabé a dochází k velmi výrazným dysbalancím. Poloha pahýlu často končí v silné flexi a abdukci. Tato úroveň amputace způsobuje velmi silnou spotřebu energie a vynaloženého úsilí v pohybu a protéza může být pro uživatele těžká. (Gottschalk, 1999)

Z biomechanického hlediska při dvounohém stoji prochází mechanická osa (viz Příloha III, obr. 24) dolní končetiny od středu hlavice femuru přes střed kolenního kloubu do středu kotníku a svírá s vertikálou úhel o velikosti  $3^\circ$  od vertikály a při běžném anatomickém postavení femuru v abdukci svírá femorální hřídelní osa s vertikálou úhel o velikosti  $9^\circ$  (Freeman, 1980, pp. 32-33; Krackow & Hungerford, 1984, pp. 5-19; Maquet, 1980, pp. 13-70), což umožňuje stabilizátorům kyčelního kloubu (m. gluteus medius et minimus) a mm. abductores (m. gluteus medius a tensor fasciae latae) správnou funkci a redukci laterálního pohybu centrální svalové hmoty těla, což vede k energeticky efektivnější a plynulejší chůzi (Gottschalk, 1992, pp. 501-507).

Osoby po transfemorální amputaci vykazují alternace mechanického a anatomického postavení, jelikož reziduální femur již nemá normální anatomické postavení vzhledem k tibii a dochází tak k abdukci v porovnání s intaktní končetinou. V takové situaci pak dochází ke zvětšení úhlu mezi mechanickou osou dolní končetiny a vertikálou, tzn. K bočnímu postavení femuru (viz Příloha III, obr. 23). Vzhledem ke ztrátě původního úponu mm. adductores dochází ke zkrácení ramene momentu (páky) a díky výsledné menší hmotnosti mm. adductores musí tyto svaly vynaložit více síly, aby udržely femur v normálním postavení, avšak je vcelku nemožné dostatečnou sílu vynaložit (Gottschalk & Stills, 1994), pro názornost viz Příloha III, obr. 25.

Bylo prokázáno, že nejvýhodnější rameno momentu k udržení femuru v abdukci má m. adductor magnus, a který díky dvojí inervaci a dvojí funkci (addukce a extenze kyč. kloubu) je hlavním stabilizátorem femuru. Na základě přínosu každého adduktoru, pokud je provedena amputace v distální třetině femuru a pokud není provedena adekvátní

myodéza m. adductor magnus, pak 70 % addukčního momentu je ztraceno. Intaktní m. adductor longus et brevis by pouze sloužily k udržení femuru v addukci. (Gottschalk & Stills, 1994)

### **1.3 Rehabilitace osob po amputaci dolní končetiny**

Rehabilitace obecně řeší převážně funkční problémy a následky poškození a chorob, dále také může zjišťovat příčiny nemoci (resp. její sémiologii) a zajišťovat její kauzální léčení a v neposlední řadě řeší různá snížení aktivity, omezení participace v životně důležitých situacích – mimo neurologických případů řeší rehabilitace taktéž traumatologické, kam patří i úrazové amputace dolní končetiny (dolních končetin), (Pfeiffer, 2012, s. 15-16).

Rehabilitace je velmi důležitou součástí života osob po amputaci dolní končetiny. Ať už se jedná o léčebnou, psychologickou či sociální složku rehabilitace, každá z nich je velkým krokem pro jedince s amputací do jeho nového života, resp. umožňuje mu návrat do života obecně. Cílem rehabilitace osob po amputaci je tedy dosažení maximální nezávislosti a fungování v životě (Department of Veterans Affairs & Department of Defence, 2019), tj. v praxi snaha o kompenzaci a, v případě trvalé ztráty funkce, výcvik náhradního mechanismu (Kálal, 2003, s. 11; Kálal, 2005).

#### **1.3.1 Evoluce rehabilitace**

Kořeny rehabilitace obecně můžeme najít již ve starověké Číně (cca 1200 let př. n. l.), kde se prováděly různé masáže, akupunktury, dechová a relaxační cvičení, dále pak cvičení s přesným sledem cviků (Tchaj-t'i) nebo cvičení prováděná převážně v sedu či lehu a určená pro starší populaci (Šenga). Hippokrates také popisoval léčebné procedury již v roce 460 př. n. l., kdy užíval především pojmů „vodoléčba“ a „masírovat“, navíc stanovil zásady amputační péče, které jsou platné dodnes: odstranění neužitečných částí končetiny, snížení invalidity, záchrana života. (Sosna a kol., 2001, s. 157)

Avšak pojem rehabilitace jako takový byl dle Votavy a kol. (2005, s. 9) zaveden až v 19. století, kdy byl užíván ve spojitosti s léčebnými postupy vedoucími k návratu do funkční schopnosti (rehabilis = znovu schopný), jako systém byl pak označován

od počátku 20. století (zejména v souvislosti s 1. světovou válkou), (Pfeiffer, 2012, s. 15; Véle, 2012, s. 215). V minulosti byl navržen i český překlad „návrtná péče“, který velmi dobře pojem rehabilitace vystihoval, avšak v dalších letech se již více neuplatnil (Votava a kol., 2005, s. 9).

Rehabilitace amputovaných, ve významu komplexním a ekonomickém, zaznamenala největší změnu a rozvoj za druhé světové války, kdy se v důsledku bombardování měst markantně zvětšil počet jedinců s amputací a bylo nutné tuto situaci rychle a prakticky řešit, aby jejich ošetřování nevyžadovalo další pracovní síly (Kálal, 2003, s. 9).

Válečná rehabilitace byla dle Kálala (2003, s. 9) vyřešena zřízením rehabilitačního ústavu v Kladrubech u Vlašimi, kde byli jedinci s amputací rehabilitováni a v době války a těsně po ní zde bylo údajně ošetřeno a rehabilitováno až 3000 vojáků po amputaci, což v bylo velmi vysoké číslo v ČR, avšak v globálním měřítku to nebylo mnoho (Pfeiffer, 2012, s. 16).

Dnešní rehabilitace amputovaných vychází z poznatků a postupů, které byly uplatňovány právě v rehabilitačním ústavu (dále RÚ) v Kladrubech a dalších RÚ, vzhledem k množství postižených ve válce, nastal v poválečném období velký rozkvět výroby protéz (Kálal, 2003, s. 9).

Dle WHO (2015 b) je rehabilitace v dnešní době prostředkem, jenž umožňuje osobám s funkčním omezením setrvat nebo se navrátit do svých domovů (setrvat v optimální funkční úrovni, a to jak fyzické, sensorické, intelektuální, psychologické i sociální) či komunit, žít nezávisle a uplatnit se ve vzdělávací sféře, stejně tak jako na trhu práce i v občanském životě.

Zároveň dnes WHO (2019 b) shledává rehabilitaci jako soubor intervencí, jejichž cílem je optimalizovat fungování a snížit invaliditu u osob se zdravotním stavem v interakci s jejich prostředím, kdy zdravotním stavem se rozumí onemocnění (akutní nebo chronické), porucha, poranění nebo trauma.

Přístup k rehabilitační péči může nejen snížit následky nemoci či úrazu, zlepšit zdraví a kvalitu života, ale také snížit potřebu užívání zdravotnických zařízení. Rehabilitace také poskytuje osobám s handicapem nástroje, které potřebují k docílení nezávislosti a sebeurčení. (WHO, 2015 a)

Votava a kol. (2005, s. 9) zmiňuje, že optimálním výsledkem rehabilitace je odstranění všech důsledků nemoci či úrazu, které se projevují na pohybovém ústrojí,

rozumových schopnostech a psychice vůbec, i na vnitřních orgánech. Takový případ může nastat ovšem pouze v případě, že se jednalo o nekomplikovaný úraz, v jiných případech funkce ztracené končetiny – následkem úrazu či nemoci – obnovit nelze, nebo lze jen částečně (Votava a kol., 2005, s. 9).

Jak uvádí British Society of Rehabilitation Medicine (2003) v současné době se v rehabilitaci využívá modelu tzv. multidisciplinárního týmu (MDT), kdy se jedná o rehabilitační tým, který zahrnuje lékaře, zdravotní sestru, konzultanta, specializovaného fyzioterapeuta, ergoterapeuta a v neposlední řadě také rodinu a samotného jedince s amputací. Ottobock (2014) se s British Society of Rehabilitation Medicine (BSoRM) v zásadě shoduje a zahrnuje do výčtu osob základního multidisciplinárního týmu také ortotika-protetika a psychologa, které uvádí BSoRM jako doplňující členy. Takový model MDT je žádoucí k dosažení co nejlepších výsledků v péči o pacienta po amputaci. K zajištění účinného a vhodného postupu pracuje MDT společně, a to v souladu s cíli, které jsou stanoveny individuálně u každého jedince po amputaci (Hanspal et al., 2003). Žádná funkce v týmu nemůže být suplována jinou funkcí. Např. zdravotní sestra nenahrazuje fyzioterapeuta, stejně tak jako fyzioterapeut nenahrazuje ergoterapeuta. Každá osoba má v rehabilitaci svou funkci, která je nenahraditelná a spolupráce těchto osob je jedním ze základů úspěšné rehabilitace.

Úspěch rehabilitace závisí na vzájemné spolupráci jednotlivých složek rehabilitačního týmu a také na komunikaci s pacientem, ale důležitá je i pacientova aktivní snaha a vůle, proto je nutné osobu po amputaci v průběhu rehabilitační péče vhodným způsobem motivovat (Kálal, 2005).

### **1.3.2 Ucelená rehabilitace osob po amputaci dolní končetiny a její složky**

Ve starší literatuře byla rehabilitace amputovaných dělena pouze na rehabilitační péči před operací a rehabilitační péči po amputaci (Krawczyk, 2000), kdy se v předoperační péči kladl důraz, byla-li amputace plánovaná, na nácvik chůze s berlemi, posílení svalů horních končetin a posílení svalstva dolních končetin, především z důvodu přípravy budoucího pahýlu na plnění funkce fixace protézy. Mj. i Kálal se k obdobnému dělení vrací znovu ve své knize Rehabilitace amputovaných z roku 2003, kde zdůrazňuje předoperační péči, v případě plánované amputace, jako zásadní řešení problému, jelikož

je pacient připravován na stav, který nastane již těsně po amputaci. Hadraba (2006) dodává, že v předoperačním období je vhodné mluvit s pacientem o důvodech plánovaného výkonu a o dalších životních perspektivách, resp. o sociálních perspektivách. Taktéž Matoušková (2018, s. 21) uvádí, že, pokud je to možné, před výkonem by měly být pacientovi poskytnuty veškeré potřebné informace, zejm. objasněn důvod a rozsah amputace a další postup; dodává, že k relaxaci je možné aplikovat dechovou gymnastiku a za vhodné se považuje setkání s uživateli protézy.

V pooperační péči je zdůrazňována nutnost zahájení péče o pahýl co nejdříve (Kálal, 2005). Jak je uvedeno dále, tento fakt se doposud nezměnil a dodnes se odborníci shodují, že péče o pahýl a zahájení rehabilitace bezprostředně po operaci jsou velmi nutné, zvláště u osob po amputaci, která byla provedena následkem úrazu.

V zahraniční literatuře je uváděno (Engstrom & Van de Ven, 2005) také dělení rehabilitace u osob po amputaci dolní končetiny, jako procesu rehabilitační péče, na tyto fáze:

1. akutní péče, která zahrnuje:
  - a. předoperační fázi (v případě plánované amputace),
  - b. amputaci a včasnou pooperační péči,
  - c. aktivní terapii;
2. následná péče, jež zahrnuje:
  - a. protetické vybavení,
  - b. následnou rehabilitační péči (zde hraje důležitou roli pohybová zkušenost jedince před chirurgickým zákrokem a s tím související schopnost pozitivně reagovat na následnou rehabilitační péči).

Ačkoliv se v současné době klasifikace rehabilitační péče zdokonalila, ač ne zcela sjednotila, celý rehabilitační komplex lze shrnout do pojmu „ucelená rehabilitace“, někdy také komprehenzivní či komplexní rehabilitace. Votava a kol. (2005, s. 14) se ovšem tomuto nepřesnému překladu „komplexní“ záměrně vyhýbá, jelikož tento pojem může být zavádějící vzhledem k možnému překladu jako „složitý“, nikoliv ucelený, skládající se ze složek. Ucelená rehabilitace je doslovným překladem z anglického „comprehensive rehabilitation“.

Aby byla rehabilitace ucelená, musí se logicky skládat alespoň ze dvou složek, které na sebe navazují. Ucelená rehabilitace, jak uvádí Votava a kol. (2005, s. 15-16) i Kolář et al. (2012, s. 2), se dělí na tyto složky (pořadí výčtu odpovídá obvyklému pořadí při rehabilitaci amputovaných, ačkoliv se pořadí může do jisté míry individuálně měnit):

1. léčebná (medicínská),
2. sociální,
3. pracovní,
4. pedagogická.

Některé výzkumné práce (Janáčková, 2011) uvádějí ještě jako pátou složku ucelené rehabilitace rehabilitaci psychologickou či Dvořák (2007) a Mašán (2015) uvádí navíc rehabilitaci technickou. Votava a kol. (2005) však zahrnuje složku psychologickou do léčebné rehabilitace a technickou neřadí jako složku rehabilitace, nýbrž jako technologii pomáhající ucelené rehabilitaci k její komplexnosti.

Základní principy, které by měly být při rehabilitaci vždy dodržovány, jsou včasnost, komplexnost, návaznost a koordinovanost, dostupnost, individuální přístup, multidisciplinární posouzení a součinnost (Čeledová & Čvela, 2011).

Dále zmíněné postupy pak zmírňují progresi a podporují dosažení maximální možné soběstačnosti i nezávislosti (Klusoňová, 2011).

### **1.3.2.1 Léčebná rehabilitace**

Léčebnou (medicínskou) rehabilitací se obvykle rozumí první etapa rehabilitace, již zajišťuje zdravotnický personál svými prostředky ve zdravotnických zařízeních (Kolář et al., 2012). Tato etapa nemusí být vždy nutně první, např. u dětských pacientů se proces ucelené rehabilitace spíše zahajuje rehabilitací sociální a pedagogickou (Votava a kol., 2005, s. 15).

Jak již bylo zmíněno výše, tato složka rehabilitace je zajišťována celým týmem zdravotnických odborníků a jejím cílem je zlepšení funkčního stavu, tzn. odstraňování či zmírňování poruchy nebo disability, a dále se podílí na odstraňování handicapů (Kálal, 2005).

Složku léčebnou můžeme ještě dále rozdělit dle norského prof. Gogstada (Gogstad, cit. ve Votava a kol., 2005, s. 26) na rehabilitaci vertikální a horizontální, kdy vertikální



rehabilitace vede ke znovuobnovení původních funkcí a horizontální (kontinuální) rehabilitace je otázkou celoživotní rehabilitace (Seidl, 2008, s. 155).

Běžně se mezi obory a postupy léčebné rehabilitace amputovaných řadí fyzioterapie, zahrnující kinezioterapii, farmakoterapii, dietoterapii a psychoterapii, dále pak fyziatrie zahrnující fyzikální terapii a balneoterapii, ergoterapie, myoskeletální medicína ad. Tyto obory a postupy mohou být aplikovány již v nemocnici a/nebo následně v rehabilitačním ústavu či lázních.

Každý pacient po amputaci dolní končetiny má nastaven určitý rehabilitační plán, který se skládá z plánu krátkodobého a dlouhodobého. Krátkodobým léčebně-rehabilitačním plánem se rozumí stanovení konkrétních léčebně-rehabilitačních postupů a jejich koordinace v časově omezeném úseku, jehož délka závisí na zdravotním stavu; krátkodobý plán obvykle nepřesahuje dobu léčby delší než 3 měsíce či dobu léčby v daném zařízení (Kolář et al., 2012, s. 3).

V této fázi rehabilitace je důležitá včasná vertikalizace, nácvik stability i nácvik pádu vč. osvojení si postupů, jak se navrátit zpět do stabilní polohy. Jedinec po amputaci dolní končetiny se také učí správně pečovat o pahýl (otužování, kartáčování, masáž, polohování (Kálal, 2003, s. 28-29)) a používat náhradní protetické pomůcky, tj. individuálně zhotovené protézy, aby byl schopen po správně vedeném nácviku zvládnout (stabilní) stoj, chůzi, přesuny do polohy vsedě, do dřepu i do kleku; v případě oboustranných amputací se pacient učí jezdit na vozíku (Votava a kol., 2005, s. 32) vč. správného sedu na něm.

Funkce dolní končetiny, jako je přenos informací o poloze trupu a končetin, o těžišti těla a stabilitě polohy, vždy zůstává narušena, resp. výrazně změněna. Je tedy nutné, aby rehabilitace jedince po amputaci řešila všechny prvky a okolnosti (např. úroveň amputace, psychický stav ad.) tak, aby protéza nebyla pouhou pomůckou, ale stala se funkční náhradou končetiny (Pejšková & Mareček, 2010).

Při pobytu na protetickém lůžkovém oddělení se skládá pacientův rehabilitační program obvykle z těchto částí (dle Pejškové & Marečka, 2010):

- a) škola chůze s použitím protézy dolní končetiny v interiéru a exteriéru, po schodech a na nerovném povrchu;
- b) péče o pahýl a jizvu, tzn. učí se správné bandážování pahýlu, tlakové masáže a uvolňování jizvy;

- c) kladení důrazu na prevenci polohování flekčních kontraktur velkých kloubů;
- d) léčebná tělovýchova pro udržení, resp. zlepšení rozsahu kloubních pohybů a svalové síly končetin a trupu;

Tato část zahrnuje aktivní cvičení, které se využívá v předprotetické fázi rehabilitace, ale i v případě, kdy již pacient používá protézu. Protahováním se zamezuje vzniku kontraktur a uvolňuje se hybnost pahýlu, posílí se potřebné svaly pahýlu, zachovalé končetiny i svaly trupu, pacient se tak učí pracovat s měkkými tkáněmi pahýlu, což pomáhá pacientovi zlepšit jeho fyzickou kondici a snižovat míru fantomových bolestí. Cvičební jednotka se při rehabilitaci rozděluje na relaxaci měkkých tkání pahýlu, cvičení v představě a na posilování trupu a končetin. (Dörnerová et al., 2017)

- e) péče o defekty a poranění, zejm. pahýlu nebo zbývající části dolní končetiny;
- f) seznámení s protézou a její navlékání, příp. zvládnutí jízdy na vozíku v interiéru, v exteriéru, nácvik sebeobsluhy a soběstačnosti v každodenních aktivitách;
- g) psychologická a sociální péče;
- h) stanovení individuálních cílů ve zvládnutí pohybu s protézou.

Dlouhodobý léčebně-rehabilitační plán je dle Koláře et al. (2012, s. 3) založen na stanovení dalších medicínských postupů nutných k úspěšné realizaci procesu léčebné rehabilitace a na vytvoření podmínek pro posun do dalších složek ucelené rehabilitace. I zde má podstatnou úlohu multidisciplinární tým (testy a další podklady pro prognózu) – v rámci léčebné rehabilitace je prioritou MDT informovat pacienta o různých možnostech řešení, pomoci mu nalézt odpovídající cíl, který bere v úvahu zdravotní, technické, sociální a jiné okolnosti a postupně i s korekcemi tohoto cíle dosáhnout (Vrablicová et al., 2008). Dlouhodobý léčebně-rehabilitační plán slouží především ke zdokonalení již osvojených dovedností během krátkodobého plánu, ale také k osvojení ADL (activities of daily living = každodenní činnosti) a je možné do něj zahrnout např. cestování v MHD, řízení, nakupování, hygienu a vykonávání WC potřeb atd.

Pokrok léčebné rehabilitace, stejně tak jako zvládnutí pohybu s protézou, závisí na celkovém zdravotním stavu pacienta, jeho svalové síle, stavu kloubů, kompenzaci případných přidružených chorob a schopnosti pacienta adaptovat se na vzniklou změnu po amputaci dolní končetiny (Mročková, 2011; Pejšková & Mareček, 2010).

### 1.3.2.2 Sociální rehabilitace

V právním řádu není tento pojem nijak vymezen, avšak týká se všech osob s tělesným handicapem, a to od dětství až do stáří, a je významnou složkou ucelené rehabilitace (Votava a kol., 2005, s. 70). V sociální anamnéze je možné získat potřebné informace o životě každého jedince po amputaci DK; důležité jsou zejména informace o rodinném a partnerském životě, o finančním a hmotném zajištění jedince po amputaci DK.

Spolupráce se sociálními pracovníky pomůže pacientovi se zorientovat v možnostech čerpání příspěvků, informovat ho o prostředcích, které má k dispozici, u starších osob je pak užitečná k zajištění následné péče, příp. ubytování v domově pro seniory (Kolář et al., 2012, s. 5).

Součástí sociální rehabilitace je také soubor zákonů a vyhlášek stanovující nároky a péči o osoby se speciálními potřebami. Pacienti po amputaci dolní končetiny mají nárok na finanční příspěvky na technické vybavení a bezbariérové úpravy bytu. Pacientům, u nichž není možný návrat domů je nutné zajistit přechodný pobyt v léčebně dlouhodobě nemocných (Janáčková, 2011, s. 50).

Vyhláška č. 388/2011 Sb. (aktuální znění od 1. 1. 2018) stanoví, které zdravotní stavy lze považovat za podstatné omezení schopnosti pohyblivosti a orientace pro účely přiznání průkazu osoby se zdravotním postižením.

Na základě samostatného řízení a posouzení zdravotního stavu posudkovým lékařem okresní správy sociálního zabezpečení zdravotního stavu získává osoba s tělesným postižením průkaz osoby se zdravotním postižením. Zákon o poskytování dávek osobám se zdravotním postižením upravuje některé nároky držitelů průkazu osoby se zdravotním postižením v závislosti na míře postižení.

„Nárok na průkaz osoby se zdravotním postižením má osoba starší 1 roku s tělesným, smyslovým nebo duševním postižením charakteru dlouhodobě nepříznivého zdravotního stavu, které podstatně omezuje její schopnost pohyblivosti nebo orientace ...“ (MPSV, 2019 b).

V ČR se rozlišují (dle MPSV, 2019 b) 3 kategorie průkazů podle stupně postižení: Průkaz pro osoby se středně těžkým funkčním postižením pohyblivosti nebo orientace označený symbolem „TP“ (osoba je schopna při dlouhodobě nepříznivém zdravotním stavu samostatné pohyblivosti v domácím prostředí, v exteriéru je schopna chůze se

sníženým dosahem a má problémy při chůzi okolo překážek a na nerovném terénu a/nebo je schopna spolehlivé orientace v domácím prostředí a zhoršenou schopnost orientace má jen v exteriéru). Tato osoba má nárok např. na vyhrazené místo v prostředcích hromadné dopravy, nebo přednost na úřadech, kde se předpokládá delší čekací doba (stání).

Průkaz pro osoby s těžkým funkčním postižením pohyblivosti nebo orientace označený symbolem „ZTP“ (osoba je při dlouhodobě nepříznivém zdravotním stavu schopna samostatné pohyblivosti v domácím prostředí a v exteriéru je schopna chůze se značnými obtížemi a jen na krátké vzdálenosti a/nebo je schopna spolehlivé orientace v domácím prostředí a v exteriéru má značné obtíže). Tato osoba má stejné výhody jako v prvním případě, a navíc bezplatné cestování v MHD a slevu v ostatní hromadné dopravě.

Průkaz pro osoby se zvlášť těžkým funkčním postižením nebo úplným postižením pohyblivosti nebo orientace s potřebou průvodce označený symbolem „ZTP/P“ (osoba je při dlouhodobě nepříznivém zdravotním stavu schopna chůze v domácím prostředí se značnými obtížemi, popřípadě není schopna chůze, v exteriéru není schopna samostatné chůze a pohyb je možný zpravidla jen na invalidním vozíku a/nebo není schopna samostatné orientace v exteriéru). Tato osoba má nárok na stejné jako v případě předcházejícím, a navíc bezplatnou dopravu průvodce či vodícího psa.

Další nároky držitelů těchto průkazů upravují jiné zákony, např. zákon o daních z příjmů, zákon o místních poplatcích, zákon o správních poplatcích, zákon o pozemních komunikacích, zákon o dani z nemovitosti.

Průkaz osoby se zdravotním postižením označený symbolem „TP“ (průkaz TP) může být vydán osobě se středně těžkým funkčním postižením pohyblivosti a orientace. Středně těžkým funkčním postižením pohyblivosti se rozumí stav, kdy osoba je při dlouhodobě nepříznivém zdravotním stavu schopna samostatné pohyblivosti v domácím prostředí, v exteriéru je schopna chůze se sníženým dosahem a má problémy při chůzi okolo překážek a na nerovném terénu. Středně těžkým funkčním postižením orientace se rozumí stav, kdy osoba je při dlouhodobě nepříznivém zdravotním stavu schopna spolehlivé orientace v domácím prostředí a zhoršenou schopnost orientace má jen v exteriéru.

Nárok na průkaz osoby se zdravotním postižením označený symbolem „ZTP“ (průkaz ZTP) má osoba s těžkým funkčním postižením pohyblivosti nebo orientace, včetně osob s poruchou autistického spektra. Těžkým funkčním postižením pohyblivosti se rozumí

stav, kdy osoba je při dlouhodobě nepříznivém zdravotním stavu schopna samostatné pohyblivosti v domácím prostředí a v exteriéru je schopna chůze se značnými obtížemi a jen na krátké vzdálenosti. Těžkým funkčním postižením orientace se rozumí stav, kdy osoba je při dlouhodobě nepříznivém zdravotním stavu schopna spolehlivé orientace v domácím prostředí a v exteriéru má značné obtíže.

Sociální rehabilitace není pouze otázkou zákonů a vyhlášek, ale především také společenského života a sociální stránky člověka vůbec. Každý jedinec si do jisté míry sám vybírá, s kým chce a nechce navázat sociální vztahy (Votava a kol., 2005, s. 87-88). Avšak je velmi důležité, a sociální rehabilitace toto umožňuje, se zaměřit také na sociální integraci jedince, resp. sociální inkluzi jedince po amputaci DK. Sociální integrace je pojem, se kterým jsme se setkávali již dříve, min. před deseti lety. V dnešní době se ovšem tento pojem stále nepovažuje za plnohodnotný a úplné začlenění jedince s postižením (nevyjímaje osoby po amputaci DK) do společnosti je spíše nazýváno jako sociální inkluze. Rozdíl mezi pojmy integrace a inkluze je významný především ve vzdělávání osob s postižením, kdy se integrací myslí začlenění do kolektivu a přizpůsobení se mu, avšak inkluze, mohli bychom ji nazvat jakousi nadstavbou integrace, je pojem vyjadřující vytvoření modifikovaných podmínek, i přesto, že se od sebe jedinci v kolektivu mohou lišit, který optimálně rozvíjí tyto jedince stejnou mírou a oni tak mohou pracovat a rozvíjet se ve výkonově heterogenní sociální skupině.

Cílem sociální rehabilitace je tedy na jedné straně zajištění ekonomických jistot pro osoby s handicapem, na straně druhé pak rozvoj osobnosti – zajištění vzdělávání, rozvoj zájmové činnosti, možnost sdružování a získávání informací ad.

V sociální rehabilitaci hraje důležitou roli nejen sám amputovaný, ale také jeho rodina, parter či přátelé, ale také, a to především z hlediska legislativy, posudkový lékař či sociální pracovník/pracovnice, případně osobní asistent či pečovatel.

### **1.3.2.3 Pracovní rehabilitace**

Pracovní rehabilitace je souvislá činnost, zaměřená na získání a udržení vhodného zaměstnání osoby se zdravotním postižením, kterou na základě její žádosti zabezpečuje úřad práce (MPSV, 2019 a).

Pracovní rehabilitace je dle MPSV (2019 a) určena osobám se zdravotním postižením (ukládá zákon č. 435/2004 Sb., o zaměstnanosti, ve znění pozdějších předpisů). V případě podávání žádosti o pracovní rehabilitaci musí být součástí žádosti doklad osvědčující, že žadatel je osobou se zdravotním postižením. Pracovní rehabilitace zahrnuje zejména poradenskou činnost zaměřenou na volbu povolání, volbu zaměstnání nebo jiné výdělečné činnosti, teoretickou a praktickou přípravu pro zaměstnání, zprostředkování, udržení a změnu zaměstnání a vytváření vhodných podmínek pro výkon zaměstnání nebo jiné výdělečné činnosti.

Úřad práce (ÚP) v součinnosti s osobou se zdravotním postižením sestaví individuální plán pracovní rehabilitace a jeho vhodnou formu stanoví odborná pracovní skupina, vytvořená za tímto účelem na ÚP. Provedení pracovní rehabilitace stanoví vyhl.č.518/2004 Sb., kterou se provádí zákon č. 435/2004 Sb., o zaměstnanosti. Pokud chce osoba se zdravotním postižením zažádat o pracovní rehabilitaci, musí tak učinit na kontaktním pracovišti Krajské pobočky ÚP ČR podle místa trvalého bydliště. (MPSV, 2019 a)

Teoretická a praktická příprava pro zaměstnání nebo jinou výdělečnou činnost zahrnuje:

- přípravu na budoucí povolání podle zvláštních právních předpisů (zahrnuje poradenství pro volbu povolání a aktivity, které účastníkovi pracovní rehabilitace pomohou při výběru budoucího povolání – zejména testy k volbě povolání, informace o studiu a informace o uplatnění po absolvování studia),
- přípravu k práci (činnost směřující k zapracování osoby se zdravotním postižením na vhodné pracovní místo a k získání znalostí, dovedností a návyků nutných pro výkon zvoleného zaměstnání nebo jiné výdělečné činnosti; příprava trvá nejdéle 24 měsíců a může probíhat u zaměstnavatele osoby se zdravotním postižením, na chráněných pracovních místech právnických nebo fyzických osob nebo ve vzdělávacích zařízeních),
- specializované rekvalifikační kurzy.

Příprava k práci a rekvalifikace se uskutečňují na základě dohod, které uzavírá Úřad práce s účastníkem pracovní rehabilitace. Po dobu účasti na přípravě k práci a po dobu konání rekvalifikace náleží účastníkovi pracovní rehabilitace podpora při rekvalifikaci,

pokud nepobírá dávky nemocenského pojištění, starobní důchod nebo mzdu nebo náhradu mzdy. V případě, že účastník pracovní rehabilitace bez vážných důvodů nedokončí rekvalifikaci nebo odmítne nastoupit do vhodného zaměstnání odpovídajícího nově získané kvalifikaci, je povinen uhradit náklady vynaložené Úřadem práce na zajištění rekvalifikace. ÚP hradí účastníkovi pracovní rehabilitace náklady spojené s prováděním pracovní rehabilitace. (MPSV, 2019 c)

#### **1.3.2.4 Pedagogická rehabilitace**

Pedagogická rehabilitace je složka ucelené rehabilitace zaměřená na souvislou pedagogickou péči, která směřuje k získání maximální možné kvalifikace osob tělesným postižením pro život a pro společenské uplatnění (Votava a kol., 2005, s. 123).

Pedagogická rehabilitace je závislá na druhu a stupni tělesného postižení, osobních předpokladech pro vzdělání a územních možnostech. U pacientů s amputací na dolní končetině se pedagogická rehabilitace týká především dětí a dospívajících. Při volbě školy a studijního oboru je nutné brát v úvahu náročnost a způsob vykonávání budoucího povolání (Dvořák, 2007). Zde se opět setkáváme s pojmy integrace a inkluze, a to obvykle ve smyslu zapojení do školního kolektivu, kdy integrace by měla být minimem, avšak inkluze cílem procesu začleňování znevýhodněného žáka/studenta. V případě dětí a mladistvých pak přichází v úvahu také mimoškolní aktivity, jako např. zájmové kroužky a kurzy či letní tábory.

V současnosti je snahou zapojování žáků s handicapem do hlavního vzdělávacího proudu, nikoliv jejich umístování do speciálních či praktických škol. To s sebou však přináší další a další potřeby handicapovaného žáka/studenta, např. vybavení školy, bezbariérový přístup, individuální přístup učitele, příp. asistent ad. S postupem času se však podmínky ve vzdělávání osob s handicapem zlepšují. I přesto, že k dokonalosti chybí mnoho, snaha o pochopení a vůle modifikovat školní podmínky pro handicapované žáky a studenty jsou nesmírně důležité.

### 1.3.2.5 Psychologie osob po amputaci dolní končetiny

Jak bylo zmíněno výše, psychologie je důležitou a neodmyslitelnou komponentou úspěšné rehabilitace osob po amputaci dolní končetiny. Amputace přináší člověku velké změny nejen fyzické, ale především psychické. Z praxe je známo, že po amputaci se obvykle mění náhled na život a s ním i životní cíle a priority.

Amputací se jedinec dostává v mnoha ohledech do tíživé situace – obvykle úraz, který prodělal, a po něm následná amputace přivádí člověka až k psychické krizi, v níž se dostavuje velmi často pocit beznaděje, křivdy, nemožnosti řešení problému, ztráta plánů a idejí, jedinec přemýšlí o tom, co chtěl stihnout a nestihl. (Kálal, 2003, s. 22)

Kálal (2003, s. 22) také uvádí, že ženy obvykle tuto situaci snáší mnohem hůře než muži, Hawamdeh et al. (2008) se s ním shodují a dodávají ještě osoby po amputaci z traumatické příčiny, naopak Sousa et al. (2009) uvádí příklady z vlastního výzkumu, kdy pro ženy byla ztráta končetiny jak z důvodu lokomočního, tak estetického traumatickým zážitkem, a i u mužů se vyskytla stejná reakce. Sobotková se na základě své studie z roku 2012 přiklání ke Kálalovi.

Jedinec po amputaci obecně vidí zpočátku život v těch nejčernějších barvách a veškerý prožívaný stres může vést až k narušení fyziologických funkcí, jako je např. porucha příjmu potravy, bolesti (především fantomová bolest), poruchy vegetativní rovnováhy (pocení, sklony ke kolapsu aj.), ale také k psychické nestabilitě, která je navenek zřejmá náhlými záchvaty pláče, v některých případech agresivity.

Kálal (2003, s. 22-24) uvádí a popisuje pět vývojových fází, kterými člověk po amputaci prochází, než je schopen tuto životní změnu přijmout:

Bezprostředně po amputaci a v době až několika týdnů po ní, i po zhojení amputačního pahýlu, nastává fáze první – reakce postiženého na amputaci. Tato fáze se nazývá „fáze výkřiku a paniky“. Jedná se o reflexní citovou reakci na kritickou událost. Toto období může být také doprovázeno emotivními reakcemi různého stupně a zabarvení. Nejčastějšími projevy v této fázi jsou pláč, výkřiky a neadekvátní chování, objevuje se také ochablost až apatie, deprese a stavy naprostého odmítání verbálního kontaktu. Jedinec po amputaci v této fázi nespolupracuje, na jakékoliv podněty reaguje negativně a odmítavě. Výše zmíněné projevy jsou nejčastější při amputacích po úrazu.



Ve druhé fázi je možné stále pozorovat projevy negace, ke kterým se přidává popírání skutečnosti. Zde dochází k citovému útlumu a touze po možnosti potlačení nedávných zážitků. Tento jev lze vysvětlit jako snahu vytěsnit z povědomí vše, co souvisí se ztrátou končetiny. Opakovaně bylo pozorováno, že v tomto období „se jedinec chová, jako by se nic nestalo“. Výroky a úvahy jedince jsou v této fázi nereálné. Snaží se nemyslet na svůj stav a soustředí se na věci, které se záměrně netýkají jeho současného života, své myšlení tedy obrací kamsi na neutrální pole. Tuto periodu charakterizuje psychologie jako „období naprosté apatie“. Ve druhé fázi obvykle nenajdeme dostatek jakýkoliv známek svědčících o pozitivní psychické aktivitě (Smažík et al., 1989).

Třetí fázi nazýváme „obdobím vtíravých myšlenek“. V psychiatrii jsou tyto, vůlí neovlivnitelné, myšlenky pojmenovány jako obsese, v psychologii se jedná o intruzi. Do vědomí jedince opakovaně vnikají vzpomínky na kritickou událost, tj. samotný úraz nebo období bezprostředně související s vykonáním amputace. Žádným volným způsobem se nemůže těchto urputných a stále se vracejících myšlenek zbavit. Vrací se cyklicky a objevují se nejčastěji v době, kdy je jedinec nejméně očekává. Znovu probírá tragickou událost, jak k ní došlo, v jaké je situaci, jak události mohl zabránit, co bylo provedeno špatně atd. V této fázi není amputovaný schopen se soustředit na jiné problémy a zaobírá se dokola svým postižením. V případě pomoci okolí amputovaného, které se ho snaží ho přivést na jiné myšlenky, reaguje negativně až podrážděně a jeho emotivní reakce jsou mnohdy nepřiměřené. Obsese se vracejí a trvá poměrně dlouho, než se amputovanému podaří je zkrotit. Ačkoliv se lékaři snaží amputovaného z této fáze co nejdříve dostat za pomoci psychoterapie, v mnoha případech je nutné užít i léčbu medikamenty.

Po určité době, která je u každého amputovaného jedince různě dlouhá, nadchází čtvrtá fáze, ve které dochází k „vyrovnání s realitou“. Amputovaný se v této fázi pokouší odpovědět na otázku, jak dál pokračovat v životě a kriticky hodnotí svůj stav. Zde začíná přemýšlet o svých budoucích možnostech a rozmyšlí nad seberealizací v rámci daných lokomočních podmínek. V této fázi se obvykle seznamuje s chůzí s protézou, soustřeďuje se na péči o pahýl a pomůcky, které mu budou napomáhat dále k lokomoci. Zde je již patrný kladný příjem motivace z okolí.

Pátou, poslední, fází vyrovnávání se s amputací je „smíření se zdravotním stavem“. Zde je velmi žádoucí, aby člověk nemyslel na úraz nebo operaci a koncentroval se

neustále na zlepšení své pohybové aktivity. Konečně se amputovanému naskýtá možnost návratu do zaměstnání, nebo lze zajistit v rámci pedagogické i pracovní rehabilitace přeškolení, je veden k fyzické zátěži nepostižené muskulatury, ke sportu a dalším mimopracovním zájmovým aktivitám.

Je zřejmé, že nejtěžším obdobím amputovaného je čas, kdy upadá do depresí a uzavírá se do sebe; tato introvertizace vede k nezájmu a ztrátě sociálních kontaktů s okolím (Kálal, 2003, s. 24). V takovém případě dochází k beznaději a ztrátě jakýchkoliv perspektiv, amputovaný rezignuje a již nemá žádné motivující plány, distancuje se od všech a všeho (Smažík et al., 1989). Votava a kol. (2005, s. 149-150) rozděluje typický sled reakcí osob po amputaci DK obdobně, avšak do šesti fází:

1. počáteční šok,
2. deprese,
3. popření reality,
4. regrese,
5. „smlouvání“,
6. přijetí reality.

### **1.3.3 Technické pomůcky v rehabilitaci a životě osob po amputaci DK**

V současné rehabilitaci je hojně využívaná velmi široká škála technických pomůcek. V případě rehabilitace osob po amputaci DK jsou nejrozšířenější technickou pomůckou pro amputované na DK končetinové protézy a invalidní vozíky (mechanické, elektrické, motorové). Je také nutné zmínit kompenzační pomůcky, které jsou na rozdíl od protéz a vozíků využívány osobou po amputaci DK ke kompenzaci disability při konkrétních činnostech (Votava a kol., 2005, s. 137-145) a jejich účelem je taktéž zlepšení kvality života jedince.

Kompenzační pomůcky je možné rozdělit do několika kategorií dle různých kritérií. Votava a kol. (2005, s. 137-145) rozděluje kompenzační pomůcky dle druhu disability, kterou kompenzují, dle činností, které kompenzují a dle způsobu a distribuce pomůcek. Vzhledem k tématu práce jsou uvedeny pouze příklady kompenzačních pomůcek, které se týkají osob po amputaci DK.

Kompenzačními pomůckami, které jsou amputovanými hojně využívány, jsou vanové sedačky a zvedáky, madla a podpěry, které pomáhají jedincům např. při přesunu z/do vany, nástavce na WC a také, v rehabilitaci hojně užívané, pomůcky pro chůzi – hole a berle, využívané především v léčebné rehabilitaci, které přenášejí část hmotnosti organismu do horního segmentu těla, tudíž odlehčují DK.

Pro předcházení dekubitům, například při dlouhodobém sezení na vozíku, existují antidekubitní podložky či matrace. Důležitou pomůckou v životě jedinců po amputaci jsou také podavače nebo prkno usnadňující přesun z vozíku (například na židli či do automobilu). Pro přesun jedince v rámci budovy existují zdvižné vertikální plošiny, schodišťové plošiny, nájezdové rampy, schodišťové sedačky či schodolezy.

V rámci rehabilitace jsou pak využívány rehabilitační pomůcky, díky nimž může jedinec po amputaci provádět nejrůznější rehabilitační cviky, čímž se urychluje jeho návrat do společnosti a zvyšuje kvalita jeho života. Jedná se o různé míče a míčky na cvičení, masážní pomůcky, posilovací gumové pásy a jiné pomůcky pro posilování, sportovní pomůcky, pomůcky pro koordinaci pohybu a stabilitu těla, žíněnky a podložky a posilovací stroje ad.

Speciálně upravené osobní automobily, které lze ovládat ručně, nebo které jsou jinak modifikované, usnadňují amputovaným jedincům transport z místa na místo na delší vzdálenosti. V případě jedinců s amputací – vozíčkářů – může být také využit asistenční pes, který je vycvičen nejen pro podávání předmětů, zhasínání/rozsvícení atd., ale zároveň má socializační funkci a kladně působí na psychiku člověka. Jedinec, který vlastní asistenčního psa je tímto faktem nucen vycházet ze svého domova a tím přicházet do kontaktu s okolím (Vilímková, 2010, s. 14).

Mimo kompenzačních pomůcek využívaných v běžném životě existují také sportovně kompenzační pomůcky, díky nimž se může jedinec po amputaci věnovat vybrané sportovní disciplíně, a to od rekreační až po vrcholovou úroveň, např. sportovní protézy, sledgehokejová konstrukce, monoski/biski (sjezdové lyžování), sit-ski (běh na lyžích), handbike či sortovní vozíky určené pro basketbal vozíčkářů nebo rugby vozíčkářů ad. (Centrum APA, 2015).

## **1.4 Přístroje používané ke 3 D analýze pohybu a pozice segmentů těla**

Jak již vyplývá ze shrnutí a popisu v kapitole 1.2.4., metod, ať manuálních či přístrojových, umožňující diagnostiku postavení pánve je nepřehledné množství. Tato kapitola je více zaměřena na tzv. Motion Capture Technology, tj. technologie (nazývány také systémy, dále jen MoCap) zachycující pohyb.

Tyto technologie mohou snímat pohyb, nicméně jsou velmi nápomocné i při statických měřeních. MoCap mohou sbírat data v reálném čase (tzv. online systémy), nebo nejprve snímají data pohybu a až po ukončení snímání dojde k jejich přepočtu, tedy výpočtu polohy osoby, či tělesa nebo jejich částí (tzv. offline systémy).

Tyto technologie mohou fungovat na bázi užití speciálních značek (pasivní, či aktivní markery), nebo bezznačkové (markerless).

MoCap systémy je možné dle způsobu snímání pohybu rozdělit na akustické, mechanické, magnetické, inerční a optické (nazývané také optoelektronické).

### **1.4.1 Akustické systémy**

Akustické systémy jsou využívány nejvíce ve filmovém prostředí. Pracují na principu přenosu zvuku z vysílačů, které jsou umístěny na hercových hlavních kloubech, zatímco tři receptory jsou umístěny na přístroji sloužícím k zachycení zvuku. Vysílače jsou postupně aktivovány, čímž se vytvoří charakteristická sada frekvencí, kterou zachytí receptory a použijí je k výpočtu polohy vysílačů v trojrozměrném prostoru. (Gabai & Primo, 2008; Nogueira, 2011; Sharma, Agarwal, Sharma & Dhuria, 2013)

### **1.4.2 Mechanické systémy**

Mechanické systémy jsou tvořeny potenciometry a slidery (tvoří společně exoskelet), které jsou umístěny na vybraná kloubní spojení a umožňují tak zobrazit jejich pozici. I přesto, že tyto systémy jsou vcelku nepřesné, mají své výhody, které je dělají stále atraktivními. Tyto výhody jsou: zkoumané objekty nejsou vystaveny magnetickému poli, nedochází k nežádoucím reflexím a není nutný náročný recalibrovací proces, z těchto důvodů jsou mechanické systémy jednoduché k využití a stále přínosné (Nogueira, 2011;

Sharma, Agarwal, Sharma & Dhuria, 2013). Nevýhodou je pak omezený pohyb v exoskeletu a nižší snímací rychlost ve srovnání s jinými typy MoCap (Wu & Chen, 2014).

