UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

Hodnocení posturální stability a strategie u osob s obezitou

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:
doc. MUDr. Martin Matoulek, Ph.D.

Vypracovala:
Bc. Kateřina Ančincová

Praha, prosinec 2020

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně, a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a prameny literatury. Tato práce, ani její podstatná část, nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne 1. 12. 2020

podpis diplomanta

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu diplomové práce doc. MUDr. Martinovi Matoulkovi, Ph.D. za odborné vedení. Dále bych své poděkování směřovala mé konzultantce MUDr. Marcele Hašpicové, díky které jsem diplomovou práci mohla zrealizovat. Zároveň také děkuji za cenné rady, trpělivost a svůj čas, který mi poskytla.

Abstrakt

Název práce: Hodnocení posturální stability a strategie u osob s obezitou

Cíle práce: Hlavním cílem bylo vyhodnotit posturální stabilitu pomocí počítačové posturografie u osob s obezitou a posoudit, zda má tříměsíční cvičební trénink se zaměřením na senzomotorickou stimulaci vliv na posturální stabilitu.

Metody: Jedná se o průřezovou experimentální studii. Výzkumný soubor tvořil 20 probandů ve věku od 30 do 62 let s hodnotami BMI 31,1 – 53,5 kg/m^2, ze kterého byla vyhodnocena obecná posturografie. Vliv senzomotorického tréninku byl následně posouzen u 13 probandů, kteří byli rozděleni do dvou skupin – intervenční (n=6) a kontrolní (n=7). Měření probíhalo pomocí statické počítačové posturografie a počítačové goniometrie zpracované softwarovým systémem freeStep. Pro porovnání vlivu senzomotorického tréninku, proběhlo měření u intervenční a kontrolní skupiny dvakrát, a to v rozmezí přibližně tří měsíců. Posturální stabilita byla vyhodnocena na základě Sway testu. Statistická analýza byla zpracována pomocí softwaru IBM SPSS Statistics 24. Statistická významnost byla stanovena na hladině $\alpha = 0,05$, za statisticky významný byl považován výsledek, kde $p < 0,05$.

Výsledky: Z obecné posturografie u výzkumného souboru bylo prokázáno vychýlení CoG v anteriorním směru, a také statisticky významně zhoršená posturální stabilita. Po senzomotorickém tréninku bylo u intervenční skupiny statisticky významně upravena poloha CoG oproti skupině kontrolní. Intervenční skupina, v porovnání se skupinou kontrolní, zaznamenala taktéž vylepšení posturální stability a zvýšení rozsahu pohybu na dolních končetinách.

Závěr: V rámci výsledků bylo prokázáno statisticky významné zhoršení posturální stability u osob s obezitou, u které došlo ke statisticky významnému zlepšení po senzomotorickém cvičení.

Klíčová slova: statická posturografie, počítačová goniometrie, senzomotorická stimulace, Sway test, freeMed, MOOVER

Abstract

Thesis title: Evaluation of postural stability and postural strategy in obese people

Objectives: The main objective was to evaluate postural stability using computer posturography in obese people and assess whether three-month exercise training with a focus on sensorimotor stimulation has an effect on postural stability.

Methods: This is a cross-sectional experimental study. The research group consisted of 20 probands aged 30 to 62 years with BMI values of 31.1–53.5 kg / m2, from which the general posturography was evaluated. The effect of sensorimotor training was subsequently assessed of 13 probands, who were divided into two groups – interventional (n = 6) and control (n = 7). The measurement was performed using static computer posturography and computer goniometry processed by the freeStep software system. To compare the effect of sensorimotor training, measurements were performed twice in the intervention and control groups, over a period of approximately three months. Postural stability was evaluated based on the Sway test. Statistical analysis was performed using IBM SPSS Statistics 24 software. Statistical significance was determined at the level of $\alpha = 0.05$, the result where $p < 0.05$ was considered statistically significant.

Results: General posturography in the research group showed a deviation of CoG in the anterior direction, as well as a statistically significantly impaired postural stability. After sensorimotor training, the position of the CoG in the intervention group was statistically significantly adjusted compared to the control group. The intervention group, compared to the control group, also noted an improvement in postural stability and an increase in range of motion in the lower limbs.

Conclusion: The results showed a statistically significant deterioration in postural stability in obese people, in which there was a statistically significant improvement after sensorimotor exercise.

Keywords: static posturography, computer goniometry, sensorimotor stimulation, Sway test, freeMed, MOOVER

Obsah

1 ÚVOD 11

2 OBEZITA 12

2.1 TUKOVÁ TKÁŇ 13

2.2 KLASIFIKACE 14

2.2.1 Kvantitativní klasifikace obezity 14

2.2.2 Kvalitativní klasifikace obezity 15

2.3 ETIOPATOGENEZE 16

2.3.1 Energetická bilance 17

2.3.2 Genetické faktory 17

2.3.3 Hormonální vlivy 17

2.3.4 Metabolické vlivy 17

2.3.5 Podávání léčiv 18

2.3.6. Psychogenní faktory 18

2.4 ZDRAVOTNÍ RIZIKA A KOMORBITY OBEZITY 18

2.4.1 Diabetes mellitus II. typu 19

2.4.2 Kardiovaskulární systém 19

2.4.3 Respirační komplikace 20

2.4.4 Nádorová onemocnění 20

2.4.5 Onemocnění pohybového aparátu 21

2.4.6 Další komplikace 21

2.4.7 Metabolický syndrom 21

2.5 LÉČBA OBEZITY 22

2.5.1 Dietní intervence 23

2.5.2 Pohybová aktivita 23

2.5.3 Psychoterapie 24

2.5.4 Farmakoterapie 24

2.5.5 Chirurgická léčba 25

3 POHYBOVÁ AKTIVITA A OBEZITA 27

3.1 VLIV POHYBOVÉ AKTIVITY NA ORGANISMUS 27

3.2 Vyšetření a intenzita zátěže 28
3.3 Výběr vhodné pohybové aktivity 28
3.4 Rizika pohybové aktivity 29
4 POSTURÁLNÍ STABILITA 30
4.1 Vymezení pojmů 30
4.2 Axiální systém 32
4.3 Stabilizační systém páteře 32
4.4 Posturální svaly a držení těla 33
4.5 Ideální postura 34
4.6 Zkřížený syndrom 35
4.7 Kinetický (kinematický) řetězec 36
4.8 Posturální strategie 37
5 POSTURÁLNÍ STABILITA A OBEZITA 40
5.1 Teorie zhoršené posturální stability u osob s obezitou 40
5.2 Zlepšení posturální stability u obézních 43
6 VYŠETŘENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY 44
6.1 Počítačová posturografie 44
6.2 Pojmy k posturografii 45
6.3 Výstupní parametry tenzometrických plošin: 45
7 VYŠETŘENÍ FLEXIBILITY 46
7.1 Počítačová goniometrie 46
8 CÍLE PRÁCE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY A ÚKOLY 47
8.1 Cíle práce 47
8.2 Výzkumné otázky 47
8.3 Hypotézy: 47
8.4 Úkoly 47
9 METODIKA PRÁCE 49
9.1 Výzkumný soubor 49
9.2 Použité metody 50
9.3 Senzomotorika a senzomotorická stimulace 51

9.4 UKÁZKA CVIČEBNÍ JEDNOTKY 53
9.5 OSTATNÍ POHYBOVÉ AKTIVITY 55
10 SBĚR DAT A REALIZACE MĚŘENÍ 56
10.1 MĚŘÍCÍ PŘÍSTROJE FIRMY SENSOR MEDICA 57
10.2 ZPRACOVÁNÍ DAT 60
11 VÝSLEDKY 62
11.1 POSTUROGRAFIE OBECNĚ 62
11.1.1 Statická analýza 62
11.1.2 Stabilometrie 65
11.2 SENZOMOTORICKÝ TRÉNINK 66
11.2.1 Statická analýza 67
11.2.2 Stabilometrie 69
11.2.3 Goniometrie 70
11.3 SHRNUTÍ VÝSLEDKŮ 72
12 DISKUZE 74
12.1 DISKUSE K VÝSLEDKŮM A HYPOTÉZÁM 74
12.1.1 Obecná posturografie 75
12.1.2 Senzomotorický trénink 79
12.2 ZÁVĚREČNÝ KOMENTÁŘ 82
13 ZÁVĚR 84
POUŽITÁ LITERATURA 85
SEZNAM OBRÁZKŮ 93
SEZNAM TABULEK 94
SEZNAM GRAFŮ 95
SEZNAM PŘÍLOH 96
PŘÍLOHY 97

Seznam zkratek

AP – anteroposteriorní, předozadní

BIA – bioelektrická impedance

BMI – body mass index, index tělesné hmotnosti

cm – centimetr

CNS – centrální nervová soustava

CoG – center of gravity, těžiště

CoM – center of mass, centrum hmoty

CoP – center of pressure, centrum tlaku

CT – computer tomography, počítačová tomografie

Č. – číslo

DEXA – duální rentgenová absorpciometrie

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

DM – diabetes mellitus

E – extenze

EKG – elektrokardiografie

EMG – elektromyografie

F – flexe

FTVS – Fakulta tělesné výchovy a sportu

HKK – horní končetiny

kg – kilogram

KVO – kardiovaskulární onemocnění

L – levá strana

LBP – low back pain, bolest dolní části zad

m^2 – metr čtvereční

max. – maximální

Med – medián

min. – minimální

ML – mediolaterální, boční, stranový

mm – milimetr

MR – magnetická rezonance

n – počet

OO – oculi opened, oči otevřené

OC – oculi closed, oči zavřené

ORP – ortopedie, rehabilitace, podiatrie

P – pravá strana

RP – rozsah pohybu

s – sekunda

s. – strana

sk. – skupina

SMS – senzomotorická stimulace

s.r.o. – s ručením omezení

sv. – svaly

TF – tepová frekvence

tzn. – to znamená

tzv. – takzvaně

UK – Univerzita Karlova

USA – Spojené státy americké

VR – vnitřní rotace

VŠTJ – Vysokoškolská tělovýchovná jednota

WHO – Světová zdravotnická organizace (World health organization)

WHR – hip waste ratio, index boky-pas

ZR – zevní rotace

1 Úvod

Obezita je celosvětově známý pojem. Jedná se o závažné onemocnění, které snižuje kvalitu života a přináší s sebou nespočet zdravotních rizik a komplikací. O obezitě se v posledních letech hovoří čím dál tím více, což je dáno především skutečností, že prevalence obezity ve vývojově vyspělých zemích se zvyšuje nepřiměřenou rychlostí. Obezita se v dnešní době dotýká všech věkových kategorií. I přesto, že na zdravotní dopady obezity upozorňují odborníci nejen ve zdravotnictví, čísla obézních stále stoupají.

Existuje mnoho studií, které poukazují na negativní vliv obezity na posturální stabilitu. Posturální kontrolu zajišťují komplexní dynamické děje, které může ovlivnit řada vnějších i vnitřních faktorů. Jedním z faktorů může být právě přebytečné hromadění tukové tkáně nebo poruchy proprioreceptivního vnímání, které však lze do jisté míry korigovat senzomotorickou stimulací. Nadměrná akumulace tukové tkáně mění celkový tvar postavy, díky čemuž dochází k odchylkám geometrie těla a změnám kvality posturální stability. Porucha posturální stability vede především ke zvýšenému riziku pádů, jenž mohou mít i trvalé následky.

Diplomová práce se zabývá především hodnocením posturální stability u obézních jedinců pomocí počítačové posturografie. Dále hodnotí vliv senzomotorického tréninku na posturální kontrolu. Posturální stabilita je hodnocena pomocí mezinárodně uznávaného testu Sway.

Toto téma jsem si vybrala z důvodu mého působení na pracovišti, které je současně kontaktním místem projektu ObeRisk. ObeRisk se zaměřuje na pomoc lidem s nadváhou a obezitou, kterým pomáhá měnit životní styl.

Teoretická východiska

2 Obezita

Obezita patří mezi nejčastější chronická onemocnění ve vyspělých zemích. Nárůst obezity u dospělé populace začal postupně v 60. letech, a to především v USA, východní Evropě a zemích středomoří. V minulosti se o ní spíše hovořilo jako o kosmetickém defektu než nemoci. Nyní se o obezitě hovoří, jako o závažném onemocnění, které nejen že zkracuje život, ale přináší i mnoho dalších zdravotních komplikací (Polikandrioti, c2020; Svačina, 2008).

V literatuře lze najít nespočetné množství definic a pohledů na obezitu. Pichlerová (2013, s. 183) definuje obezitu takto: *„Obezita je choroba, která je charakterizovaná zmnožením tukové tkáně v těle nad určitou optimální mez.“* Müllerová (2010, s. 1098) doplňuje: „*Je doprovázena řadou komorbidit, které zkracují délku života a zhoršují jeho kvalitu. Léčba a nepřímé náklady vynakládané společností v souvislosti s obezitou jsou narůstající a ekonomicky zatěžující.*“ Brychta a Brychtová (2011) uvádějí, že na obezitu připadá 2-8 % výdajů ve zdravotnictví a 10-13 % z celkového úmrtí v Evropě. Jejich vidina do budou je taková, že počet obézních bude stále více narůstat, a proto je důležité na tuto případnou situaci připravit všechny lékaře.

Definici obezity je důležité brát i ze širšího pohledu a mnohem komplexněji. Z psychologického hlediska se na obezitu nepohlíží jen jako na poruchu týkající se nevhodného složení těla, ale vyzdvihuje rozdílnost kognicí, jako myšlení či postoje, nebo i emocí. Život obézních bývá často jednotvárný ve smyslu střídajících se etap nevhodných diet a snah o snížení váhy s absolutní nekontrolou a nadměrného přejídání. Proto je podstatné neléčit obezitu jen vhodnými stravovacími návyky spolu s pohybovou aktivitou, ale zamyslet se i na kognici a emoce, které vedou k nevhodnému chování (Kunešová et al., 2016).