### **1.4.3 Magnetické systémy**

Magnetické systémy využívají k určení polohy sety přijímačů a vysílačů elektromagnetických vln. Senzory pro rozpoznání pohybu a polohy jsou umístěny na objektu, obvykle na kloubních spojeních (Nogueira, 2011; Sharma, Agarwal, Sharma & Dhuria, 2013), a pomocí kabelů jsou připojeny k řídicí jednotce, která zpracuje a vyhodnotí naměřená data (Roren, Lefevre-Colau, Poiraudau et al., 2015) a určí relativní pozici. V porovnání s jinými typy MoCap nejsou příliš finančně náročné a přesnost dat je poměrně vysoká, s typickou vzorkovací frekvencí 100 snímků/sekundu jsou tak ideální pro jednoduché zachycení pohybu (Nogueira, 2011; Sharma, Agarwal, Sharma & Dhuria, 2013), navíc oproti optickým systémům nenastává problém v případě zakrytí snímaných bodů, jelikož lidské tělo nebrání šíření elektromagnetických vln, avšak nevýhodou těchto systémů je náchylnost senzorů k magnetickému a elektrickému rušení, které vychází z kovových přístrojů v blízkosti MoCap (např. světla, monitory, PC, kabely, ale i ocelové výztuže v betonu), (Roren, Lefevre-Colau, Poiraudau et al., 2015; Wang, Han, Hu, Chen & Chen, 2011), dále pak velké množství kabelů, které má objekt připevněny, což snižuje míru volnosti pohybu objektu (Nogueira, 2011; Sharma, Agarwal, Sharma & Dhuria, 2013; Yabukami, Kikuchi, Yamaguchi et al., 2000) a omezuje spektrum vzdálenosti snímání (Roren, Lefevre-Colau, Poiraudau et al., 2015).

### **1.4.4 Inerční systémy**

Inerční systémy využívají k určení polohy akcelerometry (elektromechanické zařízení pro měření zrychlení) definující polohu senzoru, gyroskopy (zařízení pro měření úhlové rychlosti) určující orientaci senzoru a magnetometry (zařízení pro měření magnetické pole), (Partingl, 2017, s. 141-144). Data z těchto senzorů jsou bezdrátově přenášena do počítače (Young, 2010) a zpracovávána při relativním měření polohy, což je proces, kdy je aktuální poloha určována na základě předchozí určené polohy, a proto je nutné znát

počáteční polohu (Partingl, 2017; Young, 2010), aby k této poloze mohla být určována následující relativní poloha (Partingl, 2017). Tyto systémy nevyužívají pro snímání pohybu externích kamer ani markerů, jejich výhodou je volný pohyb objektu v prostoru, patrnost senzorů a odolnost vůči elektromagnetickému rušení, ale i přesto může docházet k akumulaci chyb, zejména při delší době měření se úměrně zvyšuje odchylka měření (Young, 2010).

### 1.4.5 Optoelektronické systémy

Optické (optoelektronické) systémy jsou velmi často využívány ke kontrole a analýze lidského pohybu při aplikaci v biomechanice a v tomto kontextu MoCap poskytují nejvyšší možnou přesnost měření; ze všech dosud existujících MoCap jsou optoelektronické přístroje nejpřesnější (Royo Sánchez, Aguilar Martín & Santolaria Mazo, 2014) a nejvyužívanější.

Optoelektronické přístroje, slouží k zaznamenání pohybu osob (Bregler, 2007) či objektů (Vicon, 2019 b) a mohou být využity při dynamických, ale i statických měřeních (Merriaux, Dupuis, Boutteau, Vasseur & Savatier (2017). Původně byly určeny k využití v oblasti vědy o živé přírodě (Life Sciences), a to k analýze chůze (Cappozzo, Della Croce, Leardini & Chiari, 2005; Vicon, 2019 b). V dnešní době jsou hojně využívanými nástroji v různých oblastech – v oblasti vědy (sportovní terapie, neurovědy, validace a řízení počítačového vidění a robotiky), ale také například ve studiích vizuálních efektů (Vicon, 2019 b).

Biomedicínské studie, jež byly založené na využití těchto přístrojů, můžeme pak nalézt zejména v oblasti biomechaniky, sportu anebo živočišných věd (Animal Science). V klinickém výzkumu jsou optoelektronické přístroje (resp. Motion Capture Technology) využívány k analýze chůze a rovnováhy, držení těla a motorického řízení (Merriaux, Dupuis, Boutteau, Vasseur & Savatier, 2017).

Obecně výhodou těchto přístrojů je jejich vysoká přesnost, rychlost zpracování snímaných dat a možnost jejich elektronické archivace a volnost pohybu objektu v prostoru. Na druhé straně však stojí jejich vysoká pořizovací cena, velikost (a tedy obtížná využitelnost v terénu), náročnost instalace a nezbytná spolupráce

s kvalifikovaným pracovníkem (Vojtíková, Sobotková & Vařeková, 2016), jelikož přesnost je závislá na kvalitě kalibrace a synchronizaci kamer.

Optoelektronické systémy pracují na bázi využití fotogrammetrické rekonstrukce, a proto musí být pohyb zaznamenán současně z minimálně dvou směrů (kamer), (Soumar, 2011, s. 11). Čím více kamer objekt snímá, tím je měření přesnější. Na počátku měření je nutné celý systém kalibrovat. Během tohoto procesu se je stanovena přesná poloha a natočení jednotlivých kamer. Kamery musí být synchronizovány s vysokou přesností, aby snímaly obrazy ve stejný čas, jelikož i při malých odchylkách v synchronizaci může dojít k zásadním chybám v měření.

Systémy založené na bázi fotogrammetrické rekonstrukce umožňují zrychlit a zejména zpřesnit zpracování dat – zrychlení je možné hlavně díky vysokému výkonu používaného hardware, ale také díky vyšší automatizaci digitalizačního procesu, tím se šetří čas potřebný na zpracování dat, ale zvyšuje se i přesnost jejich zpracování, jelikož se eliminuje chyba způsobená lidským faktorem (Soumar, 2011, s. 11).

Přesnost dat je z velké míry dána frekvencí záznamu (výkonné systémy umožňují zvýšit tuto frekvenci z běžných 25 obrázků za sekundu na 50–10 000 obrázků za sekundu (Hz), a to jak v laboratorních podmínkách, ale i v terénu a pod vodou (Soumar, 2011, s. 11).

V současnosti je možné získávat a vyhodnocovat třídímenzionální data bezprostředně po provedení pohybu nebo i v reálném čase (Soumar, 2011, s. 11).

Sběr dat, digitalizace a základní výpočty jsou do značné míry automatizovány a vyžadují minimální zásah uživatele. Tato automatizace procesu vyžaduje buď určení polohy bodů v prostoru na základě odlišné barvy a kontrastu sledovaného objektu vzhledem k okolí anebo připevnění kontrastních značek – markerů – na sledovaný objekt. (Soumar, 2011, s. 13)

Každá kamera snímá marker z jiného úhlu, a tak je možné fotogrammetricky zjistit přesnou polohu markeru v daném okamžiku. Dle snímání signálu rozlišuje Soumar (2011, s. 13) markery pasivní (světlo odrážející) nebo aktivní (světlo vyzařující).

Pasivní markery (postříbřené kuličky, viz Příloha III, obr. 26) fungují na principu odrazu infračerveného záření, které je zaznamenáváno kamerami, tyto markery jsou buď připevněné na speciálním obleku, nebo přímo na kůži sledovaného objektu. V současné době jsou na trhu velikosti markerů od 3 mm do 25 mm (Vicon, 2019 a), Qualisys (2019

a) nabízí vel. od 6,5 mm do 19 mm – volba velikosti markeru záleží na vzdálenosti objektu od kamer, vzdálenosti markerů jeden od druhého, velikosti a tvaru měřeného objektu a na měřeném bodu samotném.

Aktivní markery mají výhodu především ve venkovním prostředí, kde by odrazy světla mohly způsobit problémy při měření (Qualisys, 2019 a), protože jsou schopny vytvořit větší kontrast. Jejich slabinou jsou ovšem kabely, na kterých je marker („lampička“) umístěn, ty mohou být krátké pohyb omezující, nebo dlouhé, které překážejí a taktéž omezují např. rychlost a přirozenost pohybu.

Jakmile jsou markery digitalizovány a identifikovány, jsou získány rovinné souřadnice, z nichž je možné odečíst základní kinematické veličiny (úhel, dráha, rychlost, úhlová rychlost ad.), vlastní videozáznam je možné využít k 2 D analýze nebo 3 D analýze (Janura & Zahálka, 2004, s. 73).

V současnosti se vývoj soustředí na zdokonalování techniky snímání pohybu bez potřeby značek, kdy je speciální software schopen identifikovat lidskou postavu a rozdělit ji do několika sledovaných segmentů a pomocí počítačových algoritmů je následně snímán a rozpoznán pohyb postavy bez nutnosti využití markerů (Mündermann et al., 2006).

Nejznámější optoelektronické přístroje (využívající markery) pochází od výrobců, jako je např. Vicon (od 1984, Oxford, Velká Británie), který je jedním z klíčových hráčů v oblasti optoelektronických technologií zachycujících pohyb pomocí markerů a tato značka se stala eponymem obdobných přístrojů; MotionAnalysis (od 1982, Santa Rosa, Kalifornie, USA); NaturalPoint – OptiTrack (od 1996, Corvallis, Oregon, USA; největší dodavatel MoCap systémů na světě (OptiTrack, 2019) využívající software značky Simi (od 1992, Unterschleissheim, Německo), který už v současnosti umožňuje bezmarkerové vyhodnocení pohybu (Hock, T., osobní rozhovor na ECCS Congress 5.7.2019)); anebo Qualisys (od 1989, Göteborg, Sweden); či také STT Systems (od 1998, San Sebastián, Španělsko (STT Systems, 2019)); bezmarkerový (tzv. Markerless MoCap) přístroj vyvinula také BioMotion Laboratoř na Stanfordské universitě v USA (nyní čeká na udělení patentu), (Stanford University, 2019).



## ***Qualisys MoCap technologie***

Qualisys MoCap systém nabízí nejrychlejší MoCap kamerové záznamy na světě a bezkonkurenčních 3,6 gigapixelů za sekundu. Díky nepatrnému zpoždění (4ms) a přesnosti na méně než milimetr (sub-millimeter) do vzdálenosti objektu od kamer až 35 m je preferovaným přístrojem ve sportovní vědě a biomechanice. Sportovní moduly, které tento systém nabízí, umožňují vědcům ve sportovních vědách získat data od jejich zachycení (snímání) až po report během několika minut. Součástí systému jsou především kamery (v současnosti nabízeny série 5+, 6+ a 7+ s rozlišením od 4 Mpx do 12 Mpx), pomocná elektronika, nástroje (kalibrovací rám a tyčka) a doplňky (markery, obleky) i software. (Qualisys, 2019 d)

Počet kamer je v podstatě neomezený a maximální pro počet markerů sledovaných ve stejnou chvíli je limitující hodnota 400 markerů (Soumar, 2011).

Software využívaný v biomechanice a ve sportu se nazývá Qualisys Track Manager (QTM), který je patentovaným sledovacím systémem určeným ke spolupráci s kamerami Qualisys, což zajišťuje rychlý a přesný sběr dat. Díky tomuto systému je možné provádět sběr dat ve 2 D, 3 D a 6DOF (6 bodů volnosti) v reálném čase s minimálním zpožděním. QTM splňuje potřeby jak pokročilých uživatelů, tak i těch, kteří mají méně zkušeností s obdobnými aplikacemi. Software může být integrován a synchronizován se silovými deskami a zařízeními EMG, stejně tak i přenášet data (streamovat) v reálném čase do softwaru pro analýzu třetí stranou. QTM je kompatibilní se systémy Windows 7, 8 a 10. QTM je postaven a vyvíjen na bázi sady pokročilých algoritmů pro zachycení pohybu, které zajišťují vysoký výkon, přesnost a nepatrné zpoždění. QTM podporuje všechny kamery Qualisys. Hardwarová a softwarová nastavení jsou řízena z jednoho intuitivního grafického uživatelského rozhraní a snadno se ukládají pro budoucí použití. (Qualisys, 2019 c)

Před každým měřením je nutné celý systém kalibrovat. QTM používá dynamickou kalibrační metodu, kdy se tyčka (ve tvaru T) pohybuje v prostoru, zatímco stacionární referenční objekt v prostoru definuje souřadný systém pro zachycení, na zemi leží rám ve tvaru L. Všechna nastavení pro kalibraci jsou řízena pomocí QTM a výsledek kalibrace je zobrazen rychlým a intuitivním způsobem, často v průběhu jedné minuty v závislosti na velikosti prostoru. (Qualisys, 2019 c)

Po kalibraci umožní QTM vizualizaci prostoru ve 3D a následně umožní taktéž zobrazení paprsků snímání kamerami, jakmile je zachycen pohyb, aby se zvýraznily jednoduché trajektorie, což umožní zjistit počet kamer, které objekt (resp. marker) snímají. Objekt je možné sledovat v QTM v reálném čase, nebo kdykoliv zpětně. V reálném čase se data na obrazovce zobrazují na obrazovce, což umožňuje okamžité potvrzení přesného sběru dat. Kamery jsou navrženy, aby nedocházelo ke zpoždění (zpoždění kamer a zpoždění QTM je tak nepatrné, že ve výsledku je zpoždění mimořádně malé). (Qualisys, 2019 c)

I přestože nevýhodou optoelektronických MoCap je nenačtení dat ze zakrytého markeru, v některých případech takové markery umí Qualisys dopočítat. Mimo jiné dokáže také QTM pracovat s virtuálními body, tzn. že je možné prakticky vyplnit data ve vybraném rozsahu. Je tedy možné vytvořit virtuální značku pomocí specifikování 1-3 kontextových značek k definování nového bodu. (Qualisys, 2019 c)

## **1.5 Kompenzační cvičení a kvalita pohybu**

Pohybová aktivita je velmi důležitá pro harmonický rozvoj jedince. Pohybové aktivity, jako významný fenomén společenského života, představují jedinečnou možnost v boji proti somatomentální disharmonii (Hošek, 2007).

Pohyb a zejména jeho kvalita při provádění kompenzačních cvičení má své zákonitosti. Proto je nutné výběr cvičení, metodické postupy a správný popis podložit již poznanými skutečnostmi. Zvýšenou pozornost je potřeba věnovat kvalitnímu popisu vybraných vyrovnávacích cvičení, aby při jejich provádění byla zajištěna kvalita pohybu a dosáhlo se očekávaného výsledku. Při cvičení je nutné dodržovat zásadu „od jednoduššího ke složitějšímu“, tedy od co nejjednodušší a nejvhodnější polohy postupně až k nejnáročnější. Vzhledem k tomu, že každý člověk je, co do míry pohybového nadání, osobitý, nelze tyto postupy aplikovat doslovně ve stejném rozsahu u každého. (Hošková & Sobotková, 2017)

Řadu cviků může jedinec cvičit i v průběhu dne nebo při běžných činnostech. V praxi nelze bohužel najít jednotně typické neměnné soubory, tzv. zaručené, mající pozitivní dopad pro každého. Současné světové trendy opouštějí stabilní a neustále se opakující

cvičební soubory, protože právě ty mohou svou pevnou pohybovou strukturou, hlavně při cvičení ve velkých skupinách, naopak podporovat svalovou nerovnováhu (Bursová, 2005, s. 28; Hošková & Sobotková, 2017). Nesprávné provádění pohybu postupně fixuje nesprávné pohybové stereotypy a dochází k opačnému účinku, potíže nemizí, není patrné zlepšení.

Kompenzační (někdy nazývána také vyrovnávací) cvičení mají nezastupitelnou úlohu v prevenci funkčních poruch, zejména poruch pohybového systému.

U běžné populace jde v podstatě o přetěžování určitých úseků hybného systému vlivem nesprávných pohybových stereotypů, (lze také hovořit o pohybovém chování) při dlouhotrvajících činnostech ve statických polohách nebo při nesprávně a nekvalitně prováděné kompenzační pohybové aktivitě. U osob, které již pohyb zařadily do svého programu, může velmi snadno docházet k přetěžování organismu chybným prováděním jednotlivých pohybových činností, např. při posilování nebo nesprávně zvolené pohybové aktivitě, která nebere ohled na stav kloubního systému. (Hošková & Sobotková, 2017)

U osob po amputaci dolní končetiny je tato problematika obzvláště důležitá vzhledem k zásahu do organismu a narušení rovnováhy těla. Obranná schopnost pohybového systému vůči nejrůznějším podnětům, zvláště přetížení, je poměrně malá, protože lidská hybnost je pod volní kontrolou člověka a na hybném systému tak lehce nastávají nežádoucí změny.

Kompenzační cvičení však mohou redukovat nežádoucí vlivy přetěžování, mohou udržet optimální funkční schopnost pohybového systému a jsou také vhodným prostředkem k odstranění funkčních poruch, které bývají původcem morfologických změn, tj. změn na kostní a svalové tkáni. Proto je v každém věku a zejména u osob po amputaci dolní končetiny vhodné zařazovat do pohybového programu také kompenzační cvičení udržující svaly v rovnováze. (Hošková & Sobotková, 2017)

Při výběru kompenzačních cvičení je nutné vycházet z fyziologických poznatků o hybném systému, aby bylo dosaženo očekávaného efektu. Osvojení si těchto poznatků a odhalení důsledků nesprávného pohybového zatěžování má pro účinnou kompenzaci rozhodující význam.

Optimální funkce pohybového systému je závislá na svalové rovnováze mezi dvěma systémy svalových vláken (Hošková & Sobotková, 2017). Vlákná mají odlišné vlastnosti, které jsou zakódované a nelze je měnit (Bunc, V., osobní rozhovor 1. 10. 2014).

V jednotlivých svalových strukturách jsou tato vlákna různě zastoupena a od toho se odvíjí jejich funkce. Svaly se tak dělí do dvou skupin – na svaly tonické a svaly fázické (Levitová & Hošková, 2015, s. 20).

Svaly tonické nebo také posturální, které se vyznačují pomalejším průběhem stahu, jsou více protkány cévami, proto lépe zásobovány, a tudíž méně unavitelné – mají lepší regenerační schopnosti, ve stereotypech se rychleji zapínají, zvláště pak v extrémních situacích (Hošková, 2003, s. 8). Vlastnost, kterou nelze přehlédnout, je bohužel tendence ke klidovému zkrácení v průběhu života (Hošková, 2003, s. 8; Janda, Herbenová, Jandová & Pavlů, 2004, s. 279), což se projevuje především jako adaptační děj, který nabývá převahu nad přirozeným pohybovým chováním; tato situace nastává velmi často i ve sportu, např. kvůli samotnému charakteru daného sportu (jednostranná zátěž), nebo nevhodnému tréninku, což je možné vidět zejména u posilování, avšak ke zkrácení tonických svalů dochází i u běžné populace, u níž převládá sedavý způsob života, a to již od dětského věku (Hošková, 2003, s. 8).

Svaly fázické reagují hbitě na podněty, mají však horší cévní zásobení, a proto se rychleji unaví; zjišťujeme u nich i horší regenerační schopnosti, tendenci k ochabování, oslabování, a dokonce i nechut' zapojovat se do svalové práce (Hošková, 2003, s. 9).

Podle specifického zaměření a převládajícího fyziologického účinku rozdělujeme kompenzační cvičení na uvolňovací, protahovací a posilovací (Bursová, 2005, s. 28; Levitová & Hošková, 2015, s. 25). Aby cvičení mělo žádoucí účinek, musí být přesně cílené na určitou oblast a provedeno způsobem odpovídajícím charakteru změny v hybném systému.

Levitová a Hošková (2015, s. 25-28) popisují kompenzační cvičení následovně:

## **1.5.1 Kompenzační cvičení dle převládajícího fyziologického účinku**

### **1.5.1.1 Uvolňovací cvičení**

Cvičení uvolňovací je vedeno cíleně pro určitý kloub nebo pohybový segment. Význam uvolňovacího cvičení spočívá především v obnovení kloubní vůle.

Při uvolňování dochází ke střídání tlaku a tahu na kostní spojení, což zlepšuje prokrvení, a tedy i látkovou výměnu v kloubních strukturách, které jsou slabě prokrveny.

Zlepšení prokrvení kloubů, vede k jejich prohrátí, což má pozitivní vliv na mechanické vlastnosti pojiv. Při pohybech v kloubech se podporuje tvorba synoviální tekutiny, čímž se usnadňuje tření v kloubu. Při dráždění proprioreceptorů v oblasti kloubu se zvyšuje tok informací do nervových center a napomáhá se uvědomování si polohocitu. Díky nepřímému působení na svaly okolo kloubu, dojde k jejich reflexnímu uvolnění.

### **1.5.1.2 Protahovací cvičení**

Cvičení protahovací slouží k obnově normální, fyziologické délky zkrácených svalů a svalů s tendencí ke zkracování, tzv. hyperaktivním svalům. Zkrácený sval se stává méněcenným, protože ztrácí možnost intenzivní kontrakce po plném protažení.

Při protahování dochází k vyrovnání nepoměru mezi hyperaktivními svaly a jejich funkčně oslabenými antagonisty, k úpravě tonického napětí svalových vláken a zároveň zlepšení mechanických vlastností jejich vazivové složky, ke snížení tahu, jímž zkrácené svaly působí v místě svých úponů na kosti. Při protahování je jedinci umožněn plný rozsah pohybu v kloubu. Protahování zároveň vede ke zlepšení držení příslušné části těla a také díky němu, do značné míry, jedinec čelí kloubním blokádam.

***V praxi je nutné při uvolňování a protahování dodržovat tato základní pravidla:***

1. Cvičit ve stabilní, pohodlné poloze.
2. Být ve stavu dokonalé svalové relaxace.
3. Mít jasný cíl cvičebního účinku.
4. Pohyby musí být vedené, je nutné vyloučit švihové pohyby.
5. Protahované svaly nesmí plnit antigravitační funkci.
6. Protahování je pod volní kontrolou.
7. Protahování nesmí být bolestivé.
8. Někdy pouze uvolňovat, jindy protahovat.
9. Využívat reflexních mechanismů:
  - a) agonista napětí – antagonistu útlum,
  - b) postizometrická relaxace,
  - c) přiměřený odpor nebo tlak, využití gravitace,
  - d) pokles svalového napětí při výdechu.

10. Fixovat centrální a periferní úpon.
11. Cvičit soustředěně, ne mechanicky.

### **1.5.1.3 Posilovací cvičení**

Cílem posilovacích cvičení je zvýšit funkční zdatnost oslabených či k oslabení náchylných svalů. Při posilování dochází ke zvýšení klidového tonu svalstva, k upravení tonické nerovnováhy v příslušném pohybovém segmentu, ke zlepšení schopnosti svalu pracovat ekonomicky, k odstranění funkčního útlumu a ke zlepšení nitrosvalové koordinace.

***V praxi je nutné při posilování dodržovat tato základní pravidla:***

1. Před posilováním hyperaktivní svaly uvolnit a protáhnout.
2. Posilovat ve zkrácení, přiblížení úponů.
3. Posilovat s výdechem, sníží se tak nebezpečí zadržetí dechu.
4. Cviky volit jednoduché a snadné.
5. Aktivovat pouze oslabené svaly, hyperaktivní svaly musí zůstat relaxované (jinak dochází k utužování svalové nerovnováhy a dochází k většímu útlumu ochablých svalů).

***Posilování:***

- proti odporu prováděné pohyby nebo výdrže;
- odpor se řídí zdatností svalstva;
- počtem opakování (optimálně 10x) a přesností provedení;
- délkou výdrže;
- excentrickou kontrakcí (brzdícím momentem).

V souvislosti s kompenzačními cvičeními je vhodné si položit otázku, zda je vůbec možné definovat termín „kvalita pohybu“? Ve velmi obecné rovině je mnoho možností vyjádření kvality. V současné době se většina autorů zaměřuje na hodnocení koordinace pohybu. UNIFY ČR (2015) vyjadřuje kvalitu pohybu jako plynulost, přesnost a obratnost prováděných pohybů. Véle (2006, s. 152) zdůrazňuje kvalitu pohybu jako důležitý

parametr, který mimo jiné rozhoduje o celkové výkonnosti a unavitelnosti pohybového systému, a říká, že tento parametr pak podává informace o mechanismech pohybové koordinace, jimiž jsou: linearita pohybového úsilí, vztah agonistů, antagonistů a synergistů ve funkční skupině, strategie pohybu, metrika a taktika pohybu, vztah mezi funkcí statickou a dynamickou, stálost opakované pohybové aktivity probíhající dle určitého pořádku. Kvalita pohybu může být pak vyjádřena, z hlediska efektivity, jako spojení ekonomičnosti provedení pohybu a fyziologického postavení v částech těla, které pohyb provádějí.

Aby byl pohyb kvalitní, musí při něm být zřetelně uplatněna nejen výše uvedená základní pravidla uvolňování, protahování a posilování, ale také jednotlivé složky pohybu: statická, dynamická, dechová a relaxační, bez nichž by nebyl pohyb možný definovat jako kvalitní.

## **1.5.2 Složky kvalitního pohybu**

### **1.5.2.1 Statická složka pohybu**

Statická složka pohybu, někdy nazývána také antigravitační či mimovolní (Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2011, s. 52.), působí při každé činnosti organismu vycházející z různých poloh, kde se různě uplatňuje antigravitační síla (Hošková, 2003, s. 18). Statickou složku zajišťují zabezpečovací systémy – paleostriatum, archicerebellum, substantia reticularis mozkového kmene a spinální mícha (Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2011, s. 52).

Kvalita a účinnost provedení pohybu se odvíjí od přesného zaujetí základní (výchozí) polohy, ze které je prováděn cvičební úkon. Úroveň propriorecepčního dráždění je nejnižší v horizontálních polohách, a to ovlivňuje stupeň klidového napětí svalů. Tohoto faktu je tedy vhodné využívat při uvolňování a protahování jednotlivých svalových struktur, kdy nižší svalové napětí umožní vyšší efektivitu protažení. Při cvičení vleže je nutné dbát na fixaci pánve (těžiště těla), a to jak v postavení fyziologickém, tak při podsazení páve, aby se předešlo prohýbání v krční a bederní části páteře při pohybování dolními končetinami. (Matouš, Matoušová & Kučera, 2005, s. 71-72)

Vychází-li se ze základní (výchozí) polohy (ZP) vertikální, je potřeba dbát na fixaci hrudníku aktivací vzpřimovačů páteře a dolních fixátorů lopatek, čímž se udrží postura vzpřímená, ale také tím podpoříme efektivitu pohybu horních končetin. Fixací určité části těla se utváří optimální předpoklady k rozvoji svalového řetězce pro hybný stereotyp a také paměťovou stopu. (Matouš, Matoušová & Kučera, 2005, s. 71-72)

### **1.5.2.2 Dynamická složka pohybu**

Dynamická složka pohybu, taktéž nazývána kinetická (Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2011, s. 52.), rozvíjí správné koordinační vztahy mezi svaly, které jsou nezbytné k utváření vhodných pohybových stereotypů (Hošková, 2003, s. 18). Je to složka volní, ale také mimovolní, již zajišťují tyto zabezpečovací systémy: kortex, pyramidová dráha neostriatum, neocerebelum (Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2011, s. 52.).

Dynamická složka pohybu zahrnuje jednotlivé fáze pohybu od počátku až do konce jeho provedení, tzn. zaujetí pohybu v základní poloze, pohyb ze základní polohy do cílové, zaujetí cílové polohy, návrat zpět do základní polohy, zaujetí základní polohy a relaxace. Všechny fáze pohybu jsou řetězově vázány na kvalitu a přesnost zaujetí základní polohy. (Matouš, Matoušová & Kučera, 2005, s. 71-72)

Proto je nutné se soustředit na správné provedení a zároveň si uvědomovat vnitřní prožitek na základě přicházejících vjemů z receptorů (Matouš, Matoušová & Kučera, 2005, s. 71-72). Např. již samotné přemýšlení o pohybu – představování si ho – i když není fyzicky vykonáván, zvyšuje průtok krve v doplňkové korové motorické oblasti (Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2011, s. 58).

U dynamické složky je třeba se správně rozhodnout, z jaké základní polohy bude cvičení vycházet, jaký je cíl daného cvičení, jaké reflexní mechanismy budou využity. Výše zmíněné soustředění a vnímání je lépe uplatnitelné při vykonávání pomalých vedených pohybů, které jsou zároveň účinnější. Jednotlivé fáze pohybu musí být pod vlastní kontrolou jedince, jenž pohyb provádí. (Matouš, Matoušová & Kučera, 2005, s. 71-72)



### **1.5.2.3 Dechová složka pohybu**

Dechová složka pohybu ovlivňuje zejména rozvoj dechové funkce, aby byl zabezpečen přívod energetických zdrojů pracujícím svalům (Hošková, 2003, s. 18).

Tuto složku lze také chápat jako složku, při které je koordinován pohyb s dýcháním. U jedinců, kteří nejsou zcela zdatní v provádění pohybových aktivit, se začíná postupně od nižších poloh s volbou nejjednodušších dechových cvičení a zároveň se cvičebním pokrokem se postupuje k vyšším polohám a ke složitějším dechovým cvičením. Při protahování kosterního svalstva je účelné volné vydechnutí zároveň s protažením, jelikož kosterní svalstvo snižuje s výdechem své napětí. U hlubokých vzpřimovačů trupu se jeví však účelnější protahování ve fázi vdechové. Tato složka vyžaduje od jedince nácvik správné mechaniky u jednotlivých typů dýchání. Stejně jako u složek předchozích je potřeba si uvědomit cíl, kterého má být daným cvičením dosaženo. V případě snahy zlepšení stereotypu dýchání daným pohybem je vhodné vybrat, zda bude jedinec klást důraz na výdech – pohyb jde koncentricky, nebo na nádech – pohyb jde excentricky. (Matouš, Matoušová & Kučera, 2005, s. 71-72)

Dechová cvičení obecně jsou důležitá nejen jako prevence z hlediska snížení možnosti onemocnění dýchacích cest, ale i v rámci nácviku správného hospodaření s dechem (Vetkasov, Hošková & Sobotková, 2014), podporují např. mobilitu bránice, rozpětí a sílu plic a pohyb žeber (Vetkasov, Hošková & Sobotková, 2015).

### **1.5.2.4 Relaxační složka pohybu**

Relaxační složka pohybu podporuje uvolnění svalstva a působí na psychickou aktivitu jedince (Hošková, 2003, s. 18).

Tato složka zároveň napomáhá snižování svalového napětí i při vlastním pohybu. Díky relaxační složce je možné lépe dosáhnout automatizace ekonomického pohybu, do nějž se zapojují jen vybrané motorické složky, a také díky ní lze podpořit tvorbu správných pohybových stereotypů. (Matouš, Matoušová & Kučera, 2005, s. 71-72)

### 1.5.3 Negativní následky nekvalitního pohybu

Negativních následků při provádění nekvalitního pohybu je bezpočet. Pokud provádí jedinec pohyb nekvalitně, obvykle dochází k nesprávné fixaci pohybových stop a stereotypů. Nejčastějšími negativními pohybovými stereotypy, se kterými je možné se v praxi setkat na všech úrovních pohybových aktivit, od rekreační až po vrcholovou, jsou nerovnoměrná zatížení pohybového systému vedoucí např. ke svalovým dysbalancím, které mohou dále vést až ke strukturálním změnám (deformitám), nebo přetížení svalového systému vedoucí k mechanickému porušení svalů či šlach, v některých případech přetížení kloubů, které může vést k opotřebení kostních tkání a vytvoření ireversibilních změn v pohybovém systému. Bohužel není výjimkou provádění nekvalitních pohybů a pohybových aktivit obecně i v rámci školní tělesné výchovy, anebo i u para-sportovců. V důsledku provádění nekvalitních pohybů mohou také vzniknout zranění pohybového systému, poruchy statiky i dynamiky těla, bolesti přetěžovaných částí těla (obvykle v oblasti bederní části páteře a kloubů) a v takovém případě pak obvykle dochází ke snížení kvality života.

Naopak pohybové aktivity, které jsou aplikovány s ohledem na aktuální fyzický a psychický stav jedince a zahrnují kompenzaci, mohou vést k redukci negativních změn v pohybovém systému (Sobotková & Hošková, 2016).

## **2 CÍL A ÚKOLY PRÁCE**

### **2.1 Cíl práce**

Cílem této práce bylo zjistit, zda je možné pravidelným modifikovaným kompenzačním cvičením ovlivnit postavení pánve (v rovině frontální a sagitální) u osob po jednostranné transfemorální amputaci, potažmo zlepšit kvalitu života těchto osob.

### **2.2 Úkoly práce**

Úkoly práce byly stanoveny na základě vytyčení cíle následovně:

1. Zpracování teoreticko-metodologických východisek práce.
2. Formulace vědeckých otázek a hypotéz.
3. Stanovení vhodných metod a postupů.
4. Zajištění výzkumného souboru.
5. Sběr, zpracování a interpretace dat, z výsledků vyvození závěrů a případně doporučení.

Pro splnění vytyčeného cíle byla teoreticky zpracována témata z oblasti amputací, rehabilitace, kineziologie, zejm. pak anatomie, fyziologie a biomechaniky pánve, kyčelního kloubu a dolní končetiny, vč. jejich nejčastějších patologií (poruch) a možností jejich diagnostiky (i pomocí přístrojů).

Vzhledem k nejednotnému názoru odborníků na konkrétní fyziologické postavení pánve, není cílem práce identifikovat a kvantifikovat standardizované odchylky naměřených dat, avšak změřit rozdíl velikosti úhlu antevertze/retrovertze a také zešíkmení pánve (pravé či levé strany) před a po absolvování konkrétního modifikovaného kompenzačního cvičení.

Jelikož z literární rešerše vyplývá, že toto téma do současnosti nebylo publikováno (natož standardizovány hodnoty), byla délka programu, frekvence cvičení i způsob provádění a měření zvoleny na základě poznatků, publikací a studií, které se zabývají

tématy pouze podobnými, a na základě individuálních možností probandů, a proto má tato práce spíše charakter případové studie (kazuistiky), čemuž odpovídá i počet probandů.

### 3 VĚDECKÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY

Po zpracování teoreticko-metodologických východisek vyvstaly následující vědecké otázky, jejichž zodpovězení může být přínosem v oblasti fyzioterapie, aplikovaných pohybových aktivit, a dále pak podkladem pro další výzkumy, a v neposlední řadě přínosem pro osoby po jednostranné transfemorální amputaci. Odpovědi na otázky mohou být prospěšné zejména jako součást (fyzio)terapie po amputaci dolní končetiny, či její doplnění a rozšíření možností kompenzačních aktivit u specifické části populace s poruchami hybného systému. Mohou být taktéž součástí autoterapie osob po amputaci.

Využitím zvolených přístrojů a prokázáním, že je možné provádět diagnostiku postavení pánve u osob po jednostranné transfemorální amputaci tímto způsobem pak umožní posun vědy vpřed a tento nástroj může být v budoucnu dále zkoumán a testován např. při využití diagnostiky postavení pánve, či diagnostiky jiných segmentů pohybového aparátu (příp. diagnostiky poruch pohybového aparátu jako celku) i u jiných vybraných populačních skupin.

#### 3.1 Vědecké otázky

- VO1:** Je možné pravidelným modifikovaným kompenzačním cvičením ovlivnit postavení pánve v *sagitální* rovině u osob po jednostranné transfemorální amputaci?
- VO2:** Je možné pravidelným modifikovaným kompenzačním cvičením ovlivnit postavení pánve ve *frontální* rovině u osob po jednostranné transfemorální amputaci?
- VO3:** Lze pravidelným modifikovaným kompenzačním cvičením osob po jednostranné transfemorální amputaci zlepšit kvalitu jejich života?

## 3.2 Hypotézy

- H1:** Pravidelným prováděním cílených zdravotně-kompenzačních cviků individuálně 3x týdně po dobu 4 měsíců lze ovlivnit postavení pánve v *sagitální* rovině u osob po jednostranné transfemorální amputaci.
- H2:** Pravidelným prováděním cílených zdravotně-kompenzačních cviků individuálně 3x týdně po dobu 4 měsíců lze ovlivnit postavení pánve ve *frontální* rovině u osob po jednostranné transfemorální amputaci.

## 4 METODIKA PRÁCE

### 4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Do projektu bylo záměrným výběrem zapojeno 10 probandů (n=10): 4 dospělé ženy a 4 dospělí muži ve věku  $35,5 \pm 8,5$  let a dvě děti (1 chlapec a 1 dívka) ve věku  $9 \pm 3$  roky po (získané) jednostranné transfemorální amputaci. 7 osob výzkumného souboru má amputovanou levou dolní končetinu a 3 osoby pravou dolní končetinu. U 5 osob byla amputace provedena z důvodu traumatu, u 5 osob byl příčinou osteosarkom.

Kritéria výběru: získaná jednostranná transfemorální amputace, délka od amputačního zákroku minimálně 2 roky, občan ČR, aktivní či inaktivní osoba; jedinci nesměli mít žádnou další patologii traumatické nebo neurologické příčiny, ani kognitivní poruchy, které by ovlivnily postupy a výsledky projektu. Základní podmínkou pro výběr bylo udržení rovnováhy probanda při stožení s protézou i bez ní a bez dalších opěrných pomůcek po dobu alespoň 30 sekund, aby bylo možné provést měření.

Od každého jednotlivce byla získána stručná anamnéza s důrazem na aktuální a dlouhodobý zdravotní stav, pohybovou (in)aktivitu, prodělané úrazy a operace, farmakoterapii a bolestivé stavy.

Všichni zapojení jedinci jsou v péči protetiků (různá protetická centra v České republice) a v minulosti absolvovali Školu chůze na Rehabilitační klinice Malvazinky, kam čas od času dojíždějí, proto je možné předpokládat, že mají obdobnou protetickou i fyzioterapeutickou péči.

Každý proband byl seznámen s průběhem a detaily výzkumu. Všichni dostali informace o průběhu vstupního měření, modifikovaného kompenzačního cvičení, výstupního měření a byli seznámeni s technikou sběru kvalitativních dat – polostandardizovaným hloubkovým rozhovorem – u níž byli zejména upozorněni, na princip dobrovolnosti a pravdivosti, dále pak na fakt, že žádná odpověď/výpověď není chybná, a pokud na něco nechtějí odpovídat, nemusí. Dále byli informováni o účelu sběru dat a o bezpečnosti s jejich naložením (dle nejlepšího vědomí a svědomí a dle platného zákona, vč. anonymizace dat).

Následně probandi dobrovolně podepsali formulář Informovaného souhlasu s participací v tomto výzkumu. Projekt byl schválen Etickou komisí UK FTVS.

Kompletní program absolvovalo 5 dospělých osob (n=5). 5 zbývajících osob ukončilo svou účast v průběhu programu, a to z důvodu dalekého dojíždění 1 x týdně (1 osoba) na cvičení, časové vyčerpání (1 osoba – povinná školní docházka, 2 osoby – vrcholový sport) a 1 osoba se nedostavila na výstupní měření.

Přehled a základní charakteristika probandů viz Příloha IV, tab. 1.

## **4.2 Zvolené metody, realizace výzkumu**

V závislosti na stanoveném cíli je možné tuto práci charakterizovat jako smíšený výzkum, tudíž práci kvantitativně-kvalitativní povahy.

Základem kvantitativní části práce je diagnostika postavení pánve pomocí optoelektronického přístroje společnosti Qualisys. Východiskem pro kvalitativní část je polostandardizovaný hloubkový rozhovor.

Práce byla zpracována jako případová studie. Její podstatou bylo sledovat změny v pohybovém systému, konkrétně v postavení pánve, osob po jednostranné transfemorální amputaci při stožení (s protézou a bez protézy) před a po intervenci, potažmo zlepšit kvalitu života těchto jedinců.

Projekt (bez přípravné fáze a vyhodnocení) trval necelých 6 měsících. Na samém počátku (leden 2016) byli dobrovolně zapojení probandi seznámeni s průběhem, cílem a náplní celého projektu, podepsali informované souhlasy a vyplnili anketu, jež zjišťovala jejich aktuální, ale také dlouhodobý stav. Vzápětí bylo naplánováno provedení pilotní studie. Při studii byly zjištěny potenciální zdroje chyb, a ty, které bylo možné ovlivnit, byly před samotným výzkumem eliminovány (např. se snížila velikost používaných markerů, byl přizván další odborný dohled (laboratorní technik) pro práci s optoelektronickým přístrojem, probandi byli informováni o potřebě „neměnit“ aktivity každodenního života, během výzkumu atd.) a zároveň se ověřilo, zda jsou probandi schopni udržet rovnováhu (zejm. ve vzpřímeném stožení s protézou a bez protézy a jiných opěrných pomůcek). Vzhledem k povaze výzkumu a počtu zapojených probandů se nakonec hlavní výzkum stal tzv. „proof of concept“, tedy pilotní studií.



Následně bylo provedeno první, vstupní měření. Na základě výsledků vstupního měření byl sestaven a probandům představen intervenční program (sada modifikovaných zdravotně-kompenzačních cviků, viz Příloha V). Probandi byli seznámeni s jednotlivými cviky – byly jim vysvětleny účinky, cviky byly popsány a demonstrovány a následně jim byl předán popis cviků vč. obrázků (viz Příloha V) a začali individuálně cvičit pod dohledem výzkumníka a fyzioterapeuta, aby si navykli na správné provádění cviků. Probandi byli upozorněni na nutnost správného provedení každého pohybu během cvičení, aby byly cíleně a korektně ovlivněny kloubní struktury a svaly, na něž je tento program zaměřen.

Po osvojení cviků cvičili (pro ilustraci viz Příloha III, obr. 27, obr. 28, obr. 29 a obr. 30) po dobu 4 měsíců 3x týdně, obvykle v pondělí, ve středu a v pátek. Z toho jednou týdně pravidelně dojížděli individuálně cvičit (zpravidla ve středu) pod dohledem výzkumníka a fyzioterapeuta, aby předešli nesprávnému provádění cviků, a tím, vzhledem k délce programu, nežádoucímu efektu cvičení.

Intervenční program sestával z 10, resp. 14, cviků zaměřených na uvolnění hlavních kloubních struktur, protažení a posílení záměrně vybraných svalových skupin a na práci s dechem.

Po prvním měsíci byl s každým probandem individuálně proveden krátký rozhovor, aby se ujistilo, zda jsou pro osoby po jednostranné transfemorální amputaci cviky vyhovující, či s nimi mají nějaké obtíže. Po zjištění, že amputovaní cvičí bez problémů, byly do programu přidány další 4 cviky. Prodloužila se tak doba každého cvičení z původních 30 min. na 45 min. Takto cvičili probandí až do června 2016, kdy bylo následně po ukončení intervenčního programu provedeno výstupní měření. S odstupem jednoho měsíce byl s probandy, kteří dokončili celý pohybový program a dostavili se k výstupnímu měření, proveden hloubkový rozhovor.

#### **4.2.1 Sběr a zpracování dat kvantitativního charakteru**

Kvantitativní část, jak bylo zmíněno výše, zahrnovala diagnostiku postavení pánve pomocí optoelektronického přístroje společnosti Qualisys. V rámci výzkumu byla provedena dvě měření tímto přístrojem – vstupní (před intervencí) a výstupní

(po intervenci). Obě měření byla provedena v Laboratoři biomechaniky extrémních zátěží, jež se nachází na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy.

Optoelektronický systém Qualisys byl k výzkumu zvolen, jelikož využívá pro záznam pohybu vysokofrekvenční kamery, které jsou okolo kamerové čočky vybaveny diodami vyzařujícími infračervené záření, jenž dopadá na pasivní markery nalepené (oboustrannou lepící páskou) na těle snímaného probanda, a tudíž se jedná o neinvazivní metodu, která umožňuje velmi přesnou diagnostiku postavení pánve.

Analýza dat zahrnovala tyto fáze (provedeno dle Soumara, 2011, s. 12):

1. kalibrace,
2. výpočet polohy a orientace kamer,
3. sběr a digitalizace dat,
4. výpočet polohy bodů v prostoru,
5. identifikace markerů,
6. tvorba biomechanického modelu (rigid body) a virtuálních markerů,
7. interpretace dat.

Celý systém sestával z digitálních kamer (viz Příloha III, obr. 31) určených ke snímání pohybu, software (Qualisys Track Manager), akvizičních jednotek, kalibračního zařízení, markerů a montážního zařízení.

Při měření bylo využito systému s 8 kamerami (přičemž 6 kamer je minimum pro provedení 3D analýzy, čím více kamer je k dispozici, tím přesnější data lze získat (Vojtíková, Sobotková & Vařeková, 2016)), konkrétně kamerami Oqus (čtyři ze série 300+ a čtyři ze série 700+ m).