Za větší váhu u obézních jedinců může především tělesný tuk. Samotné stanovení mezní hodnoty zastoupení tělesného tuku, respektive od kdy je zmnožení tělesného tuku pro člověka již nevýhodné, je ale velmi obtížné. Existuje mnoho případů, kdy osoba již spadá do kategorie obézních, avšak riziko zdravotních komplikací není až tak veliké. Pro takový případ se často používá označení „fit fat“, což je označení pro silného a fyzicky zdatného jedince. Naproti tomu označení „unfit fat“, je charakteristické pro hubeného a fyzicky nezdatného jedince. V takovém případě lze říci, že být „fit fat“ je pro nositele

výhodnější než „unfit fat“. Nesmí se tedy proto zapomínat, že poměr mezi svalovou a tukovou složkou je velmi důležitý. Takové uvědomění je důležité i ke stanovení léčebného plánu a pro definování léčebných strategií (Balentine, c2020; Müllerová a kol., 2009).

Nadměrné množení tuku se akumuluje zejména subkutánně (pod kůží) nebo viscerálně (na orgánech těla). Hlavní příčina obezity spočívá v nerovnováze mezi denním příjmem potravy a výdajem energie. Pokud je příjem energie vyšší než výdej, dochází k ukládání přebytečné energie v tukové tkáni (Polikandrioti, c2020). Podle Svačiny (2013) je normální podíl tuků v organismu u žen do 28-30 % z celkové tělesné hmotnosti a u mužů do 20 %. Kunešová (2004) za obezitu u mužů považuje množství tuku nad 25 % a u žen nad 30 % z celkové tělesné hmotnosti jedince.

2.1 Tuková tkáň

Tuková tkáň z pohledu funkce a stavby patří mezi řídké pojivo. Adipocyty tvoří z 90 % základní strukturu pojivové tkáně. Funkcí tukové tkáně není jen zásobovat organismus energií, ale je také vysoce hormonálně aktivní. Tuková tkáň produkuje několik biologicky velmi aktivních látek s endokrinní funkcí – adipokiny. Většina látek produkujících se z tukové tkáně vyvolává lokální zánětlivou reakci. Tyto reakce jsou pak následně přímo zodpovědné za aterosklerotické změny. Protizánětlivý účinek má pouze adiponektin (Vlčková, 2009).

Tukové buňky se z hlediska funkce a struktury dělí na bílou a hnědou tukovou tkáň. Bílá tuková tkáň je nezbytná pro akumulaci energie, tepelnou izolaci a slouží též i k mechanické ochraně – tlumení nárazů. Hnědá tuková tkáň se vyskytuje většinou u novorozenců a hraje významnou roli při termoregulaci. V dospělosti se pak hnědá tuková tkáň vyskytuje jen minimálně (Freudenrich, 2020).

U člověka s normální hmotností tuková tkáň nepředstavuje nijak veliké riziko. Kromě již zmíněné tepelné izolace nebo mechanické ochraně prospívá organismu i v jiných směrech. Tuková tkáň patří mezi stavební kameny buněčných membrán, kdy například mozek tvoří 70 % tuku. Tuk v těle je rovněž potřebný pro transport vitamínu, které jsou rozpustné v tucích (vitamín A, D, E a K) (osoby trpící poruchami trávení tuků mají často hypovitaminózu). Tuková tkáň je taktéž významným zdrojem hormonů (Vítek, 2008).

2.2 Klasifikace

2.2.1 Kvantitativní klasifikace obezity

Přímé měření množství tuku není snadné, proto se ke klasifikaci nadváhy často používá index tělesné hmotnosti – BMI (Body mass index). BMI je nejčastějším a nejjednodušším ukazatelem obezity. Klasifikace pomocí BMI je celosvětově nejvíce využívána. Hodnota BMI vyjadřuje poměr tělesné hmotnosti v kilogramech a druhé mocniny tělesné výšky v metrech (kg/m^2). Hodnoty, vyplývající z výpočtu indexu tělesné hmotnosti, by se měly brát pouze jako hrubý odhad, jelikož výsledné číslo nemusí odpovídat stejnému stupni tučnosti u různých jedinců (Berková, Berka, 2011; WHO, 2020).

Praktičnost také spočívá v tom, že se dá snadno aplikovat na celou populaci, jelikož výpočet je stejný pro obě pohlaví i pro všechny kategorie dospělých. U dětí je potřeba vzít v úvahu věk, proto se výpočet u dětí a dospělých odlišuje. Nevýhodou výpočtu je, že nezohledňuje podíl tukové a svalové složky na celkové hmotnosti. Pomocí BMI také nelze rozlišit, zda se jedná o podkožní nebo viscerální tuk (Poděbradská, 2011; WHO, c2020).

Pro normální hmotnost bývá uváděna hodnota BMI 18,5 – 24,9 kg/m^2. Nižší hodnoty označují podvýživu a vyšší hodnoty nadváhu. Nadváha je takzvaný předstupeň obezity. O obezitě se hovoří, pokud je BMI rovno nebo vyšší než 30. Obezita se dle BMI dále dělí ještě na tři stupně. Výjimečně se lze setkat s označením superobezita, kdy BMI přesahuje hodnotu 50, nebo super-superobezitea s BMI nad 60 (Svačina, 2013). Přehledné klasifikační rozdělení podle BMI je k nahlédnutí v tabulce č. 1

Tabulka č. 1 Klasifikace podle BMI (Kunešová, 2004, s. 435)

stupeň	**BMI kg/m^2**	**riziko komplikací obezity**
podváha	<18,5	nízké (ale stoupá riziko jiných zdravotních problémů)
normální váha	18,5-24,9	průměrné
nadváha	25,0-29,9	mírně zvýšené
obezita I. Stupně	30,0-34,9	střední
obezita II. Stupně	35,0-39,9	vysoké
obezita III. Stupně	≥40	velmi vysoké

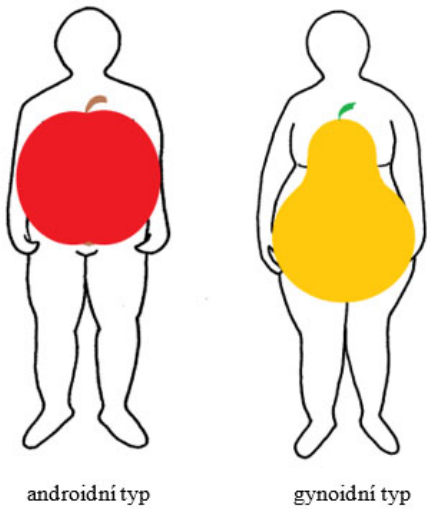
2.2.2 Kvalitativní klasifikace obezity

Hodnota BMI nedává úplně přesný údaj o množství tuku v organismu, především toho abdominálního. Z tohoto důvodu se také měří obvod pasu, který je ukazatelem abdominální tukové tkáně. Osoby, které mají nadměrný obvod pasu, mají zvýšené relativní zdravotní riziko oproti osobám s normálním obvodem (viz tabulka č. 2) (Berková, Berka, 2011).

Tabulka č. 2 Hodnocení rizika metabolických komplikací podle měření obvodu pasu (Svačina, 2008, s. 14)

	mírné	**výrazné**
ženy	nad 80 cm	nad 88 cm
muži	nad 94 cm	nad 102 cm

Podle rozložení tukových vrstev se rozlišuje obezita androidního (mužského) a gynoidního (ženského) typu (viz obrázek č. 1). Tyto formy nejsou vázané na pohlaví, obezita ženského typu může být shledána u muže, a naopak mužský typ obezity může mít i žena. Androidní obezita je typická výrazným břichem a je provázena řadou komplikací, jako například rozvoj diabetu a ateroskleróz. Gynoidní typ lze přirovnat ke tvaru hrušky. Ženský typ bývá spíše kosmetický problém, kde nemusí být tak často přítomny metabolické komplikace. Rozdělení na androidní a gynoidní obezitu je nejdůležitější kvalitativní klasifikací v obezitologii (Svačina, 2008; Svačina 2013).



Obrázek č. 1 Typy rozložení tukové tkáně (Janošková, Šeráková, Mužík, c 2018)

Pro podrobnější informace o složení těla se využívají i různé digitální váhy a analyzátory tělesného složení na principu bioelektrické impedance (BIA). Pro stanovení složení těla využívá odlišné vlastnosti průchodnosti elektrického proudu tkáněmi lidského těla. Z pohledu biofyziky a biochemie je nejpřesnější měření pomocí duální rentgenové absorpciometrie (DEXA), počítačové tomografie (CT) a magnetické rezonance (MR). Nevýhodou těchto měření je časová náročnost, kdy ne každá pracoviště taková vybavení mají (Poděbradská, 2001).

2.3 Etiopatogeneze

Obezita je většinou multifaktoriálně podmíněná. Hlavní roli hraje především vnější prostředí. Základní příčinou nadváhy a obezity je energetická nerovnováha mezi přijatými a spotřebovanými kaloriemi, což přispívá k pozitivní energetické bilanci, jejíž následkem je nadměrné hromadění tukové tkáně. V poslední době celkově došlo ke zvýšení příjmu energeticky hustých potravin s vysokým podílem tuků a cukrů, kdy zároveň dochází ke snížení fyzické činnosti v důsledku stále narůstajícího se počtu sedavého zaměstnání, nebo změně způsobu dopravy a rostoucí urbanizace (Hainer, a kol. 2011; WHO, c2020).

Hainer a kol. (2011) obezitu z pohledu etiopatogeneze dělí do několika kategorií:

- **Běžná obezita** – obezita u více než 90 % jedinců, je multifaktoriálně podmíněna, je náchylná na obezitogenní faktory zevního prostředí.
- **Obezita navozená léky** – zvýšená preskripce léků, které ovlivňují regulaci tělesné hmotnosti nebo adipogenezi v tukové tkáni.
- **Endokrinně podmíněná obezita** – poměrně vzácný typ, může být známkou endokrinního onemocnění, avšak není jeho specifickým symptomem.
- **Monogenní obezita** – označení pro těžkou obezitu, patří mezi vzácné onemocnění způsobené mutací jednoho genu.
- **Syndromy provázené obezitou** – jedná se o vzácná mendelovsky děděná onemocnění.
- **Obezita podmíněná jinými patogenetickými faktory** – adenovirové infekce, cílený výběr partnerů, nepřiměřená doba spánku atd.

Nejčastější příčiny a mechanismy:

2.3.1 Energetická bilance

Jak již bylo výše zmíněno, obezita vzniká v důsledku pozitivní energetické bilance. Energetickou rovnováhu si lze představit jako váhu, kde na jedné straně je energetický příjem a na druhé energetický výdej. U obezity dochází k převýšení energetického příjmu na úkor výdeje (Hainer a kol. 2011).

2.3.2 Genetické faktory

Kalousová s Kunešovou (2008) zastávají názor, že se dědičnost na vzniku obezity může podílet až z 50 %. Hainer a kol. (2011) ve své literatuře uvádí, že tělesné složení je obecně geneticky determinováno v rozmezí 40–70 %, včetně obezity. Interakce mezi geny a obsahem tuku je však zároveň ovlivněná vnějším prostředí a dalšími geny. Z tohoto důvodu se vliv genů na obezitu stanovuje velmi obtížně (Kunešová, 2004).

2.3.3 Hormonální vlivy

Významnou roli v řízení příjmu potravy má hypotalamus, kde je umístěné centrum hladu a sytosti. Centra přijímají signály z tukové tkáně a trávicího ústrojí. Hlavním hormonem, který reguluje centrální příjem potravy je leptin. Tvorba leptinu je dána geneticky (gen – ob), pokud u tohoto genu dojde k mutaci, dochází následně i k obezitě. Dalším důležitým hormonem je inzulin. Změny citlivosti na inzulin a následná inzulinorezistence mají za následek rozvoj hyperinzulinémie a obezity. Rezistenci na inzulin způsobuje také zvýšená hladina kortizolu, zapříčiněná například chronickým stresem. Chronický stres vede ke chronické stimulaci CNS, což vede ke zvýšenému vyplavování kortizolu a abdominálnímu ukládání tuku. I pohlavní hormony se významně podílejí na regulaci příjmu potravy a úrovni metabolismu (Vlčková, 2009).

2.3.4 Metabolické vlivy

K obezitě mohou přispívat i metabolické faktory. Především efekt enzymů a hormonů, které se podílejí na oxidaci glukózy, mastných kyselin, proteinů nebo na

glukoneogenezi, lipogenezi či syntéze proteinů, mohou způsobit defekt metabolických pochodů (Kuněšová, 2004).

2.3.5 Podávání léčiv

Spektrum farmakoterapie je velké a léčba pomocí některých hormonů, neuroleptik, antiepileptik nebo antihistaminik způsobuje hromadění tukové tkáně. Vzestup hmotnosti může být zapříčiněn různými mechanismy. Některé léky navozují chuť k jídlu, jiné naopak mohou snižovat energetický výdej. Při odebírání anamnézy je tento fakt velmi důležitý (Kunešová et al., 2016).

2.3.6. Psychogenní faktory

Stav psychiky se u někoho může odrazit i v konzumaci jídla. Poté může docházet k různým poruchám příjmu potravy, jako například k bulimii, emocionálnímu přejídání, syndromu nočního jezení nebo poruše tělesného schématu (Kunešová, 2004).

2.4 Zdravotní rizika a komorbity obezity

S obezitou jsou spojené dva základní typy komplikací – mechanické a metabolické. **Mechanické komplikace** jsou následkem velké tělesné hmotnosti. Obezita díky zvýšené hmotnosti mechanicky zatěžuje celkový statický a dynamický aparát člověka, čímž dochází k opotřebení nosných kloubů a páteře a následně k artrotickým změnám. Zvýšená hmotnost také brání plnému nádechu, který způsobuje hypoventilační syndrom a obstrukční syndrom spánkové apnoe. Na onemocnění pohybového aparátu trpí obézní přibližně dvakrát častěji než osoby s normální hmotností. Ústup obtíží a bolestí většinou vyžaduje velkou redukci hmotnosti. **Metabolické komplikace** souvisí se zhoršením fyziologických funkcí orgánu při zmnožení tukové tkáně ve viscerální oblasti. Projevuje se to tak, že organismus přestává plnit své metabolické a endokrinní úkoly, kdy naopak do těla vplavuje látky zhoršující stabilitu celého organismu jako celku. Mezi metabolické komplikace patří hypertenze nebo například diabetes. Tato onemocnění s obezitou vznikají souběžně přičemž většinou ze společné příčiny – genetické faktory, přejídání a nedostatek pohybu (Müllerová a kol., 2009; Svačina, 2008).

S obezitou je spjato mnoho dalších onemocnění, které jsou označovány, jako komplikace obezity. Komplikace se v průběhu života kumulují a v důsledku daná osoba řeší mnoho závažných onemocnění, které život limitují a zvyšují i mortalitu. Pro nespočet přidružených komplikací obezity je potřeba zařazení celého kompendia medicíny (Kunešová et al., 2016; Müllerová, 2009).

2.4.1 Diabetes mellitus II. typu

Podle Matoulka (2019a) přibližně 90 % diabetiků II. typu má nadváhu či obezitu. Dále je výskyt diabetu II. typu více než šestkrát častější než u osob s normální váhou. Stále se polemizuje, zda je obezita příčinou DM II. typu, nebo zda přítomnost inzulinoresistence je příčinou obezity.

Inzulinová rezistence je u obézních způsobená poruchou na receptorech. Jakmile se poruší inzulinová sekrece, vzniká porucha glukózové tolerance, která se později projeví jako diabetes mellitus (Hainer, 2003).

Diabetes mellitus je obecně onemocnění, které se projevuje zvýšenou koncentrací glukózy v krvi, čímž poté zasahuje celý organismus. U diabetika jsou ohrožující pozdější komplikace, které se projevují až po delší době. Mezi komplikace lze zařadit vybraná cévní onemocnění (infarkt myokardu, mozková mrtvice atd.), ledvinová onemocnění, a dále poškozuje zrak anebo způsobuje špatné hojení ran (Matoulek a kol., 2020).

2.4.2 Kardiovaskulární systém

Obezita patří mezi hlavní rizikové faktory kardiovaskulárního onemocnění (KVO). Při stoupající hodnotě BMI se zvyšuje i výskyt těchto onemocnění. Opakovaně se potvrdila vyšší úmrtnost na KVO u jedinců s BMI vyšším, než je hodnota 25 a nižší pohybovou aktivitou, než u osob s normální hodnotou BMI a vyšší fyzickou aktivitou (Adámková, 2009; Sharma, 2018).

Mezi kardiovaskulární komplikace patří: hypertenze, hypertrofie a dilatace levé komory, ischemická choroba srdeční, snížená kontraktilita myokardu (srdeční selhávání), arytmie, náhlá smrt, cévní mozkové příhody, varixy či tromboembolická nemoc. Arteriální hypertenze je nejčastější z KVO, přičemž se vyskytuje až u 60 % obézních (Adámková, 2009; Hainer, 2003).

2.4.3 Respirační komplikace

Nahromadění tukové tkáně nepříznivě ovlivňuje ventilační funkce. Obezita způsobuje sníženou elasticitu hrudní stěny a sníženou svalovou sílu dýchacích svalů. Dušnost se u obezity ale vyskytuje i z jiných příčin (Kunešová et al., 2016).

U těžších stupňů obezity hrozí syndrom spánkové apnoe nebo hypoventilace a restrikce. **Syndrom spánkové apnoe** je soubor příznaků a onemocnění vznikající na podkladě opakovaných apnoí nebo hypopnoí v průběhu spánku. Apnoe znamená zástavu dýchání, přesněji pokles dechového úsilí minimálně o 90 %, trvající déle než 10 sekund. Hypopnoe je definována jako snížení dechového úsilí minimálně o 30 %, pokud trvá déle než 10 sekund (Müllerová a kol., 2009).

Existuje i tzv. **obstrukční spánková apnoe**, která je charakteristická opakujícími se epizodami zvýšeného odporu nebo úplného uzávěru horních cest dýchacích. K obstrukci dochází na úrovni hltanu. Otvor hltanu je obecně anatomicky poměrně malý, a pokud se u jedince vyskytuje zejména obezita horní poloviny těla, otvor se ještě více zmenší. I proto u obézních často dochází k chrápání (Kunešová et al., 2016, Matoulek, 2019b).

2.4.4 Nádorová onemocnění

Dříve byly obezita a diabetes spojovány s výskytem nádorů jen velmi zřídka, avšak dnes je tomu naopak. Vznik tumorů je úzce spojen s obezitou, diabetem ale i hypertenzí podpořenou zároveň i nízkou fyzickou zátěží. Prevence nadváhy se současně považuje také za prevenci vzniku karcinomu. Mechanismy spojené s nadváhou nebo obezitou, které mohou podpořit výskyt nádorových onemocnění, mohou být následující – metabolické změny v reakci na inzulín zvyšují množství receptorů pro růstový faktor podobající se inzulinu, dochází pak k růstu zejména nádorových buněk, které využívají glukózu; mechanismus vzniku karcinomu prsu nebo prostaty je dán přeměnou androgenů na estrogeny v tukové tkáni (Müllerová a kol., 2009; Sharma, 2018).

Někteří autoři uvádí, že 20 % všech nádorů je způsobeno obezitou. Obezita se konkrétně nejvíce spojuje se vznikem těchto nádorů: nádory endometria, prsu, jícnu, prostaty a ledvin. Nádory prsu a dělohy jsou nejčastějšími gynekologickými nádory ve

spojitosti s obezitou. U nádoru prsu je rizikovým obdobím menopauza, při které dochází k vyšší produkci estrogenů. Častým nádorem ve vyspělých zemích je také karcinom tlustého střeva, jehož výskyt je spojený s inzulínovou rezistencí a zvýšením tzv. systémového zánětu. Zde hraje významnou roli i strava. Stejně jako u jiných chorob spojených s obezitou je snížen výskyt nádorových onemocnění za situace, že se jednici podaří zhubnout (Matoulek, 2019b).

2.4.5 Onemocnění pohybového aparátu

Velký nárůst tukové tkáně má nepříznivý vliv na kostru člověka a způsobuje i onemocnění pohybového aparátu. U obezity jsou častá degenerativní onemocnění kloubů a páteře. Zvyšuje se zde výskyt artróz, především nosných kloubů – zejména kyčlí a kolen (Koxartrózy a gonartrózy). Obézní jedinci mají také riziko výskytu dny (Hainer, 2003; Kunešová et al., 2016).

Na objasnění vlivu obezity na pohybový aparát se tato práce zaměřuje později.

2.4.6 Další komplikace

K obezitě se pojí ještě daleko více komplikací a rizik. Mezi gynekologické patří: poruchy cyklu, neplodnost, komplikace při porodu i v těhotenství, pokles dělohy a záněty rodidel. S gastrointestinálním traktem jsou spojené: refluxy, hiátové hernie, pankreatitidy nebo např. jaterní steatóza. Nadměrné množství tukové tkáně také způsobuje kožní komplikace: ekzémy, mykózy, strie nebo celulitidu. Hrozí zde i společenská diskriminace, malé sebevědomí, deprese či úzkosti. Problémy se vyskytují i po chirurgických zákrocích, kdy častěji vznikají kardiorespirační komplikace, a též se hůře hojí rány (Hainer, 2003).

2.4.7 Metabolický syndrom

V souvislosti s obezitou se také hovoří o takzvaném metabolickém syndromu. Metabolickému syndromu se dříve nazývalo smrtící čtveřice nebo smrtící kvarteto, dnešní označení vzniklo v 90. letech 20. století. Řadí se sem čtyři onemocnění, mezi které patří hypertenze, diabetes, dyslipoproteinemie a obezita. Tato čtyři onemocnění patří k nejčastějším onemocněním po celém světě (Müllerová a kol., 2009).

Nemocní, kterým byl diagnostikován metabolický syndrom, mají častěji také deprese, některé nádory a sklon ke krevním sraženinám. U nemocných se též vyskytuje neplodnost a hrozí zde výskyt aterosklerózy. Pokud se jedinci podaří zredukovat hmotnost o několik kilogramů, tak zároveň i všechny ostatní složky metabolického syndromu současně ustupují (Svačina, 2008).

Metabolický syndrom je rovněž označován za Reavenův syndrom. Frekvence výskytu této skupiny onemocnění prudce stoupá nejen ve vyspělých státech ale i rozvojových zemí, kde se také považuje za hlavní příčinu úmrtí. Lépe řečeno, hlavním důvodem úmrtí je ateroskleróza, která je důsledkem právě metabolického syndromu. Metabolický syndrom přispívá zároveň k výskytu nádorů (Svačina, 2013).

Přehled nejčastějších rizik spojených s obezitou je stručně charakterizovaný v příloze č. 3.

2.5 Léčba obezity

V předchozí kapitole jsou sepsány nejčastější zdravotní komplikace a komorbidity spojené s obezitou. Je důležité si uvědomit, že obezita je vážné onemocnění, které je potřeba léčit.

Léčba obezity by měla spočívat v aktivní změně životního stylu. Úbytek hmotnosti by měl být mírný a relativně pomalý, aby byl dlouhodobě udržitelný. Osoby s nadváhou nebo obezitou, které se rozhodnout odevzdat se do rukou odborníků, za sebou většinou mají neúspěšné pokusy o hubnutí, přičemž je pro ně nadmíru důležité se z nich poučit a najít tu správnou cestu (Owen, 2012).

Správná léčba musí být přizpůsobena věku, stupni nadváhy nebo obezity a zdravotním komplikacím. Cílem léčby by neměla být normalizace tělesné hmotnosti ale ovlivnění zdravotního stavu. Je totiž prokázáno, že i malý pokles tělesné hmotnosti výrazně snižuje rizikové faktory. Z epidemiologických studií je patrné, že pokles hmotnosti o 10 % snižuje výskyt diabetu a nádorů, které se vážou na obezitu, až o 50 % a u kardiovaskulárních onemocnění přibližně o 20 %. Pokud pacient redukuje váhu i nadále, není prokázáno, že by tyto efekty zvyšoval. Další pokles hmotnosti ovšem může vést k úlevě pohybového aparátu a k ústupu obtíží spojených s mechanickými

komplikacemi obezity, jako je onemocnění páteře, kloubů, dušnost nebo spánková apnoe (Hainer, 2003; Svačina, 2013).

Správná léčba musí být komplexní. V dnešní době se obezita léčí pěti postupy, a to dietou, pohybovou aktivitou, psychoterapií, farmakoterapií nebo chirurgicky. Dieta, fyzická aktivita a psychoterapie může působit jednoduše, avšak je často neúspěšná, protože je personálně náročná. Klíčem k úspěšnosti v boji proti obezitě je správná a dostatečná motivace. Dotyčný by měl být motivován ze zdravotních, společenských či estetických důvodů. (Hainer, 2003; Svačina, 2013).

V nadcházejícím textu jsou popsány jednotlivé složky léčby.

2.5.1 Dietní intervence

Základním cílem redukčního programu je navození negativní energetické bilance mezi energetickým příjmem a výdejem, tedy aby energetický výdej dlouhodobě převažoval nad energetickým příjmem. I když je pohybová aktivita nezastupitelnou složkou v redukci hmotnosti, bez úpravy energetického příjmu výsledku dosáhnout nelze. Dietní doporučení by měla být založena na rozboru aktuálního jídelníčku a následné úpravě. Změnami v jídelníčku by správně mělo docházet k pozvolnému snižování hmotnosti tempem 1–4 kg měsíčně. Pokles hmotnosti může být měsíčně i vyšší, avšak záleží na vstupní hodnotě. Úbytek hmotnosti u větších obezit je spojený totiž i se ztrátou tekutin, což je v takovém případě žádoucí (Matoulek a kol., 2020; Owen, 2012).

2.5.2 Pohybová aktivita

Pohybová aktivita je nedílnou součástí komplexního přístupu v redukci hmotnosti. Výběr správné pohybové aktivity závisí na věku dotyčného, stupni obezity a přítomnosti zdravotních komplikací. Pohybová aktivita má i významnou úlohu v prevenci obezity, a to především u dětí. Samotná fyzická aktivita bez dietní úpravy nemá moc velký význam v redukci hmotnosti. Vyšší fyzická zdatnost má ovšem daleko větší efekt na zdravotní stav a kvalitu života, než pouhé snížení hmotnosti (Hainer, 2003; Matoulek 2020).

Pravidelná fyzická zátěž nejen že přispívá k redukci hmotnosti, ale také zlepšuje metabolické komplikace, které obezitu provázejí. Pohybová aktivita tedy slouží jako

prevence vzestupu hmotnosti, vzniku metabolických a kardiovaskulárních onemocnění a snižuje úmrtnost ze všech příčin (Kunešová et al., 2016).

Podrobnější informace o pohybové aktivitě ve spojitosti s obezitou jsou rozepsány níže v textu.

2.5.3 Psychoterapie

Uvádí se, že obezita je nemoc těla i duše, kde psychologické faktory mnohdy převažují. Proto by i psychoterapie měla být součástí léčby. Výsledkem obezity často může být emocionální přejídání v přelomových životních situacích – např. ztráta blízkého člověka, ztráta zaměstnání, rozchod. Frustrace je někdy tak velká, že řešení problémů obézní jedinci hledají v náhradním uspokojováním, a to ve zvýšeném množstvím jídla, nebo vyhledávají sladké, jelikož sladké pokrmy zvyšují hladinu endorfinů v těle. Typické je tedy u nich zajídání stresu. Zároveň se postupně rozvíjí i jistá forma deprese, která často způsobí, že se dotyčný ani nechce věnovat žádné pohybové aktivitě (Owen, 2012; Svačina, 2013).

Léčebné postupy mohou být vedené individuálně nebo formou skupinové terapie. Ať tak či onak, je důležité rozebrat špatné návyky a životní styl. Často se používá tzv. kognitivně – behaviorální léčba obezity, která má ve zkratce nemocné odnaučit nevhodnému životnímu stylu, nevhodným dietním návykům a podpořit je k vyšší pohybové aktivitě. Důležitým faktorem je také odstranit negativní zevní podněty. I psychoterapeut může dotyčného vychovávat v dietoterapii a cvičení (Svačina, 2013).