Kamery Oqus 300+ komunikovaly s připojeným počítačem klasickým ethernetovým kabelem rychlostí 100 Mbps. Velikost kamer Oqus 300+ je 200 x 145 x 155 mm, váha 1,9 kg. Kamery jsou navrženy, aby mohly pracovat při teplotě 0-35 °C. U těchto kamer jsou středové pozice markerů vypočítávány téměř v reálném čase bez ohledu na snímkovou frekvenci a počet markerů. Data o poloze markeru byla tak k dispozici pro přenos do PC, jakmile se obraz odečetl ze snímače. Kamery, doba odezvy sítě a hostitelský software jsou navrženy tak, aby docházelo jen k minimálnímu zpoždění (max. 4-7 ms) – výsledkem je pak zobrazení markerů s vysokou přesností v trojrozměrném prostoru (Soumar, 2011, s. 19; Qualisys, 2019 c).

Rychlost vyrovnávací paměti je 12,9 Gbit / sekundu, typ čoček v těchto kamerách je standardní (40° HFOV (horizontal field of view)). Ohnisková vzdálenost těchto kamer se pohybovala mezi 21-25 mm v závislosti na typu kamery. U kamer Oqus 300+ je max. rozlišení 1,3 Mpx, maximální snímková frekvence při plném rozlišení a zorném poli 500 Hz (normal mode), při omezeném rozlišení a zorném poli 10 000 Hz a maximální vzdálenost snímání je 22 m. U kamer Oqus 700+ je, díky maximálnímu vyššímu rozlišení 12 Mpx (v normal mode), frekvence snímání 300 Hz, avšak při snížení rozlišení a zorného pole jsou hodnoty totožné s Oqus 300+, maximální vzdálenost snímání je 35 m, což je vzhledem k povaze výzkumu více než dostačující, jelikož měření bylo prováděno v interiéru a ve statické poloze. Snímková frekvence byla nastavena úměrně k potřebné kvalitě snímání na 200 Hz. Tj. 3000 snímků během snímaných 15 sekund. S rostoucí frekvencí totiž významně roste velikost 3 D reziduálu, avšak směrodatná odchylka s rostoucí frekvencí mírně klesá (Soumar, 2011, s. 21).

Kamery byly v prostoru rozmístěné (ve výšce přibližně 2 m nad zemí) tak, aby byl každý marker, umístěný na snímané osobě, při stoje či jakémkoliv pohybu, vidět alespoň ze dvou různých kamer.

Před počátkem měření bylo nutné systém, resp. prostor snímaný kamerami, kalibrovat, což bylo provedeno pomocí Qualisys Track Manageru a kalibračního balíčku – rámu ve tvaru L a hůlky (typ Wand Kit 600 mm, carbon fiber, viz Příloha III, obr. 32), na rámu a hůlce jsou umístěny markery (viz Příloha III, obr. 33), jejichž vzdálenost je přesně změřená. Kalibrací se rozumí určení souřadnic známých bodů v prostoru, jež jsou nezbytné pro stanovení měřítka mezi reálnou a obrazovou soustavou souřadnic (kalibrace kamer slouží k nalezení odchylek souřadnic vyhodnocených bodů od souřadnic reálných, umístění a počet kamer není jednoznačně definován a lze ho tedy přizpůsobit možnostem pracoviště (Janura & Zahálka, 2004, s. 98)). Hůlkou se pohybovalo v prostoru, kde se následně uskutečnilo měření, několik desítek sekund a rám ve tvaru písmene L byl umístěn na podlahu, čímž bylo dosaženo určení hranic podlahy a definování os x, y, z v prostoru (viz Příloha III, obr. 34). Určení polohy markeru v prostoru je pak možné za použití triangulace. Aby se minimalizoval počet falešných markerů, je sledován jejich pohyb s cílem vytvořit trajektorii markeru v prostoru – podaří-li se vysledovat pohyb markeru pro několik snímků, je možné předpovídat jeho polohu v následujícím snímku

a minimalizovat vznik falešných trajektorií, které mohou vzniknout z důvodu náhodného křížení paprsků (Soumar, 2011, s. 20).

Aby se předešlo chybnému měření, či nekompletnosti dat, byly dodržovány zásady měření dle Soumara (2011, s. 13):

1. Všechny kamery musí zaznamenat pohyb současně.
2. Kamery musí být důsledně stacionární a za žádných okolností nesmí dojít k jejich posunu během záznamu ani mezi kalibrací a záznamem.
3. Pohybující se objekt (resp. marker na objektu) musí být zřetelně viditelný po celou dobu pohybu minimálně ze dvou kamer.
4. Musí být přesně známa frekvence snímání kamery.

Při měření touto technikou je nutné u každého probanda stanovit segment těla, který bude sledován. V tomto případě se jednalo o segment pánve. Aby bylo možné sestavit model vybraného segmentu, musí být na těle probanda umístěny alespoň 3 markery, které definují proximální, distální konec segmentu a také frontální rovinu lokálního souřadného systému tohoto segmentu (Soumar, 2011, s. 26). Markery se umísťují na nejméně pohyblivá místa na těle, která jsou pokryta pouze slabou vrstvou tkáně (Soumar, 2011, s. 10), aby se eliminoval případný pohyb markeru, a tím zkreslení dat. V případě tohoto výzkumu k posunu markerů nedocházelo, jelikož bylo měření prováděno ve statické poloze, tudíž nedošlo k nežádoucímu ovlivnění sběru dat, která tímto byla relativně ideálně spolehlivá.

Při měření byly použity 4 fyzické pasivní markery o průměru 12,5 mm (dle Soumara (2011, s. 21) se hodnota 3 D reziduálu výrazně zvyšuje s velikostí markeru, tudíž čím menší marker, tím přesnější hodnoty) ve tvaru seříznuté koule (viz Příloha III, obr. 35), vyrobené z polystyrenu potaženého stříbrnou reflexní vrstvou. Tyto markery byly u všech probandů a měření nalepeny toutéž osobou, která palpací zajistila správné umístění markerů na vybraná místa, pomocí oboustranné lepicí pásky na tělo probanda (svlečeného do spodního prádla).

Markery byly umístěny (definovány) dle Soumarovy (2011, s. 26-27) Varianty 1 – definice segmentu čtyřmi markery – tj. v případě, že je segment definován čtyřmi body, je jimi vytvořena (zpravidla frontální) rovina procházející těmito body, a protože reálně body nikdy neleží přesně v jedné rovině, tak je metodou nejmenších

čtverců nalezena poloha nejbližší rovině (vždy je nutné definovat dvě polohy na každém konci segmentu a axiální osa pak prochází proximálním a distálním koncem segmentu, viz Příloha III, obr. 36) – a dle jeho návodu na umístění markerů v segmentu pánve (viz Příloha III, obr. 37) na:

1. Spina iliaca anterior superior dextra (SIASdx),
2. Spina iliaca anterior superior sinistra (SIASsin),
3. Spina iliaca posterior superior dextra (SIPSdx),
4. Spina iliaca posterior superior sinistra (SIPSsin).

Orientace souřadného systému segmentu, dle zvyklostí, vycházela z anatomických os; kinematický analyzátor měřil umístění a orientaci markerů, z ní byla následně spočítána poloha (umístění a orientace) segmentu (Soumar, 2011, s. 26).

Výsledkem tvorby biomechanického modelu těla, resp. tělního segmentu, je těleso reprezentující tento segment a převedení polohy jednotlivých markerů do polohy segmentu (Soumar, 2011, s. 26).

Nastavení kamer proběhlo za účasti jednoho probanda, díky jehož pozici bylo možné nalepit na zem kříž (jedna přímka procházející před palci na nohou a druhá přímka kolmo procházející mezi chodidlem a protézou), jenž byl výchozím místem pro měření všech probandů.

Po označení definovaných anatomických bodů na těle probanda markery byl vybrán pánevní segment snímán – měřen ve dvou pozicích: ve stoji s protézou a ve stoji bez protézy či jiných opěrných pomůcek (dále jen stoj bez protézy), a to i u vstupního i výstupního měření. Záznam byl zahájen po zaujmutí pozice a trval 15 sekund, nebylo bráno v úvahu zaujmutí ani opuštění pozice, jelikož pro účel měření byla bezvýznamná. Vzhledem ke specifické skupině probandů byla každému poskytnuta krátká pauza, kdy si každý proband mohl před dalším měřením odpočinout na přistavené židli, aby se předešlo případnému pádu, potažmo úrazu, zejména v případě stoje bez protézy. Pozice probandů byly definovány jednotně, a to:

- v případě stoje s protézou – stoj mírně rozkročný (na šíři pánve), paže volně podél těla, volně dýchat,
- v případě stoje bez protézy – stoj na levé/pravé, paže podél těla, volně dýchat.

Každá pozice byla popsána a názorně předvedena jednotlivým probandům těsně před zaujmutím pozice pro měření. Každý proband byl vyzván, aby zaujal pozici na místě vyznačeném křížem, a to tak, aby jeho obě přímky pobíhaly, jak je popsáno výše. Zvolené pozice odráží stav svalového aparátu a jeho případné funkční změny, ale také případné strukturální změny.

Zatímco vstupní měření probíhalo před intervencí (přibližně týden před počátkem modifikovaného kompenzačního cvičení), výstupní měření bylo realizováno po intervenci, tj. po 4 měsících pravidelného cvičení. Obě měření byla uskutečněna za porovnatelných podmínek – na stejném místě, při stejné teplotě a stejném osvětlení, v přibližně stejnou denní dobu, a za účasti stejného výzkumníka, resp. výzkumného týmu. I u výstupního měření, stejně jako u vstupního, byly probandům předány ankety, které ověřovaly jejich aktuální stav, který umožnil následně porovnat stavy probandů při obou měřeních (změna stavu by mohla do určité míry ovlivnit naměřené hodnoty).

Naměřená data byla systémem Qualisys převedena do počítače se speciálním softwarem Qualisys Track Manager (QTM), který je nedílnou součástí optoelektronického systému a umožňuje naměřená data s vysokou přesností zpracovat (přiděluje markerům hodnoty v prostoru a vzájemně mezi sebou) a výsledky následně převést do souřadného systému.

Při samotném měření byla použita verze QTM 2.12, pro zpracování a vyhodnocení dat verze 2.14. Data v systému byla kontrolována a klíčové body – markery byly definovány jako SIASdx, SIASsin, SIPSdx a SIPSsin (viz Příloha III, obr. 38). Za využití funkce „Rigid Body“ bylo ze všech čtyř bodů vytvořeno rigidní těleso (čtyřúhelník, jehož vrcholy představovaly spina iliaca anterior superior dextra et sinistra a spina iliaca posterior superior dextra et sinistra). Případnou deformaci tělesa a chyby vyvolané pohybem markerů (pohybem měkkých tkání po kostních) byly zanedbány, jelikož se jednalo o měření ve statických polohách, navíc program tyto odchylky průměruje s ohledem na povolenou odchylku.

K rigidnímu tělesu byla pevně přiřazena přímka p, jež byla definována středem spojnice spina iliaca anterior superior dextra et sinistra a středem spojnice spina iliaca posterior superior dextra et sinistra. Dva nově vzniklé body – průsečík přímky p se spojnicí SIASdx a SIASsin a průsečík přímky p se spojnicí SIPSdx a SIPSsin – (bod 5

a bod 6) byly dopočítány v QTM jako virtuální markery ze souřadnic SIASdx, SIASsin, SIPSdx a SIPSsin (viz Příloha III, obr. 39).

Pro výpočet úhlu sklonu pánve v sagitální rovině byl sledován úhel  $\varepsilon$ , který svírá přímka p s horizontálou (resp. rovinou xy), přesněji spojnice bodu 5 a bodu 6 s rovinou xy (podlaha).

Pro výpočet úhlu zešikvení pánve ve frontální rovině byl sledován úhel  $\varphi$ , který svírá spojnice SIAS dextra et sinistra s horizontálou (resp. rovinou xy).

Souřadný systém byl zvolen při kalibraci systému na počátku (před prvním měřením) a shodně byl používán při vstupním i výstupním měření všech probandů.

Úhel  $\varepsilon$  (úhel sklonu pánve v sagitální rovině) a úhel  $\varphi$  (úhel zešikvení pánve ve frontální rovině) byl v QTM vypočítán pomocí funkce „Analyze“.

Data získaná prostřednictvím QTM byla převedena do formátu .tsv, který umožnil export dat do Microsoft Office 365 Excel, kde byla zpracována. Data zde byla očištěna, tzn. z 15 sekund jednoho měření byla odstraněna počáteční (5 s) a konečná část (5 s). Z dat získaných ze střední části měření (5 s, tj. 1000 snímků) byl vypočítán aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Z průměrných hodnot (sledovaných úhlů  $\varepsilon$  i  $\varphi$ ) vstupního a výstupního měření byl vypočten rozdíl, který značí změnu stavu před a po intervenci. Průměrné hodnoty sledovaných úhlů  $\varepsilon$  i  $\varphi$  ze vstupního a výstupního měření (při stoji s protézou a při stoji bez protézy) byly zaneseny do tabulky a graficky znázorněny.

Jelikož se jedná o případovou studii s malým rozsahem pozorování (naměřených hodnot), malým počtem ( $n=5$ ) probandů, a tedy nedostatečnou reprezentativností sledovaného souboru, nebylo možné výsledná data podrobit statistickému testování. Proto bylo k objektivnímu vyhodnocení výsledků využito věcné významnosti, která, na rozdíl od statistické, dokáže pomoci zhodnotit důležitost (užitečnost) výsledku výzkumu (Soukup, 2013).

Jako věcně významný rozdíl hodnot byl chápán takový rozdíl hodnot, který byl větší než chyba vlastního měření (celková chyba měření). Celková chyba měření zahrnuje chybu technickou i chybu biologickou. Technická chyba byla stanovena prostřednictvím výpočtu relativní a absolutní chyby měření, tedy na základě technických údajů výrobce zařízení o přesnosti kalibrace přístroje při měření a polohy bodů použitých k výpočtu sledovaných úhlů. Ke stanovení maximální technické chyby měření byla použita měření s největší směrodatnou odchylkou při kalibraci a zároveň body použité

k výpočtu úhlu s nejmenší vzdáleností od sebe. Celková chyba měření byla pak stanovena jako dvojnásobek chyby technické. Na základě výpočtu celkové chyby měření byla míra věcně významného rozdílu stanovena jako změna, která byla větší než 17,60 %.

#### **4.2.2 Sběr a zpracování dat kvalitativního charakteru**

V průběhu výzkumu, přesněji s odstupem jednoho měsíce po intervenci, byl s probandy (nyní respondenty), kteří dokončili celý pohybový program a dostavili se k výstupnímu měření, proveden polostandardizovaný hloubkový rozhovor. Realizováno bylo celkem 5 individuálních rozhovorů. Zúčastnili se jich 3 muži (ve věku  $40,5 \pm 3,5$  roku) a 2 ženy (ve věku  $40,5 \pm 1,5$  roku).

Polostandardizované hloubkové rozhovory byly provedeny, z důvodu zajištění komplexnosti výzkumu. V oblasti aplikovaných pohybových aktivit je velmi důležité si uvědomovat individualitu každého jedince s disabilitou i citlivost tohoto tématu, tudíž, i přes numerické vyjádření hodnot z měření v rámci výzkumu, bylo nutné získat taktéž data kvalitativní, která dotvořila celý obraz tohoto výzkumu.

Metoda polostandardizovaného (jinak také polostrukturovaného) rozhovoru (neboli interview), byla zvolena zejména proto, že stojí mezi dvěma základními druhy rozhovorů – nestrukturovaným a strukturovaným – a autor rozhovoru, v tomto případě i tazatel, mohl mít a měl předem připravený návod, který nemusel být striktně dodržován, což umožnilo tazateli měnit pořadí otázek a dle situace přidávat další (Reichel, 2009, s. 111-112). Tazatel měl tak možnost se během rozhovoru odklonit od připravených okruhů a v reakci na odpověď respondenta se zabývat tím, co v dané chvíli považoval za důležité. Základem této metody je nutná tazatelova široká znalost daného tématu a jeho dobrá připravenost (Cohen & Crabtree, 2006). Součástí přípravy návodu byla konzultace k formulaci a vhodnosti otázek s odborníkem na dané téma i ozkoušení s osobou, jež spadá do kategorie potenciálních respondentů. Následně byl návod poupraven a vylepšen.

Rozhovory respektovaly následující strukturu: úvod (introduction), rozebrání (warm-up), hlavní rozhovor (main body of the interview), zchlazení (cool-off) a uzavření (closure).

Před hlavním rozhovorem byl každý respondent upozorněn na princip dobrovolnosti a pravdivosti, ujištěn, že žádná odpověď/výpověď není chybná, a pokud na cokoliv



nechce odpovídat, nemusí; naopak, pokud by chtěl cokoliv dodat, je to zcela možné. Dále byli všichni informováni o účelu polostandardizovaného hloubkového rozhovoru, o bezpečnosti nakládání s informacemi, které budou sdělovat a o jejich anonymizaci v případě zveřejnění.

Rozhovory se odehrávaly vždy na místě, které bylo respondentům příjemné a navozovalo vhodnou, diskrétní atmosféru, která jim zaručovala pocit soukromí a důvěry. Individuální rozhovory trvaly přibližně 60-75 minut. Se svolením respondenta byl každý rozhovor zaznamenán (zvukově nahráván i částečně zapisován), následně celý transkribován, kasuisticky zpracován a interpretován.

Rozhovor obsahoval typy otázek vztahujících se ke zkušenostem, názorům, pocitům, znalostem a vnímání sportovní a životní situace jedinců po jednostranné transfemorální amputaci a v neposlední řadě také k pohybové aktivitě, kterou prováděli během 4 intervenčních měsíců – zejména byl zaměřen na otázky týkající se dojmů, názorů, pocitů před, během a po cvičení, resp. celém intervenčním programu, dále byl cílen na vnímání vlastního těla, resp. pohybového systému, jehož správná funkce je pro člověka po amputaci dolní končetiny důležitým faktorem ke zvládnání každodenních a aktivit (např. flexibilita, stabilita, síla atd.).

## 5 VÝSLEDKY

V rámci této výzkumné práce došlo ke zpracování dat pěti probandů, kteří dokončili celý pohybový program a účastnili se vstupního i výstupního měření a také polostandardizovaných hloubkových rozhovorů. Výsledky jsou rozděleny do dvou částí, které zohledňují (kvantitativní/kvalitativní) povahu výsledků.

### 5.1 Výsledky kvantitativní části práce

V kvantitativní části práce byla zpracována data získaná pomocí optoelektronického přístroje Qualisys a jeho nedílného software QTM. Sledovanými parametry byly úhly určující postavení pánve, tj. úhel  $\varepsilon$  určující sklon pánve v sagitální rovině (anteverze/retroverze) a úhel  $\varphi$  určující zešikmení pánve ve frontální rovině, a jejich změna před a po intervenci ve dvou pozicích – stojí s protézou a stojí bez protézy.

Výsledky pěti probandů, kteří dokončili celý intervenční program, jsou uvedeny v tabulkách a pro přehledné znázornění také v grafech.

Při interpretaci výsledků byla věnována pozornost zaznamenaným změnám mezi vstupními a výstupními měřeními ve smyslu signifikantních změn z pohledu věcné významnosti a klinického významu.

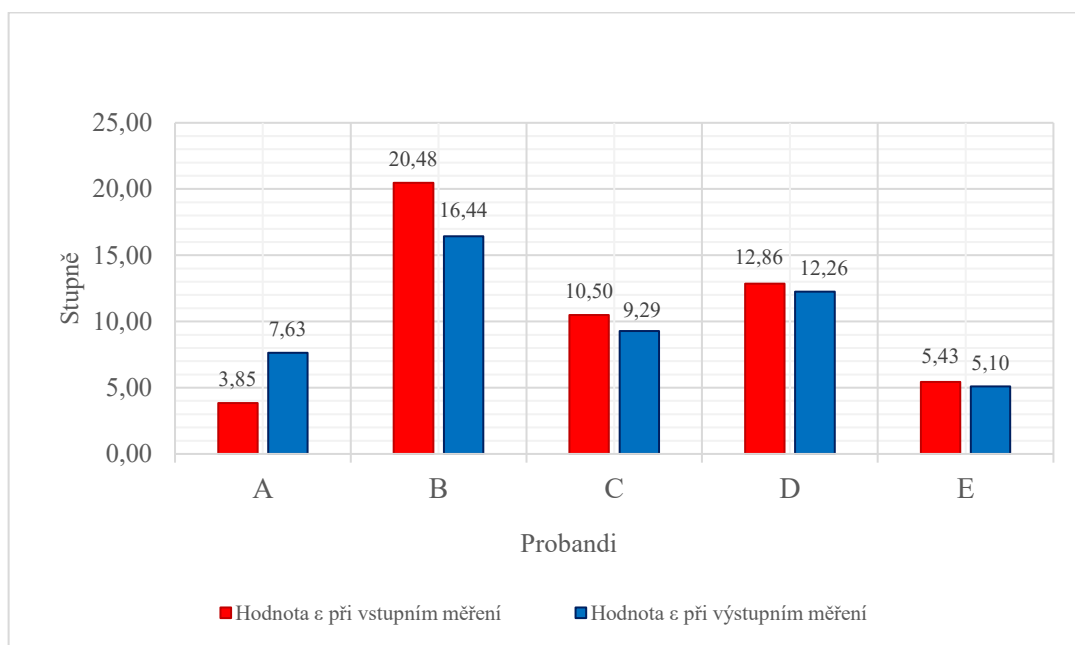
#### Hodnoty úhlu $\varepsilon$

Následující tabulky (tab. 2 a tab. 3) uvádějí naměřené hodnoty úhlu  $\varepsilon$  při vstupním a výstupním měření a jejich porovnání. Šedě vyznačená pole v obou tabulkách značí negativní změnu sledovaného parametru, tj. zvětšení anteverze. Tabulky jsou též doplněny grafy (graf 1 a graf 2), které slouží ke znázornění velikosti a směru změny hodnot úhlu  $\varepsilon$  mezi vstupním a výstupním měřením.

Tabulka 2 – Hodnoty úhlu  $\varepsilon$  při stoji s protézou

Proband	Amputovaná DK	$\varepsilon$ (°) vstupní měření	$\sigma$ (°)	$\varepsilon$ (°) výstupní měření	$\sigma$ (°)	$\Delta \varepsilon$ (°)	$\Delta \varepsilon$ (%)
A	pravá	3,85	0,25	7,63	0,43	3,78	98,18
B	levá	20,48	0,43	16,44	0,40	4,04	19,73
C	levá	10,50	0,27	9,29	0,06	1,21	11,52
D	levá	12,86	0,08	12,26	0,58	0,60	4,67
E	levá	5,43	0,39	5,10	0,50	0,33	6,08

Legenda:  $\Delta$  = diference / hodnota změny; DK = dolní končetina;  $\varepsilon$  = úhel sklonu pánve v sagitální rovině;  $\sigma$  = směrodatná odchylka

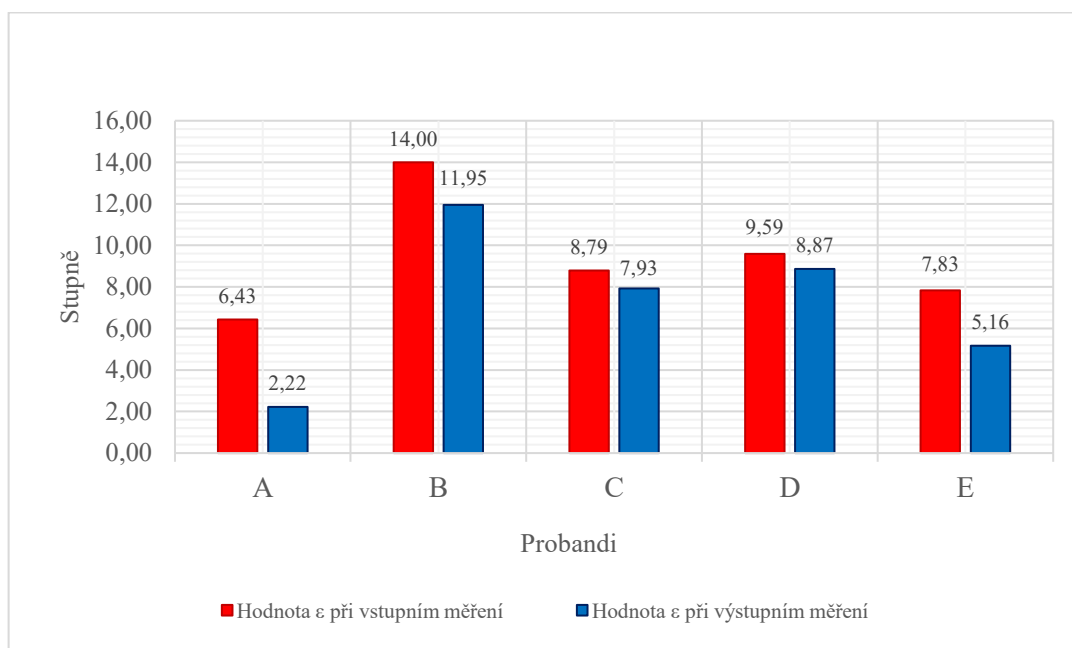


Graf 1 – Porovnání hodnot vstupního a výstupního měření úhlu  $\varepsilon$  při stoji s protézou

Tabulka 3 – Hodnoty úhlu  $\varepsilon$  při stoji bez protézy

Proband	Amputovaná DK	$\varepsilon$ (°) vstupní měření	$\sigma$ (°)	$\varepsilon$ (°) výstupní měření	$\sigma$ (°)	$\Delta \varepsilon$ (°)	$\Delta \varepsilon$ (%)
A	pravá	6,43	0,31	2,22	0,24	4,21	65,47
B	levá	14,00	0,42	11,95	0,33	2,05	14,64
C	levá	8,79	0,37	7,93	0,25	0,86	9,78
D	levá	9,59	0,21	8,87	0,59	0,72	7,51
E	levá	7,83	0,27	5,16	0,35	2,67	34,10

Legenda:  $\Delta$  = diference / hodnota změny; DK = dolní končetina;  $\varepsilon$  = úhel sklonu pánve v sagitální rovině;  $\sigma$  = směrodatná odchylka



Graf 2 – Porovnání hodnot vstupního a výstupního měření úhlu  $\varepsilon$  při stoji bez protézy

Ke změně postavení pánve, resp. úhlu  $\varepsilon$  určujícího velikost anteverze (retroverzní postavení nebylo zjištěno ani u jednoho ze zapojených probandů), došlo u všech zkoumaných probandů (A, B, C, D, E) v obou pozicích.

Z pohledu věcně významného (objektivního) nastala při stoji s protézou signifikantní změna (tedy změna o více jak 17,60 %) postavení pánve v sagitální rovině, resp. úhlu  $\varepsilon$ ,

který svírá přímka  $p$  s horizontálou (rovinou  $xy$ ), u dvou (A, B) z pěti zkoumaných probandů. U jednoho (B) z těchto probandů došlo ke změně pozitivní (zmenšení antevertního postavení pánve o 19,73 %) a u jednoho probanda (A) ke změně negativní (zvětšení antevertního postavení pánve o 98,18 %). U 3 ostatních probandů (C, D, E) došlo k věcně nevýznamné, avšak pozitivní, změně.

Ke klinicky významné změně došlo u třech probandů (A, B, C), kdy u jednoho probanda (A) byla změna negativní (zvětšení antevertního postavení pánve o 3,78°), u jednoho probanda (B) pozitivní (zmenšení antevertního postavení pánve o 4,04°) a u jednoho probanda (C) taktéž pozitivní, ale na pomezí klinické (ne)významnosti. U dvou dalších probandů (D, E) došlo k pozitivní změně, nicméně vzhledem ke vstupním hodnotám, směrodatným odchylkám a malému rozdílu mezi hodnotami při vstupním a výstupním měření je změna klinicky nevýznamná.

Při stožení bez protézy nastala věcně významná (objektivní) změna (tudíž změna o více jak 17,60 %) postavení pánve v sagitální rovině, tj. úhlu  $\varepsilon$ , který svírá přímka  $p$  s horizontálou (rovinou  $xy$ ), u dvou probandů (A, E). U obou z nich došlo ke změně pozitivní, tedy ke zmenšení úhlu  $\varepsilon$ . U ostatních třech probandů (B, C, D) došlo též ke změně pozitivní, avšak věcně nevýznamné.

Z pohledu klinického významu nastala významná a pozitivní změna u třech probandů (A, B, E) a méně významná, i když stále pozitivní, změna u dvou probandů (C, D).

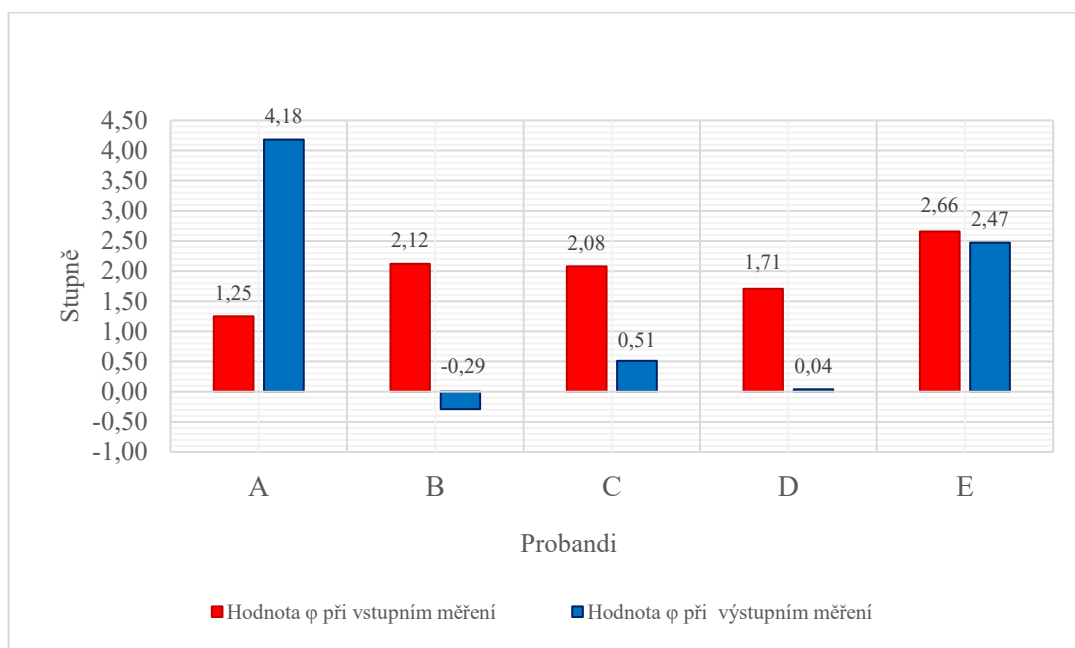
## **Hodnoty úhlu $\varphi$**

Následující tabulky (tab. 4 a tab. 5) uvádějí naměřené hodnoty úhlu  $\varphi$  při vstupním a výstupním měření a jejich porovnání. Šedě vyznačená pole v obou tabulkách značí negativní změnu sledovaného parametru, tj. zvětšení zešikmení pánve. Záporné hodnoty vyjadřují zešikmení pánve na opačnou stranu při výstupním měření v porovnání s hodnotami naměřenými při vstupním měření. Tabulky jsou taktéž doplněny grafy (graf 3 a graf 4), které slouží ke znázornění velikosti a směru změny hodnot úhlu  $\varphi$ .

Tabulka 4 – Hodnoty úhlu  $\varphi$  při stoji s protézou

Probant	Amputovaná DK	$\varphi$ (°) vstupní měření	$\sigma$ (°)	$\varphi$ (°) výstupní měření	$\sigma$ (°)	$\Delta \varphi$ (°)	$\Delta \varphi$ (%)
A	pravá	1,25	0,13	4,18	0,25	2,93	234,40
B	levá	2,12	0,20	-0,29	0,18	2,41	113,68
C	levá	2,08	0,12	0,51	0,09	1,57	75,48
D	levá	1,71	0,04	0,04	0,08	1,67	97,66
E	levá	2,66	0,13	2,47	0,07	0,19	7,14

Legenda:  $\Delta$  = difference / hodnota změny; DK = dolní končetina;  $\varphi$  = úhel sklonu (zešíkmeni) pánve ve frontální rovině;  $\sigma$  = směrodatná odchylka

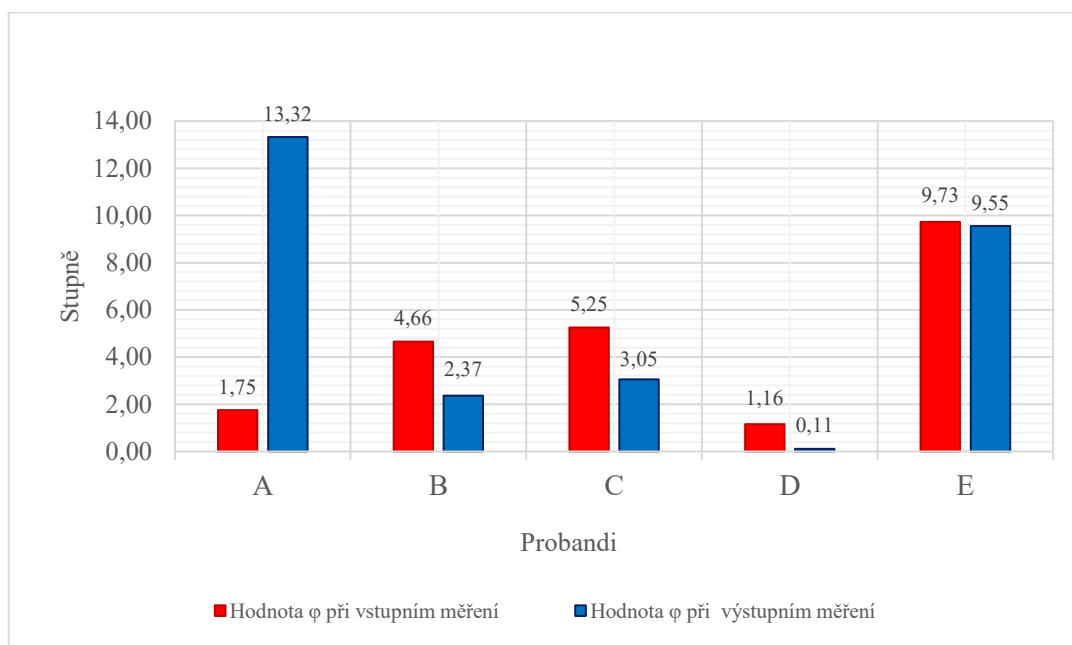


Graf 3 – Porovnání hodnot vstupního a výstupního měření úhlu  $\varphi$  při stoji s protézou

Tabulka 5 – Hodnoty úhlu  $\varphi$  při stoji bez protězy

Proband	Amputovaná DK	$\varphi$ (°) vstupní měření	$\sigma$ (°)	$\varphi$ (°) výstupní měření	$\sigma$ (°)	$\Delta \varphi$ (°)	$\Delta \varphi$ (%)
A	pravá	1,75	0,31	13,32	0,24	11,57	661,14
B	levá	4,66	0,74	2,37	0,21	2,29	49,14
C	levá	5,25	0,29	3,05	0,08	2,20	41,90
D	levá	1,16	0,31	0,11	0,03	1,05	90,52
E	levá	9,73	0,15	9,55	0,25	0,18	1,85

Legenda:  $\Delta$  = difference / hodnota změny; DK = dolní končetina;  $\varphi$  = úhel sklonu (zešikmení) pánve ve frontální rovině;  $\sigma$  = směrodatná odchylka



Graf 4 – Porovnání hodnot vstupního a výstupního měření úhlu  $\varphi$  při stoji bez protězy

Ke změně v postavení pánve, resp. úhlu  $\varphi$  určujícího zešikmení pánve, došlo u všech zkoumaných probandů (A, B, C, D, E) v obou pozicích.

Při stoji s protézou došlo k věcně významné (objektivní) změně, tedy změně větší než 17,60 %, u 4 probandů (A, B, C, D), z čehož u 3 z nich (B, C, D) je možné považovat změnu za pozitivní, kdy se úhel  $\varphi$ , tedy úhel, který svírá horizontála (rovina xy) se

spojnicí spina iliaca anterior superior dextra et sinistra, zmenšil, tudíž se spojnice spina iliaca anterior superior dextra et sinistra stala více horizontální. U 1 probanda (A) došlo ke změně významně negativní, jelikož se zešikmení pánve zvětšilo (o 234,40 %). Jeden proband (E) vykazuje známky pozitivní změny (tedy zmenšení zešikmení pánve), která ovšem není věcně významná (7,14 %).

Z pohledu klinického významu došlo, obdobně jako k věcně významné změně, ke změně pozitivní u 4 (B, C, D, E) z 5 sledovaných probandů, avšak u jednoho z nich (E) byla změna nevýrazná (0,19°). Jeden proband (A) vykazuje z pohledu klinického významné zvětšení zešikmení pánve (o 2,93°), tj. negativní změnu při porovnání hodnot úhlu  $\varphi$  před a po intervenci.

Při stoji bez protézy nastala věcně významná (objektivní) změna, tedy změna větší než 17,60 %, taktéž u 4 probandů (A, B, C, D). U 3 z nich se zešikmení pánve při stoji bez protézy snížilo, tzn., že se sledovaný úhel  $\varphi$ , který svírá spojnice spina iliaca anterior superior dextra et sinistra s horizontálou (rovinou xy), zmenšil, tedy spojnice spina iliaca anterior superior dextra et sinistra se stala více horizontální. U 1 probanda (A) došlo ke změně významně negativní, jelikož se zešikmení pánve zvětšilo o 661,14 %. Jeden proband (E) vykazuje známky pozitivní změny (tedy zmenšení zešikmení pánve), která opět není věcně významná (1,85 %).

Z pohledu klinického významu došlo k pozitivní změně u 4 (B, C, D, E) z 5 sledovaných probandů, avšak u jednoho z nich (E) byla změna nevýrazná (0,18°). Jeden proband (A) vykazuje z pohledu klinického významné zvětšení zešikmení pánve (o 11,57°), tj. negativní změnu při porovnání hodnot úhlu  $\varphi$  před a po intervenci.

## **Zhodnocení vědeckých otázek a vyhodnocení hypotéz**

### ***Zhodnocení vědecké otázky VO1***

Pravidelným modifikovaným kompenzačním cvičením lze ovlivnit postavení pánve v sagitální rovině u osob po jednostranné transfemorální amputaci; hodnoty změny se však u zkoumaných probandů vzhledem k jejich počtu notně liší v rovině věcné významnosti (při stoji s protézou v rozmezí 4,67 % - 98,18 % a při stoji bez protézy v rozmezí 7,51 % - 65,47 %) a také, i když méně, v rovině klinického významu (při stoji



s protézou v rozmezí  $0,33^\circ$  -  $4,04^\circ$  a při stoji bez protézy v rozmezí  $0,72^\circ$  -  $4,21^\circ$ ), ale též v souvislosti s výchozím stavem pohybového systému, resp. vstupní hodnotou měření.

### ***Vyhodnocení hypotézy H1***

I přestože výsledky naměřené a dále použité pro hodnocení hypotézy H1, jež předpokládala, že pravidelným prováděním cílených zdravotně-kompenzačních cviků individuálně 3x týdně po dobu 4 měsíců lze ovlivnit postavení pánve v sagitální rovině u osob po jednostranné transfemorální amputaci, prokazují, že u všech zkoumaných probandů došlo k určité (klinické a/nebo objektivní) změně postavení pánve v sagitální rovině, tedy sledovaného úhlu  $\varepsilon$ , a to i při stoji s protézou i při stoji bez protézy, z objektivního pohledu věcné významnosti však nedošlo k signifikantním změnám u všech probandů.

Hypotéza H1 tedy nemůže být potvrzena v plném rozsahu.

### ***Zhodnocení vědecké otázky VO2***

Pravidelným modifikovaným kompenzačním cvičením lze ovlivnit postavení pánve ve frontální rovině u osob po jednostranné transfemorální amputaci; hodnoty změny se však u zkoumaných probandů vzhledem k jejich počtu dosti liší, zejména v rovině věcné významnosti, kdy se hodnoty změny pohybují v rozmezí 7,14 % - 234,40 % při stoji s protézou a v rozmezí 1,85 % - 661,14 % při stoji bez protézy; v rovině klinického významu jsou rozdíly hodnot změn výraznější při stoji bez protézy, kdy se pohybují v rozmezí  $0,18^\circ$  -  $11,57^\circ$ , menší, avšak stále nejednotné, jsou pak hodnoty změny při stoji s protézou, které se pohybují v rozmezí  $0,19^\circ$  -  $2,93^\circ$ .

### ***Vyhodnocení hypotézy H2***

Výsledky naměřené a dále použité pro hodnocení hypotézy H2, jež předpokládala, že pravidelným prováděním cílených zdravotně-kompenzačních cviků individuálně 3x týdně po dobu 4 měsíců lze ovlivnit postavení pánve ve frontální rovině u osob po jednostranné transfemorální amputaci, potvrzují, že u všech probandů došlo ke změně

postavení pánve ve frontální rovině, tedy sledovaného úhlu  $\varphi$ , a to ke klinické a/nebo objektivní (čili ve smyslu věcné významnosti) změně, při stožení s protézou i stožení bez protézy, avšak z pohledu věcné významnosti nedošlo k signifikantním změnám u všech sledovaných probandů.

Hypotéza H2 tudíž nemůže být potvrzena v plném rozsahu.

## 5.2 Výsledky kvalitativní části práce

V této části je uvedeno pět zpracovaných polostandardizovaných hloubkových rozhovorů včetně souhrnného komentáře. Pro potřeby výzkumné práce byly z kompletních rozhovorů vyňaty a níže uvedeny relevantní informace; ostatní, které nijak nesouvisely s danou problematikou, nejsou uvedeny. Informace týkající se protetiky jsou zahrnuty v rozhovorech, jelikož s tématem práce souvisí, avšak tato problematika není v práci nijak zpracována, aby bylo zamezeno přílišnému rozšíření tématu.

Všechny zpracované a v práci uvedené informace jsou zcela autentické a vyjadřují osobní pocity, názory a zkušenosti interviewovaných osob. Z důvodů anonymizace dat byla z rozhovorů odstraněna jména citovaných osob a ponechány pouze iniciály. Označení jednotlivých rozhovorů odpovídá označení probandů v ostatních částech práce.

### Rozhovor s respondentem A

Prvním respondentem, s nímž byl proveden polostandardizovaný hloubkový rozhovor, je 39letá žena. Tato žena je 25 let po transfemorální amputaci na pravé dolní končetině. Důvodem amputace byl osteosarkom. V 11 letech nejprve podstoupila exartikulaci v kolenním kloubu, po dvou letech ji čekala druhá amputace – transfemorální. Zároveň zvítězila v té době nad rakovinou plic (byla jí odebrána část plic).

Dlouho před počátkem výzkumu jí byla lékařem diagnostikována silná skolióza, trpěla bolestmi zad, zejména v krční a bederní části páteře, a také bolestmi v křížové oblasti, často měla bolesti hlavy a migrény. Jinými trvalými onemocněními netrpí.

Na stupnici 1-5 pohybové aktivity (kdy 1 je nejnižší stupeň aktivity a 5 je nejvyšší stupeň) sebe označila na stupni 3, tj. aktivní – rekreačně.

Respondentka uvádí kladný vztah k pohybové aktivitě (dále PA). PA se pravidelně rekreačně věnuje 22 let – lyžování, plavání 20 let (dříve sezónně, v současné době po celý rok). Již 8 let cvičí pravidelně 1x týdně jógu, občas cvičí sama doma, snaží se o cvičení alespoň 1x týdně, chodí pravidelně již 5 let na rehabilitace (fyzioterapeutické cvičení 1x týdně, nebo 1x za 2 týdny, obvykle po dobu 3 měsíců s 2-3měsíční pauzou, v dětském věku 1x ročně po dobu cca 3 měsíců) a jako pohybovou aktivitu nad rámec zavedených, běžných, PA uvádí 4měsíční modifikované kompenzační cvičení, které absolvovala v rámci výzkumu.

Respondentka uvádí, že po dvou těhotenstvích se jí zhoršila skolióza, bolí jí záda, a proto začala cvičit. A pokračuje slovy: „Když jsem pravidelně absolvovala váš program (pozn. 4měsíční modifikované kompenzační cvičení), tak jsem se cítila méně unavená a v určitém období mne vůbec nebolela bederní část páteře (což je pro mne ohromný úspěch!). Už po prvním měsíci jsem cítila, že mne záda přestala bolet, a to zrovna před počátkem celého cvičení jsem měla velké bolesti. Dokonce jsem předtím byla i na magnetické rezonanci, zdali nemám např. vyhřezlé ploténky nebo cokoliv jiného, jak to bolelo. Nic tam nebylo, ale došlo k podráždění, pravděpodobně skřípnutý nerv. Chodila jsem i na měkké masážní techniky. Celou zimu jsem s tím trpěla, chodila jsem na rehabilitace, což mi trochu pomohlo, ale nebylo to úplně v pořádku. Během programu (pozn. 4měsíční modifikované kompenzační cvičení) mne přestala bolet záda, lépe se mi chodilo, manželovi se zdálo, že jsem se narovнала.“

Respondentka měla po porodu problémy se srůsty, a domnívá se, že se to pravděpodobně promítalo do oblasti bederní páteře. Dále zdůrazňuje, že oproti období před modifikovaným kompenzačním cvičením se její pohybová aktivita zvýšila o cvičení 3x týdně (10, resp. 14 zadaných cviků). Sama uznává, že i přes snahu, kdy v létě chodí plavat, alespoň 2x týdně, plavání samo o sobě není dostačující a musí navíc cvičit alespoň 1-2x týdně cviky, které se naučila během zapojení do programu (výzkumu).