2.5.4 Farmakoterapie

Účelem farmakoterapie by mělo být korigování metabolických a regulačních poruch. Léčba antiobezitiky by měla být opět doprovázena i modifikací životního stylu, ve smyslu kognitivně-behaviorální intervence jídelních a pohybových zvyklostí. Působení léků proti obezitě je zacílené na orgány centrálního nervového systému, svaly, tukovou tkáň a trávicí ústrojí (Hainer a kol. 2011, Kunešová et al., 2016).

Před zahájením farmakoterapie je důležité se přesvědčit, že je pacient velmi dobře seznámen s principy redukční diety a vysvětlit mu, že samotná antiobezitika jeho problém nevyřeší, ale pouze mu pomohou v jeho úsilí ke snížení hmotnosti. Farmakoterapie je

indikována pacientům s hodnotou BMI vyšší než 30. Pokud má však dotyčný BMI nižší, ale má přidružené zdravotní komplikace, i tehdy je léčba pomocí antiobezitik žádoucí (Matoulek a kol., 2019a).

Cílem farmakoterapie u obézních je tedy zvýšit hmotnostní pokles, který je docílený úpravou životního stylu, redukovat množství tělesného tuku – především viscerálního, snížit zdravotní rizika spojená s obezitou, dlouhodobě udržet pokles hmotnosti a obecně zlepšit kvalitu života (Kunešová et al., 2016).

2.5.5 Chirurgická léčba

Jelikož se v posledních letech zvyšuje počet obézních, ale i stupeň obezity, a také se daleko více obezita vyskytuje u dětí a mládeže, dochází i k velkému rozvoji léčebných prostředků, konkrétně k rozvoji chirurgické léčby (Owen, 2012).

O chirurgických výkonech u obézních jedinců se hovoří jako o výkonech bariatrických. Chirurgické výkony jsou důležité v prevenci i léčbě závažných přidružených onemocnění spojených s obezitou. Bariatrická chirurgie je na místě u vyšších stupňů obezity, tzv. morbidní obezity. U osob s nižší hmotností má operace význam, především jako prevence opětovnému vzestupu hmotnosti. Díky chirurgické léčbě lze dosáhnout dlouhodobého účinku a prodloužit a zkvalitnit délku života. Chirurgickou léčbu by měli indikovat specialisté v oborech interního lékařství, obezitologie, dietologie, klinické psychologie, kteří mají zkušenosti s bariatrickou chirurgií (Fried, 2005; Matoulek 2019a).

Bariatrický výkon nemohou podstoupit jedinci, kteří nejsou schopni po operaci spolupracovat a postupovat v pooperační léčbě (Müllerová a kol. 2009).

Bariatrické výkony lze obecně rozdělit na restriktivní (omezující, zužující) a kombinované. O typu operace rozhoduje chirurg společně s obezitologem nebo diabetologem a psychologem. Společně by měli zvolit ten typ operačního výkonu, který bude nejvhodnější pro daný klinický nález (Matoulek, 2020).

Restriktivní výkony

Restriktivní, nebo restrikční, výkony mají za účel omezení objemu přijímané potravy. V České republice jsou nejrozšířenějšími bariatrickými výkony (Owen, 2012).

Mezi restriktivní výkony patří: adjustabilní gastrická bandáž, SLEEVE gastrektomie a plikace žaludku (Matoulek, 2020).

Kombinované s převahou malabsorpce

Malabsorpční výkony vylučují určitou část trávicího traktu z činnosti, a často se kombinují s restriktivními výkony. Kombinované výkony mají za následek větší váhový úbytek než restrikční výkony. Nevýhodou těchto zákroků je zvýšené riziko závažných a někdy i života ohrožujících komplikací (Müllerová a kol., 2009; Owen, 2012).

Do této kategorie bariatrických operací se řadí: Gastrický bypass, Biliopankreatická diverze (Matoulek a kol., 2020).

Mezi klasické a méně rizikové bariatrické výkony patří také „Intragastrický balon“. Spočívá v zavedení silikonového balónku o objemu cca 500 ml přímo do žaludku. Tato metoda se indikuje jen vysoce rizikovým obézním s vysokým stupněm obezity. Intragastrický balon mají v žaludku přibližně 3–6 měsíců a je to spíše příprava na následující bariatrickou operaci (Matoulek a kol., 2020).

3 Pohybová aktivita a obezita

Tělo člověka je již od pradávna uzpůsobeno k pohybu. Dnešní doba nás stále více podporuje k hypoaktivním činnostem a pohybu je v populaci čím dál tím méně. Pokud se pohybový aparát využívá na minimu, tělo následně ztrácí důležitou svalovou hmotu. Vědecké studie potvrzují, že pokud sval alespoň jednou týdně není zatížen na 75 % svého maxima, ztrácí svoji výkonnost a ochabuje. Tímto dochází ke změnám pohyblivosti kloubů a ke snížení celkové výkonnosti organismu. Pravidelná pohybová aktivita má velmi pozitivní a komplexní účinky. Pravidelným pohybem se zlepšuje zdravotní prognóza. Klinický efekt pohybu byl za posledních 80 let potvrzen několika vědeckými studiemi (Adámková, 2009; ObesityNews, 2020).

Pravidelné cvičení, nebo obecně fyzická aktivita, má příznivý vliv na zdraví jedince – zejména na metabolické změny. Evropské kolegium sportovní medicíny, Národní institut zdraví USA a American College of Sports Medicine pro osoby s obezitou doporučují pohybovou aktivitu minimálně 150 minut týdně, pro dosažení příznivého zdravotního účinku (zvýšení fyzické zdatnosti, metabolické změny). Pro redukci hmotnosti se doporučuje u jedné pohybové aktivity vydržet kontinuálně po dobu alespoň 40–50 minut (Kunešová et al., 2016; Matoulek a kol., 2020).

Pravidelné cvičení lze považovat za prevenci před komplikace s obezitou. Pravidelný pohyb také snižuje riziko opakovaného nárůstu hmotnosti. Je dokázané, že fyzicky aktivní obézní osoba má menší riziko morbidity a mortality, než osoba s normální hmotností se sedavým způsobem života (Poděbradská, 2011).

3.1 Vliv pohybové aktivity na organismus

Přínosy pravidelné pohybové aktivity:

- snížení množství tělesného tuku,
- prevence návratu hmotnosti (tuku),
- snížení rizika kardiovaskulárních onemocnění – především aterosklerózy,
- snížení rizika rakoviny – pohyb je obecně doporučován jako prevence nádorových onemocnění – především tlustého střeva,
- zvýšení aerobní a funkční kapacity,
- zvýšení energetického výdeje,

- způsobuje morfologické a biochemické změny ve svalu a zvyšuje svalovou funkci,
- zvyšuje citlivost na inzulin,
- dochází k poklesu glykemického indexu,
- kontrola hypertenze – snižuje krevní tlak a může nahradit léky na hypertenzi,
- zlepšuje lipidový profil – snižuje cholesterol a tím i výskyt aterosklerózy,
- zvyšuje fyzickou výkonnost,
- má pozitivní psychologický efekt, pozitivně ovlivňuje stres a deprese – při cvičení se značné množství krve z mozku přesouvá do svalů, což má blahodárný efekt a zdatný člověk tak lépe čelí stresu (Bray, Bouchard, 2004; ObesityNews, 2020; Svačina, 2013).

3.2 Vyšetření a intenzita zátěže

Pohybová aktivita jednoznačně přináší celou řadu výhod. U obézních jedinců se ale nesmí zapomínat na přítomnost dalších komplikujících onemocnění jako je hypertenze, diabetes mellitus, ischemická chorob srdeční, postižení nosných kloubů a páteře a další. U takových osob je nejprve vhodné zhodnotit svůj výchozí zdravotní stav, díky kterému se sestaví individuální tréninkový program s vhodnou intenzitou zátěže. Pomocí vstupního vyšetření lze také odhalit rizikové faktory, o kterých předtím dotyčný nemusel vědět. Nejčastěji se provádí vyšetření za pomoci ergometru (bicykloergometru). Výsledkem vyšetření je stanovení limitu bezpečné zatížitelnosti jedince, úroveň kardiorespirační zdatnosti, reakce krevního tlaku na zátěž a další parametry (Müllerová a kol., 2009; Svačinová, Matoulek, 2010).

3.3 Výběr vhodné pohybové aktivity

Obézní osoby mají často snížené množství svalové hmoty, a to determinuje jejich klidový kalorický výdej. V první fázi se proto doporučuje zvýšení objemu svalů. Svalová buňka je zdrojem inzulinových receptorů. Při zvýšení jejího objemu se inzulinové receptory více aktivují, což přispívá ke zlepšení metabolismu sacharidů (Poděbradská, 2011).

U výběru je důležité zvážit rizikovost činnosti z pohledu cvičence. Obézním by měly být doporučené spíše přirozené aktivity, kam spadá chůze, nordic walking, turistika nebo plavání (aerobní cvičení). Dále je možné zařadit i různé formy aerobiku nebo aqua aerobicu. Ani jízda na kole, lyžařská turistika, bruslení anebo pádlování též nepatří mezi špatné volby výběru vhodné pohybové aktivity. Optimální řešení jsou 2–3 formy cvičení, s různou intenzitou zátěže. Tímto postupem se vyloučí specifická adaptace určité části pohybového systému, která by nastala při konání pouze jedné pohybové činnosti. Takové formy cvičení lze kombinovat i s odporovým tréninkem (kondičním posilování), avšak je důležité zmínit, že v ohledu na redukci váhy, je celkový energetický výdej vyšší při aerobních činnostech. Účinky fyzické aktivity přetrvávají po dobu 24-48 hodin (Matoulek a kol., 2020; Müllerová a kol., 2009).

Důležitý je i výběr správné intenzity cvičení. Pohyby vyžadující zvýšenou tepovou frekvenci spalují především cukry, kdežto cvičení o nižší intenzitě zpracovává spíše tuky, což je u obézních žádanější. Problém u vysoké tepové frekvence je hlavně u začátečníků, jelikož při takové intenzitě nevydrží cvičit dostatečně dlouho dobu a již po pár minutách jsou na pokraji svých sil (Adámková, 2009).

3.4 Rizika pohybové aktivity

Výběr vhodné pohybové aktivity, ale i vhodné intenzity zátěže, je velice důležitý, jelikož pohybovou aktivitou si obézní jedinec může naopak uškodit. Nadváha u obézních již sama o sobě představuje zvýšenou zátěž na pohybový aparát, a to zejména, pokud dotyčný provádí koordinačně náročnější činnosti, které vedou k prudkým změnám směru, doskokům, či dopadům. Takové činnosti jsou spojené s výrazně vyšším rizikem úrazu nebo postupným chronickým poškozováním. Činnosti, kde se takto zvýšené riziko vyskytuje (dlouhé běhy, kopaná, lední hokej, volejbal, sjezdové lyžování atd.), by se měly mezi pohybové aktivity obézních zařazovat opatrně a s rezervou (Kunešová et al., 2016; Müllerová a kol., 2009).

4 Posturální stabilita

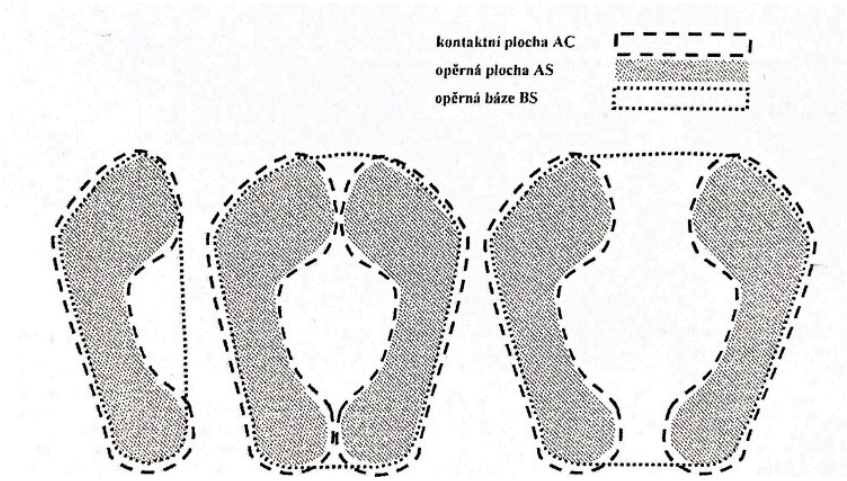
4.1 Vymezení pojmů

Postura

Pro vysvětlení posturální stability je důležité vymezení pojmu „postury“. Postura je chápána jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil. Postura je součástí jakékoliv polohy těla, nejen vzpřímeného stoje, ale je také základní podmínkou pohybu. U postury se jedná o zaujetí a udržování klidové polohy v gravitačním poli, ze kterého může následně vycházet pohyb. Nastavení jednotlivých segmentů těla je zajišťováno neustálým vyvažováním zaujaté polohy a balancováním kolem střední polohy, kdy se jedná o děj dynamický. Udržování polohy probíhá podvědomě, přičemž se přizpůsobuje aktuálnímu stavu okolního prostředí. Vzpřímené postavení je závislé na gravitaci, hmotnosti, výšce těla, struktuře segmentů, vlastnostech opěrné plochy a na svalové aktivitě (Horák a kol., 2015; Kolář, Máček et al., 2015).