Její pohybové aktivity, které jsou s ní cvičeny v průběhu rehabilitace se skládají z rehabilitačních cviků a měkkých technik, také s ní byla cvičena Vojtova metoda. Tvrdí, že rehabilitace ve zdravotnickém zařízení v kombinaci se cviky z programu (výzkumu), se jí jeví jako optimální, a to z důvodu, že cviky z rehabilitace sama od sebe doma necvičí,

protože jsou realizovatelné pouze s rehabilitační sestrou, kdežto cviky z programu (výzkumu), které byly 1x týdně překontrolovány, aby nedocházelo k jejich nesprávnému provedení, může cvičit sama doma.

Dále uvádí změny v pohybového systému před a po amputaci: „Před amputací jsem neměla žádné fyzické potíže, skolióza byla diagnostikována po 5 letech od amputace. Po amputaci bezprostředně jsem používala protézu, a berle. A po několika měsících jsem už chodila jen s hůlkou. Nikdy jsem neměla bederní pás k protéze, nechtěla jsem ho, nebylo mi to příjemné. Již po dvou měsících jsem plně chodila o protéze s hůlkou.“

Před amputací respondentka rekreačně v létě plavala, v zimě jezdila na lyžích, od 18 let začala jezdit na monoski. Na kole nikdy nejezdila, nebavilo jí to, ani před, ani po amputaci. Zkoušela znovu jízdu na kole okolo 30 let věku, ale bez protézy. „Kolo mne nechytlo ani dříve, ani nyní; s jednou nohou mi to nevyhovovalo, byl to na jednu nohu velký záběr a pak, když jsem musela fungovat v domácnosti, tak mne noha bolela,“ uvádí.

Na otázku, zda uvažovala o jízdě na kole s protézou, odpovídá, že uvažovala pouze o elektrickém kole, aby mohla jezdit na výlety s rodinou, ale klasické kolo nechce.

Zato říká: „Lyže! Na dvou lyžích jezdit nechci, protože je nebezpečné; kdybych upadla, tak bych si mohla poranit pahýl a s mým krátkým pahýlem se na to necítím. Zároveň bych k tomu musela zase mít objímku přesně na tělo, nevím, zda by mi to zajistili. Ještě jsem to nezkoušela, jsem vyčerpána jako žena po amputaci, která má dvě malé děti (6 let, ...).“

Respondenta říká, že když se začala zajímat o PA po amputaci, nebylo to úplně jednoduché, zejména kvůli tomu, že v té době ještě u nás nebyl internet. Tvrdí, že jakousi náhodou se dostala („Asi přes Svaz invalidů, pravděpodobně mi někdo poradil, že je možné lyžovat i s amputací.“) do lyžařského klubu k Jiřímu Dostálovi, kde začala v 18 letech lyžovat. A protože jí lyžování již před amputací bavilo, řekla si, že to zkusí. Vyzkoušela lyže (pozn. monoski) rovné, i carvingové.

Jako nevýhody poamputačního života shledává respondentka to, že nemůže jít běhat, nevydrží dlouho stát a chodit. Sama cítí, že je pro ni lepší chodit než stát, a domnívá se, že i přes svůj handicap byla vždy fyzicky zdatná, protože byla schopná ujít i 5 km, když šla s rodinou na výlet, ale zároveň uznává, že je to pro ni náročnější, a je rozhodně čím dál, tím více, unavená; cítí, že se to s věkem zhoršuje. „Dříve jsem pracovala v Německu a 8 hod. denně jsem myla ve stoje nádoby, měla jsem na to ještě energii, šla jsem po práci

i lyžovat, ale nyní, s přibývajícím věkem, rozhodně nedokážu stát tak dlouho, jako před lety, i přestože mám lepší protézu.“ A dodává: „Před dvěma lety mi zjistili akutní boreliózu, kdy jsem byla strašně moc unavená, podstoupila jsem 2 alternativní kúry, ale jsem poměrně unavená i nadále. V současné době ujdu cca 2 km a jsem dost unavená.“

V otázce bariér v životě respondentka udává, že byla od začátku, hned po amputaci, zvyklá používat protézu, takže vozík téměř nepoužívá a dokud to jde, i přes otlaky a odřeniny, v tom chce pokračovat. Říká, že protéza je velká výhoda, když porovná situaci u vozíčkářů. Dále uvádí, že když nemá k dispozici auto, je pro ni život složitější. Auto jí v životě hodně pomáhá.

V oblasti sportu, se domnívá, bariéry nemá. Tvrdí: „Na rekreační úrovni sportů, které dělám, mě amputace nijak neomezuje. Akorát bych si chtěla zahrát např. někdy klasický tenis, ale rozhodně se kvůli tomu nesoužím.“

I přes všechny nevýhody, které amputace přináší, vidí respondentka výhodu amputace v tom, že se zaměřila na jiné hodnoty. Říká, že kdyby neměla amputaci, šla bych cestou modelky, ale je otázka, co by s ní bylo. Díky amputaci se tak zaměřila na důležité životní hodnoty a je za to vděčná.

Dále se domnívá, že určitým pozitivem je pro ni ZTP průkazka a výhody, které přináší. Snaží se tyto výhody maximálně využívat.

Když přišlo na otázku body image, respondentka uvedla: „Když mi bylo cca 13-14 let, tak jsem se bála, měla jsem mindrák z toho, že nemám nohu. Myslela jsem si, že mně žádný muž nebude chtít. Jenže jsem pak začala jezdit do lázní, každoročně na 4 týdny do Teplic, a tam se sešli podobně staré věkové skupiny a každý z nás měl nějaký handicap, takže jsem si tam nepřipadala tak vyčleněná, a tím jsem se vyléčila z pocitu méněcennosti. Okolo 18. roku života jsem dělala i fotomodelku, protože jsem byla moc hezká, štíhlá. Až pak ve 26 letech jsem ztloustla (po těhotenství). A v období dospívání okolo 16. roku života jsem se pak se svým vzhledem vyrovnala, protože i přesto, že mi chyběla noha, chlapani o mne měli zájem, takže jsem navazovala známosti a měla vztahy. V současné době mi nevadí, když se na mne lidé dívají, ale vadí mi, když partner např. zmíní můj handicap a pak z toho mívám pocit, že mohu být vlastně ráda, že se mnou vůbec je, a tak jsem začala mít zase mindráky z toho, jak vypadám, že mi chybí noha, a navíc jsem hodně přibrala po dvou dětech. Partner mi vlastně nepomáhá, naopak se ohlíží po jiných, ale mám strach se s ním rozejít, protože máme dvě děti, bojím se života

samoživitelky.“ Sama ale dodává, že: „Amputace je vynikající síto na charakterní muže. Převít by si se mnou ani nezačal, protože mi chybí noha. Např. dříve, když jsem nosila kalhoty, tak nebylo poznat, že bych měla amputaci. Jednou se se mnou hned kluk rozešel, když jsem mu řekla, že mám amputovanou nohu. Nejdříve to vypadalo na ohromnou lásku, ale hned poté, co to zjistil, byl konec. V té době mi to hrozně ublížilo, ale teď s odstupem času jsem za to šťastná, protože to byl hrozný převít. A muži, se kterými jsem chodila, tak byli vlastně ti se zlatým srdcem.“

Na otázku, zda se cítí od ostatních nějak odlišná odpovídá: „Vždycky jsem se snažila zapadnout mezi normální a zdravé lidi a necítit se divná, jiná. Někdy, když jsem sama se sebou, tak nemám problém s tím, že nemám nohu. Ale pokud přijde muž (zejm. manžel) a řekne něco nepěkného o mé amputaci, tak se někdy i rozbrečím. Pak z toho vznikne sebelítost, dotkne se mně to a já brečím.“

Její „malý syn“ je povzbuzujícím faktorem k pohybu v rodině, má hodně energie, je nadaný a motivuje jí.

Sama o sobě říká, že je optimista, naivní flegmatik, pozitivně zaměřená osoba a vždy se snaží si brát ze všeho to lepší. Nevzpomíná si, že by někdy trpěla poamputační depresí, naopak po amputaci, i když využila psychologickou péči – do Motola docházela psychologka – si ze všeho spíše utahovala. „Rodiče, pravděpodobně díky amputaci, mne rozmazlovali a pokud danou situaci nesli těžko, tak mi to vůbec nedávali najevo. Byla jsem spíš jako holka z divokých vajec a moc jsem si to nebrala. A po pubertě, když jsem si myslela, že mě nikdo nebude chtít a bylo to těžké období na psychiku, tak jsem cca od 16 let, kdy jsem zjistila, že si muže můžu i vybírat, měla až nadprůměrné sebevědomí. V současné době bych byla psychicky v pořádku, kdyby mi manžel doma pořád mou amputaci nepřipomínal. Až na malé fyzické znevýhodnění se cítím dobře,“ shledává.

Antidepressiva nikdy nebrala, až do doby, kdy před pár měsíci začala mít problémy se spaním, ale nemyslí si, že by to souviselo s amputací, spíše se stavem v rodině.

Vzpomíná, že psychiku měla vždy dobrou, až se i v nemocnicích a ve zdravotnických zařízeních a rehabilitačních ústavech divili. V současné době se její psychický stav zhoršuje, protože se v rodině vyskytly osobní problémy. Uvádí: „Úplně to doma nefunguje, a to člověka sebere nejvíc, v té době člověk pak začne amputaci řešit více než kdy dříve. Se životem jsem byla zcela spokojená. V současnosti máme ve vztahu krizi,

a tak spokojená nejsem. Beru partnera jako opěrný bod a teď se mi ten opěrný bod ztrácí. A to je pro mne největší životní zklamání.“

Životní cíl ve sportu respondentka veskrze nemá, tvrdí o sobě, že je spíše umělecky zaměřená než sportovně. Mimo pohybové aktivity se respondentka zabývala i jinými koníčky, např. zpíváním (sbor, sólo, amatérské kapely). V současné době na to sice nemá čas, avšak s tím bych chtěla do budoucna něco udělat a případně i v této oblasti něco dokázat, protože, jak sama říká, talent má.

Na závěr rozhovoru respondentka uvedla, za co by byla vděčná, kdyby se v České republice zlepšilo: „V Irsku, pokud je člověk tělesně postižený, má nárok na státem hrazenou pomoc v domácnosti – stát podporuje tyto osoby, které nemusí být nutně jen na vozíku. Tyto sociální výhody – dvakrát týdně pomocnice v domácnosti (úklid, praní, mytí nádobí, pomoc s miminkem atd.) – by mi velmi ulehčily život. V Česku musím všechno zvládat sama a přiznám se, že to někdy opravdu už nezvládám. Uvítala bych, kdyby u nás byla taková pomoc v domácnosti také státem nabízena.“

## **Rozhovor s respondentem B**

Druhým respondentem, s nímž byl proveden polostandardizovaný hloubkový rozhovor, je 42letá žena. Tato respondentka je 2,5 roku po transfemorální amputaci na levé dolní končetině, která byla provedena těsně nad kolenem, jelikož v kolenním kloubu byl lokalizován osteosarkom. Dříve měla objímku protézy pouze do půlky femuru, v nyní až k sedacímu hrbolu. V současné době se s ničím neléčí, občas mívá bolesti v SI skloubení. Na stupnici 1-5 pohybové aktivity (kdy 1 je nejnižší stupeň aktivity a 5 je nejvyšší stupeň) sebe označila na stupni 2-3, tj. inaktivní – velmi málo pohybových aktivit až aktivní – rekreačně.

Respondentka má, jak sama říká, skvělý vztah k PA. Nejvíce jí baví plavání a chůze, 2x týdně chodí na „túru“, kdy ujde alespoň 5 km, nebo plave cca 10-15 bazénů (o 25metrové délce) většinou 1x týdně. Jiné pohybové aktivity, než plavání a/nebo chůze a každodenní aktivity v domácnosti, před modifikovaným kompenzačním cvičením, v jeho průběhu, ani po něm neprováděla.

O 4měsíčním modifikovaném kompenzačním cvičení se vyjádřila: „Rozhodně cítím rozdíl před a po programu. Cítím, že po pravidelném cvičení těchto cviků se mi srovnala

bedra. Zdá se mi, že jsem se více stabilizovala. Mne záda nikdy výrazně nebolela, spíš jen SI skloubení. Mám pocit, že jsem se zlepšila po cvičení o 80 %, tím myslím narovnáání se, posílení svalů, zpevnění celkově, zejména cítím, že už nestojím jako paragraf, že jsem se narovnala a lépe si teď pohlídám správné držení těla. Cítím, že mám lepší hluboký stabilizační systém. Když jsem po programu přestala cvičit pravidelně, cítila jsem se víc unavená. Když jsem pravidelně cvičila váš program (pozn. modifikované kompenzační cvičení), tak jsem se cítila obecně méně unavená. I jsem se lépe cítila v protéze. A cvičení mi dělalo dobře na břicho, na střeva, lépe se mi vyměšovalo, a myslím si, že to pozitivně ovlivnila dechová cvičení. Člověk se cítí zpevněnější, je mi lépe. Naučila jsem se správně prodýchat.“ Navíc i po absolvování programu (výzkumu) tvrdí: „Záda mne nebolí, protože si je, když je potřeba, srovnám těmi cviky z programu.“

Respondentka dříve, ještě před amputací, cvičila také power jógu, ale později z časových důvodů (1hodnové dojíždění), přestala. Také rekreačně vykonávala turistiku a sezónně, ale málokdy, plavání. V období po amputaci začala chodit (a každoročně chodí) na rehabilitaci v délce cca 3 měsíce, 2x-3x týdně, později 1x týdně, nicméně tato rehabilitační cvičení se nekryla s modifikovaným kompenzačním cvičením, ani se nekonala bezprostředně před ním nebo po něm.

Její fyzický stav se, dle ní samotné, po amputaci příliš nezlepšil, ani nezhoršil. Ale po chvíli uznává, že co se týče změn v pohybovém systému před a po amputaci, je jasné, že jí nyní chybí noha, vidí, že má jinak postavenou pánev, tělo zatěžuje jinak, nesouměrně, stále má větší jistotu se zátěží na pravé straně („Nemám rozloženou zátěž 50 % : 50 %, spíš se to tak pohybuje mezi 60-70 % na pravé straně a 40-30 % na levé straně“). Cítí, že jí svaly a šlachy na levé straně chybí a má po amputaci dysbalance. Poznává také nevýhody amputace v oblasti pohybových aktivit: „Kromě toho, že jsem pomalejší, jsem si všimla, že při plavání jsem zatačela doprava. Měla jsem rozvolněné a ochablé svaly.“ Dodává ještě: „Jsem hrozně ráda za ty vaše cviky (pozn. modifikované kompenzační cvičení), protože je mohu využít kdekoliv a kdykoliv a mohu je různě kombinovat dle vlastní potřeby, a to je super. Já nesnáším posilovny, ale tohle si mohu cvičit sama a nepotřebuji k tomu nikoho dalšího.“

Respondentka shledává, že, i přes jisté nevýhody, byla amputace rozhodně dobrým krokem, byla nevyhnutelná, nutná a zachránila jí život. Stav před amputací a po ní popisuje následovně: „Bolesti před amputací jsem neměla; na rozdíl od jiných pacientů,



mne to nebolelo. Měla jsem na kolena „bouli“ a lékaři zjistili, že je to nádor. Když jsem věděla, že se schyluje k amputaci, tak jsem se nezajímala o cvičení po amputaci, neměla jsem na to ani sílu nic hledat, ani myšlenky. Řešila jsem to až později, když se moje tělo i duše vzpamatovávaly z amputace, protože je to zásah, když člověk přijde o nohu. Ale já jsem se s tím hned od začátku prala. Vybavovala jsem si díly Básníků a fráze z nich, a to mi hrozně pomohlo. A už po operaci na mě koukali jako blázni, protože jsem byla v podstatě v klidu. V Trutnově v nemocnici jsem byla po amputaci jako jejich první amputovaná osoba, takže i oni se se situací seznamovali. Tehdy mi říkala primářka, že má známou, která se zabývá amputacemi a že by k nám přijela udělat seminář, abychom se dozvěděli důležité informace, co můžeme po amputaci dělat atd. A to byla H. K. z Malvazinek. Dále jsem se dozvěděla důležité informace, např. kam se následně obrátit, od ergoterapeutky, která se mnou nacvičovala. Dále mně primářka přímo doporučila k Otto Bockovi, s tím, že s námi pak spolupracovala H. K. Nasadili mi první protézu, na internetu jsem se snažila najít informace o protézování, poté přijeli protetici a začalo se pracovat na nové protéze. Přes internet jsem zjistila, že existuje No Foot, No Stress organizace. První protézu jsem měla na rok, po roce jsem pak dostala novou a rehabilitovala se v rehabilitačním ústavu v Praze v Malvazinkách, kde jsem se dozvěděla mnoho dalších informací. Po amputaci jsem se opět postavila na nohy na protéze po 2 měsících. Krásně se vše hojilo, takže nedocházelo k žádným komplikacím. Před operací jsem si vůbec neuvědomovala, že umírám. Myslela jsem si, že to je jen nějaká boule a že tady prostě budu dál. V podstatě jsem měla několik měsíců horečky a operovali mne po cca 3 měsících. Ale myslím, že to přišlo ve správný čas, protože kdyby to bylo už v prosinci, když už jsem měla horečky, namísto v únoru, asi by to bylo těžší (Vánoce). Jsem ráda, že načasování vyšlo takto.“

Svůj psychický stav spojený s předamputační fází ucelené rehabilitace popisuje následovně: „Když mi řekli ortel, že dojde k amputaci, tak jsem byla naštvaná, protože měla proběhnout ještě bioléčba, já jsem to nevzdávala, ale lékaři to už z jejich hlediska rozhodli, odsoudili. V tu dobu jsem už ten ortel nechtěla slyšet znovu a znovu a hrozně mě štválo, jak mi to říkají pořád dokola, i přestože byla uhájena ještě bioléčba před samotnou amputací. Prof. D. by to říznul rovnou!“

V době bezprostředně poté, kdy byla vykonána amputace, se respondentka cítila nepříjemně. A jak udává, bylo to zejména: „Když doktor řekl: ‚Tak co, děvče...?‘, a to

proto, že tam byly ty tři tečky, jako kdyby říkal: ‚... tak kde je ta noha?‘. Nelíbilo se mi to. Po amputaci jsem hodně pospávala, byla jsem zesláblá, pohublá (zhubla jsem 20 kg těsně před amputací), když jsem se pak převlíkala a neměla sílu, doktor mi pomáhal, ale zároveň mě setřel čímsi jako: ‚Jsi tak hubená, že se neumíš sama převléci‘. Tak to bylo opravdu hnusné.“

Postupem času, jak sama říká, i když sice nejásala a nesmála se, snažila se s tím vším vyrovnat a nepropadala panice, a dodává: „Asi proto, že tam byla boule a musela jsem se jí zbavit a toto byla cesta. Neříkala jsem tomu nádor, ale boule. Nějak jsem ani neměla čas se trápit, celá péče do sebe zapadala jako puzzle a já jsem se v tom nechtěla šťourat a litovat se. Jsem vděčná za ten dar, že mám co vylepšovat a nechci nad tím brečet. Co nejde, to nejde. Nebojuji proti realitě, naopak jsem to přijala, a to mi hodně pomohlo. Nabídli mi na Bulovce hned psychiatra, ale já jsem jim řekla, že ho asi nepotřebuji. Ale pak jsem jim řekla, dobře, tak ať přijde. Když přišel, sedl si ke mně na židli a jeho první věta byla: ‚Já bych vám dal tyto a tamty léky...‘ a já mu odpovídám: ‚No, pane doktore, myslíte, že to vlastně potřebuji? Já jsem ok; a myslíte, že bych Vás mohla požádat, když to budu potřebovat, abyste mi je napsal později?‘ Ale nikdy jsem je nepotřebovala. Jednou jsem využila psycholožku v Malvazinkách, ale vše bylo v pořádku. V Malvazinkách mi dělalo dobře, když jsem byla v kolektivu stejně handicapovaných osob. Jenom, když jsem viděla amputované děti, tak mě to chytalo za srdce, ale jinak jsem byla moc ráda za to, že jsem v kolektivu stejně handicapovaných. Měla jsem ovšem i jednu chvíli (když jsem byla uzavřená v kolektivu se staršími pány po amputaci, kteří měli negativní výlevy a ptali se, jak se mi to stalo atd.), kdy jsem měla pocit, že mne to táhne dolů, někam, kam nechci. Ale vyřešila to fyzioterapeutka H. K., která si toho všimla a při cvičení prohlásila, že jsme tam jeden pro druhého motivací, a to mne zase nakoplo zpátky. Od doby po Malvazinkách jsem v kolektivu s nehandicapovanými. Ale hrozně mi pak začalo chybět cvičení.“

Domácí poamputační situaci popisuje takto: „Doma se o amputaci nemluvilo. Maminka, kdybych se zeptala, jak se cítí, by mi stejně jenom řekla, že je to hrozný a strašný a já taková slova slyšet nechci. Taková slova jsem úplně vyhodila ze svého slovníku, protože vždycky se situace dá řešit, ale nemůžeme denně u všeho říkat, jak je to zlé. Takže ani u nás doma (pozn. manžel a děti) se o tom nemluví. S manželem a dětmi jsme to probrali a mám v nich velkou podporu. Náctileté děti mne podporují a nechávají mne, abych se hezky snažila být samostatná, ukazují mi, že to zvládnou už sama. Zejména

po amputaci mi tento přístup pomohl, protože jsem stále váhala a když mi dcera řekla: ‚Mami, už můžeš sama‘, tak jsem to zkusila. Ono to šlo, a to je super! A já jim naslouchám, což mi také velmi pomáhá. Mohla bych je okřiknout, a dělat si vše po svém, ale tímto přístupem pomáhám i sobě a jsme si blízko, a to mi v životě bez nohy pomáhá.“

Když se ještě respondentka hluboce zamyslela, uvádí, že se v životě po amputaci dolní končetiny soustředí jen na to pozitivní, a říká: „Vůbec nevidím, že by mi amputace něco vzala, naopak mi mnohé dala. Zklidnila jsem se, žebříček hodnot se mi změnil. Dříve jsem měla výkyvy, byla jsem takový uragán, ale to, že přišla amputace, dopomohlo i ke zklidnění ve vztahu, zklidnil se i manžel. Teď v sobě mám takový vnitřní klid a pokoru. Každá blbost mě teď už nerozhodí. Spíš jsem si říkala: ‚do prdele, proč se musí něco stát, aby člověk prozřel, proč to lidi neumí mnohem dřív?‘, nyní jsme s manželem na stejné vlně, propojilo nás to a více spojilo. Zatřáslo to s námi a spojilo nás to.“

A retrospektivně, když se zamyslí, dodává: „Já jsem se s amputací vyrovnala vlastně hrozně brzy, i když na ‚duševní‘ úrovni jsem cítila, že se tělo vracelo ‚zpátky do normálu‘ jeden rok. I okolí mi říkalo, že se vůbec nesměju, ale na druhou stranu, co čeká, když je člověk po amputaci?! Mám pocit, že docházelo k nepochopení mé strany. Oni vidí to, jak to vypadá, nikoli jak já to cítím.“

Respondentka je přesvědčena, že pro ni byla amputace pozitivní změnou a dodává: „Občas přijde smuteček, např. nějaká myšlenka, ale najednou si pak člověk uvědomí, že to prostě jde udělat jinak, takže smutek netrvá. Jen například, když teď manžel jezdí na kole, např. jede na Tour de France, tak mne zamrzí, že nemohu jet s ním. Resp. byli jsme zvyklí s rodinou jezdit třeba 60 km na kole, ale já teď s nimi nemohu jet, tak si čas od času postesknou. Moc ráda bych však sehnala spinningové kolo, abych mohla jezdit alespoň doma. Cítím se na to fyzicky i psychicky. Zatím jen nevím, zda mi tam půjde protéza, mám ji hodně vysoko. Ale uvidíme. Teď když nad tím přemýšlím, jsem vlastně dojatá.“ (Lehký pláč.)

Respondentka vidí mezi sebou a „dvounohými“ jen jeden rozdíl – nemá nohu; ale i uznává, že je v chůzi pomalejší a nemůže skákat; jiná omezení nevidí. Dokonce, když jde „na úřady“, nebo cokoliv vyřizovat, tak je díky protéze samostatná a nemá problémy s přístupem.

V otázce body image neshledává respondentka žádný problém. Když jde plavat přijde jí vše přirozené a nikdy, ani na ulici, nemá potíže protézu ukázat. Dále říká: „Nevadí mi,

když lidé zírají, neřeším to. Všímají si zejména děti, které zaujme, že nemám nohu, ale vůbec mi to nevadí, beru to s humorem, žádný horor. Situaci jsem přijala a dívám se opravdu na to, co mi amputace dala, nikoliv co mi amputace vzala. A chápu, že je rozdíl, pokud je někdo po amputaci po úrazu. To musí být hrozný šok a z mého pohledu jsou všichni po poúrazové amputaci hrozně stateční. Ale můj případ byl opravdu jiný, mě amputace zachránila život a já to tak beru.“

Naopak ještě uvádí jisté výhody: „Někdy se lidé dívají a když vidí protézu, tak mne pustí před sebe, abych nemusela stát ve frontě, nebo i při nákupu u pokladny mne pustí dopředu, ale obvykle fronty nejsou tak velké, aby mne to omezovalo. Výhodou je parkování na vyhrazených místech.“

A popisuje také nevýhody pracovního života po jednostranné transfemorální amputaci: „Ale průšvih je práce, protože např. masáže, které jsem dříve prováděla v takovém stavu vykonávat nemohu. Dělal bych nějakou aktivitu, kde mohu chvíli sedět, nebo stát. Vidím však, že na trhu práce je to pro mne složitější a spíš je to komedie, kdy zaměstnavatelé pobírají finance na invalidní zaměstnance, mají úlevy na daních atd. 8hodinovou pracovní dobu bych asi s protézou nezvládla. Zkrácený úvazek bych velmi ráda využila.“

V budoucnu by se respondentka chtěla věnovat plavání, doma by chtěla začít se spinningem, ale závodně na kolo by nechtěla, ani se necítí, že by jezdila na kole rekreačně. Doma probírala různé možnosti i se svými dětmi, které jsou velmi otevřené, a domluvila se s nimi, že procházky po lese jsou akceptovatelné. U této myšlenky se spokojeně usmívala a pak ještě dodala: „Jinak si říkám, co vlastně ty ženský po amputaci vlastně dělají? Připadá mi, že buď dělají všechno, např. když jdou na Bahňák, nebo naopak nedělají moc, tak sama nevím, co pro mě, jako ženskou, je vlastně vhodné.“

A jaké jsou její cíle v oblasti pohybových aktivit a v životě vůbec? „Přeji si vyjít pěšky na Sněžku! A mým životním cílem je se odstěhovat z domu, ve kterém bydlíme s rodiči, do vlastního, žít si tam spokojeně s manželem a dětmi a chodit do práce.“

Na závěr respondentka shrnuje svou situaci těmito slovy: „Amputace pro mne byla novým popudem k životu. Se svým životem jsem naprosto spokojená. Žiji každý den. Každý den děkuji za to, co mám a za svou báječnou rodinu. Myslím, že i s amputací mohu žít život naplno a já ho tak žiji. To není o nohách, ale o hlavě. Je krásné vidět, že všechno opravdu jde. I s amputací to prostě jde! Člověk si i díky amputaci tak celkově zpětně

srovnává myšlenky a celkově život. Člověk po amputaci může být v pohodě a smát se. Někdy se mi zdá, že to dvounoží nechápu a vyzařuje z nich soucit. Ten já ale nepotřebuji. Pořád jsem tady a jsem šťastná, s nohou, nebo bez nohy. A na závěr mě napadá jediná věta: ať si lidé váží toho, co mají. Amen!“ (s úsměvem).

### **Rozhovor s respondentem C**

Třetím respondentem, se kterým byl proveden polostandardizovaný hloubkový rozhovor, je 44letý muž, který říká že je příznivcem pohybových aktivit. Před 25 lety tento muž podstoupil transfemorální amputaci na levé dolní končetině. Příčinou bylo trauma (autonehoda). V současné době se potýká s bolestmi zad, které označuje „spíše za ranní ztuhlost“ a má pylovou alergii. Jinými trvalými onemocněními netrpí. Na stupnici 1-5 pohybové aktivity (kdy 1 je nejnižší stupeň aktivity a 5 je nejvyšší stupeň) sebe označil na stupni 4, tj. aktivní – rekreačně až vrcholově.

Respondent říká, že když má čas, tak cvičí a je rád, pokud se mu podaří zacvičit si 3x týdně; během pracovního volna se mu daří cvičit i vícekrát týdně. Celoročně průběžně plave, mimo období léta hraje stolní tenis. Rekreačně jezdí na kole, ale občas se aktivně účastní i cyklistických závodů.

Během modifikovaného kompenzačního cvičení nedělal jiné aktivity (ani pohybové), které by nedělal před ním a po něm.

Sám říká: „Když jsem pravidelně cvičil podle kompenzačního programu (pozn. modifikovaného kompenzačního cvičení), měl jsem obecně příjemnější pocit; i když mě před tím bolela záda (neléčím se s tím), tak jsem během programu cítil, že se mi od bolesti ulevilo a cítil jsem se lépe. Bolest zad mám na mysli spíš takovou tu ranní ztuhlost, když se člověk probudí, která ale vymizela během cvičebního programu. Cvičil jsem třikrát týdně, když se to podařilo, někdy i vícekrát. Teď, když jsem přestal, se mi bolest, resp. ztuhlost zad, zase vrátila.“

Před amputací respondent žádnou pohybovou aktivitu neprováděl řízeně, nebo pravidelně. Říká: „Spíš jsem tak občas jezdil na kole, nebo si zahrál volejbal. Vlastně jsem rehabilitoval těsně po amputaci, pak už ne, protože nemám tu potřebu. I vzhledem k povaze mé práce si nemůžu dovolit vzít si 3 týdny dovolenou a jet do lázní. Radši si 2x denně zacvičím sám, než abych se poflakoval v lázních. Přijde mi to jako ztráta času.“

Když byl dotázán, zda byla amputace samotná jakýmsi popudem, aby se začal pohybovým aktivitám věnovat, vysvětluje svou situaci takto: „Myslím, že amputace přímo jako taková nebyla příčinou nebo popudem, abych začal cvičit nebo sportovat více. Po roce, možná dvou letech, od amputace jsem potkal M. S. Ten mi tehdy pomohl koupit kolo, takže jsem začal jezdit na kole, trošku aktivněji, pak jsem začal chodit hodně do práce, tak jsem kolo omezil, ale pak jsem zase potkal T. P. z organizace Černí koně a přišla druhá vlna – začal jsem jezdit na horském kole. To jsou vždycky takové impulsy, které člověka nakopnou, ale jinak v průběhu let jsem chodil cvičit do posilovny, plaval jsem (ale to všechno až po amputaci). Před amputací jsem se spíše tak poflakoval, ale to asi dané věkem, protože se mi to stalo v 19 letech, když jsem byl zrovna na vojně.“

Sám uznává, že se k pohybovým aktivitám pro osoby s disabilitou dostal vlastně zcela náhodně, když, jak říká: „... potkal chlapíka v metru a ten mi řekl, že zná M. S. a jestli bych nechtěl jezdit na kole. Byl to spíš takový ‚lov postižených‘ (smích). Takže jsem pohybové aktivity v té době ani nijak aktivně nevyhledával, přišlo to samo. Řekl jsem mu, proč ne‘ a že bych na kole klidně jezdil. Před tímto setkáním, ale už po amputaci, jsem cvičil takovou tu klasiku, protože jsem dostal základní informace už ve Vojenské nemocnici, ale jinak by mě ani nenapadlo, že bych mohl dělat něco jiného než fyzioterapii.“

Respondent také popisuje situaci těsně po amputaci: „V nemocnici jsem byl asi 6 měsíců, vůbec jsem tam neměl protézu. Bylo to komplikované, nejprve jsem byl ve Vojenské nemocnici, pak na Homolce, dál v Čáslavi, kde došlo, v důsledku nekvalitní péče, ke zhoršení zdravotního stavu a pak mne zase rychle dovezli zpět do Vojenské nemocnice, kde už jsem jen čekal na převoz do Kladruhu. V době, kdy jsem byl podruhé ve Vojenské nemocnici, jsem začínal již chodit o berlích, ale protézu jsem stále neměl. Jednou jsem jel k protetikovi, ale bohužel zrovna bylo zavřeno, tak jsem jel zase zpět. V té době jsem sám úplně nevěděl, co mám dělat.“

Vývoj psychiky po amputaci vnímá respondent jako konstantní a doplňuje: „První reakce po amputaci byla ovlivněná haldou prášků, které do mě prali, spíš jsem vůbec nechápal, co se stalo a pak, asi standardně, jako každý, jsem prožíval šok; všechno to šlo hrozně pomaličku, ale postupně jsem se s tím srovnával. Nabídl mi psychologa, tak jsme si trochu povídali, asi dvakrát, možná to trochu pomohlo – vždycky pomůže si popovídat. Měl takový černý humor, byl taková specifická osoba, ale jeho drsný přístup byl asi lepší,

než abychom tam spolu brečeli. V době bezprostředně po amputaci jsem dostával opiáty, protože jsem byl hodně potlučený. Byla to, ani ne tak špatná fáze, jako spíš fáze, kdy jsem se srovnával s nastalou situací. Jinak jsem žádná antidepresiva neužíval. Spíš jsem řešil, jestli půjdu plavat, zda si vezmu kraťasy, jestli vůbec půjdu plavat, když se tam objevím jako beznohý, jestli to půjde atp. Pak jsem měl období výčitek – řešil jsem, proč se mi to stalo –, ale netrvalo dlouho. Každý má někdy horší a někdy lepší dny i já jsem na tom psychicky někdy lépe, jindy hůře. Na začátku jsem se s tím musel srovnat, ale že bych měl deprese, to ne. V průběhu let od amputace cítím, že jsem se více psychicky omlátil, že mi je teď tak nějak jedno, že nemám nohu a nosím protézu. Teď už to neřeším, jen si ráno protézu nandám, večer sundám a je to. Samozřejmě, že nošení protézy má nějaká úskalí, ale teď, po 25 letech, už neregistruji, že mám protézu. Úskalím je, myslím takovou tu nepohodlnost, např. kdybych měl spát ve stanu – pak protéza překáží a je to nepohodlné. Výhody protéza nemá, to by byl drsný humor,“ (smích).

Dále respondent doplňuje informace o nošení protézy: „Nošení protézy je samozřejmě více fyzicky náročné, sama se nenosí, sama nechodí a má omezení, že člověk nemůže být příliš dlouho v protéze, a hygiena musí být častější, když člověk nosí protézu. Dál se peru třeba s technickými problémy, jakože praskají návleky, lůžko se musí upravovat, ale není to takové, že bych se ráno probudil a myslel na to. Časem jsem si na všechno zvykl, myslím, že i technologicky jdou protézy nahoru. Teď už ani nepřemýšlím, jestli si vezmu kraťasy, nebo ne, protože protézy v současnosti už vypadají jinak, ale i doba je jiná. Zároveň bych chtěl říci, že jsem nosil i dříve kraťasy, protože jsem měl velice šikovného protetiky, který mi už tehdy dokázal vytvořit takovou ‚molitanovou nohu‘, která byla téměř k nepoznání od pravé nohy.“

Poamputační situaci, z pohledu sociálního, hodnotí takto: „Ke změnám v sociálním životě nedošlo, rodina mě podpořila, i když vzniklou situaci nesla pravděpodobně hůř než já sám. O přátele jsem nepřišel, naopak jsem získal nové, protože jsem se začal pohybovat v novém prostředí, novém okruhu – lidí po amputaci.“

Když jsme se vrátili ještě k fyzickému stavu, respondent vypovídá, že se jeho fyzický stav po amputaci změnil. Zde uvádí hlavní důvody: „Lokomoce je náročnější, chůze je náročná, dlouhé stání nebo sezení není komfortní. Člověk to musí střídat. Dělá to v životě tak, že občas sedím, občas stojím. Člověk s protézou chodí pomaleji, ale dostane

se, kam potřebuje. To, že nechodím pěšky do 2. patra, ale jen do prvního, je lenost,“ (úsměv).

A s tím souvisí i odpověď na otázku bariér v respondentově životě: „Bariéry ve svém životě nepozoruji a nepociťuji. Co potřebuji, to si obstarám, kam musím dojít, tam se dostanu. Ani se za protézu nestydím, jen s hygienou je to slabší.“

Jako důležitého pomocníka v životě po amputaci respondent vyzdvihuje svůj automobil, kterým, jak sám říká, se dostane všude. „Moc mi auto v životě pomáhá. Když si uvědomím, že bych měl jet vlakem, asi bych to zvládl, ale myslím, že bych nenastoupil/nevystoupil ve stanicích, kde je nízké nástupiště, tam bych měl problém, ale ve velkých městech je to dnes ok. Auto je ale stejně velký pomocník. Upravené ho nemám, je to klasický automat.“

Co se týče zvýhodnění a/nebo znevýhodnění ve srovnání s intaktními osobami uvádí: „Necítím, že bych byl od ostatních nehandicapovaných osob odlišný, zvýhodněný nebo znevýhodněný, nepřemýšlím nad tím.“

Nad čím si však respondent posteskl je situace ohledně financování a systému udělování protetických pomůcek, přesněji protéz pro dolní končetiny. Při rozhovoru sděluje: „Dle mého názoru by bylo dobré, kdyby lidé měli adekvátní protézy k jejich aktivitě. Chápu, že např. dědeček, kterému je 75 let, přijde domů, ukáže babičce, jakou má hezkou protézu, a odloží ji do skříně, ale aktivní člověk, aspoň jako já, myslím, si zaslouží mít kvalitní a špičkovou protézu, která mu usnadní život. Je smutné, že člověk, který má amputaci, si ještě musí několik procent ceny protézy doplácat. Stačí, že člověk přijde o nohu, a ještě musí desetitisíce investovat do protézy. Myslím, že stát by se měl o amputáře kompletně postarat. Bavíme se také o kvalitě života: měla by být šance mít optimální vybavení, tj. když něco nesedí, tak by měl být přístup individuální a měla by být možnost, nějaké výměny. To je jako kdyby se daly někomu boty, které nesedí a řeklo se: ‚tady máš boty, to je jedno, že ti nejsou, ale máš boty a je to vyřešené‘. To, jak se dívají revizní lékaři od stolu na naše potřeby, je tristní. Pojišťovny se na nás tváří, jakože ‚co si vymýšlíme?!‘, ale to, že kvalitní protéza je alespoň možnou cestou ke kvalitnímu životu po amputaci, to nevidí. Jen všechno seškrtají a je jim to jedno. Já jsem měl to štěstí, že se mi podařilo sehnat si sponzorské dary a za ně protézu, tuto kvalitní, tehdy byly z Anglie, pořídit. Když jsem ji předtím chtěl od pojišťovny, tak mi řekli, že ‚jiným lidem nepřiznají ani vozík, natož abych já chtěl takovou protézu‘. Tak jsem změnil pojišťovnu



a ta následující už byla vstřícnější. Musím však ohodnotit práci protetiků, kteří si s protézami pohrají a snaží se nám je sestavit na míru. Ale nutno dodat, že je potřeba najít protetika kvalitního, ne všichni jsou takoví. Někde jsou montéři, kterým chybí jakási lidská stránka, ale jsou tací, kteří jdou i nad rámec toho, co by museli, jen aby nám protézy seděly a pomáhaly.“

Respondent dále uvádí, že je ale celkově se svým životem spokojený a má v současné době vše, co potřebuje i co si přeje a prožívá velmi šťastné období (pozn. rozhovor proběhl krátce po narození dcery).

Sportovním cílem respondenta je, aby se i nadále mohl věnovat cyklistice na rekreační úrovni a mít na tuto aktivitu čas, protože by velmi rád jezdil na kole častěji.

Na závěr rozhovoru sdílí svůj životní cíl: „Mým životním cílem je šťastná rodina, zejména spokojená dcera.“

## **Rozhovor s respondentem D**

Čtvrtým respondentem, který absolvoval polostandardizovaný hloubkový rozhovor, je 37letý muž. Tento muž podstoupil před 2,5 lety jednostrannou transfemorální amputaci na levé dolní končetině z důvodu traumatu (autonehoda). Po amputaci se u něj objevily a stále trvají bolesti zad, bolesti kolene na intaktní končetině, otoky pahýlu, otlaky a puchýře na pahýlu; v dětství mu byla diagnostikována Scheuermannova choroba. Jinými trvalými onemocněními netrpí. Na stupnici 1-5 pohybové aktivity (kdy 1 je nejnižší stupeň aktivity a 5 je nejvyšší stupeň) sebe označil na stupni 3, tj. aktivní – rekreačně.

Tento respondent má, jak sám říká, kladný vztah k pohybovým aktivitám. V současné době stále praktikuje 3x týdně cviky z modifikovaného kompenzačního cvičení, 4x týdně (á 1,5 hodiny) cvičí CrossFit, cca 1x za 2 týdny chodí plavat. Sám uvádí, že kvůli bolestem zad chodil 2x měsíčně k masérovi, ale bolest se stále vracela. Respondent také chodí na fyzioterapii a každoročně má předepsané lázně. Respondent má pocit, že rehabilitace je zbytečná, protože: „mi nepomůže tolik, jako když si zacvičím já sám vaše kompenzační cviky (pozn. modifikované kompenzační cvičení) a dojdu si do posilovny.“

Respondent vykonával veškeré pohybové aktivity (vyjma modifikovaného kompenzačního cvičení) ve stejném režimu před i během 4měsíčního modifikovaného kompenzačního cvičení.