Posturální stabilita

Tělo zaujímá statickou polohu za situace, pokud tělo jako celek nemění svou polohu v prostoru. Stálá poloha však neznamená statický stav, jelikož obsahuje dynamické děje, které čelí přirozené labilitě pohybového systému. Posturální stabilitu lze tedy chápat jako kontinuální zaujímání stálé polohy. Jinými slovy může být chápána jako schopnost zajistit takové držení těla, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo nezřízenému pádu. Posturální stabilitu ovlivňují faktory biomechanické a neurofyziologické. Pod biomechanické faktory spadá velikost opěrné plochy. Základní podmínkou stability ve statické poloze je promítání těžiště do opěrné báze v každém okamžiku. Opěrná plocha představuje část podložky, která je v přímém kontaktu s tělem a opěrná báze představuje celou plochu, která je ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi plochy. Rozdíl mezi opěrnou bází a opěrnou plochou je vidět na obrázku č. 2. Stabilita je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze a hmotnosti těla a zároveň nepřímo úměrná výšce těžiště nad opěrnou bází, vzdáleností mezi těžištěm a opěrnou bází a středem opěrné báze a sklonem opěrné plochy. Zjednodušeně se dá říci, že posturální stabilita je schopnost udržovat nebo obnovovat těžiště vzhledem k základně podpory (Kolář, Máček et al., 2015; Son, 2016).



Obrázek č. 2 Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Vařeka, 2002a, s. 117)

Pastucha a Filipčíková (2013, s. 229) ve svém článku popisují posturální stabilitu takto: *„Posturální stabilitu je možno specifikovat jako vyváženou a koordinovanou pozici těla jako celku nebo jako vysoce specializovaný proces udržování rovnováhy, polohy těla a jeho částí ve stále se měnícím prostředí. Je to pohybový regulační mechanismus těla, předchází pohyb a po provedení pohybu se tento systém snaží dosaženou polohu udržet.“.*

Ke kontrole posturální stability vestoje přispívá několik systémů. Na posturální stabilitu má vliv přísun informací prostřednictvím propriorecepce, dále exterorecepce, zrak, vestibulární systém, funkční osová struktura těla, svalová soustava a také centrální a periferní nervový systém. Deficity v těchto systémech vedou k posturální nestabilitě (Pastucha, Filipčíková, 2013; Son, 2016).

Posturální stabilizace

Zpevnění segmentů těla a dosažení vzpřímeného držení se uskutečňuje na základě posturální stabilizace. Posturální stabilizaci lze chápat jako aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil. Zpevnění segmentů se uskutečňuje svalovou aktivitou (Kolář et al., 2009).

Rovnováha

K posturální stabilitě se také pojí pojem „rovnováha“ (balance). Pod tímto pojmem si lze představit soubor statických a dynamických strategií, které zajišťují posturální stabilitu. Takový proces vyžaduje neustálé úpravy svalové aktivity a polohování kloubů. Kontrolu rovnováhy může změnit většina onemocnění nervového i pohybového systému. Svalová kontrola a dynamické udržování rovnováhy zahrnují i činnost kinetických řetězců (Vařeka, 2002a). Greve et al. (2007) uvádí, že akumulace

tukové tkáně při zvýšení tělesné hmotnosti může zapříčinit snížení tělesné rovnováhy. Takový stav dále vede k biomechanickému selhání svalových odpovědí a ztrátě mechanismů stability.

Těžiště

O stabilitě těla rozhoduje také poloha těžiště. Těžiště těla nemá stálé místo, ale jeho poloha se mění podle pohybu jednotlivých částí těla. Pokud se průmět těžiště těla přibližuje v jakémkoliv směru k okrajům opěrné báze, udržení vzpřímeného stoje je tím náročnější. Stabilita těla se zvyšuje při zvětšení hmotnosti těla (např. vzpěrači), při snížení těžiště (např. dřep), při zvětšení podpěrné plochy (rozkročení nohou) nebo fixací jednotlivých tělních segmentů – především při centrovaném postavení kloubů (Dylevský, 2009; Véle, 2006).

4.2 Axiální systém

Na udržení stability se z myoskeletálního systému podílí axiální systém a stabilizační systém páteře.

Axiální systém – jinak řečeno osový systém, je dílčí částí posturálního systému. Tvoří ho komponenty soustředěné kolem páteře, které mají následující funkce: nosnou, protektivní a hybnou. Systém vytváří osový skelet, kam spadá páteř, spoje na páteři, svaly, které pohybují osovým skeletem, hrudník a dýchací svaly. V širším kontextu do axiálního systému zapadají i příslušná řídící komponenta, jako část nervové soustavy, která zabezpečuje funkce systému (Dylevský, 2009).

4.3 Stabilizační systém páteře

Osový orgán udržuje stabilizovanou výchozí polohu segmentů, vytváří takzvanou flexibilní segmentovou stabilizaci páteře, která umožňuje pružnou stabilizaci pohybových segmentů. Pohybový segment vytváří funkční jednotku, která umožňuje flexibilní fixaci jednoho nebo i více segmentů a vytváří tak relativní opornou bázi – punctum fixum pro sousední pohybující se segmenty. Oporná báze nemusí být fixní, ale může se pohybovat. I přesto však vytváří relativní oporu pro pohybový segment, který se o ni opírá (Véle, 2006).

Osový orgán, pánev a hrudník vytvářejí pomocí stabilizační funkce svalů pevný bod. Zajišťuje i následnou funkci svalů a ovlivňuje pohyb končetin. Takový systém zabezpečuje optimální pohyb a optimální mechaniku dýchání. Stabilizační systém páteře, nebo také často používané označení jako hluboký stabilizační systém (HSS) trupu a páteře, představuje automatickou a vůlí neovlivnitelnou souhru svalů, která zajišťuje zpevnění trupu a páteře během pohybu. **Hluboký stabilizační systém páteře** (HSSP) v tělesném schématu zahrnuje svalstvo flexorů, hluboký svalový systém páteře, svaly pánevního dna, břišní svaly a bránici. Aktivace HSS nastává při jakémkoliv statickém zatížení i během všech pohybů těla (Levitová, Hošková, 2015; Máček, Radvanský, 2011).

Hluboký stabilizační systém je tedy základnou pro všechny pohyby a zároveň umožňuje pohyby horních a dolních končetin. Dodává sílu končetinám a stabilizuje páteř vůči otřesům a vnějším silám. Hraje zásadní roli v každodenních biologických funkcí. V dutině břišní vytváří optimální tlak, což udržuje vnitřní orgány na svém místě. HSS funguje jako osa. Pokud je HSS správně aktivovaný, zajišťuje tak sílu, stabilitu a pohyblivost potřebnou ke konání běžných denních činností, ale i k náročnějším pohybům při sportu. Pokud HSS není dostatečně aktivní, stabilizační funkci páteře začnou přebírat jiné svaly (zejména povrchovější) a vzniká tak svalová nerovnováha, která následně vede již ke zmiňovanému chabému držení těla a v dlouhodobém horizontu může dojít i ke zranění (Thurgood, Paternoster, 2014).

4.4 Posturální svaly a držení těla

Svaly v našem těle lze rozdělit na svaly fixační, neutralizační a posturální. Fixační neboli stabilizační svaly mají za úkol udržet pohybový segment v ideálním postavení, umožňují zpevnění dané části, odkud pohyb vychází. Neutralizační svaly pomáhají vyrušit nežádoucí složky pohybu. Posturální svaly jsou označované také jako antigravitační. Jsou to svaly, které zabezpečují vzpřímený postoj. Svalová vlákna se ještě podle funkce dělí na tonická a fázická. Tonická vlákna zajišťují stabilitu, fixaci a držení těla. Jsou přizpůsobena k posturální funkci a mají tendenci ke zkrácení. Fázická vlákna naopak slouží k provedení pohybu a mají tendenci k ochabnutí (Bernaciková, Kalichová, Beránková, 2010). Přehledné uspořádání fázických a tonických svalů je k nahlédnutí v příloze č. 4.

Pro optimální držení těla by svalová vlákna s převahou fázických i tonických vlastností měla být v rovnováze. Jakmile se naruší rovnováha mezi svaly na přední (ventrální) a zadní (dorsální) straně těla, dochází k chybnému (vadnému) držení těla. Kvalita držení těla je ovlivněna několika faktory. Na držení těla se podepisuje aktuální stav psychiky, aktuální zdravotní stav, genetická predispozice, nadváha či obezita, fyzická inaktivita, předchozí úrazy pohybového aparátu, stárnutí organismu, jednostranné zatížení ve sportu, špatné pohybové stereotypy a další (Levitová, Hošková, 2015).

4.5 Ideální postura

Pokud jsou jednotlivé skupiny svalů v rovnováze, můžeme popsat tzv. správné držení těla. Správné držení těla lze charakterizovat postojem, při kterém jsou jednotlivé části těla v optimálním postavení vzhledem k udržování polohy rovnováhy a zároveň se při něm zapojují posturální svaly se zachováním fyziologické funkce jednotlivých orgánů a soustav lidského organismu. Při vzpřímeném držení dochází v těle k dynamickým procesům, které udržují tělo ve vertikále. Je důležité rozlišovat dvě varianty držení těla – spontánní držení a kontrolované držení. Spontánní vzpřímení je programově fixováno, kdežto napřímené držení je kontrolováno vědomě (Bernaciková, 2013; Véle, 2006).

Optimální vzpřímené držení těla (viz obrázek č. 3) je charakterizováno takto:

- hlava je vzpřímena, vytažena z osy páteře,
- ramena a lopatky jsou rozprostřeny do stran a volně spuštěny dolů,
- páteř je fyziologicky dvojesovitě zakřivena (krční a bederní lordóza a hrudní kyfóza),
- hrudník je nastavený ve výdechovým postavení,
- boky jsou ve stejné výši a břicho je oploštělé,
- pánev je v neutrální pozici,
- kyčelní klouby jsou narovnány,
- kolenní klouby jsou nenásilně nataženy (nedochází ale k jejich uzamčení),
- chodidla jsou na šíři kyčlí ve vodorovném postavení (Levitová, Hošková, 2015).

Obrázek č. 3 Obrázek správného držení těla (Weiniger, 2016)

Na udržení vzpřímeného stoje mají kromě aktivity svalů vliv také fyzikální parametry, jako je gravitace, hmotnost těla, výška těla, struktura dílčích segmentů a vlastnosti opěrné plochy (Véle, 2006).

4.6 Zkřížený syndrom

Označení „zkřížený syndrom“ je typické pro svalové dysbalance. Svalovými dysbalancemi se poprvé zabýval V. Janda. Bylo jím zjištěno, že poruchy svalového napětí jsou natolik příznačné, že je označil jako syndromy. U zkříženého syndromu se rozlišují dva typy – horní zkřížený syndrom a dolní zkřížený syndrom. **Horní zkřížený syndrom** se týká horní poloviny těla. V takovém případě dochází k předsunutí hlavy, zvětšení hrudní kyfózy a protrakci ramen (Fyzioklinika, c2020, Kolář et al., 2009). Pro tuto práci je stěžejní především dolní zkřížený syndrom, tudíž bude níže rozebrán podrobněji.

Dolní zkřížený syndrom

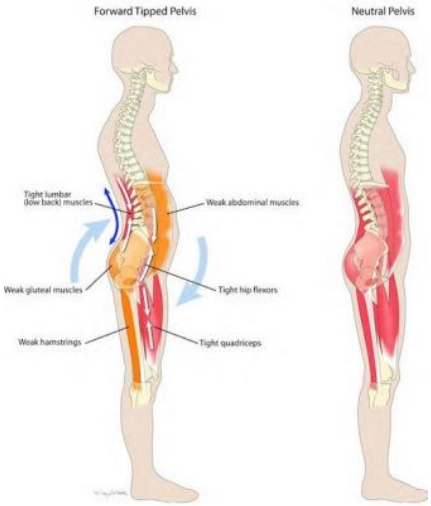
Během dolního zkříženého syndromu dochází ke zkrácení flexorů (ohybačů) kyčle a vzpřimovačů svalů v oblasti bederní páteře a zároveň k utlumení břišních a hýžďových svalů. Svalová nerovnováha způsobuje zvýšenou anteverzi pánve a zvětšenou bederní lordózu. Takový stav má za následek nedostatečné zanožení v kyčelním kloubu při chůzi (omezuje tedy rozsah pohybu v kyčli) a o to více ještě dochází k přednímu naklopení pánve. Konečným výsledkem je výrazné přetěžování lumbosakrálního přechodu a nerovnoměrné zatížení kyčelních kloubů. Taková situace způsobí následnou adaptační přestavbu okolních struktur, a též i zbytku těla (Kolář et al, 2009).

Rozdíl mezi správným postavením pánve a následně při dolním zkříženém syndromu je vidět na obrázku č. 4.

V literatuře se dále objevuje také pojem „vrstvový syndrom“, kdy se svalové dysbalance střídají ve vrstvách na dorsální nebo ventrální straně (Kolář et al. 2009).

Haladová a Nechvátalová (2005) upozorňují, že jakýkoliv syndrom způsobuje narušení statiky, ze které vyplývají funkční a degenerativní změny, přičemž zároveň není možné ani optimální provedení pohybu. Dolní zkřížený syndrom také podporuje tzv. „syndrom rozevřených nůžek“, což znamená, že hrudník a pánev nejsou vůči sobě v rovnoběžné poloze. Hrudník se zde dostává do inspiračního postavení, kdy o to více prohlubuje záklon bederní páteře. V takovém případě není možné adekvátně aktivovat

hluboké svaly břicha a zároveň dochází ke špatnému zapojení bránice. Jelikož je bránice spolu s hlubokými břišními svaly břicha součástí HSSP, tak i dolní zkřížený syndrom může hrát roli v nestabilitě (Kolář et al., 2009).



Obrázek č. 4 Dolní zkřížený syndrom (Dominating fitness, 2018)

4.7 Kinetický (kinematický) řetězec

Na posturální stabilitu má vliv několik faktorů. Kolář et al. (2009) například zmiňuje adaptační úpravu okolních struktur při výrazné anteverzi pánve. Haladová a Nechvátalová (2005) upozorňují na změnu statiky při kterémkoliv zkříženém nebo vrstvovém syndromu. Z uvedeného vyplývá, že jakákoliv „akce“ způsobuje „reakci“ a jednotlivé části našeho těla jsou vzájemně propojené a mohou se navzájem ovlivňovat. Pro lepší pochopení těchto řetězových reakcí je zapotřebí vysvětlit označení „kinetický řetězec“.