Respondent vyjadřuje svůj názor k absolvovanému modifikovanému kompenzačnímu cvičení takto: „Moc rád jsem cvičil váš kompenzační program (pozn. modifikované kompenzační cvičení), moc mě mrzí, že skončil, chtěl bych velmi rád pokračovat. A i když ho i nadále používám sám, rád bych pokračoval v tom celém programu. Myslím si, že tyto cviky mi velmi pomohly. Díky tomuto programu jsem zjistil, že mě ve fitku učili cviky s mnoha chybami, které mi naopak ještě přitíží. Díky tomuto programu jsem zjistil, že se mají některé cviky provádět úplně jinak, provádět jinak, a že se musí kompenzovat. Protahování pro mě dřív byla nuda, ale teď chápu, že to má smysl a dělám to rád a vím, že mi to pomáhá. Po projití vašim kompenzačním programem se cítím pružnější, ohebnější, rozhodně je to znát. I přesto že jsem měl v dětství diagnostikovanou Scheuermannovu chorobu, tak mě už v průběhu vašeho cvičebního programu (pozn. modifikované kompenzační cvičení) přestala bolet záda a do teď mě nebolí, protože v něm pokračuji alespoň sám.“

Již ve (starším) školním věku, dále pak v období pubescence hrál respondent fotbal a plaval (2x týdně), jezdil na kole a kolečkových bruslích. Všechny tyto aktivity vykonával rekreačně a, jak sám říká, ve volných chvílích. V dospělosti, až do doby těsně před amputací pak cvičil maximálně 8x měsíčně (většinou si chodil zaplavat). Sám uznává, že se jeho fyzický stav se po amputaci velmi změnil, k lepšímu. Po amputaci zhubl o 20 kg a sám říká: „Myslím, že amputace vlastně byla dobrou změnou v životě. Teď zpětně vidím, že jsem promarnil tak 15 let života a moc jsem se nehýbal. Díky amputaci mám motivaci se hýbat a cvičit. Před amputací jsem nebyl nadšenec do sportu, mohl bych vlastně říci, že jsem před amputací nedělal téměř nic (spíš jsem cvičil ve volných chvílích a nepravidelně) a teď dělám téměř všechno. Dříve (pozn. před amputací) jsem neudělal ani jeden shyb a teď jich udělám i 5 v řadě, ve třech sériích, to je pro mne hodně velká a pozitivní změna. Chodím také pravidelně plavat (2x týdně), hraji sledge hokej a cvičím CrossFit. Chtěl bych třeba jezdit i na kole, ale to chce ještě čas. Nicméně nyní, když jdu na CrossFit, tak si s sebou беру kartačku se cviky, kterou jsem dostal (pozn. popis modifikovaných kompenzačních cviků) a cvičím si je tam před nebo pro CrossFitu. Zjistil jsem totiž, že na cvičení doma nemám čas, tak to využívám

takto a toto individuální procvičování, protahování i uvolňování je pro mne optimální. Vždy si vyberu cviky, které se mi hodí.“

K otázce poamputační péče se respondent vyjadřuje takto: „Měsíc jsem ležel v nemocnici, to jsem žádnou protézu neměl, pak jsem se spojil s protetiky a už po dvou měsících jsem měl protézu, ale nejprve mne učili chodit o berlích bez protézy. Měl jsem dlouho nateklý pahýl, moc mi nešlo ho vložit do lůžka. V lázních jsem pak začal chodit s obyčejnou protézou, to bylo přibližně 8 měsíců po amputaci. Byla to spíš chůze taková houpavá a nejistá. Ale teď už jsem schopen udělat i holubičku, (smích). Naučil jsem se chodit, a teď už není moc vidět, že mám amputaci. Myslím, že když se člověk snaží a opravdu chce, tak se dá všechno naučit.“

Po amputaci, jak sám respondent uvádí, měl deprese, byl našťvaný a měl jsem zlost. Cítil smutek a byl to pro něj, jak říká, „hnus“. „Hned po amputaci mi byl nabídnut psychiatr i psycholog, nerad jsem se s nimi bavil, těžko se mi hledala cesta k tomu, abych se jim otevřel, nebylo mi to ze začátku příjemné, ale nakonec se to povedlo a do teď chodím k psychiatrovi (popovídám si s ním a on mi předepisuje prášky) i k psychologce (ta mi radí spíš ohledně rodinných vztahů). Nakonec jsem rád, že takovou možnost mám, protože mi poradí, kterou cestou mám jít, jak se mám chovat, že nesmím být zaujatý, protože někdy k sobě chovám až sebelítost a řeším blbiny, které nevyřeším a s tím mi oba pomáhají (hlavně abych se nenervoval a nestresoval se, abych byl nad věcí a šel svým směrem a posunoval se dopředu a nevysvětloval něco někomu, kdo o to stejně nestojí). Do současnosti užívám prášky na spaní, aby se mi nehonily hlavou každodenní starosti.“

Dále přiznává, že po amputaci půl roku pil hodně alkoholu a zapíjel depresi. „Vím, že jsem to neměl dělat, a hlavně na léky, které jsem bral, to nebylo dobré. Pak jsem si najednou uvědomil, že takový život nechci, takže peníze, které jsem vrážel do alkoholu, jsem začal investovat do sportu. Viděl jsem, že alkohol mi nic nedává, že se ženu někam, kam rozhodně nechci. Po kombinaci alkoholu a prášků mi bylo špatně, zvracel jsem, ale pak jsem začal makat – cvičit – a chtěl jsem se z toho dostat, než si toho moje malá začne všimnat (teď jsou jí 3 roky). Alkohol mi vůbec nechybí, raději cvičím. Na sledge hokej potřebuji fyzickou, takže jsem začal trénovat v posilovně, místo toho, abych utrácel za alkohol. Začal jsem čas využívat úplně jinak. A navíc chci dcerku zvedat nad hlavu a hrát si s ní a na to potřebuji dobrou fyzickou kondici, jinak bych to nezvládnul, hlavně, když holka pořád roste a je čím dál těžší.“

Dále dodává: „Přiznávám, že těsně po amputaci byla moje soběstačnost limitovaná. Před amputací jsem mohl dělat úplně vše sám. Po zákroku jsem se cítil limitován, ale postupně jsem se všemu zase naučil. Musel jsem to překonat! Uvědomil jsem si, že musím ty berle zahodit, abych zase byl soběstačný. Od amputace uběhly téměř 3 roky. Taková rána člověka postupně donutí k tomu, aby se vzpamatoval, aby dokázal ostatním, že není jen nějaký křípl, ale že je sportovec. Celou dobu se snažím právě toto okolí ukázat, a hlavně to tak brát i já sám. A i když cvičím, přeji si, aby mne brali jako sportovce, ne jako někoho méněcenného.“

K otázkám v psychosociální oblasti se vyjádřil respondent takto: „Teď už se obvykle necítím sám, ani když jsem např. v lázních – denně si volám s rodinou a vím, že je vše v pořádku. Přesto se však snažím nikdy sám nebýt. Takovou samotu jsem zažil, když jsem ležel po amputaci v nemocnici. Samota je v takovém stavu na ho... Když se člověk zavře, tak umře. Pokud se stane věc, jako je amputace, prostě se člověk musí sebrat a jít dál. Ve svém životě bojuji, amputace mne posunula, jsem rozhodně odolnější, silnější vůči všemu. Víím, že to nebudu mít nikdy lehké a že se všemu musím postavit čelem a jít dál. Rodina mi v nejhorsích časech pomáhá, stojí při mně; manželka je ráda, že chodím cvičit, ale zároveň od ní slýchám, abych se na tréninku úplně nezřídil, abych pak ještě také mohl pomoci něco dělat doma. Po amputaci, měla rodina (rodiče) spíše blok. Např. se mě snažili navléknout do kalhot, abych zakryl protézu, ale to jsem odmítal, teď už se s tím vyrovnali a za moji protézu se nestydí. Manželka nikdy nic proti neřekla. A pokud si to někdy myslela, nikdy mi to nedala najevo. U nás v rodině je i strýc po amputaci dolní končetiny, ale i tak to byl pro rodinu šok a museli se s tím vyrovnat, trvalo jim to cca 1 až 2 roky. Já jsem se s amputací vyrovnal vcelku rychle (bral jsem antidepresiva!), ale rodině trvalo mnohem déle, než se se situací vyrovnala.“

A ve vztahu ke své rodině ještě dodává, jak to bylo těžké v okamžicích, když přišel o dolní končetinu. Už ve chvíli, kdy došlo k autonehodě věděl, že o ní navždy přišel, jelikož při nárazu auta do jeho dolní končetiny její část odletěla. Sám říká: „Měl jsem výhodu, že jsem byl ušetřen té první fáze po amputaci, kdy se člověk probudí a vidí, že tam ta noha není. Já jsem viděl, když odletěla, takže jsem věděl, že tam nebude hned od začátku. V té době byla žena těhotná, takže to bylo velmi náročné. Teď je krásné, když mi dcerka pomáhá nasazovat protézu, když se mnou chodí cvičit a moc si to užívá. Drží

mě nad vodou, jak to vše dělá s radostí. Je pro mě motivací. A zároveň když mě vidí cvičit, určitě je to lepší, než aby viděla tatínka s cigaretou, nebo s alkoholem.“

Respondent však také vypovídá, jak po amputaci vidí svět okolo sebe: „Lidi se pořád dívají a nechápou, že člověk po amputaci je stejný jako ostatní, ale oni na mě pořád koukají skrz prsty. Od dvounohých se cítím odlišný jen proto, že na mě pořád zírají. A taky jsem si všiml vlastního stínu – je jiný, než když má člověk obě nohy. Když se podívám na svůj stín, najednou vidím jednu nohu a tyčku. Jinak nemám pocit, že bych byl jiný. Spíš bych viděl tak, že jsem nezávidníváček a připadám si jako atrakce pro dvounohé. Čas od času mě to štve a mrzí, a říkám si, proč na mě tak čučí, ale jsou dny, kdy je mi to úplně jedno. V běžném životě mi ale nedělá problém nosit protézu, i když jdu s dcerkou na hřiště. Tam protéza zaujme spíše děti, ale to mi nevadí. U nás na sídlišti je nás více handicapovaných (je tam několik vozíčkářů), takže nejsem jediný, na kterého se dívají a berou ho za exota. Dospělí se občas zeptají, co se mi stalo atd., někteří stále jen čučí, ale já se snažím si to nebrat a nemyslet na to, aby mě to netrápilo, to bych pak musel jen sedět doma, a to rozhodně nechci.“

Respondent se také vyjádřil, že mu amputace rozhodně změnila život a říká: „Hodně se mi vytrídili přátelé. S některými přáteli jsem se přestal stýkat úplně, s některými jsem se např. neviděl 2 roky, protože jsme si najednou neměli co říct. Po čase jsem po amputaci úplně přestal pít alkohol, takže jsem najednou měl jiné zájmy. Teď se to vrací trochu zpátky, ale velkým obloukem. Nicméně, i když se mi život po amputaci změnil, změnil se k lepšímu, protože jsem poznal, kdo je pravý přítel a kdo opravdu pomůže a je tu pro mne, i když zrovna já nemohu pomoc oplatit. Poznal jsem nové přátele, kteří se neangažují jen kvůli nějakým svým potřebám. Myslím, že všechno zlé je k něčemu dobré. Prostě noha není a nebude. Před amputací jsem třeba utrácel za věci, které jsem nepotřeboval. Kupoval jsem si drahé boty, ale teď vím, že bych si za ty peníze koupil něco užitečnějšího. Změnily se mi priority. Teď řeším, abych zaplatil školované a postaral se o rodinu. I teď, když sportuji, pořád si uvědomuji, že můžu sportovat do takové míry, abych měl pořád prostředky pro rodinu, pro dítě, pro manželku, abych je uživil.“

Dále se respondent svěřuje, jak amputace ovlivnila jeho sexuální život: „Můj sexuální život se po amputaci také změnil. Partneři si na takovou změnu musí zvyknout. A je to jeden z nejdůležitějších kroků v životě, aby se partneři vyrovnali se situací v sexuálním

životě. Jsem moc rád, že mám tak silnou partnerku, která se mnou byla schopná sex přizpůsobit povaze amputace. S partnerkou jsme si řekli, že spolu nebudeme spát z lítosti, ale z lásky a z vášně. Protože jsem už slyšel, že jsou partneři, kteří spolu spali z lítosti anebo se pak rozešli. Jsem velmi rád, že nám se to podařilo překonat. Ale bylo to zpočátku složité, protože to najednou bylo jiné, noha, která chybí, narušovala atmosféru. Myslím, že pokud je partner (pozn. intaktní) žena, tak je situace jednodušší, ale pokud je partnerem amputovaného muž, myslím, že to nese hůř, když manželka ztratí nohu.“

V otázce bariér v životě respondent uvádí, že bariéry ve svém životě nachází, a to zejména, když chce jít z dcerou na atrakce na pouti, jako jsou labutě, autíčka ad. Dále uvádí, že pokud jde v běžném životě někam, kde jsou schody, „jde se mu tam špatně“, nebo se mu hůře dostává do menších prostor (tam, kde je méně místa na dolní končetiny). A dále dodává: „Schody sice vyjdu, ale je to náročnější.“

Žádné výhody ve svém životě, oproti intaktním osobám, nepozoruje a necítí. Naopak říká, že je hrdý na to, jak vše překonal a: „Se svým současným životem jsem spokojen. Vidím zpětně, že jsem se po amputaci mohl upít k smrti, nebo si sáhnout na život, ale neudělal jsem to. Myslel jsem na rodinu, a na to, že kdybych je tu nechal samotné, vůbec nic bych tím nevyřešil.“

Když byl respondent dotázán, co pro něj znamenají pohybové aktivity, vyjádřil se takto: „Pohybová aktivita pro mne znamená svobodu. Sice se sedřu, ale pak se protáhnu, kompenzuji a mám ze sebe pak ohromnou radost. Dojde k lepšímu okysličení. Cítím pohodu, když si po cvičení dám nápoj, banán a pak jdu třeba na nákup. Jsem pak hrozně šťastný. Co se týče sportu, chtěl bych toho dělat víc, ale chybí mi k tomu finance. Chtěl bych hrát závodně sledge hokej, investoval bych do toho víc sebe, ale museli bychom být placeni stejně jako kluboví hráči. Nemůžu ho takto hrát na profesionální, poloprofesionální úrovni. U nás se pořád chtějí hokejisti, ale sledge hokejisti podporování nijak nejsou. Proto my to děláme ve svém volném čase, ale úroveň by mohla být mnohem vyšší, kdybychom měli sponzory. Aspoň, že nám teď přispěl Ford (jednorázově). Kdybych za hraní dostával plat, tak se tomu budu věnovat jako profesi. My jsme vlastně sledge hokejisti – dobrovolníci.“

Bohužel amputace má, dle respondenta, také svou stinnou stránku. Respondent uvedl problémy, se kterými se po amputaci potýkal a potýká a přál by si, kdyby se v budoucnu situace změnila, zlepšila: „Kdybych neměl peníze z pojistky, byl bych žebrák a neměl

bych vůbec nic. Ani ve fitku neexistuje, že bych cvičil zadarmo. Invalida, kterému se něco takového stane a nemá-li příjem, který ho zahojí, z invalidního důchodu vyžít nemůže. Člověk je pak úplný chudák a nemá nic. Rozhodně bych si nemohl dovolit ani několikrát týdně cvičit, neměl bych na to peníze. Všechno (že na sobě pracuji, trénuji, abych byl soběstačný) si musím platit sám, ze svého invalidního důchodu. Štve mě přístup státu k amputářům. Stát nezohledňuje, že musíme téměř zebrot a běhat od lékaře k lékaři, abychom se vůbec domohli práv, na která máme nárok. Pořád musíme obhajovat, že se snažíme, a když se snažíme, méně podpory od státu se nám dostává. Po amputaci, i když stále pracuji ve stejné firmě, jsem musel přejít do jiného oddělení, kde mohu pracovat i se svým handicapem. Nemohl jsem stát 8 hodin denně. Teď sedím a montuji drobnosti. Mrzí mne, že i přesto, že se mi těsně po amputaci snažili v práci vyjít vstříc, postupem času, když zjistili, že mohu chodit, nechápali, že i po amputaci existuje následná péče a já jsem musel chodit na kontroly k lékaři, na rehabilitaci atd. Setkával jsem se často, a do teď se s tím setkávám, s lidskou závistí – mají pocit, že mám úlevy a výhody oproti ostatním... Nechápu, že když mi nateče pahýl, tak nemohu jít do pracovního procesu a musím být doma a ledovat ho, protože když pahýl nateče, může trvat i několik dnů, než zase splaskne. V práci pro to vedení pochopení nemá. Je to náročné. Ale raději budu chodit do práce, i za takových podmínek, než abych seděl doma. Co mě ale irituje je, že se snažím, chodím do práce a ve výsledku se mi ještě sníží invalidní důchod! Myslím, že je demotivující pro handicapované, aby chodili i nadále do práce.“

I přes veškeré překážky, které musí respondent překonávat na závěr vypovídá, že díky amputaci prozřel a v rámci svých možností se „se sebou snaží něco dělat“. Říká, že si uvědomuje, že jsou lidé, kteří jsou v horší situaci. Jeho životním cílem je být dobrým manželem a dobrým otcem. „Snažím se, aby na mě rodina byla pyšná. Byl bych také rád, kdyby mohl můj obrázek také viset v Malvazinkách a být motivací pro ostatní, a ukázat, že to jde, když se člověk snaží.“

## **Rozhovor s respondentem E**

Pátým respondentem, s nímž byl proveden polostandardizovaný hloubkový rozhovor, je 41letý muž. Tento muž podstoupil první amputaci dolní končetiny před 22 lety kvůli osteosarkomu; později, tedy před 17 lety, došlo k reamputaci (jednostranné

transfemorální na levé dolní končetině), jelikož první amputace byla špatně provedená. V důsledku sedavého zaměstnání a jednostranné transfemorální amputace ho bolí záda a má mírně skoliotické držení těla. Jinými trvalými onemocněními netrpí. Na stupnici 1 až 5 pohybové aktivity (kdy 1 je nejnižší stupeň aktivity a 5 je nejvyšší stupeň) sebe označil na stupni 4, tj. aktivní – rekreačně až vrcholově.

Respondentův vztah k pohybovým aktivitám je kladný. Jak sám říká, stále se věnuje nějaké pohybové aktivitě, protože pohyb a sport je pro něj osobně velmi důležitý. Závodně hraje sledge hokej (1-2x týdně), volejbal sedících (1x týdně); rekreačně plave (3x týdně), jezdí na kole a v zimě lyžuje. A také říká: „Pohybová aktivita je pro mne důležitá, protože mi pomáhá jako prevence proti mým potížím se zády (bolest, dysbalance). Kdybych pouze chodil, seděl a necvičil, tak záda jen namáhám a ona trpí. Z tohoto hlediska, myslím, je pro mne nejlepší pohybovou aktivitou plavání.“

Před amputací hrál respondent fotbal a závodně tancoval, i když ne na úplně vrcholové úrovni. Svou situaci spojenou s pohybovými aktivitami po amputaci popisuje takto: „Po amputaci jsem neměl přístup k informacím o sportovních klubech nebo pohybových aktivitách pro handicapované. Byla to jiná doba, na rozdíl ode dneška, kdy máme přístup k internetu a můžeme vidět, že je možné po amputaci dolní končetiny i lyžovat, a vidíme, že to jde. To dřív vůbec nebylo. Dnes, když má člověk handicap, má už v nemocnicích k dispozici informace o spolcích a klubech, nebo se dají kontakty najít na internetu a dnes už ani není problém potkat lidi se stejným handicapem ‚na ulici‘ a získat od nich tak užitečné informace.“

Po amputační fázi svého života dále doplňuje těmito větami: „Po první amputaci jsem přibližně půl roku až rok nechodil, protože byl problém s protézováním, navíc jsem absolvoval chemoterapii; po remaputaci trvalo asi 2-3 měsíce, než se zahojila jizva, následně se vyrobilo lůžko a začal jsem chodit. Jenže tehdy se nasadila protéza a pak už nikoho nezajímalo, jak člověk chodí, hlavně, že chodí. A kvůli tomu, řekl bych, se určitě projevil změny v pohybovém systému. Už přibližně 15 let mě bolí záda. Nijak se s tím neléčím, snažím se lékařům vyhýbat.“

Vliv pohybových aktivit, který si uvědomil několik let po amputaci spojuje i s vlivem na psychiku člověka: „V tehdejší době to nebylo jednoduché ani po psychické stránce. Před amputací mne vlastně nic nebolelo. Měl jsem rakovinu, ale nebolelo mě to. Jakmile bylo po amputaci, pořádně jsem nevěděl, co se sebou a do toho přišla chemoterapie.“



Celkově to byl jeden začarovaný kruh a nebylo to šťastné období. Bezprostředně po amputaci se můj fyzický stav zhoršil. I když jsem netloustnul (zejména vlivem chemoterapie). Nesportoval jsem, protože jsem neměl s kým, nevěděl jsem ani kde, takže jsem nic nedělal. Jakmile jsem začal cvičit, asi 9 let po amputaci, zjistil jsem, že se cítím mnohem lépe. V dnešní době vidím, že sport je velmi důležitý, protože se mi vyplaví endorfiny. Po každém sportu, hlavně po plavání, se cítím nabitý. V současné době, v podstatě každý druhý den, vykonávám pohybovou aktivitu, sportuji. Před amputací jsem tak často necvičil. Po amputaci jsem změnil sportovní disciplíny. Fotbal a tancování, jsem měl pocit, by s jednou nohou dost dobře nešlo. Možná bych to zkusil, ale závodně rozhodně ne.“

O 4měsíčním modifikovaném kompenzačním cvičení se vyjadřuje takto: „Cvičení, které jsme prováděli v rámci programu (pozn. 4měsíční modifikované kompenzační cvičení), bych chtěl cvičit i nadále, např. po sledge hokeji, ale potřeboval bych u sebe mít někoho, kdo mne povede, abych cvičil správně, protože u těchto cviků, které charakterizují jako složitější na provedení, lehce mohu sklouznout k tomu, že bych je prováděl jinak, než bych měl a účinek se poté může změnit. Před cvičením (pozn. před 4měsíčním modifikovaným kompenzačním cvičením) a po něm jsem pociťoval rozdíl. Po pravidelném cvičení (pozn. po 4měsíčním modifikovaném kompenzačním cvičení) jsem se cítil lépe, svaly se mi protáhly (předtím jsem byl mnohem více stažený), bolest zad byla méně intenzivní a méně častá. Během programu jsem cvičil a dělal totéž, jako před programem i po něm.“

Amputace respondentovi, jak uvádí, rozhodně změnila život a dodává: „V době, kdy se mi to stalo, mi bylo 19 let. Byl jsem kluk, který se chystá na vysokou školu, sám úplně neví, co by. Když jsem se pak vrátil zpátky, po všech procedurách po obou amputacích, cítil jsem se jako jiný člověk. V té době nebyla ani tak vyspělá protetická péče. V té době jsem měl problém, abych měl protézu, která mi pořádně padne, což je dnes úplně jiné. Dnes jsou jiné možnosti. Nejvíce se mi po amputaci změnila psychika a sociální, hlavně partnerský, život. Nastaly vztahové problémy. Dříve, už jako amputovaný, jsem měl problém se seznámit. Dnes je to jiné. Dnes lidé protézu neschovávají, nemusím se za amputaci stydět a lidé nehandicapovaní nás vnímají jinak, doba je uvolněná a já mohu jít svobodně s protézou. Tehdy jsem se styděl a snažil se protézu schovávat.“

Respondent se domnívá, že mezi ním a intaktními osobami je rozdíl. Sám říká, že mu kolísá nálada. Takto popisuje své pocity: „Cítím, jakože to jde se mnou nahoru a dolů, někdy na mě padá splín, zejména se to děje na jaře. Čas od času se objeví myšlenky, kdy mě mrzí, že mi amputovali nohu. A ještě mě mrzí (tím, jak jsou dnes lepší možnosti, je víc sportů, jsou pro nás modifikované, jsou kluby pro tělesně handicapované a dá se dělat hrozně moc věcí (pořádají se různé akce – handy quadriatlon a další), jsou vylepšené protézy, postižení se neskrývají), když mám pocit (tím, že to všechno zmíněné dříve nebylo), jakoby mi utekl život, jakoby mi chybělo těch 10 let. Myslím, že v dnešní době mají amputaři srovnatelnou kvalitu života jako nehandicapovaní, ale pro mne to tak není, protože mých prvních 10-15 let po amputaci bylo přežívání. Neměl jsem vztah, nesportoval jsem, byl jsem doma zavřený, neměl jsem pořádnou práci, v podstatě mi ty roky utekly mezi prsty.“

K otázce dostupnosti pohybových aktivit pro osoby po jednostranné transfemorální amputaci povídá: „I když klubů je hodně, většina z nich je ve velkých městech, jako je Praha, a člověk potřebuje auto, nebo nějakou možnost za tím sportem cestovat. Auto je velkým pomocníkem, v podstatě mi nahrazuje nohu, o kterou jsem přišel. Individuální doprava je komfortnější než hromadná, jsem nezávislý, dostanu se všude, kam potřebuji. Člověk se dostane dál, lépe, kam potřebuje, auto je pro nás amputáře osvobozující prostředek. Vidím spoustu věcí z auta a nemusím sedět doma.“

V běžném životě respondent nevidí lokomoční překážky. Říká, že schody mu úplně nevadí, pokud jich není příliš. Na druhou stranu uznává: „Čím kratší pahýl, tím větší výdej energie, a tím unavenější při chůzi jsem a člověk bez nohy je obecně více unavený, to si často nehandicapovaní neuvědomují.“

Výhodou, nebo spíš, jak sám uvádí, nutností, je pro amputované na dolní končetině volné místo na parkování co nejbližší místu, kam se potřebuje dostat. Bariérou jsou pro něj však osobní vztahy. A doplňuje: „Asi je to spojené se psychickým stavem, který mne provází od amputace. Pořád se mi ve vlnách vrací splíny. Když sportuji, tak je mi lépe, ale někdy se to stále vrací. Pro mne je aspoň výhoda, že potkávám spoustu lidí – pravda je, že kdyby se to nestalo, tak bych taky asi potkával mnoho lidí... ale je hezké že potkávám v dnešní době jedince kteří mají stejný handicap. Myslím, že potkávám jinou skupinu lidí, než kdybych nepodstoupil amputaci.“

Dále rozvádí informace ke svému psychickému stavu: „V době, kdy mě amputovali, možnost psychologa mi vůbec nabídnuta nebyla. I když na mě teď padají splíny, tak k psychologovi nechodím. I když mne to párkrát napadlo, nevěděl jsem kam. A myslím, že po tolika letech by mi psycholog ani nepomohl.“

Po amputaci došlo ke změnám i v psycho-sociální oblasti, jak již bylo uvedeno výše, přesto však respondent ještě doplňuje: „Spousta lidí z mého okolí se těžko s mou amputací vyrovnávala a v rodině jsme zažívali velmi těžké období. Ve škole, když jsem chyběl přibližně 2 roky, se mi přetrhaly kamarádské vztahy a na vysokou školu šli všichni jiným směrem, a tak jsem zůstal sám. Pro rodinu i pro mě byla amputace velmi těžkou ránou. Po nějaké době jsem měl pocit, že se rodina spíš utápí, místo toho, aby mi byla podporou, protože to špatně nesla. Zejména citlivá maminka, která byla příliš starostlivá a když jsem nechtěl tolik starostlivosti, vyvolávalo to jiskření. Bohužel jsem se nemohl jen tak sebrat a jít z domu. Bylo to velmi složité období. Sice bych byl schopen být soběstačný, ale nechtěl jsem ublížit mamince, protože jsem měl pocit, že by to maminka nezvládla. Po amputaci to pro mne bylo velmi ubíjející období, byl jsem na tom psychicky velmi špatně, musel jsem se vyrovnávat se spoustou změn a problémů, které amputace způsobila. Kvůli amputaci jsem ztrácel motivaci žít, setkávat se s lidmi, protože ti zdraví nechápali, svět tak, jak jsem ho viděl já. Čím více času od amputace ubíhalo, můj psychický stav byl horší a horší. Do doby, kdy jsem začal sportovat.“

Se svým životem respondent není spokojený a tvrdí: „Kdybych měl kouzelnou hůlku a mohl to změnit, narodil bych se o 20 let později a pak bych mohl mít adekvátní péči a neuteklo by mi těch 15 let života. A když zapomenu na těch odečtených 20 let, tak bych ještě rád změnil svůj život, rád bych si našel partnerku, chtěl bych být spokojenější, šťastnější. Teď, když je možnost, účastním se různých závodů a toho si cením a dělá mne to šťastným, protože s sebou mám kamarády (se stejným handicapem) a sport mne nabíjí. Když sportuji, tak občas brblám, že musím jet daleko, že musím např. vlézt do studené vody, ale když to pak vidím zpětně, tak jsem za to rád, protože vím, že jsem něco prožil, něco zažil a stálo to za to. Jinak žádný životní cíl nemám, asi s lety mi ambice spíše upadají. Ve sportu a pohybových aktivitách jsem realista, uvědomuji si, kolik let mi je, takže neplánuji žádnou paralympiádu. Klidně bych se jel třeba podívat do Alp, ale nemám s kým, a to je ten můj největší problém.“

Závěrem bych pak chtěl říct, že bych byl moc rád, kdyby nehandicapovaní lidé neměli vůči handicapovaným předsudky. Jsem však už nyní vděčný, že se hodně pohled nehandicapovaných jedinců na handicapované za posledních 20 let změnil, k lepšímu, o 180 stupňů, bych si dovolil říci. A co se týče zdravotnictví a protetiky – z mého pohledu jsou v současnosti na vysoké úrovni, ale jsem si vědom, že jsou vždycky ještě nějaké mezery, které se dají a musí vyplňovat.“

### **Souhrnný komentář k rozhovorům**

Z provedených rozhovorů vyplývá, že amputace je velkým zásahem do života člověka.

V otázce psychosociální je zřejmé, že při vyrovnávání se s poamputačními změnami hraje velkou roli postoj rodiny i osobnost jedince. U těch, kteří měli silné rodinné zázemí a jeho podporu, se jedinci po jednostranné transfemorální amputaci vyrovnali a/nebo vyrovnávají lépe než ten, u něhož rodina neslouží jako motivační faktor. Změny v psychosociální oblasti uvádí většina respondentů. Nejčastějšími zmíněnými změnami jsou: ztráta přátel, nalezení nových přátel, nelehkost navazování partnerských vztahů, deprese, samota, vyrovnávání se ztrátou končetiny a novým způsobem života, nové zájmy a opuštění starých zájmů, přehodnocení priorit a zaměření se na důležité hodnoty, nalezení vnitřního klidu, ovlivnění sexuálního života, předsudky o amputovaných ze strany neintaktních osob, psychické utužení, někteří respondenti uvádějí také velmi nepříznivou finanční situaci a nízkou podporu osob po jednostranné transfemorální amputaci od státu.

V otázce fyzického stavu před a po amputaci uvedli všichni respondenti, že se jejich stav po amputaci více či méně změnil. Vyjma chybějící končetiny zejména uvádějí pomalejší a ztíženou lokomoci (zejména chůzi), větší energetický výdej, větší míru únavy, negativní změny v pohybovém systému, zúžení okruhu pohybových aktivit, které mohou být bez rizika vykonávány, otlaky, otoky a odřeniny pahýlu, nepohodlnost protézy, větší nároky na hygienu a technické problémy spojené s protézou (úpravy lůžka, praskající návleky), nesouměrnost těla vedoucí např. k nerovné linii při plavání, ochabnutí svalstva, nutnost střídání chůze a sezení anebo častější návštěva lékaře/fyzioterapeuta, což způsobuje omezení na trhu práce.

Všichni respondenti sdílejí pozitivní vztah k pohybovým aktivitám a alespoň rekreačně se jim v průběhu svých životů věnují. Pohybové aktivity znamenají pro respondenty: osvobození, možnost k seznámení, trávení času s přáteli se stejným handicapem, prevenci proti bolestem zad a dysbalancím, dokázání rovnocennosti s intaktními osobami, cestu k pocitu štěstí (zmiňují endorfiny či lepší okysličení), pohody a získání energie.

Všichni respondenti říkají, že po amputaci se míra provádění pohybových aktivit, ve srovnání se stavem před amputací, zvýšila, a to i přesto, že někteří z nich byli pohybově aktivní již před amputací. Několik respondentů samo sebe považovalo před amputací za inaktivní a až po amputaci začalo provádět nové pohybové aktivity. Ti, kteří byli již před amputací pohybově aktivní však nemohou, od doby amputace, vykonávat všechny pohybové aktivity, které vykonávali před amputací.

Všichni zúčastnění respondenti pociťovali v různé míře bolesti pohybového aparátu, nejčastěji v oblasti bederní páteře, před 4měsíčním modifikovaným kompenzačním cvičením.

**Subjektivně každý z respondentů uvádí pozitivní důsledky 4měsíčního modifikovaného kompenzačního cvičení úrovní na fyzické i psychické.**

**Respondenti zmiňují především:**

- vymizení bolestí zad, zejména v oblasti bederní části páteře (u čtyř respondentů, kdy nejedna z nich uvádí, že se po ukončení kompenzačního cvičení bolest vrátila a ostatní, kdykoliv je začnou záda bolet, zacvičí si naučené cviky a opět se jim uleví);
- nižší intenzitu a méně častý výskyt bolesti zad (u jednoho respondenta);
- narovnání bederní části páteře, napřímení se a správné držení těla;
- větší míru stability;
- snazší chůzi;
- lepší pocit v protéze;
- nižší míru únavy (u obou interviewovaných žen);
- zlepšení hlubokého stabilizačního systému;
- protažení a posílení svalového aparátu, a to i přesto, že většina z nich pravidelně, i mimo tento výzkum, cvičí několikrát týdně;
- pocit větší pružnosti a ohebnosti;

- pozitivní vliv na zažívací systém (resp. střeva), vč. lepšího vyměšování (zde byl vyzdvížen účinek dechových cvičení);
- naučení se správnému dýchání;
- cítění se lépe, obecně příjemnější pocity.

Dále také jeden z respondentů zmiňuje pozitivní edukační roli kompenzačního cvičení, jelikož zásluhou 4měsíčního modifikovaného kompenzačního cvičení zjistil, že v běžné posilovně jsou obvykle prezentovány a prováděny cviky nekvalitně, tj. nesprávně, nebo jsou prováděny cviky, které mohou jeho pohybovému aparátu uškodit, a proto je potřeba provádět veškerá cvičení, tak, aby nebyla opomenuta kvalita každého pohybu. Pochopil také smysl a roli kompenzace po sportu. Protahování, které pro něj bylo dříve nudné, se po absolvování 4měsíčního modifikovaného kompenzačního programu změnilo na významnou součást jeho každodenních sportovních aktivit, jež má pro něj smysl a baví ho.

Respondenti též uvádějí, že by i nadále chtěli v programu pokračovat, nicméně, pokud toto není možné, cvičí, i když většina z nich nepravidelně, alespoň sami. Jeden respondent pokračuje pravidelně ve cvičení i nadále, po ukončení programu. Jeden respondent uvádí, že by potřeboval opět pravidelný dohled odborníka, aby provádění cviků bylo správné, tedy kvalitní, protože správné provedení cviků charakterizuje jako složitější, nicméně by ho rád zařadil do své rutiny po sportovní aktivitě.

Respondenti rovněž sdělují, že jsou tyto kompenzační cviky vhodné k individuálnímu cvičení doma, anebo také jako doplněk rehabilitačního cvičení, které nemohou sami doma provádět, anebo jako součást sportovních aktivit, ve smyslu kompenzace po sportu.

Negativní důsledky 4měsíčního modifikovaného kompenzačního cvičení neuvědl žádný z respondentů.

Z výše uvedených informací vyplývá, že 4měsíční modifikované kompenzační cvičení bylo pro respondenty jednoznačně přínosem, proto je možné usuzovat, že odpověď na výzkumnou otázku: „Lze pravidelným modifikovaným kompenzačním cvičením osob po jednostranné transfemorální amputaci zlepšit kvalitu jejich života?“, je pozitivní, tedy: „Ano, prostřednictvím modifikovaného kompenzačního cvičení lze zlepšit kvalitu života osob po jednostranné transfemorální amputaci.“

## 6 DISKUZE

V diskuzi jsou uvedeny z autorova pohledu stěžejní myšlenky spojené s tématem práce.

### Diskuze k cíli výzkumu

Aktivní pohyb je základním projevem života (Véle, 2006, s. 17) a pohybová aktivita je velmi důležitá pro harmonický rozvoj jedince, proto představují pohybové aktivity, jako významný fenomén společenského života, jedinečnou možnost v boji proti somatomentální disharmonii (Hošek, 2007).

U osob po amputaci dochází k mnoha změnám, a to zejména v rovině fyzické, psychické, sociální, ale i v dalších rovinách. Amputace dolní končetiny obvykle vede k tvorbě náhradních posturálních mechanismů při stožení a chůzi a může být příčinou bolesti v jiných segmentech těla (Gailey, Allen, Castles, Kucharik & Roeder, 2008). Transfemorální amputace vede také k biomechanickým změnám (točivých momentů, reakčních sil, časoprostorových charakteristik pohybu ad.), výška amputace je pak rozhodujícím faktorem, který se podílí na rozsahu těchto změn (Kolářová, 2012, s. 31). Muskuloskeletální patologie, které mají souvislost se změnou biomechaniky pohybu vlivem užívání protézy, se v mnoha případech vyvinou do sekundárních komplikací, jež mohou mít vliv na kvalitu života (Gailey, Allen, Castles, Kucharik & Roeder, 2008). Častým sekundárním problémem je výskyt bolesti v dolní části zad (tzv. low-back pain), (Juhl, Cremin & Russell, 2004), která pro pacienty představuje větší potíže, než např. fantomové či pahýlové bolesti (Ephraim, Wegener, MacKenzie, Dillingham & Pezzin, 2005; Smith, Ehde, Legro, Reiber, del Aguila & Boone, 1999). U osob po transfemorální amputaci, na rozdíl od amputace transtibiální (kde je zachován kolenní kloub), dochází tedy k výraznému funkčnímu omezení a mnohdy k omezení aktivity (Friel, Domholdt & Smith, 2005).

Vliv cvičení na pohybový systém člověka i na jeho psychiku již velmi dlouho prokázán. Kompenzační cvičení obecně slouží jako nástroj prevence či korekce poruch pohybového systému, anebo také jako prostředek k odbourání hypokineze, či jako

rehabilitační nástroj po rekonvalescenci, tedy po úrazu či dlouhé nemoci (Levitová & Hošková, 2015, s. 14). Vzhledem k výše uvedeným skutečnostem byla v této práci snaha o využití dostupných znalostí z oblasti anatomie, fyziologie, biomechaniky, kineziologie obecně, ale také oblasti rehabilitace a poamputačního života, a k jejich snoubení, a tím přispět společnosti nejen po stránce vědecké, ale též praktické, ve smyslu zlepšení kvality života osob po jednostranné transfemorální amputaci. Zlepšení kvality života bylo zamýšleno, jako odstranění či redukce bolesti, posílení a protažení vybraných svalových skupin a nácvik správného dýchání, jelikož tato ovlivňují fyzický stav jedince, dále pak zlepšení psychického stavu, eventuálně další pozitivní změny vedoucí ke zdraví (ve významu definice zdraví dle WHO) a nezávislosti těchto osob.

Cílem bylo pak zjištění, zda je možné ovlivnit postavení pánve u osob po jednostranné transfemorální amputaci (a tím tak docílit výše uvedeného) aplikovaným pohybovým programem, tedy modifikovaným 4měsíčním kompenzačním cvičením. Během projektu vyvstala další otázka, a to, zda je vůbec možné provést diagnostiku postavení pánve těchto osob při stožení s protézou a bez protézy zvolenou metodou, tedy za využití optoelektronického přístroje Qualisys, který je znám svou vysokou přesností měření, avšak výzkum, jako je tento, nebyl dosud publikován (pouze obdobně).

Charakter práce, jakožto soubor kasuistik, je tedy vhodný vnímat spíše jako inspiraci pro práci s osobami po jednostranné transfemorální amputaci, zejména pak ne jako porovnání skupiny vůči populaci, ale spíše jako progresivní postup jednotlivých zkoumaných osob. Pokud se čtenář/ponent zaměří na každého jedince, vezmou-li se v úvahu výsledky kvantitativní i kvalitativní části práce, jednoznačný přínos vytvořeného aplikovaného pohybového programu je prokázán.

Jelikož není vždy zcela jednoduché určit hranici, kdy cvičení pomáhá, nebo spíše škodí, zabývala se tato práce taktéž kvalitou pohybu, která je nezbytně nutná k dosažení žádoucího efektu cvičení. Jak již bylo zmíněno výše, vzhledem k různému anamnestickému pozadí, byl pro tento projekt zvolen individuální přístup ke každé zkoumané osobě, aby bylo zamezeno jakémukoliv pochybení, či případnému prohloubení již nastalých, zejména fyzických, obtíží. Z tohoto důvodu cvičili probandi individuálně samostatně a opakovaně pod odborným dohledem, nikoliv skupinově, i přesto, že si autor uvědomuje pozitivní důsledky skupinového cvičení.



Záměrem bylo také vytvořit takový aplikovaný pohybový program, který bude moci využívat individuálně osobami po jednostranné transfemorální amputaci, aby nebyly nuceny k dojíždění, placení vstupů do posiloven atd., ale měly možnost cvičit takové cviky, které jim pomáhají (s doporučením odborníka), kdykoliv je potřebují, nebo preventivně pravidelně (což je na zvážení každého jedince) a bez nutnosti asistence další osoby. Z výsledků kvalitativní části práce vyplývá, že tyto cviky mohou být prováděny pravidelně – odděleně od ostatních pohybových aktivit, či jako součást jiných pohybových, zejména sportovních, aktivit –, ale i nepravidelně v případě potřeby. Mohou mít tedy široké uplatnění. Vždy je však nutné zohlednit aktuální i celkový stav jedince i jeho pohybovou zkušenost, proto autor doporučuje nejprve konzultaci s odborníkem (fyzioterapeutem či lékařem a event. i ortotikem-protetikem).

Vzápětí po dokončení aplikovaného pohybového programu byl autor osloven několika ortopedicko-protetickými ambulancemi a byla domluvena spolupráce, vč. poskytnutí tohoto programu k využití v těchto ambulancích formou informační brožury. Při prezentaci výzkumu na konferencích byl projeven zájem o tento program také ze strany zahraničních univerzit a došlo k navázání spolupráce s Universidade de São Paulo v Brazílii, která má zájem o aplikaci tohoto programu na tamní osoby po amputaci dolní končetiny.

Původně byl záměr výzkumníka řešit nejen postavení pánve u osob po jednostranné transfemorální amputaci, ale také postavení páteře. Od výzkumu obou těchto velmi důležitých oblastí (axiální a pánevního pletence) zároveň bylo upuštěno vzhledem k obsáhlé tematice, jíž by v jedné disertaci bylo možné jen těžko komplexně obsáhnout. Proto byly tyto dvě oblasti od sebe odděleny a v budoucnu se autor bude věnovat postavení páteře u osob po jednostranné transfemorální amputaci v dalších publikacích. Již nyní je však možné vidět souvislost těchto témat, jelikož samotný proband (B) uvádí v rozhovoru, že měl pocit narovnáání se v bedrech – a to při změně úhlu postavení pánve v sagitální rovině o 4°, což pravděpodobně souvisí s řetězovou reakcí, kdy se po změně postavení pánve také změní postavení páteře.

## Diskuze k metodice výzkumu

### *Zvolený přístroj*

Metod měření postavení pánve, jak již bylo zmíněno v teoretické části práce, je mnoho, avšak dosud nebyl publikován výzkum o diagnostice postavení pánve u osob po jednostranné transfemorální amputaci ve statické poloze optoelektronickým přístrojem Qualisys. Autor tuto metodu měření zakomponoval do projektu, jelikož optoelektronické přístroje jsou jedny z nejpřesnějších přístrojů. Navíc je zvolená metoda měření je iterovatelná.

I přesto, že optoelektronické přístroje jsou velmi přesné ve srovnání s jinými přístroji, neb dokonce s obvyklými kineziologickými rozbory užívanými v rehabilitaci (studie Van der Krukové a Reijneho (2018) porovnává využití optoelektronických systémů ve sportu se systémy elektromagnetickými (EMS) a uvádí, že jsou EMS méně přesné, než i ten nejhorší optoelektronický systém), se přesnost měření tímto přístrojem nelehko stanovuje, jelikož záleží na více faktorech, které mohou přesnost měření ovlivnit. Zlatým standardem, který je uváděn u optoelektronických přístrojů, je  $\pm 1$  mm, pokud se jedná o zachycení pohybu. Výrobce Qualisys uvádí na vzdálenost +35 m přesnost pod 1 mm (Qualisys, 2019 b).

Ve vnitřních prostorech srovnatelných s tímto výzkumem je přesnost optoelektronických systémů uváděna (Merriau, Dupuis, Boutteau, Vasseur & Savatier, 2017) v řádech desetin milimetrů až milimetru (většinou  $2\sigma$ ) a přesnost u jiných systémů, např. EMS, se pohybuje (dle Hedley et al., 2010; Hedley, Sathyan & MacKintosh, 2011; Sathyan, Shuttleworth, Hedley & Davids, 2012) v řádech centimetrů až desítek centimetrů, avšak obvykle při využití ve větším prostoru (např. basketbalové hřiště o velikosti 420 m<sup>2</sup>). Výrobce Qualisys nechal provést dvě studie (Berlander, 2012) v nichž uvedl přesnost přístroje (u lidského pohybu) méně než  $\pm 1$  mm ( $2\sigma$ ) pro prostor o velikosti 8 x 4 x 2 m, a méně než  $\pm 0,2$  mm ( $2\sigma$ ) pro prostor o objemu 1 m<sup>3</sup>. Bohužel, nelze převzít tyto hodnoty do všech výzkumů, jelikož záleží na, jak již bylo zmíněno výše, více faktorech, které tuto přesnost ovlivňují. Jedná se zejména o rozdíly v počtu použitých kamer, jejich vzdálenosti od sledovaného objektu, na jejich rozlišení atd. U těchto přístrojů záleží také na velikosti výchozí hodnoty (tedy velikosti sledovaného úhlu) a na

vzdálenosti sledovaných bodů od sebe (čím větší je vzdálenost markerů od sebe a čím větší je úhel, tím je přístroj přesnější). I toto bylo nutné zohlednit při výpočtu maximální technické chyby. Při stanovování věcně významného rozdílu hodnot vstupního a výstupního měření, se pokračovalo na základě principu počáteční hodnoty. Jelikož byly zkoumány živé subjekty, bylo nutné vzít v potaz nejenom technickou, ale zohlednit i biologickou chybu měření. A proto i pro tento výzkum bylo nutné přesnost měření ručně dopočítat, což z pohledu vědy není překážkou, pro užití v praxi je však nevhodné.

Autor si uvědomuje, že do procesu vstoupily i jiné faktory, které mohly ovlivnit hodnoty sledovaných změn, a to např. věk, pohlaví, odlišná pohybová anamnéza, osobnost jedince, vstupní úroveň tělesného složení, sociální prostředí ad., které ovšem výzkumník nemohl nijak ovlivnit.

Co se však podařilo eliminovat byly změny v životě probandů před výzkumem a během něj. Po celou dobu, kdy probíhal aplikovaný pohybový program nedošlo u probandů ke změně v jejich životním stylu ve srovnání s dobou před programem. Např. necvičili mimo tento kompenzační program více nebo méně než před ním, stravovací návyky se neměnily, používali stejnou protézu, nedocházeli více nebo méně do zdravotnických zařízení atd.

I přes možná úskalí související s přesností měření živých probandů, byla zvolená metoda měření podpurným nástrojem pro zjištění objektivního dopadu pohybové intervence.

Výsledky práce pak prokazují obohacení vědy o nový způsob diagnostiky postavení pánve u osob po jednostranné transfemorální amputaci prostřednictvím této technologie.

### ***Zvolené klíčové body a pozice***

Literatura (Čihák, 2011, s. 310; Daniels & Worthingham, 1977, s. 27; Janda, 1982; Kubátová, 2006; Kolář et al., 2012, s. 44 a 133-134); Levangie, Norkin & Lewek, 2019, s. 441; Lewit, 2003, s. 93; Macková & Tichý, 2010, s. 17; Norkin & Levangie, 1992, s. 429; Pearce et al., 2008; Tichý, 2006, s. 44) uvádí hodnoty fyziologického postavení pánve, tedy *inclinatio pelvis normalis*, avšak do současnosti se hodnoty sledovaných úhlů i klíčové body pro stanovení postavení pánve v sagitální rovině liší.

Pro postavení pánve v rovině frontální je situace jednodušší, jelikož se autoři shodují, že by měly být pravé a levé spiny ve stejné výšce, avšak dochází zde opět k tomu, že neexistuje standardizovaný postup vyšetření. V klinické praxi se obvykle při vyšetření týkajícího se zešikmení pánve orientuje porovnáním výšky crista iliaca na obou stranách; zešikmení linie spojující levou a pravou SIAS a levou a pravou SIPS se ovšem může lišit, protože může dojít k rotaci os coxae vůči os sacrum v SI skloubení, následně k rotaci obou os coxae vůči sobě (Mgr. Klára Mišinová, e-mailová korespondence, 6. května 2019).

Pro tuto studii bylo však provedeno, vzhledem ke zvolené metodě měření, zjištění hodnot úhlu  $\varphi$ , tedy úhlu, který svírá spojnice obou SIAS s horizontálou (rovinou xy), a to zejména kvůli vyšší přesnosti naměřených hodnot (SIAS jsou od sebe dále, než SIPS), tedy i validitě výsledků.

Klíčové body pro oba úhly byly zvoleny na základě doporučení Soumara (2011) a kvůli možnosti přesné palpce, kterou lze opakovat. Navíc v těchto klíčových bodech nedochází (anebo minimálně) k posunu markerů v důsledku pohybu měkkých tkání, zároveň také nedochází k ovlivnění postavení marketů spodním prádlem, jako kdyby se umisťovaly markery např. na symfýzu.

Stoj s protézou byl zvolen, jelikož vyšetření stoje je považováno za základní a rozhodující, jelikož poskytuje první orientaci a určuje, jak je možné dále postupovat (Janda, 1982, s. 62). Stoj bez protézy byl zvolen, jelikož tento stoj klade na jednostranně amputovaného nejvyšší balanční nároky, a i během stoje na jedné dolní končetině, i přesto, že se pánev posune do boku nad stojnou končetinu, aby svislá linie těžiště procházela středem paty stojné končetiny, by měla být pánev v horizontální rovině (Lánik, 1990, s. 116). Pokud tomu tak není, jedná se o známku oslabení bočních pelvifemorálních stabilizátorů na straně stojné končetiny (Tendelenburgův syndrom) anebo kompenzaci Tendelenburgova syndromu, kdy jsou boční pelvifemorální stabilizátory silně oslabeny a současně s nimi jsou oslabené i svaly v bederní části zad (Janda, 1982, s. 71; Lánik, 1990, s. 116).

### ***Zvolená technika sběru dat kvalitativní povahy***

Jako adekvátně zvolenou techniku sběru dat kvalitativní povahy vzhledem k citlivému tématu autor využil polostandardizovaných hloubkových rozhovorů, které sice měly předem pečlivě připravenou strukturu, avšak díky flexibilní povaze této metody byly získány navíc důležité informace od každého respondenta, které se týkaly přímo konkrétního jedince. Informace, které někdo řekne, protože jsou pro něj důležité, nemusí být důležité pro jiného, kterého je ani nenapadne zmínit.

### **Diskuze k výsledkům**

Na zjištění dopadu realizované pohybové intervence je možné nahlížet z pohledu praxe, čili klinického významu, ale také vědy, k čemuž posloužilo užití věcné významnosti. Z tohoto důvodu se autor rozhodl v kvantitativní části práce rozebrat výsledné hodnoty měření z pohledu klinického významu a také věcné významnosti. Změna, na kterou je pohlíženo z těchto dvou pohledů, nemusí vždy vést ke stejným (klinickým a věcně významným) závěrům, zejména pokud se jedná o živé jedince, u nichž je neodbouratelnou složkou individualita. Význam zlepšení uváděný v procentech (%) značí tedy objektivní změnu (z pohledu věcné významnosti) a význam zlepšení uváděný ve stupních (°) změnu z pohledu klinického významu. Např. při snížení antevertze pánve o 4° neodpovídá vždy snížení antevertze pánve o 20 %. (viz zaokrouhleně tab. 2, proband B). V některém případě, záleží na počáteční hodnotě, to může být například 20 %, ale v jiném už > 60 % (viz tab. 3, proband A) atp.

Výsledky tohoto výzkumu deklarovaly stejný trend u všech probandů z pohledu klinického významu i věcné významnosti, a to snížení antevertze pánve i snížení zešikmení pánve, po provedené intervenci. Pouze u jednoho probanda došlo k trendu opačnému u 3 ze 4 výsledků, což autor shledává jako důsledek změny psychického stavu jedince ve srovnání stavu při vstupním a stavu při výstupním měření. Podpůrná anketa ke zjištění aktuálního stavu jedince před každým měřením totiž u této osoby zaznamenala značné rozladění v důsledku nepříznivé situace v partnerském vztahu. Což sice pravděpodobně ovlivnilo výsledky, avšak na druhou stranu potvrdilo, že zvolená metoda

měření je dostatečně citlivá, jelikož je schopná zaznamenat i změnu v pohybovém systému v důsledku změny psychického stavu.

Dle zjištěných skutečností, tedy výsledků, je možné konstatovat, že využití kompenzačních cvičení je vhodný nástroj k ovlivnění postavení pánve, avšak nebylo možné hypotézu potvrdit v plném rozsahu ve smyslu objektivizace a zobecnění, a to ani v případě sledování postavení pánve v sagitální, ani frontální rovině v obou zkoumaných pozicích – stoje s protézou a stoje bez protézy. Vzhledem k velmi malému výzkumnému souboru a rozdílným anamnézám zkoumaných osob, je nasnadě, že v případě tohoto výzkumu hraje důležitou roli individualita, předchozí pohybová zkušenost, dále pak (in)aktivita každého sledovaného jedince, které pravděpodobně ovlivnily výsledky výzkumu, jež tedy nelze zobecnit na celou populaci osob po jednostranné transfemorální amputaci.

### **Diskuze ke stanovení délky aplikovaného pohybového programu**

Obvyklá délka cvičení, aby se projevil změny v pohybovém systému člověka nelze přesně určit, jelikož tato délka záleží na intenzitě, četnosti opakování během daného časového úseku, kým výsledku, ale především na individualitě každého jedince (jeho pohybové zkušenosti, pohybových předpokladech, vztahu k pohybové aktivitě, jeho handicapu atd.). Zahraniční literatura uvádí výzkumy, v nichž se délka různých pohybových programů pro intaktní dospělé osoby (aktivní i inaktivní) v období zralosti (30-45 let) pohybovala od 6 týdnů do 10 týdnů s cvičním obvykle 2x týdně po dobu 30 min. (Behm et al., 2015; Carter et al., 2006; Sato & Mokha, 2009; Stanforth et al., 1998), avšak s přibývajícím věkem bylo prodlouženo prováděné cvičení ze 30 min. na 45 min., nebo délka celého cvičebního programu z 9 na 12 týdnů (Behm et al., 2015; Granacher et al., 2013; Seo et al., 2012). Sportovci po amputaci dolní končetiny trénují obvykle 4 týdny před závody, aby se dostali zpět do závodní fyzické kondice (Crowel, 2019). To však neznamená, že by celoročně neprováděli žádné pohybové aktivity. U kompenzačního cvičení není cílem se „rychle dostat do formy“, avšak redukovat dysbalance či jiné funkční poruchy v pohybovém systému, či jim preventivně předcházet, a to prostřednictvím protažení a posílení vybraných svalových skupin, kterým předchází uvolnění kloubních struktur, aby bylo dosaženo lepšího efektu a také je naučit správnému

dýchání, které ovlivňuje např. posturu, pozici vnitřních, zejména břišních, orgánů, což může vést k lepšímu, či horšímu vyměšování. Ke zvolené délce 4 měsíců kompenzačního cvičení vedla autora fakta o maladaptaci pohybového systému na asymetrii dolních končetin a doba, která uplynula od amputace. Je možné, že pokud by program trval ještě o něco déle, dosáhlo by se výraznějších změn, nicméně při počtu 5 probandů by bylo riskantní program prodlužovat, aby nedošlo k dalšímu předčasnému ukončení ze strany probandů.

### **Diskuze k vlivu postavení pánve na stabilitu**

Z biomechanického hlediska je zjevné, že symetrické rozložení tělesné hmotnosti mezi oběma dolními končetinami podporuje optimální stabilitu při stožení (Kolářová, 2012, s. 90). Z logiky věci pak vyplývá, že, pokud je pánev zešíkmena, dochází pravděpodobně k nerovnoměrnému zatížení intaktní dolní končetiny a reziduální končetiny vč. protézy. Tedy může být zeslabena již tak narušená stabilita, která je snížena už tím, že po amputaci došlo ke ztrátě aferentních nervových drah a možnému zkreslení somatosenzorických informací poskytovaných centrálnímu nervovému systému (Geurts & Mulder, 1992) a také proto, že reziduální končetina je v jistém smyslu napojena na protézu (která má i specifické konstrukční vlastnosti), na rozdíl od intaktní končetiny, která je „jednotlivým a stále živým útvarem“.

Pokud u osoby po jednostranné transfemorální amputaci dochází k zešíkmení, může mít několik příčin (dle Betsch et al., 2012; Clippinger, 2016; Cummings, Scholz & Barnes, 1993; Véle, 2006; Wild et al., 2014; Young, Andrew & Cummings, 2000). Např. může být sekundárním znakem funkčních a strukturálních změn na amputované dolní končetině, nebo reakcí na nevhodnou protézu, anebo může mít příčiny v psychice jedince, který vkládá stále více důvěry do intaktní končetiny, a tak ji více zatěžuje (Barnett, Vanicek & Polman, 2013). Tento výzkum se sice nezabýval příčinami vzniku zešíkmení pánve zkoumaných jedinců, avšak dle výsledků studie, kdy respondenti v rozhovoru uváděli pozitivní vliv kompenzačního cvičení na pohybový systém (vč. zlepšení stability) a při výstupním měření byly u téměř všech probandů naměřeny menší hodnoty sledovaného úhlu  $\phi$ , lze předpokládat, že i stabilita zkoumaných jedinců se zlepšila. Zešíkmení pánve i anteverzní postavení pánve samo o sobě vede

ke komplexním změnám v pohybovém systému (v důsledku řetězové reakce) a může být taktéž primární příčinou degenerativních změn (např. v důsledku změn statických/dynamických poměrů (Janda, 1982, s. 103). I nepatrná asymetrie vyvolává změny v zatížení končetin (Janda, 1982, s. 17). V případě nerovnoměrného zatěžování se již po 2-3 letech upraví svalová síla i tonus tak, že se tyto změny zafixují trvale (Janda, 1982, s. 105). Proto je důležitá jakákoliv eliminace těchto příčin.

### **Diskuze k problémům, které vyvstaly**

V průběhu výzkumu vyvstalo několik problémů, které ovlivnily konečnou povahu této práce. Prvním problémem byl 50% drop-out (předčasné ukončení) účastníků výzkumu, který velmi ztížil plánované (statistické) zpracování dat a následnou interpretaci výsledků, zejména potvrzení, či vyvrácení hypotéz. Vstupní 3D analýza systémem Qualisys byla provedena u 10 osob po získané jednostranné transfemorální amputaci, z nichž pouze 5 dokončilo celý program. Výzkumný soubor se tak zmenšil z 10 probandů na pět. Záměrem bylo získat na počátku více probandů, avšak tato skupina osob je velmi specifická a v mnoha případech si tyto osoby nemohou dovolit, ať již z finančních či zdravotních důvodů, pravidelně dojíždět 1 x týdně na cvičení. Řešením by eventuálně mohlo být zkrácení programu, avšak 4 probandi z 5, kteří program opustili, ho opustili již na počátku programu, a to z důvodu nedostatku času (několikahodinové dojíždění / věnování se výkonnostnímu sportu / věnování se škole).

Další, ač předvídatelnou nastalou situací byl nedostatek literárních zdrojů, zabývajících se toutéž problematikou. V české i světové literatuře se zabývají autoři tématy obdobnými, ne však stejnými, tedy takovými, které se dotýkají diagnostiky postavení pánve u osob po jednostranné transfemorální amputaci ve statické poloze. I zdroje o kvalitě života osob po amputaci jsou v české literatuře velmi omezené a zastaralé a ve světové literatuře jich též není nadmíru, avšak, i přes pestřejší výběr, je nutné zmínit, že mezi českou a zahraniční, např. Americkou populací je velmi velký socio-kulturní rozdíl. V budoucnu by bylo tedy vhodné doplnit tuto studii výzkumem, nejlépe dotazníkovým šetřením, kvality života osob po jednostranné transfemorální amputaci, aby byl obraz výzkumu zcela kompletní.



## **Diskuze k dalším možným výzkumům**

Při rešerši aktuální literatury týkající se tématu práce, byl inspirací pro další možné výzkumy článek (Van Goeverden, Langhout, Barendrecht & Tak, 2019), který se zabýval aktivním postavením pánve (tedy schopností jednotlivce aktivně naklánět pánev dopředu a dozadu) sportovců s poraněním třísla, kdy byla vyšetřována pozice pánve pomocí optoelektronického přístroje Vicon. Do budoucna by bylo tedy vhodné uvažovat o provedení obdobné studie, kdy by se diagnostikovalo aktivní postavení pánve u osob po jednostranné transfemorální amputaci, které by mohlo zodpovědět další otázky, např. zda by bylo vůbec možné diagnostikovat aktivní postavení pánve u těchto osob, a následně zhodnotit, zda zvýšením jeho aktivity by bylo kupříkladu možné urychlit chůzi osob po jednostranné transfemorální amputaci, která je, jak z vyplývá z provedených hloubkových rozhovorů této studie, ale i z literatury (Boonstra, Schrama, Fidler & Eisma, 1995; Vllasolli et al., 2015), pomalejší (přibližně 3,7 km/h) než u osob intaktních (přibližně 4,8 km/h).

Aby bylo měření postavení pánve ještě přesnější, bylo by v budoucnu možné také využít například optoelektronického přístroje s distančním čidlem nebo na principu laserového scanneru. V současné době jsou bohužel pořizovací náklady na tyto přístroje tak vysoké, že pro praxi zatím mohou být využitelné přístroje jako je Qualisys, Vicon apod.

## **Diskuze k objektivitě a subjektivitě**

Subjektivní pocity hrají v řadě případů, tento nevyjímaje, v kvalitě života důležitou roli. A i přes snahu autora výsledky výzkumu objektivizovat, subjektivní důsledky byly nakonec zásadním efektem intervence.

## ZÁVĚR

Tato studie se zabývala tématem zahrnujícím specifický výzkumný soubor a využila ke sběru kvantitativních dat ne zcela obvyklou metodu měření. Tomu odpovídá povaha a zpracování této disertační práce. Význam této práce, zejména aplikovaného pohybového programu, vidíme především v uplatnění v praxi, a to jako doprovodný prvek následné péče osob po jednostranné transfemorální amputaci, který může doplnit běžnou rehabilitační péči.

Vzhledem k současnému stavu, kdy musí amputovaní za pohybovými aktivitami mnohdy daleko dojíždět a kdy není rehabilitační péče dostupná kdykoliv v případě potřeby, bylo naším cílem vytvořit aplikovaný pohybový program, tedy modifikované kompenzační cvičení, které pozitivně ovlivní postavení pánve osob po jednostranné transfemorální amputaci v sagitální i frontální rovině, zlepší tím tak stav jejich pohybového systému, potažmo kvalitu života a bude pro tyto osoby dostupné kdykoliv a kdekoliv bez nutnosti použití dopravního prostředku, vynaložení nákladů na vstupné do posilovny atp.

Tento cíl byl na základě výsledků zpracování kvalitativních dat splněn. Výsledkem polostandardizovaných hloubkových rozhovorů je kladné hodnocení intervenčního aplikovaného pohybového programu všemi probandy. Probandi uváděli zejména pozitivní změny v pohybovém systému, zlepšení psychického stavu a možnost využití programu kdykoliv a kdekoliv.

Z objektivního pohledu byl cíl naplněn částečně, protože byly obě stanovené hypotézy předpokládající, že pravidelným prováděním cílených zdravotně-kompenzačních cviků individuálně 3x týdně po dobu 4 měsíců lze ovlivnit postavení pánve v sagitální a frontální rovině u osob po jednostranné transfemorální amputaci, potvrzeny, avšak ne v plném rozsahu, jelikož ne u všech probandů došlo k věcně významné změně v postavení pánve v rovině frontální a/nebo v rovině sagitální v obou sledovaných pozicích.

Z pohledu klinického významu došlo ke zlepšení (tedy ke zmenšení zešíkmení pánve a zmenšení anteverze) u čtyř z pěti sledovaných probandů, avšak ne vždy byla změna dosti výrazná. U jednoho probanda, v důsledku psychické nerovnováhy v den výstupního

měření, došlo k výraznému zhoršení postavení pánve ve 3 ze 4 sledovaných hodnot. U 3 z 5 probandů došlo téměř k úplnému vyrovnání postavení pánve ve frontální rovině (eliminaci zešikmení pánve) při stoji s protézou a u 1 z 5 probandů pak i při stoji bez protézy.

Faktorů ovlivňujících kvalitu života po jednostranné transfemorální amputaci je mnoho. Nicméně, pokud je možné, jakkoliv kvalitu života osob po jednostranné transfemorální amputaci vylepšit, je vhodné tak učinit. Proto považujeme výsledky, zejména kvalitativní části, za pozitivní, jelikož všichni probandi (respondenti) uváděli pozitivní vliv modifikovaného kompenzačního cvičení, které absolvovali po dobu 4 měsíců, a u některých z nich došlo i k významným objektivním změnám v postavení pánve.

Probandi zapojení do studie mohou již nyní cvičit sami a podporovat tak nejen svou nezávislost, ale také správnou funkci pohybového systému, příp. zlepšit i svou psychiku.

Diagnostika postavení pánve u osob po jednostranné transfemorální amputaci při stoji pomocí přístroje Qualisys je přínosem v oblasti vědy. Vzhledem k trendu přibývání osob s diabetes se dá očekávat i nárůst osob po amputaci dolní končetiny, tudíž je nutné nacházet nové metody a způsoby, jak takovým jedincům usnadnit život po amputaci a tato metoda může být vhodným nástrojem.

## **Limity studie**

I přes veškerou snahu zahrnutí co největšího možného počtu probandů došlo během výzkumu k 50% drop-out (předčasné ukončení). Proto nebylo možné provést hlubší statistické zpracování. Studie, které by mohly být zobecněny, vyžadují mnohem více ověřených případů, proto nemůže být tato práce zobecněna, ale je vhodné na ni nahlížet jako na tzv. „proof of concept“ (tj. realizaci metody/nápadu, který demonstruje realizovatelnost s cílem ověřit, zda daná koncepce má praktický potenciál), nebo jako pilotní studii, tedy podklad k dalšímu výzkumu, který by zahrnoval ke zobecnění a hlubšímu statistickému zpracování dostatečný počet probandů.

Limitujícím faktorem ke zobecnění je také individualita každého jedince, proto není možné říci, že tyto metody a postupy můžeme aplikovat na všechny osoby

po jednostranné amputaci dolní končetiny a vždy je nutná konzultace s odborníkem (fyzioterapeutem a/nebo lékařem, event. i ortotikem-protetikem)

Na základě současných poznatků a dat uvedených v odborné literatuře není možné stanovit normu postavení pánve (v sagitální rovině) u osob po jednostranné transfemorální amputaci, a je velmi těžké vůbec stanovit normu v případě osob intaktních. Odborná literatura se na takové normě neshoduje a z důvodu individuality každého člověka jsou v současné době jsou údaje o velikostech úhlů určující postavení pánve pouze orientační, nikoliv stanovené.

Optoelektronické přístroje, které jsou jedinečné svou přesností, mají bohužel při využití v tomto výzkumu své limity, a to zejména, v závislosti přesnosti měření na velikosti úhlu, vzdálenosti markerů od sebe, dále pak na rozlišení a vzdálenosti kamer atd., tedy není možné obecně stanovit jednotnou předpokládanou chybu tohoto přístroje, ale je nutné ji vypočítat, což může být v klinice nepraktické. Vzhledem k pořizovacím nákladům tohoto přístroje nepředpokládáme plošné využití.

## **Doporučení**

Na základě provedeného výzkumu a získaných výsledků doporučujeme toto modifikované kompenzační cvičení využívat v praxi, zejména rehabilitační a ortoticko-protetické, avšak vždy s individuálním zohledněním aktuálního i celkového stavu jedince i jeho pohybové zkušenosti, a pod odborným dohledem v době učení se novým cvikům, aby byla zajištěna kvalita pohybu.

Doporučujeme také spolupráci odborníků z klinické praxe s laboratořemi vybavenými optoelektronickými přístroji k zajištění lepší dostupnosti těchto přístrojů, aby mohly sloužit i nadále k těmto a obdobným (zejm. rehabilitačním) účelům a zkvalitnit tak péči (nejen) o osoby po jednostranné transfemorální amputaci.

Osobám po jednostranné transfemorální amputaci doporučujeme cvičit dle tohoto aplikovaného pohybového programu (alespoň 3x týdně; na základě konzultace s ošetřujícím lékařem a/nebo fyzioterapeutem, příp. i ortotikem-protetikem) nad rámec ústavní rehabilitační péče.

## SEZNAM POUŽITÝCH PRAMENŮ

Access Prosthetics. (2019). *15 Limb Loss Statistics that May Surprise You*. Dostupné 28. ledna 2019 z <https://accessprosthetics.com/15-limb-loss-statistics-may-surprise/>.

Alviso, D. J., Dong, G. T. & Lentell, G. L. (1988). Intertester reliability for measuring pelvic tilt in standing. *Physical Therapy*, 68(9), 1347-1351.

Barnett, C. T., Vanicek, N. & Polman, R. C. J. (2013). Postural responses during volitional and perturbed dynamic balance tasks in new lower limb amputees: A longitudinal study, *Gait & Posture*, 37(3), 319-325.

Beardsley, C., Egerton, T., & Skinner, B. (2016). Test-re-test reliability and inter-rater reliability of a digital pelvic inclinometer in young, healthy males and females, *PeerJ*, 4, e1881. doi:10.7717/peerj.1881.

Behm, D.G., Muehlbauer, T., Kibele, A. & Granacher, U. (2015). Effects of Strength Training Using Unstable Surfaces on Strength, Power and Balance Performance Across the Lifespan: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Med*, 45, 1645-1669. doi: 10.1007/s40279-015-0384-x.

Berlander, M. (2012). Accuracy and resolution of a motion capture system. *QMARK-TECH-1010*. [Technická specifikace], 1-5. Obdrženo jako příloha e-mailu od výrobce (Qualisys) 12. srpna 2019.

Betsch, M., Wild, M., Große, B., Rapp, W. & Horstmann, T. (2012). The effect of simulating leg length inequality on spinal posture and pelvic position: a dynamic rasterstereographic analysis. *European Spine Journal*, 21(4), 691-697. doi: 10.1007/s00586-011-1912-5.

Blondel, B., Parratte, S., Tropiano, P., Pauly, V., Aubaniac, J. M. & Argenson, J. N. (2009). Pelvic tilt measurement before and after total hip arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 95(8), 568-572.

Boonstra, A., Schrama, J., Fidler, V. & Eisma, W. (1995). The gait of unilateral transfemoral amputees. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 26, 217-23.

Bregler, C. (2007). Motion Capture Technology for Entertainment [In the Spotlight], *IEEE Signal Process. Mag*, 24(6), 158-160. doi: 10.1109/MSP.2007.906023.

Burdett, R. G., Brown, K. E. & Fall, M. P. (1986). Reliability and validity of four instruments for measuring lumbar spine and pelvic positions. *Physical Therapy*, 66(5), 677-684.

Bursová, M. (2005). Kompenzační cvičení. Praha: Grada.

Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A. & Chiari, L., (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background. *Gait & Posture*, 21(2), 186-196. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.01.010.

Carter, J. M., Beam, W. C., McMahan, S. G. et al. (2006). The effects of stability ball training on spinal stability in sedentary individuals. *J Strength Cond Res*, 20(2), 429-35.

Carvalho, J. A. (2003). História das amputações e das próteses. In Carvalho, J.A. (Ed.), *Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação* (pp. 1-10). 2a ed., rev. e atualizada. São Paulo, Brasil: Manole.

Carvalho, J. A. (2003). Níveis de amputação. In Carvalho, J. A. (Ed.), *Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação* (pp. 21-39). 2a ed., rev. e atualizada. São Paulo, Brasil: Manole.

Castro, E. M. (2005). Capacidades físicas, aspectos biomecánicos e fisiologia do exercício aplicados ao lesado medular e ao amputado. In Castro, E. M. (Ed.), *Actividade física adaptada* (pp. 217-251). 2a ed. Brasil: Tecmedd.

Centrum APA. (2015). *Sportovně kompenzační pomůcky*. Dostupné 23. května 2015 z <http://www.apa.upol.cz/web/index.php/e-learningove-texty-cols3/sportovni-kompenzani-pomcky.html>.

Clayson, S. J., Newman, I. M., Debevec, D. F., Anger, R. W., Skowlund, H. V. & Kottke, F. (1962). Evaluation of mobility of hip and lumbar vertebrae of normal young women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 43, 1-8.

Clippinger, K. S. (2016). *Dance Anatomy and Kinesiology*. 2nd ed. Champaign, IL, USA: Human Kinetics.

Cohen, D. & Crabtree, B. (2006). *Semi-structured Interviews*. Qualitative Research Guidelines Project. Dostupné 3. srpna 2019 z: <http://www.qualres.org/HomeSemi-3629.html>.

Crowel, L. (2019). Forged in Fire and Ice. *In Motion: The Living Well with a Limb Loss*, 29(4), 34-35.

Crowell, R. D., Cummings, G. S., Walker, J. R. & Tillman, L. J. (1994). Intratester and intertester reliability and validity of measures of innominate bone inclination. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 20(2), 88-97. doi: 10.2519/jospt.1994.20.2.88.

Cummings, G., Scholz, J. P. & Barnes, K. (1993). The effect of imposed leg length difference on pelvic bone symmetry. *Spine*, 18(3), 368-373. doi: 10.1097/00007632-199303000-00012.

Čeledová, L. & Čevela, R. (2011). Koordinovanost ucelené rehabilitace. *Praktický lékař*, 91(11), 653-656.

Čihák, R. (2011). *Anatomie*. 3rd ed. Praha: Grada.

Daniels, L. & Worthingham, C. (1977). *Therapeutic exercise for body alignment and function*. 2nd ed. Philadelphia, PA, USA: Saunders.

Day, J. W., Schmidt, G. L. & Lehmann, T. (1984). Effect of pelvic tilt on standing posture. *Physical Therapy*, 64(4), 510-516.

Department of Veterans Affairs & Department of Defence. (2019). *Amputation: Clinical Practice Guideline for Rehabilitation of Lower Limb Amputation*.

Dostupné 4. března 2019

z [https://www.healthquality.va.gov/guidelines/Rehab/amp/amp\\_sum\\_correction.pdf](https://www.healthquality.va.gov/guidelines/Rehab/amp/amp_sum_correction.pdf).

Diabetická asociace ČR. (2019). *Data o diabetu v ČR*. Dostupné 27. ledna 2019

z <http://diabetickaasociace.cz/co-je-diabetes/data-o-diabetu-v-cr/>.

Diebo, B. G., Ferrero, E., Lafage, R., Challier, V., Liabaud, B., Liu, S., Vital, J. M., Errico, T. J., Schwab, F. J. & Lafage, V. (2015). Recruitment of compensatory mechanisms in sagittal spinal malalignment is age and regional deformity dependent: a full-standing axis analysis of key radiographical parameters. *Spine*, 40(9), 642-649. doi: 10.1097/BRS.0000000000000844.

Dimon, T. (2009). *Anatomie těla v pohybu*. Praha: Pragma.

Dörnerová, N., Čechová, N., Vlasáková, N. & Kohoutová, H. (2017). Fantomová bolest z pohledu fyzioterapeuta. *Ortopedická protetika*, 20, 36-43.

Doubková, A. & Linc, R. (2006). *Anatomie pro bakalářský studijní program fyzioterapie, I. díl*. Praha: Karolinum.

Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada.



Dylevský, I., Druga, R., & Mrázková, O. (2000). *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada.

Dylevský, I., Kálal, J., Kolář, P., Korbelář, P., Kučera, M., Noble, C. & Otáhal, S. (1997). *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada.

Dvořák, R. (2007). *Základy kinezioterapie*. 3rd Ed. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Engstrom, B. & Van De Ven, C. (2005). *Therapy for amputees*. 3rd Ed. reprint. London: Churchill Livingstone.

Ephraim, P. L., Wegener, S. T., MacKenzie, E. J., Dillingham, T. R. & Pezzin, L. E. (2005). Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: results of a national survey. *Arch Phys Med Rehabil*, 86, 1910-1919.

Felix, O. (2017). Amputace „po německu“. *Ortopedická protetika*, 20, 16-17.

Flasarová, K. (2015). *Hodnocení efektu cvičení jógových ásan na postavení pánve*. (Diplomová práce – magisterská). Praha: FTVS UK.

Flint, M. M. (1963). Lumbar posture: a study of roentgenographic measurement and the influence of flexibility and strength. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 34(1), 15-20.

Freeman, M. A. R. (1980). The Surgical Anatomy and Pathology of the Arthritic Knee. In Freeman M. A. R. (Ed.), *Arthritis of the Knee* (pp. 32-33). New York: Springer-Verlag.

Friel, K., Domholdt, E. & Smith, D. G. (2005). Physical and functional measures related to low back pain in individuals with lower-limb amputation: an exploratory pilot study. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 42(2), 155-166.

Gabai, O. & Primo, H. (2008). *United States Patent Application PCT/IL08/01578*.

Gailey, R., Allen, K., Castles, J., Kucharik, J. & Roeder, M. (2008). Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 45(1), 15-29.

Gajdosik, R., Simpson, R., Smith, R. & Don Tigny, R. L. (1985). Pelvic tilt intratester reliability of measuring the standing position and range of motion. *Physical Therapy*, 65(2), 169-174.

Gaunaud, I., Kim, K. J., Feigenbaum, L., Raya, M., Barraga, M., Fontela, N. & Gailey, R. (2019). Construct validation of lower limb segmental excursion as a measure of potential risk for lower limb injury in Division I women's basketball players. *Journal of Biomechanics*, 84, 252-256. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.12.029.

Geurts, A. C. H. & Mulder, T. W. (1992). Reorganisation of postural control following lower limb amputation: theoretical considerations and implications for rehabilitation. *Physiotherapy Theory and Practice*, 8, 145-157.

Gnat, R., Saulicz, E., Biały, M. & Kłaptocz, P. (2009). Does pelvic asymmetry always mean pathology? Analysis of mechanical factors leading to the asymmetry. *Journal of Human Kinetics*, 21, 23-32.

Gottschalk, F. (1992). Transfemoral Amputation. In Bowker, J. H. & Michael, J. W. (Eds.), *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles* (pp. 501-507). 2nd ed. St Louis, MO, USA: Mosby-Year Book.

Gottschalk, F. (1999). Transfemoral Amputation: Biomechanics and Surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 361, 15-22.

Gottschalk, F. & Stills, M. (1994). The biomechanics of transfemoral amputation. *Prosthet Orthot Int*, 18, 12-17.

Granacher, U., Lacroix, A., Muehlbauer, T. et al. (2013). Effects of core instability strength training on trunk muscle strength, spinal mobility, dynamic balance and functional mobility in older adults. *Gerontology*, 59(2), 105-13.

Gross, J. M., Fetto, J. & Rosen, E. (2015). *Musculoskeletal examination*. 4th ed. Chichester, UK: John Wiley & Sons Ltd.

Guenoun, B., Zadegan, F., Aim, F., Hannouche, D. & Nizard, R. (2012). Reliability of a new method for lower-extremity measurements based on stereoradiographic three-dimensional reconstruction. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 98(5), 506-513.

Hadraba, I. (2006). *Ortopedická protetika – II. část*. Praha: Univerzita Karlova v Praze.

Hagins, M., Brown, M., Cook, C., Gstalder, K., Kam, M., Kominer, G. & Strimbeck, K. (1998). Intratester and intertester reliability of the palpation meter (PALM) in measuring pelvic position. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 6(3), 130-136. doi: 10.1179/jmt.1998.6.3.130.

Hanspal, R. et al. (2003). *Amputee Rehabilitation: Recommended Standards & Guidelines*. 2nd Ed. London: British Society of Rehabilitation Medicine.

Hawamdeh, Z. M., Othman, Y. S. & Ibrahim, A. I. (2008). Assessment of Anxiety and Depression After Lower Limb Amputation in Jordanian Patients. *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, 4(3), 627-633. doi.org/10.2147/NDT.S2541.

Hedley, M., Mackintosh, C., Shuttleworth, R., Humphrey, D., Sathyan, T. & Ho, P. (2010). Wireless tracking system for sports training indoors and outdoors. *Procedia Engineering*, 2(2), 2999-3004. doi: 10.1016/j.proeng.2010.04.101.

Hedley, M., Sathyan, T. & MacKintosh, C. (2011). Improved wireless tracking for indoor sports. *Procedia Engineering*, 13, 439-444. doi: 10.1016/j.proeng.2011.05.111.

Heino, J. G., Godges, J. J. & Carter, C. L. (1990). Relationship between hip extension range of motion and postural alignment. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 12(6), 243-247. doi: 10.2519/jospt.1990.12.6.243.

Herrington, L. (2011). Assessment of the degree of pelvic tilt within a normal asymptomatic population. *Manual Therapy*, 16(6), 646-648.  
doi: 10.1016/j.math.2011.04.006.

Horáčková, L., Strouhal, E. & Vagová, L. (2004). *Základy paleopatologie*. Brno: CERM.

Hošek, V. (2007). Kinezioprotekce kvality života a kinezioterapie duševních poruch. In Hošek, V. & Tilinger, P. (Eds.). *Psychosociální funkce pohybových aktivit jako součást kvality života dospělých. Sborník materiálů z výzkumného záměru*. (s. 5-8). Praha: Karolinum.

Hošková, B. (2003). *Kompenzace pohybem ABC*. Praha: Olympia.

Hošková, B. & Sobotková, I. (2017). Kvalita pohybu jako základní aspekt kompenzačních cvičení. *Telesná výchova a šport*, 27(4), Metodická příloha, I.-VII.

Chaléat-Valayer, E., Mac-Thiong, J. M., Paquet, J., Berthonnaud, E., Siani, F. & Roussouly, P. (2011). Sagittal spino-pelvic alignment in chronic low back pain. *European Spine Journal*, 20(5), 634-640. doi: 10.1007/s00586-011-1931-2.

International Diabetes Federation. (2017). *IDF Diabetes Atlas*. 8th ed. UK: ACW.

James, U. (1973). Maximal isometric muscle strength in healthy active male unilateral above-knee amputees with special regard to the hip joint. *Scand J Rehabil Med*, 5, 55-66.

- Janáčková, E. (2011). *Léčebně-rehabilitační plán a postup u amputací na dolních končetinách*. (Diplomová práce – bakalářská). Brno: Masarykova univerzita, LF, Obor fyzioterapie.
- Janda, V. (1982). *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotních pracovníků.
- Janda, V., Herbenová, A., Jandová, J. & Pavlů, D. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada.
- Janura M. & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Juhl, J. H., Ippolito Cremin, T. M. & Russell, G. (2004). Prevalence of frontal plane pelvic postural asymmetry – part 1. *Journal of the American Osteopathic Association*, 104(10), 411-421.
- Kálal, J. (2000). Každoročně ztratí dolní končetinu pět tisíc pacientů. *Zdravotnické noviny*, 49(29), 13.
- Kálal, J. (2003). *Rehabilitace amputovaných*. Ústí nad Labem: Ústav zdravotnických studií Univerzity J. E. Purkyně.
- Kálal, J. (2005). K současným problémům lokomoce amputovaných na dolní končetině. *Rehabilitácia*, 42(1), 20-29.
- Kapandji, A. I. (2019). *The Physiology of the Joints, Volume 3: The Spinal Column, Pelvic Girdle and Head*. 7th ed. Scotland, UK: Handspring.

Karmarkar, A. M., Collins, D. M., Wichman, T., Franklin, A., Fitzgerald, S. G., Dicianno B. E., Pasquina, P. F. & Cooper, R. A. (2009). Prosthesis and wheelchair use in veterans with lower-limb amputation. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 46(5), 567-576.

Klusoňová, E. (2011). *Ergoterapie v praxi*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů.

Knutson, G. A. (2005). Anatomic and functional leg-length inequality: a review and recommendation for clinical decision-making. Part I, anatomic leg-length inequality: prevalence, magnitude, effects and clinical significance. *Chiropractic & Manual Therapies*, 13(1), 1-10.

Kolář, P. et al. (2012). *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání, dotisk. Praha: Galén.

Kolářová, B. (2012). *Posouzení vlivu vybraných aspektů na posturální kontrolu u jedinců po transtibiální amputaci*. (Disertační práce). Olomouc: FTK, UP.

Krackow, K. A. & Hungerford, D. S. (1984). Anatomy and Kinematics of the Normal Knee. In Hungerford D. S., Krackow, K. A., Kenna, R. V. (Eds.), *Total Knee Arthroplasty* (pp. 5-19). Baltimore, USA: Williams & Wilkins.

Kračmar, B., Chrástková, M., Bačáková R. a kol. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Karolinum.

Krawczyk, P. (2000). Rehabilitační a protetická péče po amputaci (rady amputovaným na dolní končetině). *Ortopedická protetika*, 3, zvláštní příloha časopisu.

Krawiec, C. J., Denegar, C. R., Hertel, J., Salvaterra, G. F. & Buckley, W. E. (2003). Static innominate asymmetry and leg length discrepancy in asymptomatic collegiate athletes. *Manual Therapy*, 8(4), 207-213. doi: 10.1016/S1356-689X(03)00012-2.

- Kroll, P. G., Arnofsky, S., Leeds, S., Peckham, D. & Rabinowitz, A. (2000). The relationship between lumbar lordosis and pelvic tilt angle. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 14, 21-25. doi: 10.3233/BMR-2000-141-205.
- Kubátová, J. (2006). Anteverzní postavení pánve u středoškolské mládeže a doporučené cvičení pro jeho kompenzaci. *Česká kinantropologie*, 10(2), 105-111.
- Kubeš, R. (2014). Amputace. In Dungal, P. a kol. (Eds.), *Ortopedie* (s. 117-123). 2. přeprac. vyd. Praha: Grada.
- Kulkarni, J., Gaine, W. J., Buckley, J. G., Rankine, J. J. & Adams, J. (2005). Chronic low back pain in traumatic lower limb amputees. *Clin Rehabil*, 19(1), 81-86. doi: 10.1191/0269215505cr819oa.
- Lalonde, N. M., Dansereau, J., Pauget, P., Cinquin, P. & Aissaoui, R. (2006). Accessing the influence of repositioning on the pelvis' 3-D orientation in wheelchair users. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(1), 76-82.
- Lánik, V. (1990). *Kineziológia*. Martin, Slovensko: Osveta.
- Lazennec, J. Y., Rousseau, M. A., Rangel, A., Gorin, M., Belicourt, C., Brusson, A. & Catonné, Y. (2011). Pelvis and total hip arthroplasty acetabular component orientations in sitting and standing positions: measurements reproducibility with EOS imaging system versus conventional radiographies. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research*, 97(4), 373-380. doi: 10.1016/j.otsr.2011.02.006.
- Levangie, P. K., Norkin, C. C. & Lewek, M. (2019). *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*. 6th ed. Philadelphia, PA, USA: F. A. Davis.
- Levine, D., Walker, J. R. & Tillman, L. J. (1997). The effect of abdominal muscle strengthening on pelvic tilt and lumbar lordosis. *Physiotherapy Theory and Practice*, 13(3), 217-226. doi: 10.3109/09593989709036465.

- Levitová, A. & Hošková, B. (2015). *Zdravotně-kompenzační cvičení*. Praha: Grada.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5th ed. Praha: Sděl. technika ve spouplr. s ČLS J.E.Purkyně.
- Lim, H. S., Roh, S. Y. & Lee, S. M. (2013). The relationship between pelvic tilt angle and disability associated with low back pain. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(1), 65-68. doi: 10.1589/jpts.25.65.
- Linc, R. & Doubková, A. (1999). *Anatomie hybnosti I*. Praha: Karolinum.
- Lipovská, H. (2012). *Možnost využití Nelatonovy linie pro posouzení náklonu pánve u mužů diagnostickým systémem DTP-2*. (Diplomová práce – magisterská), Olomouc: Katerda fyzioterapie, FTK UP.
- Macková, E. & Tichý, M. (2010). Pánevní. In Kačinetzová, A. Juhaňáková M. & Kolářová, M. (Eds.), *Rehabilitace: sborník příspěvků* (s. 12-25). Praha: Triton.
- Maquet, P. (1980). Mechanics of the Knee. In Maquet, P. (Ed.), *Biomechanics of the Knee* (pp. 13-70). New York, USA: Springer-Verlag.
- Mašán, J. (2015). Rehabilitace v traumatologii. In Wendsche, P., Veselý, R. et al. (Eds.), *Traumatologie* (s. 324-332). Praha: Galén.
- Matouš, M., Matoušová, M. & Kučera, M. (2005). *Život s endoprotézou kyčelního kloubu*. Praha: Grada.
- Matoušková, M. (2018). *Léčebně-rehabilitační plán a postup u pacientů po amputaci na dolní končetině*. (Diplomová práce – bakalářská). Brno: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, Katedra fyzioterapie a rehabilitace.



Merriaux, P., Dupuis, Y., Boutteau, R., Vasseur, P. & Savatier, X. (2017). A Study of Vicon System Positioning Performance. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 17(7), 1591. doi:10.3390/s17071591.

MPSV. (2019 a). *Pracovní rehabilitace*. Dostupné 20. května 2019 z [https://portal.mpsv.cz/upcr/kp/pha/pracovni\\_rehabilitace](https://portal.mpsv.cz/upcr/kp/pha/pracovni_rehabilitace).

MPSV. (2019 b). *Průkaz osoby se zdravotním postižením*. Dostupné 13. května 2019 z <https://portal.mpsv.cz/soc/dzp/prukaz>.

MPSV. (2019 c). *Rekvalifikace a poradenství*. Dostupné 27. července 2019 z [https://portal.mpsv.cz/upcr/kp/lbk/rekvalifikace\\_a\\_poradenstvi](https://portal.mpsv.cz/upcr/kp/lbk/rekvalifikace_a_poradenstvi).

Mročková, I. (2011). Rehabilitace po amputacích pro diabetické komplikace. *Sestra*. 21(6), 62-63.

Mündermann, L., Corazza, S. & Andriacchi, T. P. (2006). The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 3(6), 1-11. doi:10.1186/1743-0003-3-6.

Nogueira, P. (2011). *Motion Capture Fundamentals: A Critical and Comparative Analysis on Real-World Applications*. 1-12. Dostupné 15. září 2019 z [https://paginas.fe.up.pt/~prodei/dsie12/papers/paper\\_7.pdf](https://paginas.fe.up.pt/~prodei/dsie12/papers/paper_7.pdf).

Norkin, C. C. & Levangie, P. K. (1992). *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*. 2nd ed. Philadelphia, PA, USA: F. A. Davis.

OptiTrack. (2019). *About OptiTrack*. Dostupné 17. března 2019 z <https://optitrack.com/about>.

O'Sullivan, P. (2012). It's time for change with the management of non-specific chronic low back pain. *British Journal of Sports Medicine*, 46(4), 224-227.

doi: 10.1136/bjism.2010.081638.

Partingl, M. (2017). Testování a porovnání systémů pro inerciální navigaci.

In Hammerbauer, J. & Peroutka, Z. (Eds.), *Elektrotechnika a informatika 2017: Elektrotechnika, elektronika, elektroenergetika* (s. 141-144). Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni.

Pejšková, I. & Mareček, A. (2010). Rehabilitační a protetická péče

o pacienty – diabetiky po amputaci končetiny. *Medicina pro praxi*, 7(5), 216-220.

Petrone, M. R., Guinn, J., Reddin, A., Sutlive, T. G., Flynn, T. W. & Garber, M. P.