Kinetický řetězec lze chápat jako propojený pohybový systém, který se skládá z myofasciálních, artikulárních a nervových (motorických) částí. Důležitost pochopení kinetického řetězce je, že pohyby více kloubů jsou spojeny a vzájemně se ovlivňují. Aby došlo ke správnému pohybu, všechny části těla musí vzájemně spolupracovat. Omezení rozsahu pohybu kteréhokoliv kloubu, či jakákoliv slabost, následně omezí rozsah celého pohybového vzoru a i výkon (např. při chůzi, dřepu) (Coburn, Malek, 2012; Thurgood, Paternoster, 2014).

4.8 Posturální strategie

Klasický bipodální stoj má oproti kvadrupední poloze mnoho výhod. Člověk se může lépe orientovat a má volné ruce pro úchop. Vertikalizace má však i své nevýhody. Při vzpřímeném stoji a lokomoci se obtížněji řídí polohy segmentů jednotlivých částí i celého těla. Těžiště je položené výše, a to zapříčiňuje i sníženou stabilitu. Pro stabilizaci těla je tím pádem zapotřebí využívat mechanismy pro zajištění posturální stability (Vařeka, 2002a; Vařeka, 2002b).

Vařeka (2002b) dělí strategii pro zajištění posturální stability mimo jiné na statickou a dynamickou. **Statickou strategii** popisuje jako rovnovážnou reakci, při které se zapojují balanční mechanismy, kterými se řídící systém snaží udržet stabilitu bez změny opěrné báze. **Dynamická strategie** naopak využívá změnu opěrné báze provedenou např. úkrokem nebo chycením se pevné opory. Pokud ani dynamická reakce nestačí ke zvládnutí situace, následně přichází pád.

Mezi pohybové strategie k zachování stabilizované polohy těla patří tyto strategie: kotníková, kyčelní (statická strategie) a kroková strategie (dynamická).

Kotníková (hlezenní) strategie

Vzpřímený stoj lze přirovnat k imaginárnímu kuželu, který je otočený vzhůru nohama. Takový kužel představuje rozsah pohybu, který naše tělo (horní polovina těla) vykonává, aniž by změnilo opěrnou bázi. V takovém případě je rovnováha udržována pomocí aktivity svalů v hlezenních kloubech (Sikaczowski, 2017; Vařeka, 2002b).

Vařeka (2002b) uvádí, že kotníková strategie se využívá především k vyrovnávání stability v předozadním směru. Nejefektivnější je při vyrovnávání relativně pomalých výchylek, když osoba stojí na rovném povrchu (Jacobson et al., 1997; Kanamiya et al., 2010).

Kyčelní strategie

Mechanismus kyčelní je používaný především při vyrovnávání ve směru laterolaterálním. Defensivní mechanismus kyčlí se zapojuje do hry, až když je porucha rovnováhy tak markantní, kdy jí nedokáže zvládnout hlezenní mechanismus. Kyčelní

mechanismus se spustí tedy, až když jsou zevní síly větší, například při chůzi po nerovném povrchu, zakopnutí atd. (Sikaczowski, 2017; Vařeka, 2002b)

Runge et al. (1999) přirovnává kotníkovou strategii k houpání těla připomínající jednosegmentové obrácené kyvadlo a kyčelní strategii zase k houpání těla, které připomíná dvousegmentové obrácené kyvadlo rozdělené v kyčli. Dále vysvětluje, že kyčelní strategie se spouští v případě reakce na rychlé změny na rovném povrchu za předpokladu, že nohy musejí zůstat v kontaktu s podlahou a koleno je nucené zůstat narovnané.

Z klinického hlediska je dáno, že stranová stabilita stoje je výrazně lepší než stabilita předozadní. Za tuto skutečnost je odpovědná anatomie, jelikož volnost pohybu dolních končetin, ale i trupu, je do stran více omezená než v předozadním směru. Nesmí se však zapomínat, že při vyrovnávání stability, je i nadále zapotřebí činnost celého posturálního systému (Vařeka, 2002b).

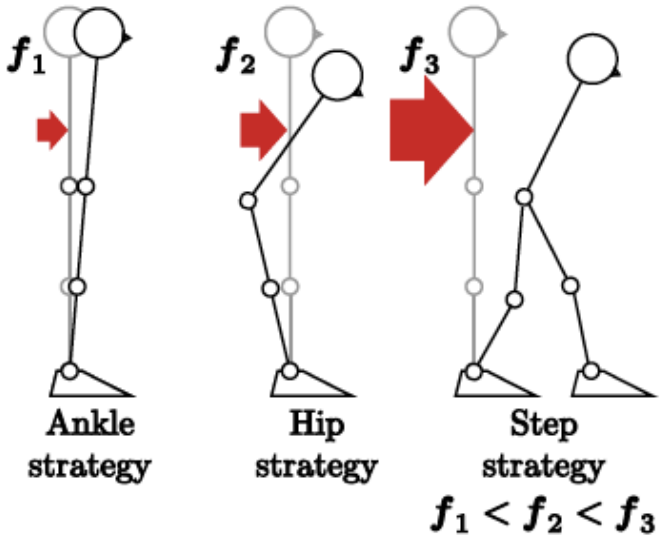
Kanamiya et al. (2010) dodává, že během kotníkové strategie dochází také k točivému momentu v kolenních kloubech, a též i kyčelní strategie přidává točivý moment v kotníku a následně i v koleni. Někteří autoři tento stav nazývají tzv. kombinovanou strategií.

Kyčelní a kolenní posturální strategie zkoumal též Runge et al. (1999) pomocí EMG. Byla zjišťována samostatnost kotníkových a kyčelních strategií. Při rychlých změnách rovnováhy se k točivému momentu v kotnících přidávaly i točivé momenty v kyčlích. Samotná kyčelní strategie nebyla vypozorována. Vyplývá z toho, že kotníková strategie v některých situacích probíhá samostatně, avšak kyčelní bez kotníkové nikoliv.

Kroková strategie

Kroková strategie se řadí do strategie dynamické. Je to poslední obranná reakce, která předchází pádu. Tento mechanismus nastává v případě, když je porucha rovnováhy tak veliká, že jí kotníková ani kyčelní strategie nedokáže zvládnout a musí dojít ke kroku, aby se rozšířila opěrná plocha (Sikaczowski, 2017).

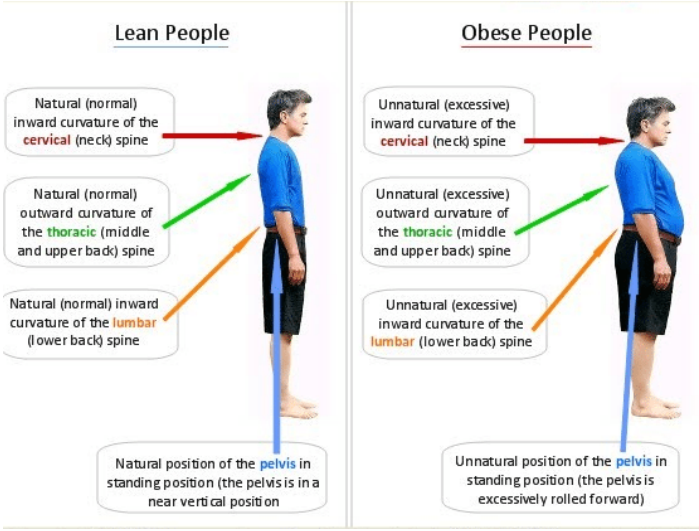
Rozdíly mezi jednotlivými strategie v souvislosti na velikosti zevní síly jsou zobrazeny na obrázku č. 5.



Obrázek č. 5 Porovnání posturálních strategií (Kanamiya et al., 2010, s.3446)

5 Posturální stabilita a obezita

Správné držení těla patří mezi základní předpoklady pro správné zapojení odpovídajících svalových skupin v průběhu pohybu. Při správném držení těla je i daleko efektivnější provádění jednotlivých kompenzačních cvičení. Základem je ideální postavení jednotlivých segmentů – centrace kloubů. Postura obézního jedince vykazuje na první pohled značné odchylky od postury osoby s normální vahou (viz obrázek č. 6). Proto se dá očekávat, že u obézních bude změněna i posturální stabilita (Hašpicová, 2020).



Obrázek č. 6 Rozdíly v držení těla u jedinců s normální váhou (vlevo) a obezitou (vpravo) (Irvine, 2017)

Při nesouladu pohybu a posturální stability, které vznikají nepřesným nebo nevhodným nastavení výchozí polohy nebo při vadném držení těla, dochází ke zhoršení pohybového efektu. V horším případě má za následek selhávání pohybového záměru ve smyslu funkční poruchy motoriky. Z hlediska vadné zátěže podpůrného aparátu může dojít k přetížení a ke vzniku mikrotraumat, nebo k poruše struktury v podobě traumatu či poranění (Véle, 2006).

Existuje řada studií a teorií, které se zabývají odchylkami posturální stability u osob s obezitou, jsou zmíněny v následujících odstavcích.

5.1 Teorie zhoršené posturální stability u osob s obezitou

Son (2016) tvrdí, že posturální stabilita u obézních může být ovlivněna zvýšenou bederní lordózou v důsledku zvýšeného břišního tuku. Nahromaděný tuk v oblasti břicha

podporuje přední náklon pánve a tím i podporuje vznik dolního zkříženého syndromu. V důsledku zvýšeného břišního tuku dochází také ke změně geometrie těla a posunu těžiště (CoG) směrem vpřed. Jakmile je CoG těla vychýleno, jedinec musí čelit větším gravitačním silám. V této studii také potvrzují, že s přesunem CoG vpřed se zvyšuje i korekční točivý moment v kotnících.

V návaznosti na předchozí studii, i jiní autoři u obezity potvrzují zvýšenou bederní lordózu v souvislosti s naklopením pánve a potvrzují, že obézní jedinci velmi často trpí na Low back pain (LBP – bolesti dolní části zad) (Shiri et al., 2010). Cimolin et al. (2011) ve svém výzkumu potvrzuje korelaci mezi obezitou a funkčním poškozením páteře, které je způsobeno nižší flexibilitou páteře a zvýšenou tuhostí zad v oblasti bederní páteře.

Nadměrné uložení tukové tkáně v oblasti horní poloviny těla ovlivňuje také dýchání. Hlavním nádechovým svalem je bránice, která je uložena na spodině hrudního koše. Při správném nádechu dochází ke stažení bránice, která svým tlakem tlačí břišní obsah dolů a vpřed. Pomocné mezižeberní svaly současně táhnou žebra nahoru a dopředu. Mafort et al. (2016) se zabývali plicními komplikacemi a poruchou funkce plic. Zjistili, že u obézních jedinců je správný dechový mechanismus narušen. Příčinu shledali v přebytečném tělesném tuku v hrudní a břišní oblasti. Vyšší hmotnost tak omezuje pohyblivost bránice a žeber, čímž způsobuje mechanické poškození dýchacích svalů. Jelikož bránice patří mezi významné svaly hlubokého stabilizačního systému, lze očekávat, že i změny dechového stereotypu a neadekvátní zapojení bránice vede k posturální nestabilitě (Kolář et al., 2009).

Vysoká tělesná hmotnost také zvyšuje výskyt osteoartróz (především nosných kloubů). Je prokázané, že zvýšená kloubní zátěž podporuje vznik osteoartrózy mechanickými i metabolickými faktory. Osteoartróza je degenerativní onemocnění kloubů, jejíž hlavními klinickými rysy jsou bolest a ztuhlost (Anandacoomarasamy et al., 2008; Powel et al. 2005). Ztuhlost kloubu znamená nižší pohyblivost (flexibilitu) což zdůrazňuje i Kabešová (2011), že i malé odchylky v rozsahu pohyblivosti mohou zapříčinit omezení pohybového aparátu a následně také ovlivnit změny v posturální stabilitě.

Zvýšená hmotnost ovlivňuje zároveň samotné nohy a chodidla. Anandacoomarasamy et al. (2008) popisuje že nadváha a obezita snižují oblouky příčných i podélných kleneb na chodidle a zvyšují pronační postavení kotníků. Vyšší tlak na dolních končetinách také způsobuje redukci senzorických vstupů z dolních končetin

(Hašpicová, 2020). Několik studií uvádí, že obézní jedinci mají větší plochu kontaktu chodidel, a také vyšší střední hodnoty tlaku na plantě. Son (2016) zkoumal vliv mechanoreceptorů na chodidlech a posturální stabilitu u obézních. Jeho výsledky vykazovali větší posturální nestabilitu při testu se zavřenýma očima, ale ne během vyšetřování s očima otevřenýma. Naznačuje tím, že vizuální vstupy kompenzují posturální nestabilitu, která je způsobena sníženou citlivostí chodidel u obézních.

Nejen zvýšený výskyt osteoartróz, ale i přebytek tukové hmoty brání fyziologickému rozsahu pohybu v kloubech. Flexibilita organismu je tak omezená nejen při pohybu, ale i při běžných denních činnostech. Bolest, kterou způsobuje degenerativní onemocnění v kloubech, společně se snížená pohyblivostí, odrazuje osoby od vykonávání pohybové činnosti (Cimolin et al., 2011). Greve et al. (2007) se zabýval korelací mezi BMI a posturální nerovnováhou. Nejen že bylo zjištěno, že akumulace tukové tkáně snižuje tělesnou rovnováhu a přispívá tak k pádu, ale také prokázal, že nízká úroveň fyzické aktivity má negativní vliv na posturální stabilitu.

Błaszczyk et al. (2009) se naopak zabýval, jestli redukce hmotnosti ovlivní posturální stabilitu u mužů. Výsledkem bylo zlepšení téměř všech indexů posturálního výkyvu – nižší hodnoty u testů se zavřenýma i otevřenýma očima, rozsahu CoP (centra tlaku), rychlostí v předozadním a stranovým směru. Potvrdil tedy, že hubnutí zlepšuje kontrolu rovnováhy u obézních mužů.

Z výše uvedených studií je patrné, že obezita bude ovlivňovat vstávání, chůzi nebo například běh. Omezená hybnost, mechanická překážka v podobě nadměrného tukového polštáře a bolest přispívají ke kratšímu kroku během chůze. U obézních je také typická kolébavá chůze o širší bázi. Chůze o širší bází způsobuje decentraci hlezenních kloubů čímž přispívá zároveň k většímu nerovnoměrnému zatěžování nosných kloubů. Při větší kompresi kloubů a zvýšených střižných silách během vyosení se pak kluby tím více mechanicky opotřebovávají (Hašpicová, 2020; Nantel et al., 2011).

Změny posturální stability, změny geometrie a omezená flexibilita přispívají k prohloubení řetězení funkčních poruch a přetěžování šlach, čímž dochází k vyššímu výskytu tendinopatií, entezopatií a bolesti. (Hašpicová, 2020; Menegoni et al., 2012).

5.2 Zlepšení posturální stability u obézních

Pro zlepšení posturální stability a stabilizace, úlevy od bolesti a zvýšení flexibility, je důležité se u obézních osob zaměřit na následující typy cvičení: senzomotorický trénink, strečink, posílení HSS, odporový trénink, aerobní cvičení a cvičení o vyšší intenzitě zátěže. Senzomotorická cvičení stimulují proprioreceptory čímž napomáhají centraci nosných kloubů ve stoji i sedu a zlepšují rovnováhu těla. Dynamický i statický strečink pozitivně ovlivňuje flexibilitu kloubní hybnosti. Posílení HSS upravuje držení těla a optimalizuje správné napřímení páteře. Posílením HSS totiž dochází k úpravě postavení pánve, ke změnám os těžiště těla a ke zlepšení koaktivace bránice a svalů pánevního dna, což následně způsobí odlehčení páteře. Odporový trénink podporuje zvýšení objemu svalové hmoty, která příznivě ovlivňuje i kostní densitu. Běžná chůze nebo například nordic walking (aerobní činnosti) a aktivity s vyšší intenzitou zátěže přispívají k celkovému zlepšení kondice jedince (Hašpicová, 2020; Kabešová, 2011; Kolář et al. 2009).

6 Vyšetření posturální stability

Existuje několik testů, které se v praxi využívají k hodnocení posturální stability. Testy spočívají v různých modifikacích stoje, kdy se postupně zvyšuje náročnost na udržení rovnováhy. Během testů stability se hodnotí míra oscilací trupu, titubací (vrávorání) nebo trvání zkoušky (Opavský, 2003; UNIFY, 2015).

Mezi hodnocení stability vestoje patří například Rombergova zkouška (Rombergův stoj I-III), při které se postupně zužuje oporná báze a na závěr se vyloučí i zrak. Další vyšetření se může provádět i na měkké nestabilní podložce nebo nečekaným postrčením pacienta v různých směrech. Takové testy se například využívají hlavně k průkaznosti poruch propriorecepce. Vyšetřuje se také ve stoji na jedné dolní končetině nebo pomocí tandem testu, kdy má vyšetřovaný nohy za sebou (v tandemové pozici) (Opavský, 2003; UNIFY, 2015).

Testy kromě hodnocení stability a poruch stoje vylučují neurologická nebo senzorická onemocnění (Opavský, 2003).

6.1 Počítačová posturografie

Posturografie, neboli kinetická analýza, je přístrojové vyšetření posturální stability. Během vyšetření se analyzuje rozklad reakčních sil ve třech vzájemně kolmých rovinách, které působí na tenzometrickou plošinu. Umožňuje tak zachytit oscilace těžiště, z čehož lze posoudit poruchy stoje. Princip spočívá v zákonu akce a reakce. Tíhová síla, jakožto akční síla, působí na plošinu a tenzometrická plošina měří sílu reakční. Reakční síly neustále reagují na oscilace těžiště v průběhu stoje. K vyšetření se používají tenzometrické nebo silové plošiny. Nejčastějšími indikacemi k vyšetření jsou balanční deficity u pacientů s poruchami rovnováhy (Kolář et al., 2009; UNIFY, 2015).

Posturografické měření může být statické nebo dynamické. **Statická posturografie** hodnotí stabilitu za podmínek, kdy se posturografická deska ani pacient nepohybují. Při měření se sleduje pohyb lidského těžiště a jeho zrychlení, dále velikost plochy a trajektorie, které tvoří svým pohybem v daném čase. Princip spočívá také v měření výkyvů souřadnic centra opěrných sil. Pomocí statického vyšetření se dají testovat zároveň jednotlivé senzorické systémy například zavřením očí – vyloučením zraku. Pro statickou posturografii se také používá označení stabilometrie. **Dynamická**

posturografie naopak využívá pohybující se plošinu nebo pohyb pacienta (Držata a spol., 2008; Kolář et al., 2009).

6.2 Pojmy k posturografii

- CoM (Center of mass) je hypotetický hmotný bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla (Vařeka, 2002a).
- CoP (Center of pressure) je působiště reakčních sil. Jedná se o vážený průměr všech tlakových sil působících do opěrné plochy. COP do určité míry reflektuje projekci těžiště těla (CoG) na podložku (Kolář et al., 2009; Winter 2009).
- CoG (Center of gravity) je průmětem společného těžiště těla do roviny opěrné báze (Vařeka, 2002a).

6.3 Výstupní parametry tenzometrických plošin:

Výhodou počítačové posturografie je rychlost zpracování hodnot, které se získávají matematickou úpravou. Během počítačové posturografie lze získat tyto parametry:

- velikost amplitudy vychýlení CoP v AP a ML směru,
- délku trajektorie CoP (Sway test),
- plochu konfidenční elipsy – zahrnuje největší soustředění změn polohy CoP, v praxi se používá plocha 90 % nebo 95 % z celkové plochy všech CoP,
- frekvenční charakteristiku oscilací CoP,
- rychlost změny CoP v průběhu balancování (Kolář et al., 2009).

7 Vyšetření flexibility

Vedle zhoršení posturální stability, obezitu doprovází také snížená flexibilita. Flexibilita je synonymem pro pohyblivost neboli ohebnost (kloubů), umožňuje vykonávat pohyby v plném kloubním rozsahu. Flexibilita je důležitá ke správnému držení těla, má zásadní význam při předcházení funkčních poruch. I menší odchylky v rozsahu pohyblivosti mohou zapříčinit omezení pohybového aparátu, které v pozdějším stádiu může způsobit i poruchu pohybového aparátu (Kabešová, 2011).

Je mnoho způsobů, kterými se dá určit rozsah pohybu v jednotlivých kloubech. Nauka, která se zabývá měřením úhlů, se nazývá goniometrie. Při posuzování rozsahů pohybů se vychází z fyziologicky daných hodnot, podle kterých se určí buď snížený nebo zvýšený rozsah pohybu. V praxi se využívají tyto metody: sférometrická, perimetrická, fotografická, planimetrická, obkreslovací atd. (Haladová, Nechvátalová, 2005).

7.1 Počítačová goniometrie

Moderní doba zprostředkovává i využití počítačové goniometrie, pomocí zabudovaného snímače, který se upevní na jednotlivé části těla, a kromě měření úhlů dokáže informovat i o zrychlení pohybu (Kardio-line).

Jelikož obézní jedinci vykazují i zhoršenou kloubní pohyblivost a hrozí zde vyšší výskyt osteoartróz, vyšetření pomocí počítačové goniometrie bylo součástí zkoumání výzkumného souboru pro tuto práci.

Metodologie práce

8 Cíle práce, výzkumné otázky a hypotézy a úkoly

8.1 Cíle práce

Cílem práce bylo vyhodnotit posturální stabilitu pomocí statické počítačové posturografie. Další cíl měl za úkol zjistit, jaký vliv má tříměsíční cvičební program se zaměřením na senzomotorický trénink na posturální stabilitu u jedinců s obezitou. Vedlejším cílem bylo také určit rozsahy pohybů dolních končetin pomocí počítačové goniometrie a zjistit, zda má cvičení vliv též na kloubní hybnost.

8.2 Výzkumné otázky

„Jak se bude lišit statická počítačová posturografie u jedinců s obezitou oproti normě?“

„Jak se změní posturální stabilita po tříměsíčním cvičebním programu se senzomotorickými prvky?“

8.3 Hypotézy:

Hypotéza č. 1: Osoby s obezitou budou vykazovat dle Sway testu zhoršenou posturální stabilitu.

Hypotéza č. 2: Tříměsíční cvičební program se zaměřením na senzomotorickou stimulaci bude mít pozitivní efekt na posturální stabilitu.

8.4 Úkoly

- V teoretické části zpracovat odbornou literaturu na téma obezity, posturální stability, posturálních strategií a jejich aplikace na osoby s obezitou.
- V praktické části provedení cílené studie na posturální stabilitu u obézních pomocí počítačové posturografie a zkoumání efektu senzomotorického cvičení.
- Statistická analýza.

- Shrnutí výsledků práce a porovnání výsledků s ostatními studiemi zabývající se podobnou problematikou.

9 Metodika práce

Výzkumná část má charakter průřezové (cross – sectional) experimentální studie, která analyzuje data posturální stability a kloubní hybnosti u obézních jedinců naměřených pomocí počítačové posturografie na plošině freeMed a počítačové goniometrie, se zpracováním v softwarovém systému freeStep.

Tato práce byla schválena etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem 262/2019 v Praze dne 2.2.2020 (viz příloha č. 1).

9.1 Výzkumný soubor

Do výzkumného souboru byli zařazeni pacienti ORP Centra s.r.o. v Praze a vybrané osoby z rekondičního pobytu v Srbech pořádaného ve spolupráci VŠTJ Medicina Praha a ObeRisku.

Pro studii bylo vybráno 20 dospělých, z toho 5 mužů a 15 žen. Výzkumný soubor se pohyboval ve věkovém rozmezí mezi 30–62 let s výškou 158–182 cm a tělesnou hmotností 83–160 kg. Hodnoty BMI se pohybovaly mezi 31,1-53, 46 kg/m^2. Kompletní charakteristické údaje výběrového souboru jsou uvedeny v tabulce č. 3.

Tabulka č. 3 Charakteristika výběrového souboru (n=20, muži=5, ženy=15)

	průměr ± SD	min. - max.; Med
věk (roky)	48,6 ± 10,4	30–62; 50,5
hmotnost (kg)	119,7 ± 6,1	83–160; 122
výška (cm)	171 ± 6,1	158–182; 173
BMI (kg/m^2)	40,7 ± 6,6	31,1 - 53,5; 39,9

Legenda: SD – směrodatná odchylka, min. – minimální hodnota, max. – maximální hodnota, Med – medián

Z důvodu koronavirové pandemie se v průběhu studie několik jedinců rozhodlo, s ohledem na jejich vlastní bezpečnost, ukončit spolupráci ve výzkumu. Zbyla tak skupina o 13 probandech, která byla rozdělena na dvě části – intervenční a kontrolní skupinu. Intervenční skupina podstoupila tzv. tříměsíční pohybový program se zaměřením na senzomotorickou stimulaci. Obě skupiny podstoupily celkem dvě měření – vstupní a výstupní s odstupem přibližně 3 měsíce. Přehlednější charakteristika rozdělení těchto dvou skupin je znázorněna v tabulce č. 4.

Tabulka č. 4 Charakteristika intervenční a kontrolní skupina před zahájením cvičebního programu a po 3 měsících

	intervenční skupina		kontrolní skupina	
	před	po	před	po
počet [n (ženy, muži)]	6 (6,0)	6 (6,0)	7 (4,3)	7 (4,3)
věk (roky)	49,2 ± 11,6	49,2 ± 11,6	53,7 ± 7,2	53,7 ± 7,2
hmotnost (kg)	112,2 ± 18,9	110,5 ± 17,64	123,6 ± 30,16	121,7 ± 29,6
výška (cm)	167,8 ± 3	167,8 ± 3	169,4 ± 8,2	169,4 ± 8,2
BMI (kg/m^2)	39,9 ± 7,3	39,3 ± 6,8	42,5 ± 7,5	41,9 ± 7,7

Legenda: hodnoty jsou uvedeny jako průměr ± SD – směrodatná odchylka

Kritériem pro výběr výzkumného souboru byla hodnota BMI 30 a větší, tedy obezita alespoň I. stupně. Vylučujícími kritérii byly těžké polyneuropatie, poruchy senzorického aparátu, amputace, těžké instability hlezenního kloubu nebo mentální poruchy.

Výzkumný soubor byl seznámený se záměrem, průběhem měření, případnými možnými riziky a přínosy prováděného měření. Svůj souhlas se zařazením do výzkumného souboru potvrdili účastníci svým podpisem informovaného souhlasu (viz příloha č. 2).

9.2 Použité metody

Intervenční skupina podstoupila vstupní měření přibližně tři týdny před samotným zahájením cvičebního programu a výstupní do dvou týdnů po ukončení tříměsíčního cvičebního programu. Kontrolní skupina byla pozvána do ORP Centra na vstupní měření libovolně během roku 2020 od února do října a každý z nich byl přeměřen přibližně po třech měsících. Zbytek výzkumného souboru bylo vyšetřeno v průběhu roku 2020 nezávisle v ordinaci ORP centra v Praze, nebo byly použity naměřené hodnoty z rekondičního pobytu v Srbech, který se konal v lednu roku 2020.

Cvičební program měl být zahájený v březnu roku 2020, avšak z důvodu vládních opatřením pro Covid-19 byl začátek přesunutý na červen a ukončen v srpnu. Intervenční skupina docházela do ORP Centra 1x týdně na kruhový senzomotorický trénink. Vedle skupinového cvičení měli za úkol splnit alespoň 150 min pohybové aktivity týdně. Dále měli za úkol alespoň jednou týdně odcvičit vybrané senzomotorické cviky samostatně

doma. Pohybové aktivity včetně domácí intervence byly zaznamenány do archu (viz příloha č. 5), který byl při výstupním měření odevzdán. Sestavení cvičebního plánu jsem konzultovala s MUDr. Marcelou Hašpicovou. Výběr cviků jsem taktéž čerpala z vlastních zkušeností z mé odborné praxe v oboru fyzioterapie. Jako inspiraci jsem také využila návštěvu kruhového tréninku pro pacienty po bariatrické operaci pod vedením PhDr. Bc. Natálie Cibulkové v centru VŠTJ Medicina Praha na Praze 2.