(2003). The accuracy of the palpation meter (PALM) for measuring pelvic crest height difference and leg length discrepancy. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(6), 319-325. doi: 10.2519/jospt.2003.33.6.319.

Pfeiffer, J. (2012). *Neurologie v rehabilitaci: Pro studium a praxi*. 1 vydání, dotisk.

Praha: Grada.

Porretta, D. L. (2017). Amputations, Dwarfism, and Les Autres. In Winnick, J. P.

& Porretta, D. L. (Eds.), *Adapted Physical Education and Sport* (pp. 291-310). 6th ed. Champaign, IL USA: Human Kinetics.

Preece, S. J., Willan, P., Nester, Ch. J., Graham-Smith, P., Herrington, L. & Bowker, P.

(2008). Variation in Pelvic Morphology May Prevent the Identification of Anterior Pelvic Tilt. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 16(2), 113-117.

doi: 10.1179/106698108790818459.

Qualisys. (2019 a). *Accessories 2018*. Dostupné 30. března 2019

z [https://cdn-content.qualisys.com/2018/12/PI\\_Accessories.pdf](https://cdn-content.qualisys.com/2018/12/PI_Accessories.pdf).

Qualisys. (2019 b). *Engineering*. Dostupné 15. září 2019  
z <https://www.qualisys.com/applications/engineering/>.

Qualisys. (2019 c). *Qualisys Track Manager*. Dostupné 31. března 2019  
z [https://cdn-content.qualisys.com/2014/09/PI\\_Qualisys-Track-Manager\\_incl-PAF.pdf](https://cdn-content.qualisys.com/2014/09/PI_Qualisys-Track-Manager_incl-PAF.pdf).

Qualisys. (2019 d). *Sports*. Dostupné 31. března 2019  
z <https://www.qualisys.com/applications/sports/>.

Reichel, J. (2009). *Kapitoly metodologie sociálních výzkumů*. Praha: Grada.

Roren, A., Lefevre-Colau, M. M., Poiraudau, S., Fayad, F., Pasqui, V. et al. (2015).  
A new description of scapulothoracic motion during arm movements in healthy  
subjects. *Man Ther*, 20(1), 46-55. doi: 10.1016/j.math.2014.06.006.

Royo Sánchez, A. C., Aguilar Martín, J. J. & Santolaria Mazo, J. (2014). Development  
of a new calibration procedure and its experimental validation applied to a human  
motion capture system. *J Biomech Eng*, 136(12), 124502-1-124502-7.  
doi: 10.1115/1.4028523.

Sanders, G. & Stavrakas, P. (1981). A technique for measuring pelvic tilt. *Physical  
Therapy*, 61(1), 49-50.

Sathyan, T., Shuttleworth, R., Hedley, M. & Davids, K. (2012). Validity and reliability  
of a radio positioning system for tracking athletes in indoor and outdoor team sports.  
*Behavior Research Methods*, 44(4), 1108-1114. doi: 10.3758/s13428-012-0192-2.

Sato, K. & Mokha, M. (2009). Does core strength training influence running kinetics,  
lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners? *J Strength Cond Res*,  
23(1), 133-40.

Seidl, Z. (2008). *Neurologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada.

Seo, B. D., Yun, Y. D., Kim, H. R. et al. (2012). Effect of 12-week swiss ball exercise program on physical fitness and balance ability of elderly women. *J Phys Ther Sci*, 24(1), 1-5.

Sharma, A., Agarwal, M., Sharma, A. & Dhuria, P. (2013). Motion Capture Processes, Techniques and Applications. *International Journal on Recent and Innovation Trends in Computing and Communication*, 1(4), 251-257.

Schache, A. G., Bennell, K. L., Blanch, P. D. & Wrigley, T. V. (1999). The coordinated movement of the lumbo–pelvic–hip complex during running: a literature review. *Gait & Posture*, 10(1), 30-47. doi: 10.1016/S0966-6362(99)00025-9.

Schache, A. G., Blanch, P. D. & Murphy, A. T. (2000). Relation of anterior pelvic tilt during running to clinical and kinematic measures of hip extension. *British Journal of Sports Medicine*, 34(4), 279-283. doi: 10.1136/bjism.34.4.279.

Schache, A. G., Blanch, P. D., Rath, D., Wrigley, T. & Bennell, K. (2002). Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. *Human Movement Science*, 21(2), 273-293. doi: 10.1016/S0167-9457(02)00080-5.

Smažík, P., Jindrová, S., Gronský, R., Vosátka, J., Cupková, Z., Sedlačíková, A. & Gallová, L. (1989). *Radíme amputářům – příručka pro amputované na dolních končetinách*. Praha: ÚV SI v ČSR.

Smith, D. G., Ehde, D. M., Legro, M. W., Reiber, G. E., del Aguila, M. & Boone, D. A. (1999). Phantom limb, residual limb, and back pain after lower extremity amputations. *Clin Orthop Relat Res*, 361, 29-38.

Sobotková, I. (2012). *Možnosti uplatňování pohybových aktivit u osob s amputací*. (Diplomová práce – magisterská). Ústí nad Labem: UJEP, PedF, KTV a sportu.

Sobotková, I. & Hošková, B. (2016). Diagnostics of spine and pelvis posture in unilateral lower-limb amputees (abstract). In Kudláček, M. et. al. (Eds.). *European Journal of APA*. 9(suppl). Book of Abstracts. p. 60. Olomouc: EUFAPA.

Sosna, A. a kol. (2001). *Základy ortopedie*. Praha: Triton.

Soukup, P. (2013). Věcná významnost výsledků a její možnosti měření. *Data a výzkum-SDA Info (Data and Research-SDA Info)*, 7(2), 125-148.

Soumar, L. (2011). *Kinematická analýza*. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem.

Sousa, A. I., Corredeira, R. & Pereira, A. L. (2009). The Body in Persons With an Amputation. *APAQ*, 26(3), 236-258.

Sprigle, S., Flinn, N., Wootten, M. & McCorry, S. (2003). Development and testing of a pelvic goniometer designed to measure pelvic tilt and hip flexion. *Clinical Biomechanics*, 18(5), 462-465. doi: 10.1016/S0268-0033(03)00049-4.

Stanford University. (2019). *Markerless Motion Capture*. Dostupné 31. března 2019 z <https://web.stanford.edu/group/biomotion/markerless.html>.

Stanforth, D, Stanforth, P. R., Hahn, S. R. et al. (1998). A 10-week training study comparing Resistaball and traditional trunk training. *J Dance Med Sci*, 2(4), 134-40.

STT Systems. (2019). *3DMA suite*. Dostupné 13. července 2019 z <https://www.stt-systems.com/motion-analysis/3d-optical-motion-capture/>.

Šorfová, M. (2016). *Biomechanika: úvod*. Prezentace prezentována v rámci kurzu: [Biomechanika, 2016, Praha].

Talpová, E. (2011). Rehabilitace u klienta po amputaci dolních končetin. *Sestra*, 21(6), 39-41.

Tichý, M. (2006). *Dysfunkce kloubu II.: Pánev*. Praha: Miroslav Tichý.

Trinkaus, E. (1983). *The Shanidar Neandertals*. New York: Academic Press.

Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J. & Votava, J. (2011). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada.

UNIFY ČR. (2015). Metabolická onemocnění skeletu – osteoporóza. *Standard fyzioterapie doporučený UNIFY ČR*. Dostupné 13. července 2019 z [http://www.unify-cr.cz/download/fblr/pks\\_16\\_007\\_fblr\\_2.pdf](http://www.unify-cr.cz/download/fblr/pks_16_007_fblr_2.pdf).

Van der Kruk, Eline & Reijne, M. M. (2018). Accuracy of human motion capture systems for sport applications: state-of-the-art review. *European Journal of Sport Science*, 18(6), 806-819. doi: 10.1080/17461391.2018.1463397.

Van Goeuverden, W., Langhout, R. F. H., Barendrecht, M. & Tak, I. J. R. (2019). Active pelvic tilt is reduced in athletes with groin injury; a case-controlled study. *Physical Therapy in Sport*, 36, 14-21.

Van Sint Jan, S. (2007). *Color Atlas of Skeletal Landmark Definitions*. 1st ed. Guidelines for Reproducible Manual and Virtual Palpations. London, UK: Churchill Livingstone.

Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton.

Véle, F. (2012). *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyziologie: Příručka pro terapeuty a pracující v neurorehabilitaci*. Praha: Triton.

Vetkasov, A., Hošková, B. & Sobotková, I. (2014). Objektivizace významu dechových cvičení u osob s poraněním míchy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 21(2), 68-72.

Vetkasov, A., Hošková, B. & Sobotková, I. (2015). Spolehlivost měření pohybu dolních žeber a brániční mobility radiografickou metodou u osob po poranění míchy. *Rehabilitácia*, 52(4), 228-235.

Vicon. (2019 a). *Markers and suits*. Dostupné 30. března 2019 z <https://www.vicon.com/products/vicon-devices/markers-and-suits>.

Vicon. (2019 b). *What is motion capture?* Dostupné 20. března 2019 z <https://www.vicon.com/what-is-motion-capture>.

Vilímková, K. (2010). *Vliv amputace dolní končetiny na kvalitu života*. (Diplomová práce – bakalářská). Brno: Masarykova univerzita, PedF, Katedra speciální pedagogiky.

Vllasolli, T. O., Orovcaneć, N., Zafirova, B., Krasniqi, B., Murtezani, A., Krasniqi, V. & Rama, B. (2015). Physiological cost index and comfort walking speed in two level lower limb amputees having no vascular disease. *Acta informatica medica: journal of the Society for Medical Informatics of Bosnia and Herzegovina*, 23(1), 12-17. doi:10.5455/aim.2015.23.12-17.

Vojta, V. & Peters, A. (2010). *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. 1st Czech ed. Praha: Grada.

Vojtíková, L., Sobotková, I. & Vařeková, J. (2016). Hodnocení držení těla v tělovýchovné praxi 3 – možnosti diagnostiky postury s využitím přístrojů. *TVSM*, 82(4), 38-44.

Votava, J. a kol. *Ucelená rehabilitace osob se zdravotním postižením*. Praha: Univerzita Karlova.

Vrablicová, M. et al. (2008). Komplexní rehabilitační péče u pacientů po amputaci dolní končetiny. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(3), 105-113.

Walker, M. L., Rothstein, J. M., Finucane, S. D. & Lamb, R. L. (1987). Relationships between lumbar lordosis, pelvic tilt, and abdominal muscle performance. *Physical Therapy*, 67(4), 512-516.

Wang, J., Han, Ch., Hu, Y., Chen, T. & Chen, Y. (2011). Markers rectifying in the motion capture system. In 2011 *International Conference on Electronic & Mechanical Engineering and Information Technology*, 9, 4554-4558. Harbin, China: IEEE. doi: 10.1109/EMEIT.2011.6024043.

WHO. (2015 a). *Disabilities and rehabilitation*. Dostupné 22. února 2015 z <http://www.who.int/disabilities/care/en/>.

WHO. (2015 b). *Rehabilitation*. Dostupné 22. února 2015 z <http://www.who.int/topics/rehabilitation/en/>.

WHO. (2019 a). *Diabetes mellitus*. Dostupné 27. ledna 2019 z <https://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs138/en/>.

WHO. (2019 b). *Rehabilitation in health systems*. Dostupné 15. května 2019 z <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/254506/9789241549974-eng.pdf?sequence=8>.

Wild, M., Kühlmann, B., Stauffenberg, A., Jungbluth, P., Hakimi, M., Rapp, W. & Betsch, M. (2014). Does age affect the response of pelvis and spine to simulated leg length discrepancies? A rasterstereographic pilot study. *European Spine Journal*, 23(7), 1449-1456. doi: 10.1007/s00586-013-3152-3.



Wu, T. M. & Chen, D. Z. (2014) Biomechanical study of upper-limb exoskeleton for resistance training with three-dimensional motion analysis system. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 51(1), 111-126.

doi: 10.1682/JRRD.2012.12.0227.

Yabukami, S., Kikuchi, H., Yamaguchi, M., Arai, K. I., Takahashi, K., Itagaki, A. & Wako, N. (2000). Motion capture system of magnetic markers using three-axial magnetic field sensor. *IEEE Transactions on Magnetics*, 36(5), 3646-3648.

doi: 10.1109/20.908928.

Youdas, J. W., Garrett, T. R., Egan, K. S. & Therneau, T. M. (2000). Lumbar lordosis and pelvic inclination in adults with chronic low back pain. *Physical Therapy*, 80(3), 261-275.

Youdas, J. W., Garrett, T. R., Harmsen, S., Suman, V. J. & Carey, J. R. (1996). Lumbar lordosis and pelvic inclination of asymptomatic adults. *Physical Therapy*, 76(10), 1066-1081.

Young, A. D. (2010). Use of Body Model Constraints to Improve Accuracy of Inertial Motion Capture. In 2010 *International Conference on Body Sensor Networks*, 180-186. Singapore: IEEE. doi: 10.1109/BSN.2010.30.

Young, R. S., Andrew, P. D. & Cummings, G. S. (2000). Effect of simulating leg length inequality on pelvic torsion and trunk mobility. *Gait & Posture*, 11(3), 217-223.

doi: 10.1016/S0966-6362(00)00048-5.

## **SEZNAM PŘÍLOH**

Příloha I – Souhlas Etické komise UK FTVS

Příloha II – Informovaný souhlas (vzor)

Příloha III – Obrázky

Příloha IV – Tabulky

Příloha V – Modifikované kompenzační cvičení

Příloha VI – Seznam zkratk

# PŘÍLOHY

## Příloha I – Souhlas Etické komise UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
José Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešleslavín

### Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce, zahrnující lidské účastníky

**Název projektu:** Vliv aplikovaných pohybových programů na pohybový systém osob po amputaci dolní končetiny

**Forma projektu:** doktorská výzkumná práce

**Období realizace:** leden 2016 – červenec 2016

**Předkladatel:** Ivona Sobotková

**Hlavní řešitel:** Ivona Sobotková

**Spoluřešitel(é):** -

**Vedoucí práce (v případě studentské práce):** doc. PhDr. Blanka Hošková, CSc.

**Název grantu:** -

**Popis projektu:** Projekt je empiricko-teoretickou prací, která sestává ze dvou částí – pilotní studie a samotného výzkumu. V projektu bude využito kvalitativní metody s prvky kvantitativními. V kvalitativní části výzkumu bude použita technika polostandardizovaného hloubkového rozhovoru, která nám dovoluje nahlédnout do problematiky ze subjektivního pohledu zkoumaných osob, taktéž bude vyplněna anketa, která je podpůrnou technikou výzkumu. V kvantitativní části očekáváme účast těch zkoumaných osob – osob po amputaci dolní končetiny. Kvantitativní část bude založena na diagnostice postavení páteře a diagnostice možných poruch pohybového systému osob po amputaci DK. Diagnostika bude provedena za pomoci přístroje Qualisys, který je schopen 3D analýzy pohybu, příp. i stabilometrické plošiny. Diagnostika i rozhovory budou provedeny před a po intervenci. Intervenci se rozumí aplikovaný pohybový program, který potrvá po dobu cca 6 měsíců. Cílem projektu je ověření intervenčního aplikovaného pohybového programu u osob po amputaci DK a zjištění jeho vlivu na pohybový systém osob po amputaci dolní končetiny. Předpokládáme 10-20 účastníků výzkumu, obou pohlaví, ve věkovém rozmezí 6-55 let.

**Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:** Jedná se o neinvazivní metodu, v rámci projektu je současně navázána spolupráce s Rehabilitační klinikou v Malvazinkách, s odborným dohledem rehabilitačního pracovníka, diagnostika proběhne v laboratoři UK FTVS. Program bude sestaven pod odborným dohledem doc. PhDr. Blanky Hoškové, CSc. z Katedry zdravotní TV a TV lékařství, UK FTVS v Praze a Hany Kohoutové, DiS., fyzioterapeutky z Rehabilitační kliniky Malvazinky v Praze.

**Etické aspekty výzkumu:** V našem případě se jedná o jedince charakterizované určitým zdravotním znevýhodněním (amputace dolní končetiny), kteří jsou v péči Rehabilitační kliniky v Malvazinkách. V případě nezletilých probandů bude informovaný souhlas podepsán zákonným zástupcem (rodič). Výzkum zahrnuje vulnerabilní skupinu nezletilých osob, protože uvažujeme také o porovnání akcelerace kompenzace v rámci různých věkových skupin. Osobní data probandů budou anonymizována, příp. budou uvedeny pouze iniciály.

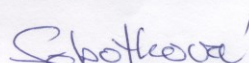
**Informovaný souhlas: příloha**

Povinnosti všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne 29. ledna 2016

Podpis předkladatele:



### Vyjádření Etické komise UK FTVS

**Složení komise:** Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

**Členové:** prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

doc. Ing. Monika Šorfová, Ph.D.

Mgr. Pavel Hráský, Ph.D.

MUDr. Šimona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: ..... 020/2016 .....

dne: ..... 29. 1. 2016 .....

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpor s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

**Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.**

razítko UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA v Praze  
Fakulta tělesné výchovy a sportu  
José Martího 31, 162 52, Praha 6

1

podpis předsedkyně EK UK FTVS

## Příloha II – Informovaný souhlas (vzor)

### INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné), Vás žádám o souhlas k účasti ve výzkumném projektu, který se uskuteční v rámci disertační práce s názvem *Vliv aplikovaných pohybových programů na pohybový systém osob po amputaci dolní končetiny*.

1. Cílem výzkumného projektu je ověření intervenčního aplikovaného pohybového programu u osob po amputaci DK a zjištění jeho vlivu na pohybový systém osob po amputaci dolní končetiny,
2. jedná se o neinvazivní metodu, kdy projekt je empiricko-teoretickou prací, která sestává ze dvou částí – pilotní studie a samotného výzkumu;
3. v kvalitativní části projektu použijeme techniku: hloubkový rozhovor, který nám dovolí nahlédnout do problematiky ze subjektivního pohledu, taktéž bude vyplněna anketa, která je podpůrnou technikou výzkumu – ke zjištění aktuálního stavu, ale i stavu dlouhodobého. Kvantitativní část bude založena na diagnostice postavení páteře a diagnostice možných poruch pohybového systému; diagnostika bude provedena za pomoci přístroje Qualisys, který je schopen 3D analýzy pohybu; diagnostika i rozhovory budou provedeny před a po intervenci; intervencí se rozumí aplikovaný pohybový program, který potrvá po dobu 6 měsíců;
4. časový rozsah spolupráce očekáváme 3-6 měsíců, při frekvenci cvičení 3x týdně á 20 min. (event. dle individuálních potřeb jedince a vzhledem k aktuálnímu stavu pohybového systému),
5. riziko výzkumu není vyšší, než je běžné pro tuto formu činnosti, resp. pohybových aktivit (pohybové aktivity osob po amputaci DK, které byly informovány o aplikaci výzkumných metod a byly záměrně vybrány do projektu s cílem zlepšit kvalitu pohybu a kvalitu života);
6. očekávaným přínosem by měla být korekce pohybového systému, i v kontextu psychosomatickém;
7. výsledky budou součástí disertační práce se zachováním všech anonymizovaných dat v souladu s podmínkami disertačních prací, data i obrázky budou součástí publikací pro fyzioterapeutické i metodické materiály aplikovaných pohybových aktivit zdravotně znevýhodněných osob, na vyžádání budou probandi o svých výsledcích informováni osobně, získaná data budou využita pouze k výše zmíněným účelům, příp. k budoucím vědeckým účelům a publikacím, a to vždy v anonymizované formě.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele:

Podpis: .....

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení:

Podpis: .....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

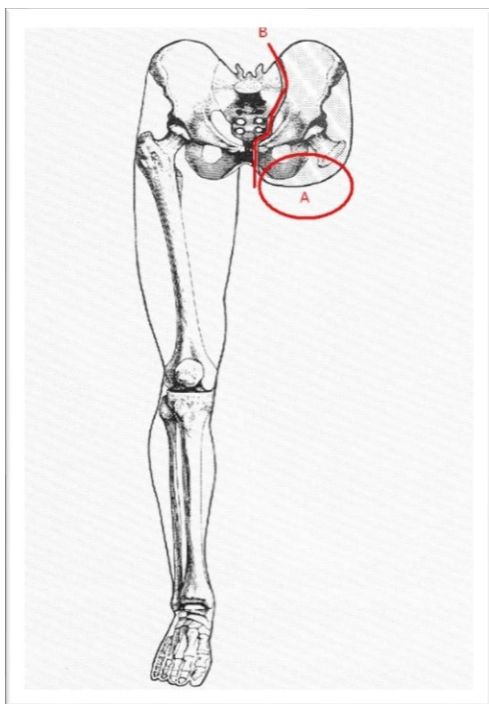
Místo, datum .....

Jméno a příjmení účastníka ..... Podpis: .....

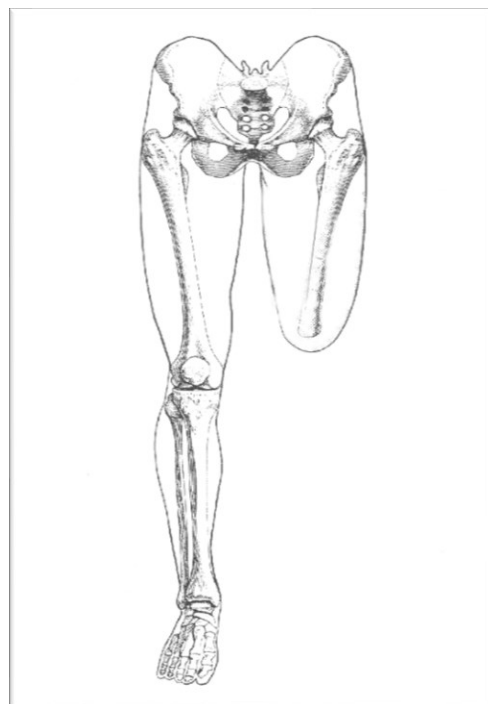
Jméno a příjmení zákonného zástupce .....

Vztah zákonného zástupce k účastníkovi ..... Podpis: .....

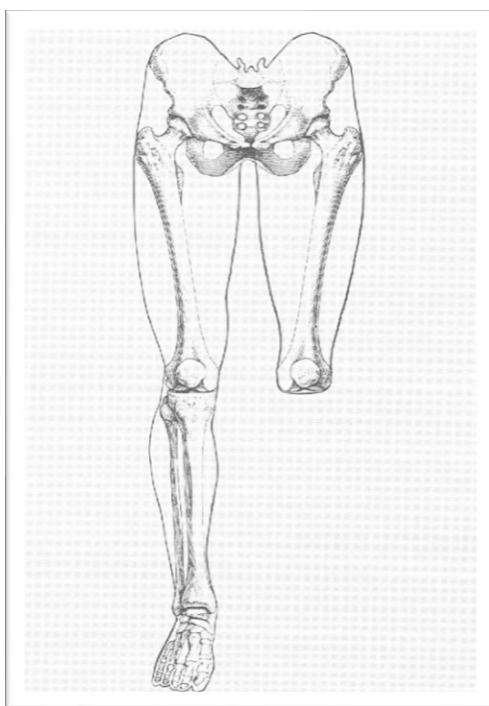
### Příloha III – Obrázky



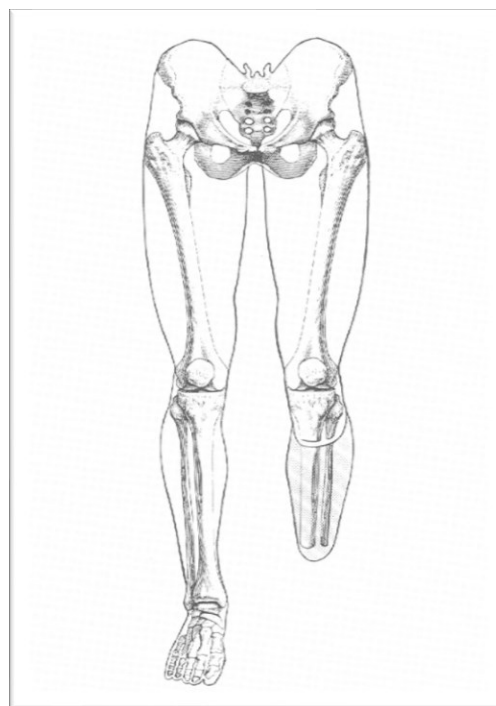
Obrázek 1 – A: Exartikulace v kyčelním kloubu; B: Hemipelvektomie



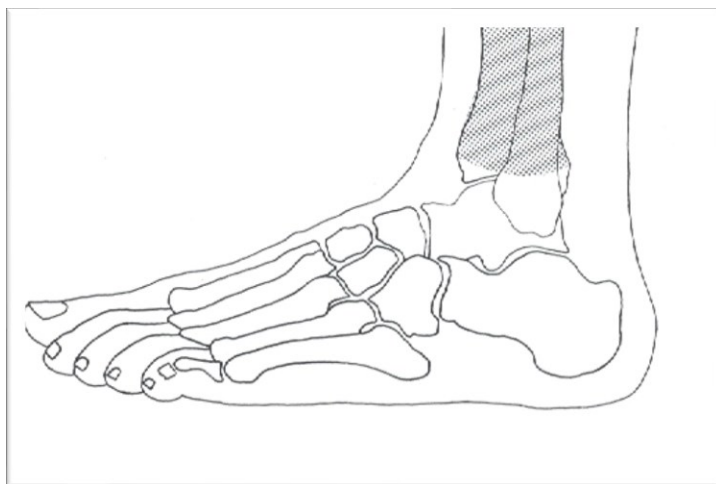
Obrázek 2 – Příklad transfemorální amputace



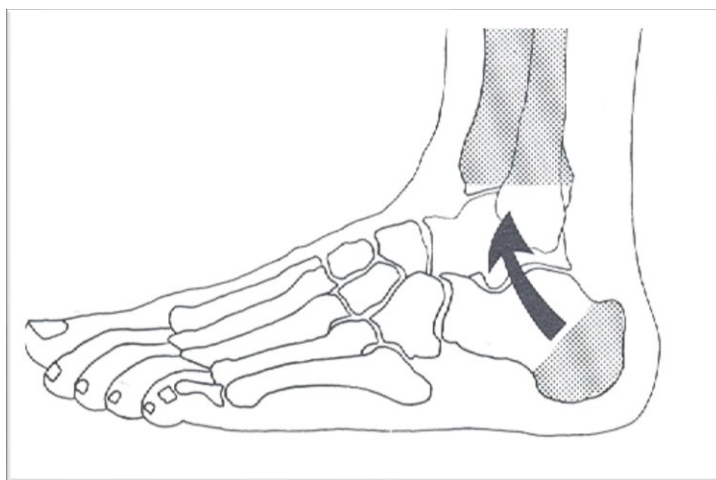
Obrázek 3 – Exartikulace v kolenním kloubu



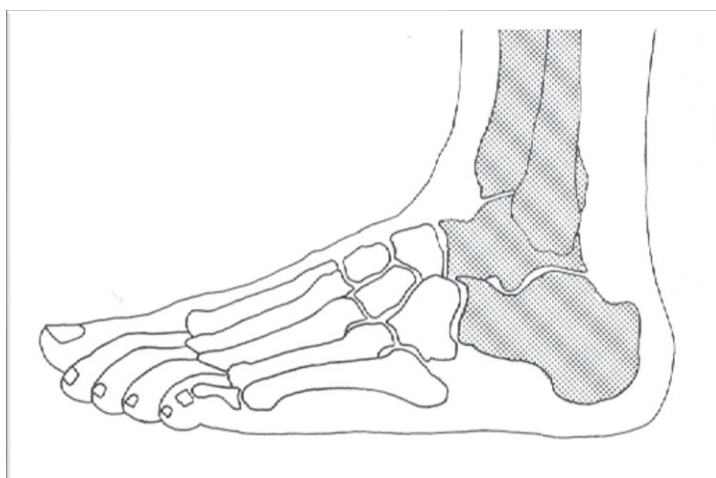
Obrázek 4 – Příklad transtibiální amputace



Obrázek 5 – Amputace dle Symea

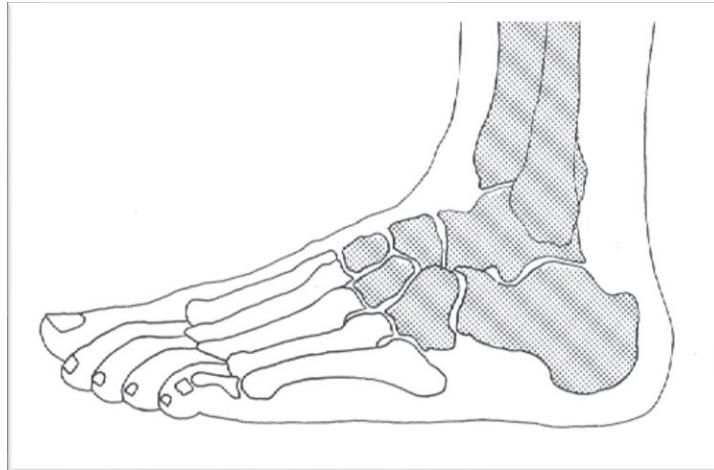


Obrázek 6 – Amputace dle Pirogova

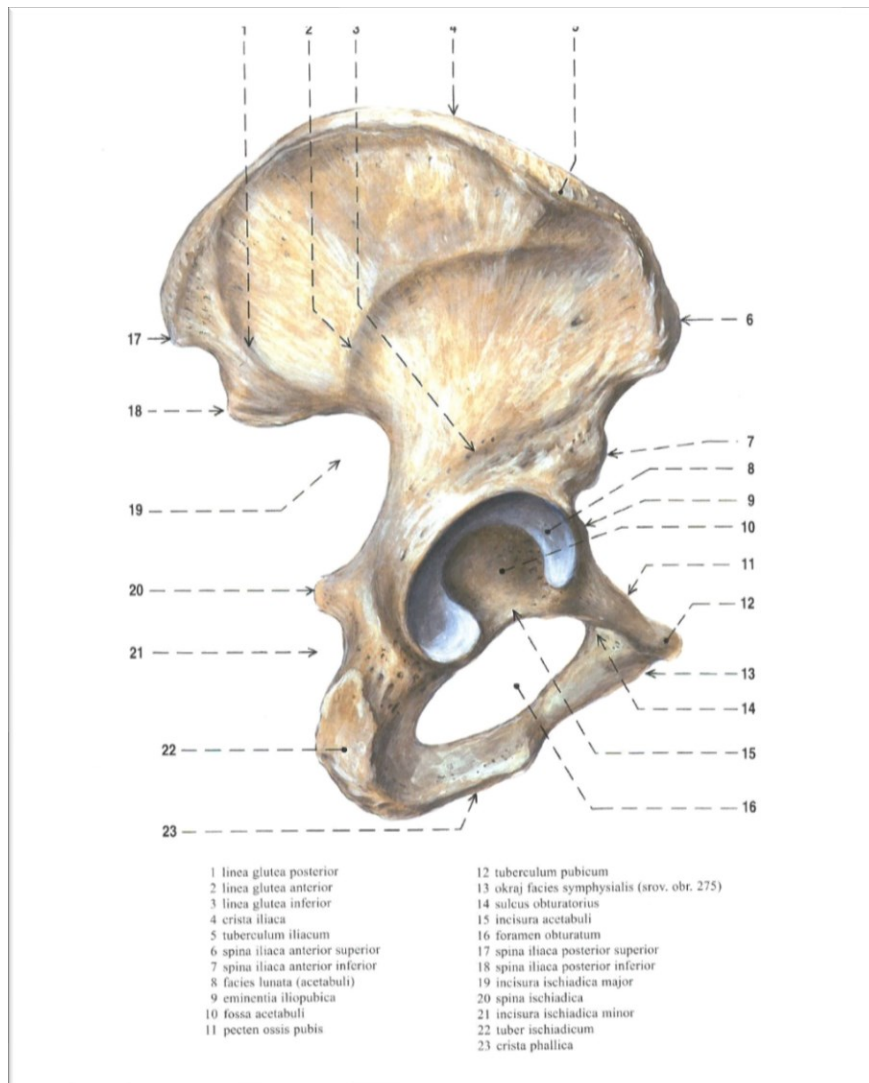


Obrázek 7 – Amputace dle Choparta

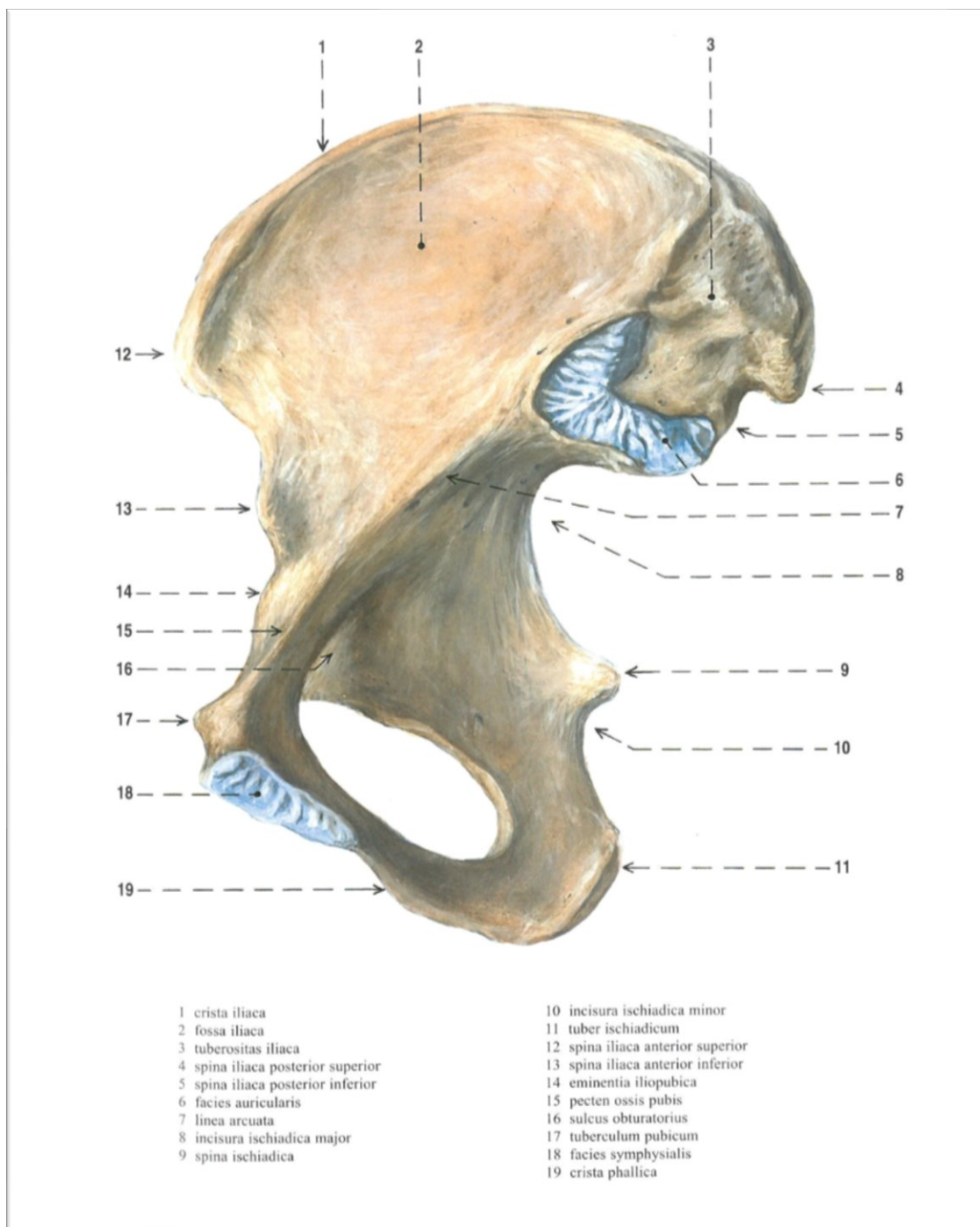




Obrázek 8 – Amputace dle Lisfranca

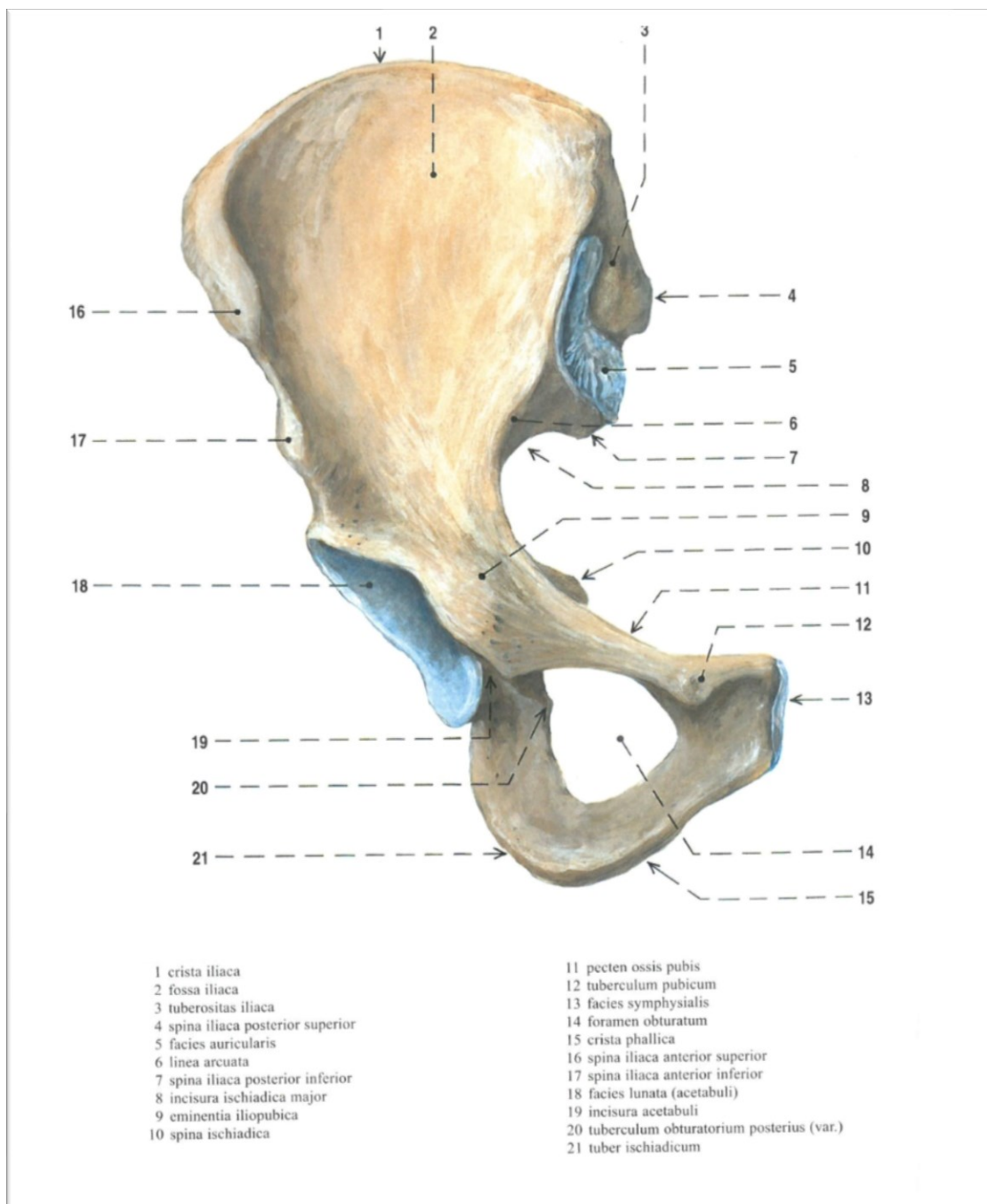


Obrázek 9 – Os coxae – kost pánevní, pravá strana (pohled na laterální stranu)

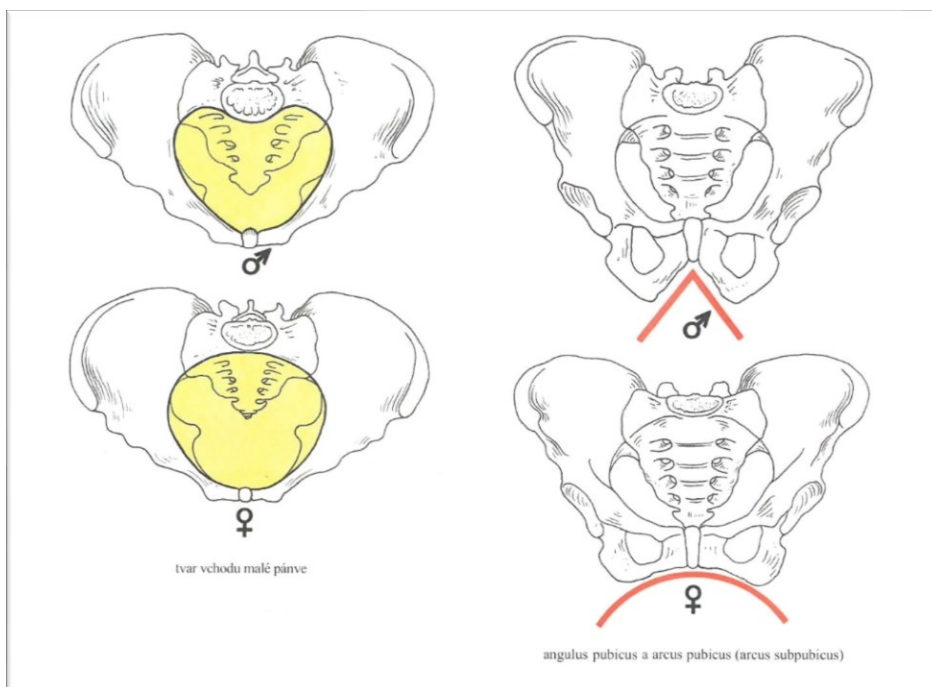


Obrázek 10 – Os coxae – kost pánevní, pravá strana (pohled na mediální stranu)

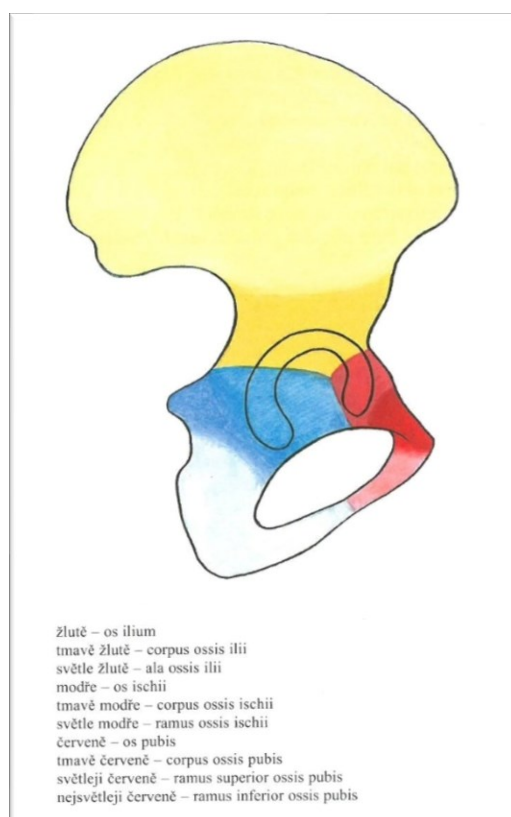




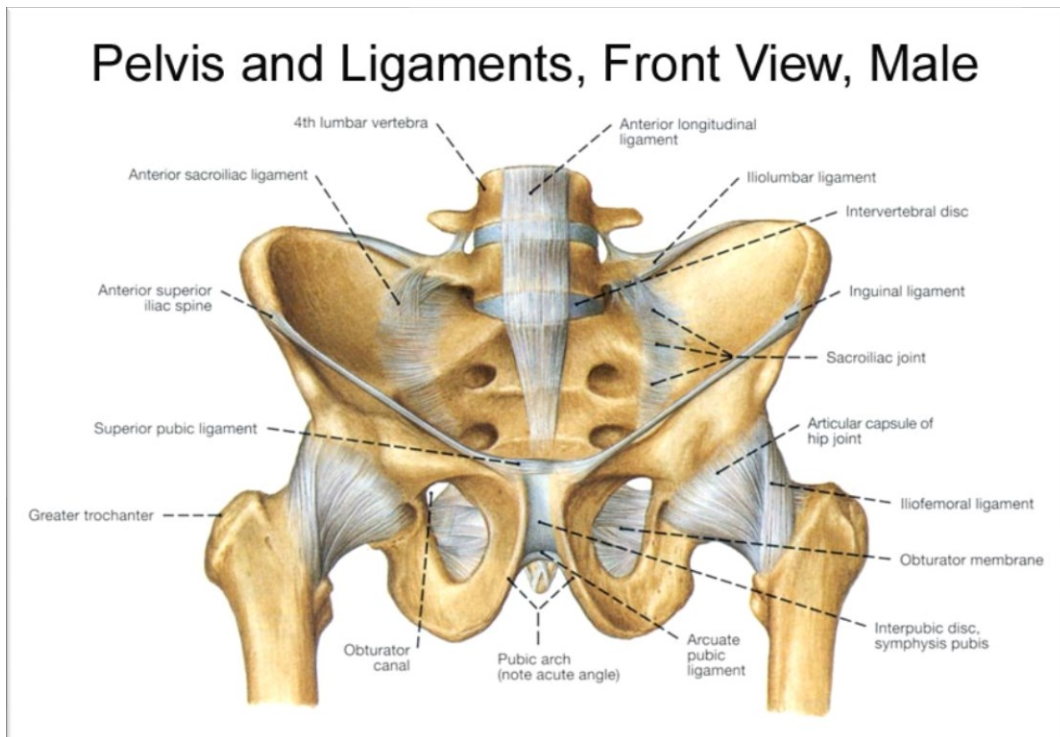
Obrázek 11 – Os coxae – kost pánevní, pravá strana (pohled zepředu)



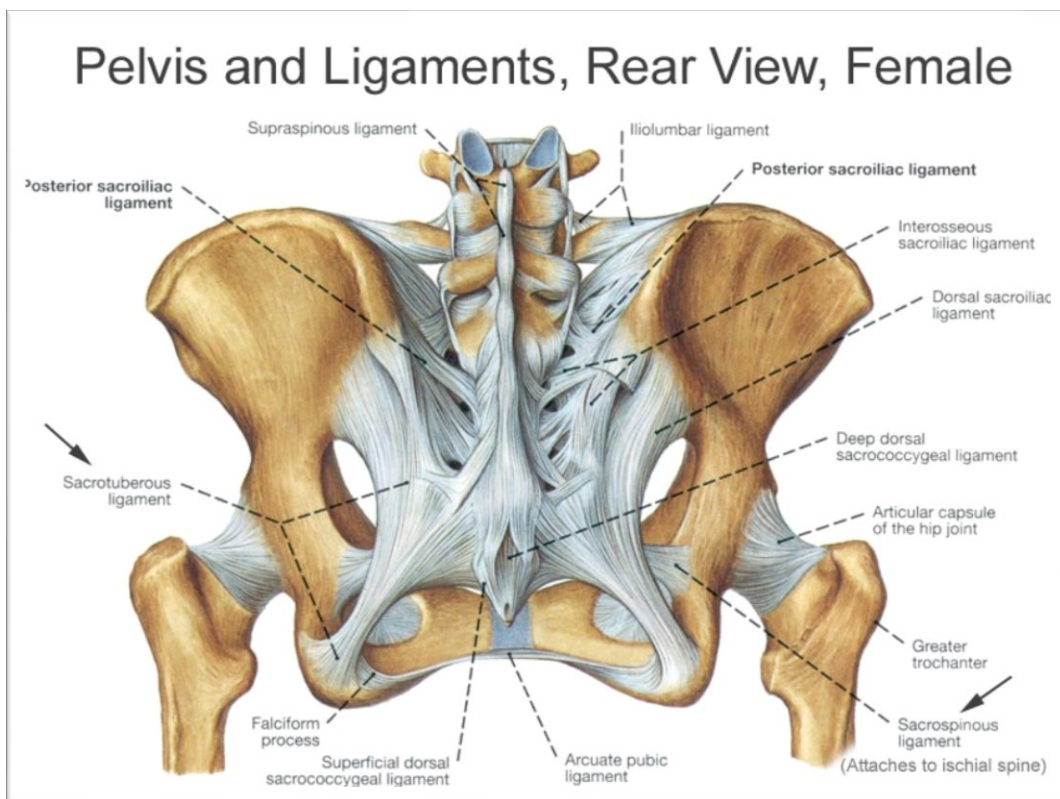
Obrázek 12 – Pánev ženská a mužská (vč. znázornění vybraných pohlavních rozdílů)



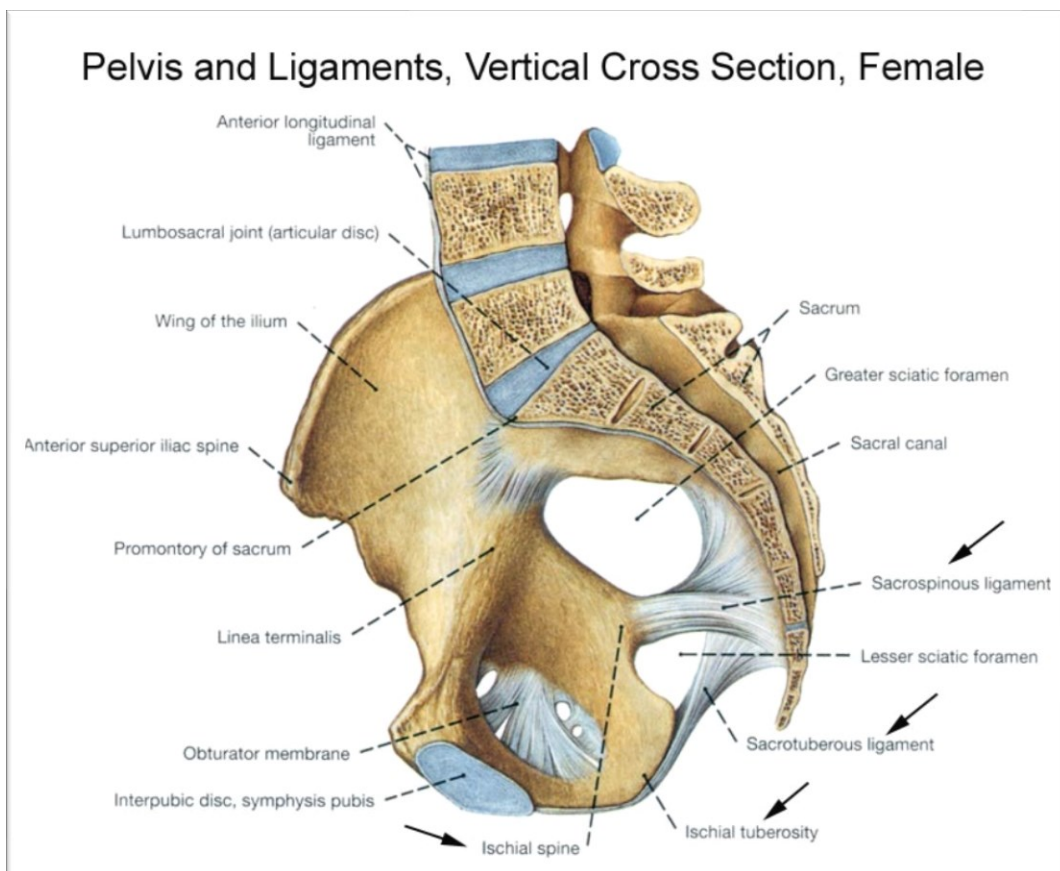
Obrázek 13 – Os coxae – kost pánevní, pravá strana (schéma, vč. acetabula)



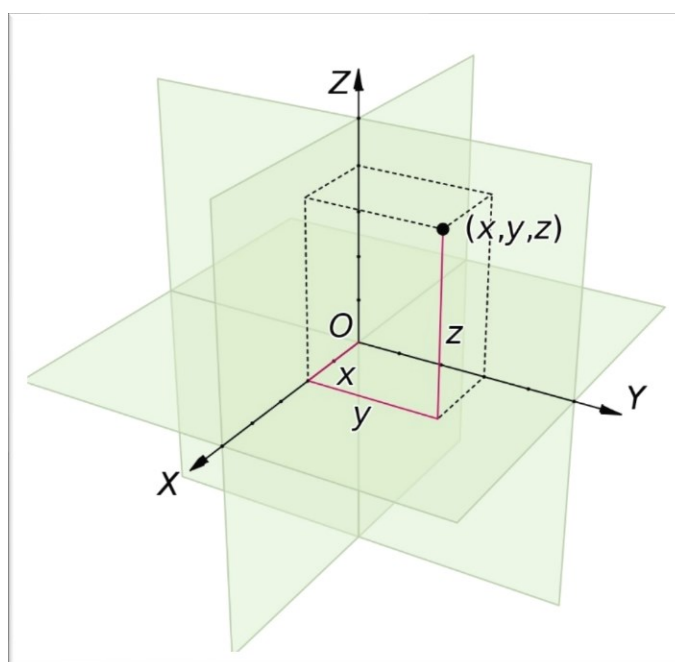
Obrázek 14 – Ligamenta pánve (pohled zředu)



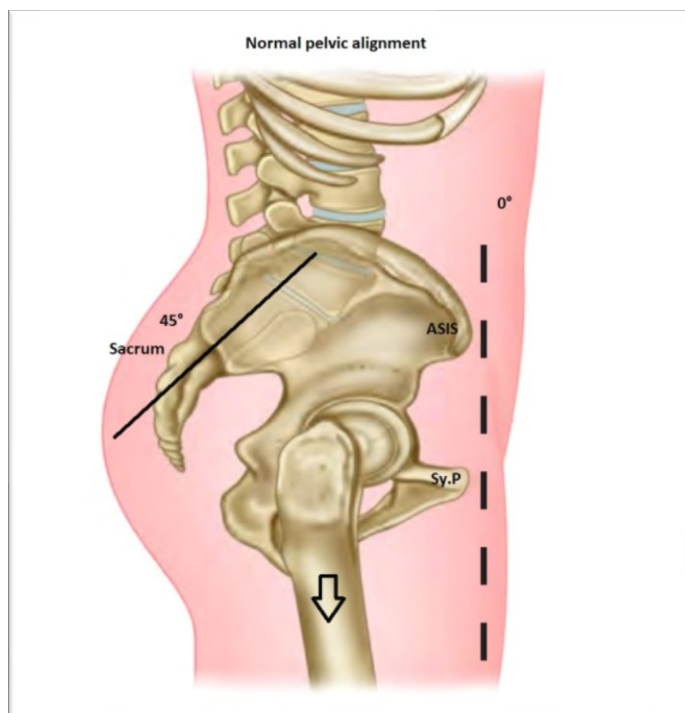
Obrázek 15 – Ligamenta pánve (pohled zezadu)



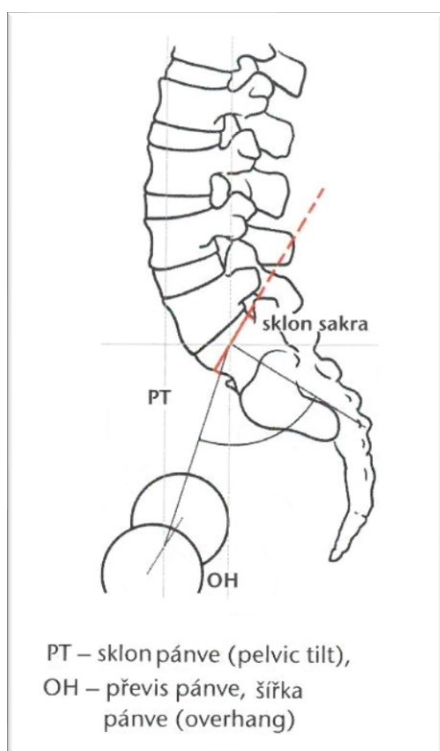
Obrázek 16 – Ligamenta pánve (pohled z boku)



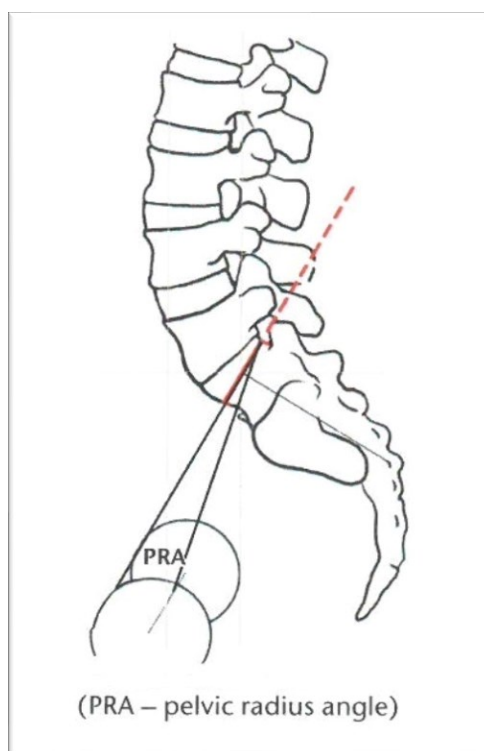
Obrázek 17 – Souřadný systém člověka



Obrázek 18 – Znázornění optimální pozice pánve

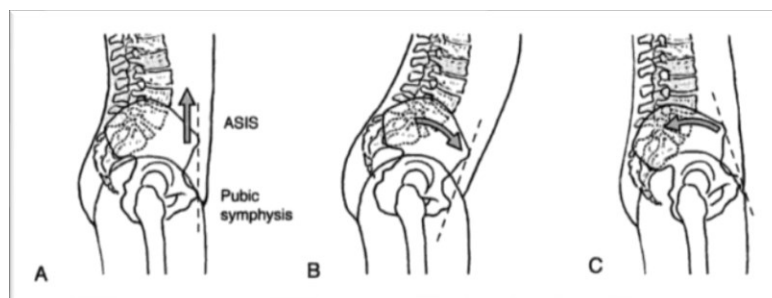


Obrázek 19 – Znázornění fyziologického sklonu pánve (pelvic tilt, version pelvienne, sakrální sklon)

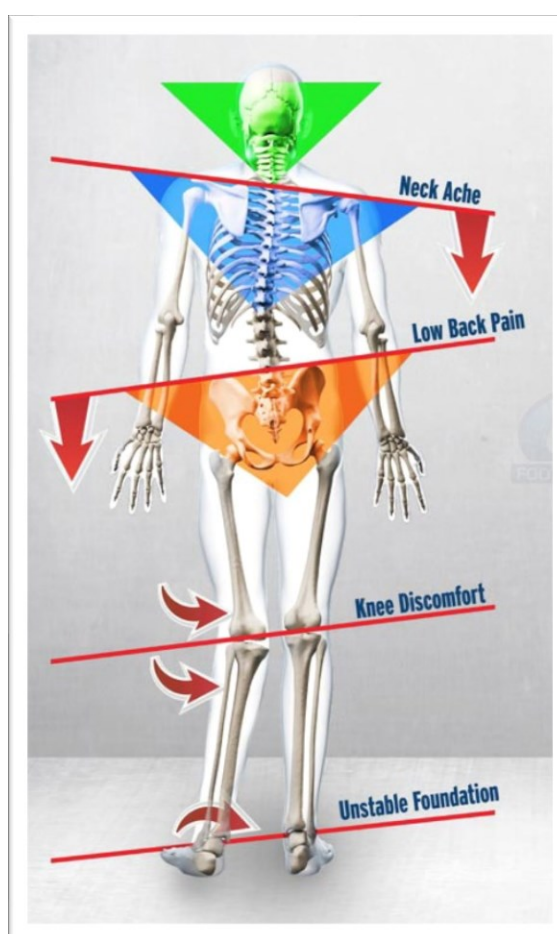


Obrázek 20 – Znázornění fyziologického sklonu pánve (úhel pánevní lordózy)

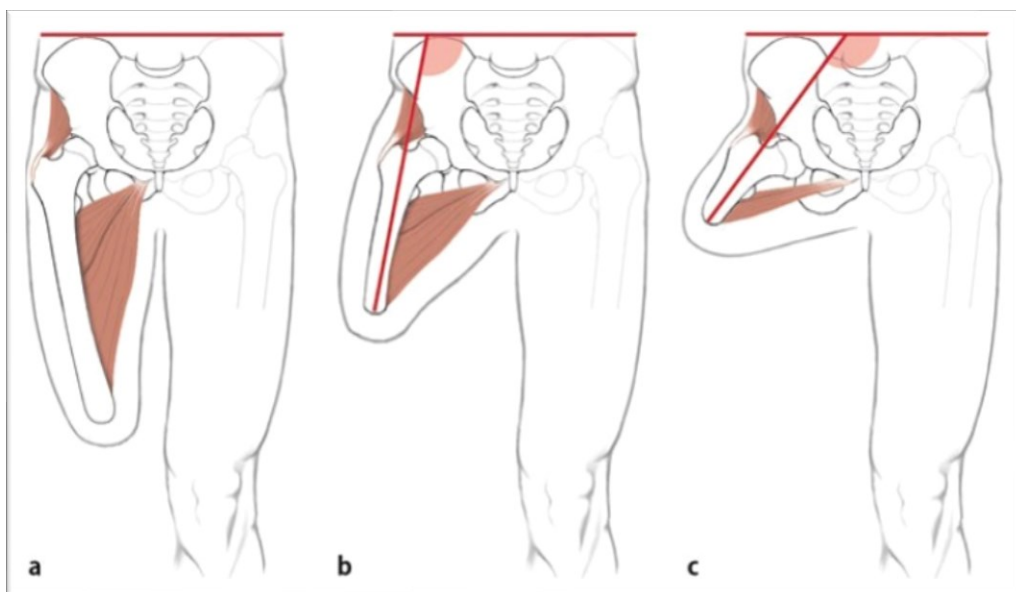




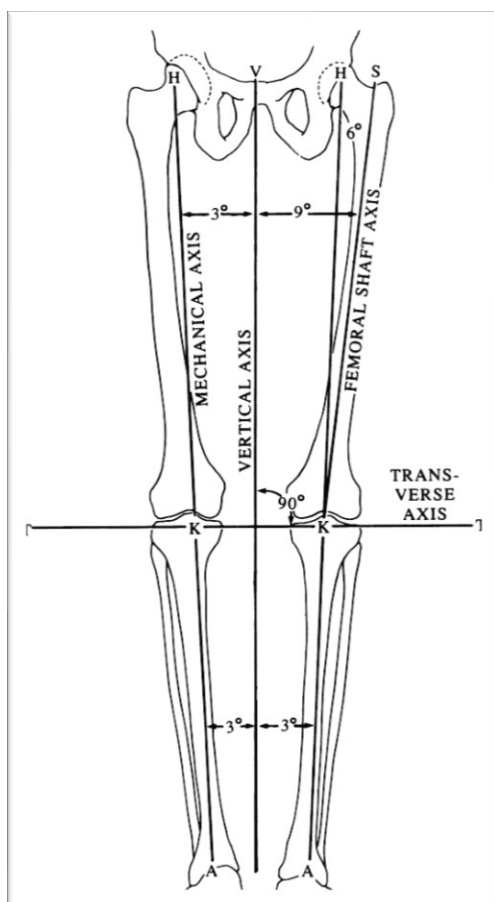
Obrázek 21 – Postavení pánve: A – Inclinatio pelvis normalis; B – anteverzní postavení pánve; C – retroverzní postavení pánve



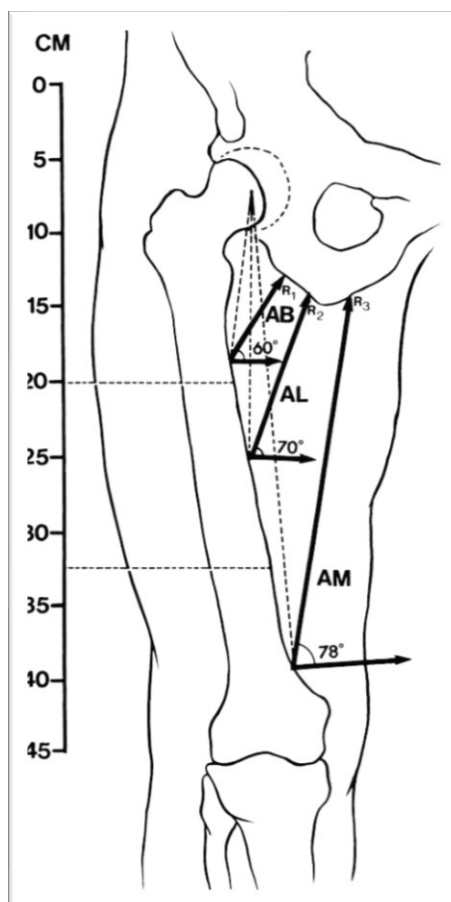
Obrázek 22 – Znázornění posturálních změn v důsledku zešíkmení pánve



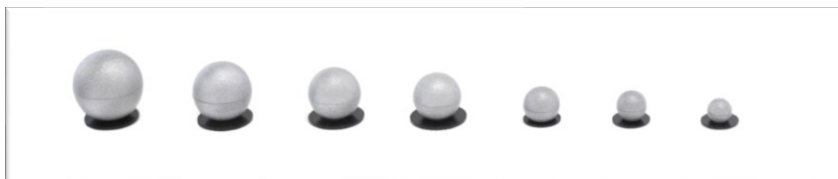
Obrázek 23 – Alternace mechanického a anatomického postavení dolní končetiny po transfemorální amputaci



Obrázek 24 – Mechanické osy dolních končetin



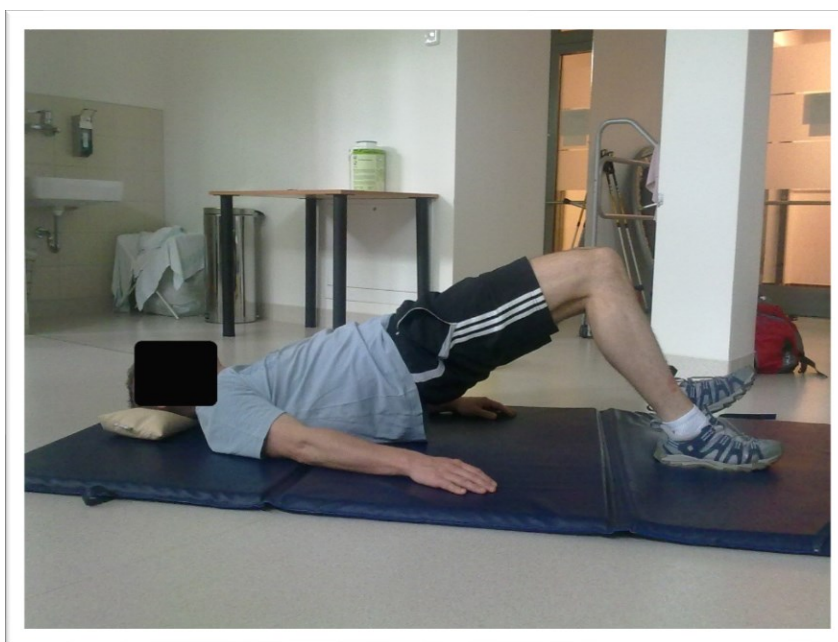
Obrázek 25 – Vliv transfemorální amputace na mm. adductores



Obrázek 26 – Pasivní markery



Obrázek 27 – Ukázka cvičení (prevence/korekce skoliotického držení těla)



Obrázek 28 – Ukázka cvičení (prevence/korekce hyperlordotického držení těla)

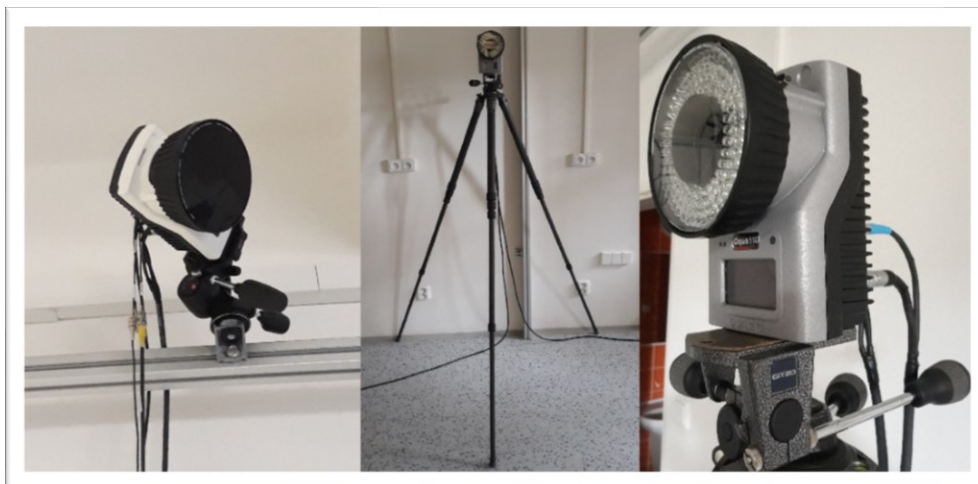




Obrázek 29 – Ukázka cvičení (protažení horní části trapézu)



Obrázek 30 – Ukázka cvičení (dechová cvičení)



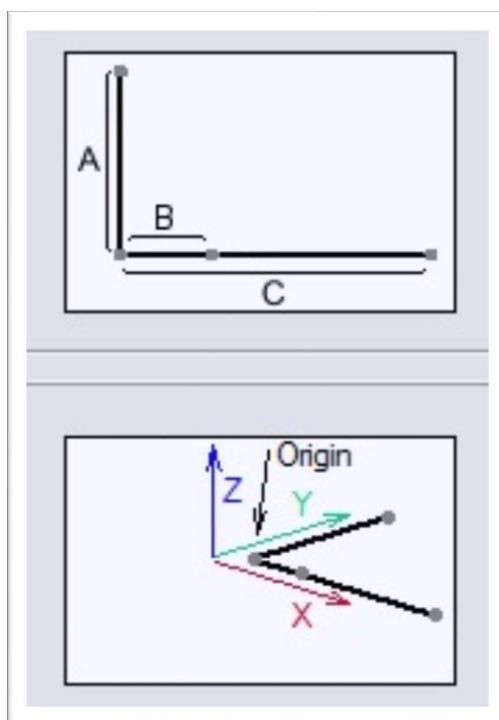
Obrázek 31 – Kamery (ilustrační foto)



Obrázek 32 – Kalibrační náčiní (rám a hůlka)



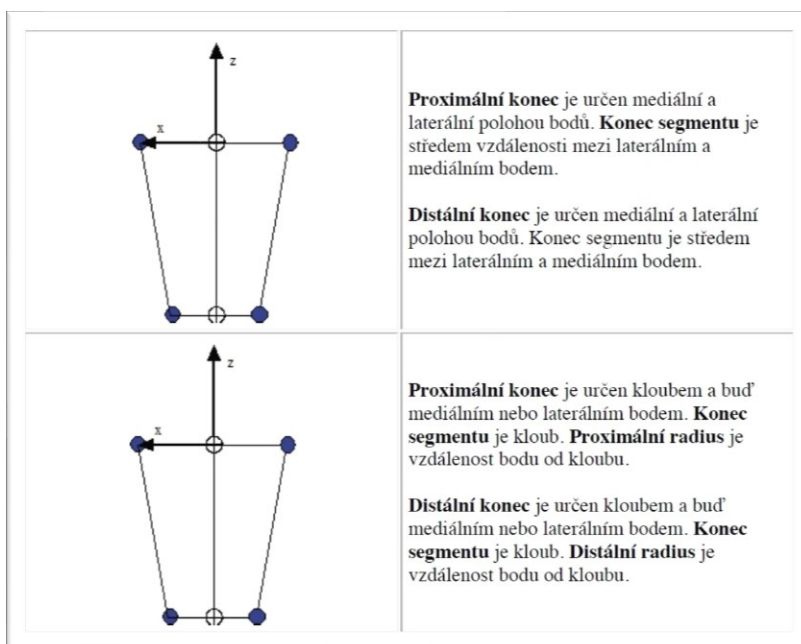
Obrázek 33 – Umístění markerů na kalibračním rámu a na kalibrační hůlce



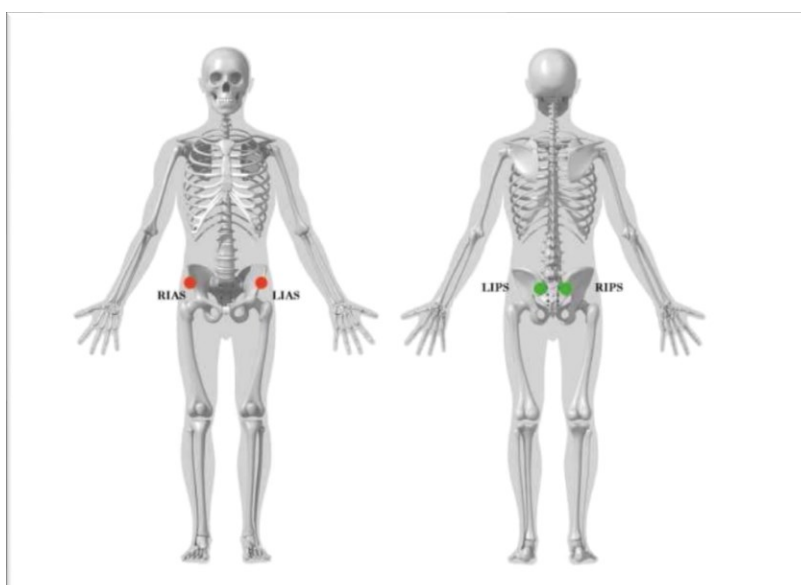
Obrázek 34 – QTM: Princip kalibrace a znázornění os



Obrázek 35 – Pasivní markery vel 12,5 mm (+ jejich znázornění při odrazu světla)

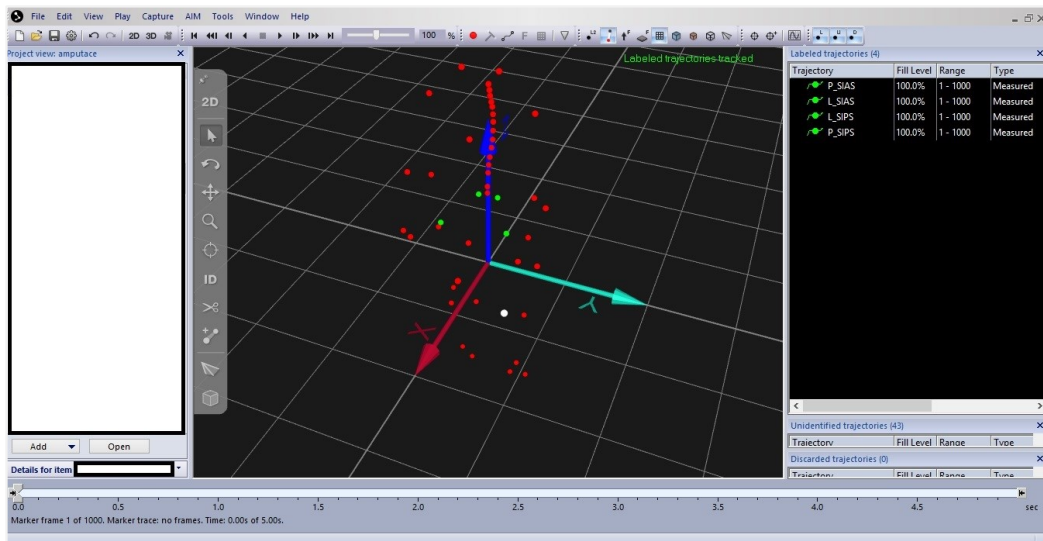


Obrázek 36 – Definice segmentu čtyřmi markery

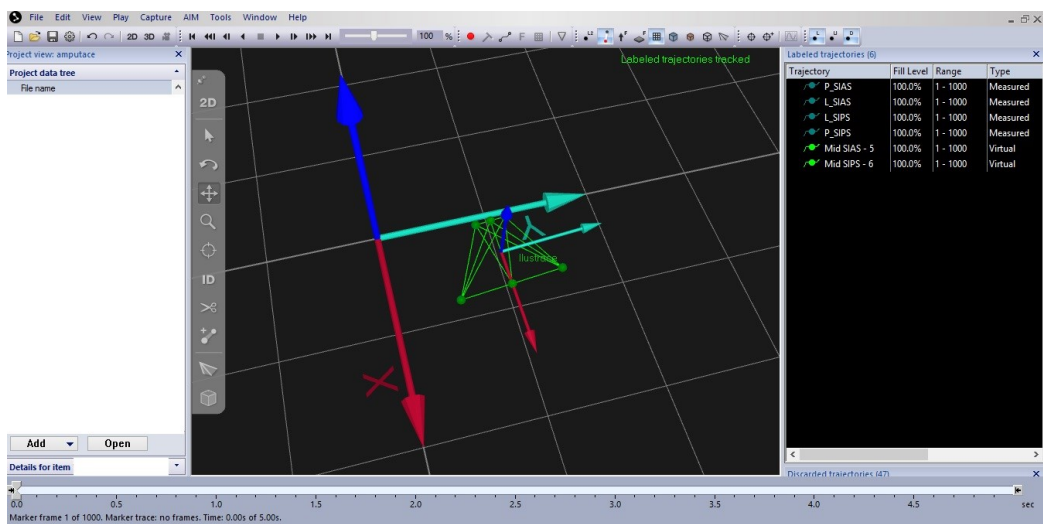


Obrázek 37 – Umístění markerů v segmentu pánve





Obrázek 38 – Definice segmentu v praxi



Obrázek 39 – Funkce „Rigid Body“ s přidáním virtuálních markerů v praxi

### ***Seznam zdrojů k obrázkům***

- Obr. 1-8: Kálal, J. (2003). *Rehabilitace amputovaných*. Ústí nad Labem: Ústav zdravotnických studií UJEP. s. 48-53.
- Obr. 9-11: Čihák, R. (2011). *Anatomie*. 3rd ed. Praha: Grada. s. 284-286.
- Obr. 12 Čihák, R. (2011). *Anatomie*. 3rd ed. Praha: Grada. s. 311.
- Obr. 13: Čihák, R. (2011). *Anatomie*. 3rd ed. Praha: Grada. s. 282.
- Obr. 14: E-doctoronline. (2019). *Pelvis Anatomy*. Dostupné 1. března 2019 z [http://www.edoctoronline.com/media/19/photos\\_0395A4BF-99AB-4A71-B987-351DC4D10A16.jpg](http://www.edoctoronline.com/media/19/photos_0395A4BF-99AB-4A71-B987-351DC4D10A16.jpg).
- Obr. 15: E-doctoronline. (2019). *Pelvis Anatomy*. Dostupné 1. března 2019 z [http://www.edoctoronline.com/media/19/photos\\_92FDDA42-751B-4ED2-AB8F-7DCD8E575A9E.jpg](http://www.edoctoronline.com/media/19/photos_92FDDA42-751B-4ED2-AB8F-7DCD8E575A9E.jpg).
- Obr. 16: E-doctoronline. (2019). *Pelvis Anatomy*. Dostupné 1. března 2019 z [http://www.edoctoronline.com/media/19/photos\\_7A33904D-1090-48BD-A52B-5F877D2F4725.jpg](http://www.edoctoronline.com/media/19/photos_7A33904D-1090-48BD-A52B-5F877D2F4725.jpg).
- Obr. 17: Stolfi, J. (2018). *Illustration of the Cartesian coordinate system for 3 D*. Dostupné 1. září 2019 z [https://en.wikipedia.org/wiki/File:Coord\\_system\\_CA\\_0.svg](https://en.wikipedia.org/wiki/File:Coord_system_CA_0.svg).
- Obr. 18: Larsen, K. (2016). *The true solution for your lower back pain*. Dostupné 1. září 2019 z <https://trainingandrehabilitation.com/true-solution-lower-back-pain/>.
- Obr. 19-20: Kolář, P. et al. (2012). *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání, dotisk. Praha: Galén. s. 134.
- Obr. 21: Clippinger, K. S. (2016). *Dance Anatomy and Kinesiology*. 2nd ed. Champaign, IL, USA: Human Kinetics. s. 129.
- Obr. 22: Foot Levelers (2019). *Why Everyone Needs Custom Orthotics*. Dostupné 26. září 2019 z [https://www.footlevelers.com/why-custom-orthotics/who-should-be-scanned/?utm\\_source=chiropracticcentersoftexas.com&utm\\_campaign=Widget](https://www.footlevelers.com/why-custom-orthotics/who-should-be-scanned/?utm_source=chiropracticcentersoftexas.com&utm_campaign=Widget).
- Obr. 23: Physiopedia. (2019). *Principles of amputation*. Dostupné 4. března 2019 z [https://www.physio-pedia.com/images/3/36/TF\\_amputation\\_level3.png](https://www.physio-pedia.com/images/3/36/TF_amputation_level3.png).
- Obr. 24: Gottschalk, F. (1999). Transfemoral Amputation: Biomechanics and Surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 361, p.16.

- Obr. 25: Gottschalk, F. (1999). Transfemoral Amputation: Biomechanics and Surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 361, p.17. původně také v Gottschalk, F., Kourosch, S., Stills, M., McClellan, B. & Roberts, J. (1989). Does socket configuration influence the position of the femur in above-knee amputation?. *J Prosthet Orthot*. 2, 94-102.
- Obr. 26: Qualisys. (2019). *Super-spherical markers*. Dostupné 4. září 2019 z <https://www.qualisys.com/hardware/accessories/passive-markers/super-spherical-markers/>.
- Obr. 27-32: Vlastní zdroj, autor disertace.
- Obr. 33: Qualisys. (2019). *Carbon fiber calibration kit*. Dostupné 4. září 2019 z [https://cdn-content.qualisys.com/2018/11/PI\\_Calibration\\_Kit\\_Large\\_0.pdf](https://cdn-content.qualisys.com/2018/11/PI_Calibration_Kit_Large_0.pdf).
- Obr. 34: Vlastní zdroj, autor disertace, vyňato z QTM verze 2.14.
- Obr. 35: Vlastní zdroj, autor disertace.
- Obr. 36: Soumar, L. (2011). *Kinematická analýza*. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem, s. 27.
- Obr. 37: Soumar, L. (2011). *Kinematická analýza*. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem, s. 31.
- Obr. 38-39: Vlastní zdroj, autor disertace, vyňato z QTM verze 2.14.

## Příloha IV – Tabulky

Tabulka 1 – Základní charakteristika výzkumného souboru

Proband	Pohlaví	Věk (roky)	Úroveň amputace	Strana amputace	Příčina amputace	Doba od amputace (roky)	Bolesti a subjektivní obtíže	Jiná onemocnění	Stupeň pohybové aktivity
A	Ž	39	transfemorální	P	osteosarkom	25	silná skolióza, bolesti zad v krční a bederní části páteře, bolesti v křížové oblasti, bolesti hlavy a migrény	ne	3
B	Ž	42	transfemorální	L	osteosarkom	2,5	bolesti v SI skloubení	ne	2-3
C	M	44	transfemorální	L	trauma (autonehoda)	25	bolesti zad	pylová alergie	4
D	M	37	transfemorální	L	trauma (autonehoda)	2,5	bolesti zad, bolesti kolene na intaktní končetině, otoky pažů, otlaky a puchýře na pažů, dříve Scheuermannova choroba	ne	3
E	M	41	transfemorální	L	osteosarkom	22	bolesti zad, mírně skoliotické držení těla	ne	4
F	Ž	42	transfemorální	P	trauma (autonehoda)	4,5	bolesti zad, bolesti v SI skloubení	deprese	2
G	M	38	transfemorální	L	trauma	4	bolesti v bederní části páteře	ne	5
H	Ž	27	transfemorální	P	trauma (autonehoda)	16	skolióza bez bolesti	ne	5
I	Ž	6	transfemorální	L	osteosarkom	5,5	ne	ne	3
J	M	12	transfemorální	L	osteosarkom	3	ne	alergie, pomalý růst, zhoršený sluch	3



Tabulka 6 – Stupnice (in)aktivity

<b>1</b>	zcela inaktivní – bez PA
<b>2</b>	inaktivní – velmi málo PA
<b>3</b>	aktivní – rekreačně
<b>4</b>	aktivní – rekreačně až vrcholově
<b>5</b>	aktivní – vrcholová úroveň

## Příloha V – Modifikované kompenzační cvičení

<p><b>Uvolnění ramenního kloubu</b> Leh na zádech pokrčeno – z paží vytvoříme před hrudníkem „okénko“ tím, že složíme předloktí na předloktí a plynule kroužíme tímto „okénkem“ v ramenním kloubu doleva a poté doprava. Dýcháme plynule. Kroužíme 5x. Pozor – bedra tlačíme k podložce.</p>	<p><b>Uvolnění kyčelního kloubu</b> Leh na zádech pokrčeno, paže volně podél těla – skrčíme pravou DK a plynule kroužíme skrčenou končetinou v kyčelním kloubu. Totéž provedeme s levou DK. Dýcháme plynule. Kroužíme 5x. Pozor – bedra tlačíme k podložce.</p>	<p><b>Protahování svalů v oblasti bederní páteře</b> Leh na zádech pokrčeno, vzpažit – s výdechem podsadíme pánev, přisrkneme bedra k podložce a vytváíme paže do délky. Opakujeme 5x. S nádechem uvolníme. Pozor – nezakláme hlavu!</p>	<p><b>Prevence/korekce skoliotického držení těla</b> Leh na zádech pokrčeno, vzpažit – s výdechem natahujeme pravou dolní končetinu a společně s levou horní končetinou ji vytváíme co nejvíce do délky. S nádechem uvolníme. Totéž provedeme i s levou dolní a pravou horní končetinou. Opakujeme 5x. Pozor – bedra tlačíme k podložce, nezakláme hlavu, neukláme se.</p>	<p><b>Protahování horní části trapézů</b> Sed na židli, nuce v bok – s výdechem stáhneme lopatky k sobě a dolů. S nádechem uvolníme. Opakujeme 5x. Pozor – pohyb vychází z lopatek, horní končetiny nejsou zdrojem polybu, sedíme rovně, nepředkláníme hlavu.</p>	<p><b>Protahování širokého svalu zádového a serratu</b> Sed na židli, nuce v bok – s výdechem se ukloníme vpravo, s nádechem výdrž v úklonu. S dalším výdechem se více ukloníme a zároveň vzpažíme pokrčenou levou, s nádechem uvolníme, ale nevrátíme se do základní polohy. Se třetím výdechem v úklonu natahujeme levou paži a ukloníme se do maxima. Totéž opakujeme opáčně se vzpaženou pravou. Opakujeme 5x. Pozor – nepředkláníme trup, nepředkláníme ani nezakláme hlavu, hlava musí být v prodloužení těla.</p>
<p><b>Protahování čtyřhranného svalu bederního</b> Sed na židli, vzpažit levou – s výdechem se vzpaženou levou horní končetinou předkloníme šikmo vpravo. S nádechem uvolníme, ale nevrátíme se do základní polohy. S dalším výdechem hloubší šikmý předklon, s nádechem uvolnit (zastavíme v poloze) a se třetím výdechem se snažíme dostat do maximální polohy. Totéž provedeme 1 opáčně se vzpaženou pravou. Opakujeme 5x. Pozor – horní končetina je v šikmém předklonu stále nad hlavou.</p>	<p><b>Protahování flexorů (ohybačů) kyčelního kloubu</b> Leh na levém boku – skrčíme pravou DK, pravý/é berte/šetno zavěsíme do ruknutí a vzpažíme levou. Rukník držíme pravou rukou, s výdechem podsadíme pánev. S nádechem uvolníme. Totéž provedeme opáčně na pravém boku. Opakujeme 5x. Pozor – neprotahujeme se v bedrech.</p>	<p><b>Prevence/korekce hyperlordotického držení těla</b> Leh na zádech pokrčeno, paže volně podél těla. S výdechem a aktivním stahem lýždí zvedáme postupně pánev „obráteč po obrátě“ tak, aby trup a šetna tvořily přímku, ale lopatky zůstaly na podložce. S nádechem výdrž. S výdechem položíme plynule pánev „obráteč po obrátě“ zpět na podložku. Opakujeme 5x. Pozor – neprotahujeme se v bedrech, neprotahujeme pánev dopředu (musí být v přímce se stehny), nezvedáme lopatky z podložky a nezvedáme trup až ke krku.</p>	<p><b>Posílení břišních svalů</b> Leh na zádech, pokrčít přednožím, berte položít na židli, nuce v lý. S výdechem přitlačíme bedra k podložce a mírně nadzvedneme hrudník a hlavu z podložky (cca 10-20 cm). S nádechem se vrátíme do základní polohy. Opakujeme 10x. Pozor – hlava je stále v prodloužení těla, nepředkláníme ji, není třeba zvedat hrudník příliš vysoko, nezvedáme berte ze židle, dýcháme pravidelně.</p>	<p><b>Stabilizace – hluboký stabilizační systém</b> Sed na overballu. Dýcháme plynule. Balancujeme na overballu po 30 s. Pozor – snažíme se sedět rovně, nepředkláníme se, netrbíme se, nekrcíme ramena, ani je netlačíme dopředu, hlava je zprta.</p>	<p><b>Dýchání</b> Leh na zádech pokrčeno, paže podél těla – soustředíme se na naše dýchání a dýcháme do určité části těla. Je možné si na ni položit dlaně, abychom cítili, jak se daná část trupu zvedá. Prodýcháme cca 10x. Pozor – dýcháme plynule, přirozeně.</p>

## **Příloha VI – Seznam zkratk**

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

dx – dextra (pravá)

MoCap – Motion Capture Technology

MPSV – Ministerstvo práce a sociálních věcí

PA – pohybová aktivita / pohybové aktivity

QTM – Qualisys Track Manager

SIAS – spina iliaca anterior superior

sin – sinistra (levá)

SIPS – spina iliaca posterior superior

WHO – World Health Organization (Světová zdravotnická organizace)