Kontrolní skupině byla pouze doporučena vhodná aerobní pohybová aktivita, která měla splňovat alespoň 150 min týdně. Mezi doporučenými pohybovými aktivitami byly například: chůze, nordic – walking, jízda na kole/rotopedu nebo plavání.

9.3 Senzomotorika a senzomotorická stimulace

Jelikož jedním z faktorů, který ovlivňuje posturální stabilitu, je propriorecepce, do kruhového tréninku byly zařazeny prvky senzomotorické stimulace.

Senzomotorická stimulace (SMS) byla založena V. Jandou a M. Vávrovou, kteří se nechali inspirovat anglickým ortopedem Freemanem. Patří mezi metody, které jsou založené na neurofyziologickém podkladě, tedy využívající schopnosti nervového systému – plasticity, k úpravě narušeného pohybového vzorce (Beneš, 2018).

Každý pohyb těla nebo jen udržování polohy provází aktivita smyslových receptorů a svalů. Senzomotorika představuje souhru senzorické a motorické složky pohybu. Motorická složka v tomto případě zajišťuje provedení daného pohybu a senzorická složka poskytuje informace k provedení pohybu v dostatečné kvalitě. Senzorická část je zprostředkována pomocí smyslů skrze receptory. Informace k provedení správného a koordinovaného pohybu jsou dodávány z očí, rovnovážného ústrojí v uchu nebo například z receptorů svalů, šlach, kloubů nebo kůže. Tyto informace se z receptorů přesouvají do centrálního nervového systému (CNS), kde dochází k vyhodnocení situace. Informace dále putují do svalů, které se automaticky adekvátně nastaví na daný podnět. Je prokázaná určitá zastupitelnost senzorických složek. Jako příkladem může být psaní a čtení u zrakově postižených pomocí taktilní senzorické aference. Obě tyto složky, senzorická i motorická, jsou úzce spjaté a nemohou bez sebe správně fungovat (Flusserová, 2008; Véle, 2006).

Základním principem SMS je motorické učení, jehož cílem je obnovení pohybového stereotypu. Tato metoda by se neobešla bez stimulace proprioreceptivního

vnímání, tedy vnímání jednotlivých částí těla, jejich polohy a pohybu. Hlavním cílem senzomotorického tréninku je zlepšení koordinace svalů za pomoci proprioreceptivní aktivace, která nastaví svalovou kontrakci, dále také stabilizace trupu a dosažení optimálního držení těla při stoji a během chůze (Beneš, 2018; Kolář et al., 2009).

Senzomotorická cvičení optimalizují držení těla, aktivují hluboký stabilizační systém, upravují svalovou koordinaci a zlepšují rovnováhu. K tréninku senzomotoriky se využívají labilní plochy – čočky, bosu, pěnové a nafukovací balanční plošiny, posturomed, senzomotorické chodníčky, kulové úseče atd. (viz obrázek č. 7). Cvičením na nestabilních podložkách dochází k podvědomému zapojení svalů, které jsou vůlí těžko ovlivnitelné, a k dochází jejich automatizaci (Beneš, 2018; Fyzioklinika, c2020).

Obrázek 7 Senzomotorické pomůcky (vlastní zdroj)

Metodický postup SMS

Aby senzomotorický trénink probíhal správně, je zapotřebí zvládnout tzv. „malou nohu“ a „korigovaný stoj“.

Malá noha je nastavení chodidla, při kterém se zapojují hluboké svaly. Dochází ke zkrácení a zúžení chodidla, čímž se zvyšuje a formuje podélná a příčná klenba nohy, kdy následně dochází k aktivizaci a dráždění proprioreceptorů z krátkých svalů chodidla (Kolář et al., 2009)

Korigovaný stoj je také klíčový pro správné provedení cvičení. Cílem korigovaného stoje je zlepšení vnímání kontaktu chodidla s podložkou, zlepšení aktivity svalů chodidla a uvědomění si těla v prostoru. Nácvik správné korekce stoje se provádí

ve třech stupních. Začíná se přenášením váhy těla dopředu, kdy na pohyb reaguje jen oblast kotníků. Dále se přidává mírné odemčení kolen s kladením důrazu na zevní rotaci v kyčlích. V posledním stádiu se při stoji aktivuje i malá noha s přidáním korekce napřímení zbytku těla, kdy je páteř protažená v podélné ose, břišní stěna oploštělá, hlava napřímená a ramena uvolněná (Kolář et al., 2009).

9.4 Ukázka cvičební jednotky

Cvičební jednotka probíhala v ORP Centru na Praze 6 1x týdně pod mým vedením jakožto diplomovaným fyzioterapeutem. Ve skupině bylo 6 osob z intervenční skupiny. Dohromady proběhlo 12 cvičebních lekcí o délce 60 minut. Každý z probandů se zúčastnil alespoň 10 lekcí.

Každá cvičební jednotka byla rozdělená na tyto části: úvodní, přípravnou, hlavní a závěrečnou.

- **Úvodní část** (10 minut) - celkové zahřátí organismu, bylo na výběr mezi jízdou na rotopedu nebo ve svižnou chůzí s nordic – walking holemi.
- **Přípravná** (cca 7 minut) – dynamický strečink a rozhýbání kloubů celého těla.
- **Hlavní část** (35 minut) – intervalový kruhový trénink celého těla s využitím senzomotorických pomůcek.
- **Závěrečná část** – (7 minut) zklidnění organismu a statické protažení celého těla.

Hlavní část pokaždé obsahovala 7 cvičebních stanovišť, které se opakovaly ve 4 sériích. Mezi jednotlivými sériemi byla přibližně minutová prodleva na zklidnění organismu a případné občerstvení. Dohromady hlavní část trvala přibližně 35 minut. Jednotlivé série vypadaly následovně:

1. série – 45 sekund cvičení a 30 sekund pauza,
2. série – 45 sekund cvičení a 30 sekund pauza,
3. série – 20 sekund cvičení a 20 sekund pauza,
4. série – 20 sekund cvičení a 20 sekund pauza.

Před zahájením hlavní cvičební části byl opakovaně vysvětlen korigovaný stoj s nastavením malé nohy. Z korigovaného stoje se následně odvíjelo samotné cvičení, aby

nedocházelo k přetěžování pohybového aparátu. Stanoviště byla každý týden obměňována, proto byly pokaždé jednotlivé cviky názorně předvedeny a vysvětleny. V průběhu cvičení se kladl důraz především na kvalitu provedení, pro dosažení maximálních výsledků a vyloučení zranění. Jelikož se jednalo o cvičení s prvky senzomotoriky, hlavní část probíhala naboso.

Kruhový trénink kromě cvičení se zaměřením na dolní končetiny obsahoval i cviky na horní polovinu těla a posílení HSSP. K provedení jednotlivých cviků se ve většině případech využívali cvičební pomůcky (převážně senzomotorické). Jednotlivé cvičební pomůcky jsou shrnuty v tabulce č. 5.

Tabulka č. 5 Cvičební pomůcky a jejich využití

Cvičební pomůcka	Využití
Bosu	stoje, výpady, nákroky, podřepy (posílení sv. DKK), součást senzomotorického chodníčku, aktivace HSSP
čočka (balanční podložka)	stoje, výpady, nákroky, podřepy (posílení sv. DKK), součást senzomotorického chodníčku,
nafukovací balanční destičky	stoje, výpady, nákroky, podřepy (posílení sv. DKK), součást senzomotorického chodníčku
pěnové Balanční destičky	stoje, výpady, nákroky, podřepy (posílení sv. DKK), součást senzomotorického chodníčku,
senzomotorický chodníček	vybrané senzomotorické pomůcky pro korigovanou chůzi
flowing	výpady (vzad, vpřed, stranou) /posílení sv. DKK)
závěsný systém TRX	podřepy, výpady (posílení sv. DKK) přítahy (posílení sv. HKK)
gymball (velký míč)	podřepy o stěnu (posílení DKK v odlehčení), kliky o stěnu (posílení sv. HKK a aktivace HSSP)
expandery (odporové gumy)	posílení sv. zad a HKK
flexibar	posílení sv. HKK a aktivace HSSP
lavice	vzpor o lavici (aktivace HSSP)
lehké činky (2-3 kg)	posílení sv. HKK a aktivace HSSP
medicimball (2 kg)	posílení sv. HKK a aktivace HSSP

Při každém cvičení se dbalo na bezpečnost, pokaždé bylo všem řečeno, aby se při cvičení řídily svými subjektivními pocity. Jakmile se někomu dělalo nevolno nebo cviky způsobovaly bolest, došlo k individuální úpravě konkrétního cviku nebo se cvik zcela vynechal. Konkrétní rozmístění stanovišť a ukázka jedné cvičební jednotky je k nahlédnutí v příloze č. 6 a č. 7.

9.5 Ostatní pohybové aktivity

Intervenční skupina obdržela i arch pro záznam pohybových aktivit, kam si zapisovala veškeré fyzické a pohybové aktivity. Při výstupním vyšetření jej odevzdala. Úkolem bylo splnit doporučený pohybový limit 150 minut týdně (chůze, nordic – walking, plavání, jóga, lehké posilování atd.), a také domácí cvičení v podobě nácviku malé nohy a korigovaného stoje s různými variantami nákroků na labilní podložce alespoň jednou týdně. Domácí intervence byly spolu s aerobní pohybovou činností taktéž zaznamenány do příslušného archu.

10 Sběr dat a realizace měření

Realizace měření a sběr dat probíhaly od února roku 2020 až do října stejného roku. V průběhu roku 2020 byla také postupně zpracována teoretická část této práce. Tříměsíční cvičební program byl uskutečněný od června do srpna roku 2020.

V rámci každého vyšetření proběhlo vyhodnocení statické analýzy a stabilometrického vyšetření. Dále byly vyplněny dotazníky o subjektivním vnímání bolesti (krátká forma dotazníku McGillovy univerzity – The McGill Pain Questionnaire a DIBDA) a dotazníky kvality života (IWQOL – Lite). Tato práce ale hodnotila pouze výsledné hodnoty z posturografického vyšetření a počítačové goniometrie.

Vstupní měření u intervenční skupiny proběhlo před zahájením cvičebního programu a výstupní do dvou týdnu po jeho ukončení. Kontrolní skupina byla vyšetřena kdykoliv v průběhu roku 2020 a přeměřena po třech měsících od vstupního vyšetření. Ostatní z výzkumného souboru podstoupili pouze vstupní posturografické vyšetření v průběhu realizace měření.

Pro statickou analýzu a stabilometrii byla použita posturografická plošina freeMed od firmy Sensor Medica propojená k počítači přes USB 2 rozhraní. Pro zpracování a analýzu výsledků se využíval software freeStep (Sensor Medica).

Měření probíhalo v klidné místnosti určené speciálně pro diagnostiku pohybového aparátu. Před měřením proběhlo seznámení s účelem této studie a zodpovězení veškerých dotazů, poté se přešlo k samotnému měření. Probandi byli vyzváni, aby se postavili doprostřed měřící plošiny a zachovali svůj přirozený postoj, dívali se před sebe, nehýbali se a nemluvili. Nejprve proběhla tzv. statická analýza, která trvala 10 sekund. Poté se přistoupilo ke stabilometrickému měření. Během stabilometrického měření byli probandi vyzváni, aby zaujali postoj o užší bázi (definovaný firmou Sensor Medica). Měření probíhalo opět během vzpřímeného a klidného stoje s otevřenýma očima, tentokrát po dobu 30 sekund. Následovalo totožné měření akorát s vyloučením zraku, také 30 sekund.

U intervenční a kontrolní skupiny navíc proběhlo i měření goniometrické pomocí 3D snímače pohybu MOOVERu od stejné firmy Sensor Medica. Pohybový snímač byl upevněný na elastickém popruhu, pomocí kterého se umístil na příslušnou část těla. Převedením mechanického pohybu na elektrický signál zaznamenával software freeStep výsledky v počítači (Sensor Medica).

Pomocí MOOVERu se hodnotil rozsah pohybu v kyčelních kloubech (flexe, extenze, vnitřní rotace, vnější rotace), v kolenních kloubech (flexe) a hlezenních kloubech (plantární a dorsální flexe, inverze a everze).

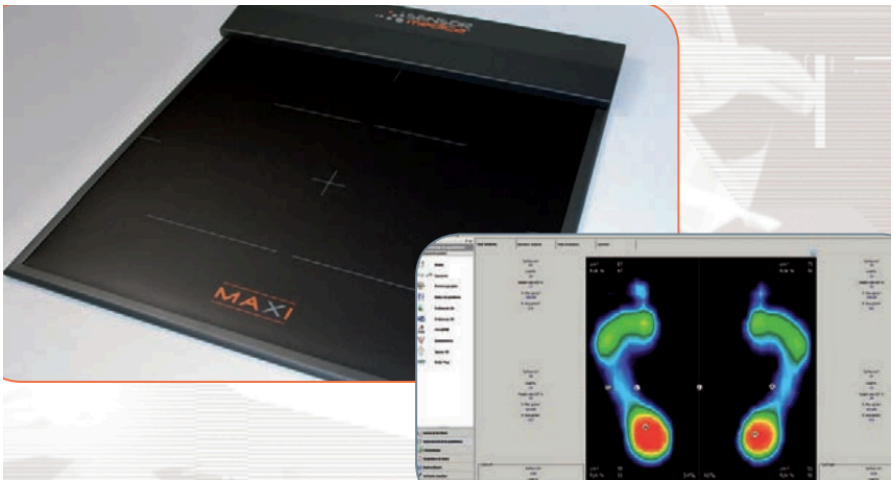
Probandům byl upevněn snímač na vybranou část dolní končetiny dle měřeného testu. Před zahájením každého testu byli probandi vyzváni k zachování nehybné výchozí pozice, z důvodu kalibrace a vynulování chyb. Po kalibraci byl spuštěn test a proband byl vyzván k provedení daného pohybu (např. flexe a extenze). Daný pohyb proband prováděl aktivně za zpřísněných podmínek správného provedení – tzn. maximální možný pohyb v daném směru, bez souhybu jiných částí těla. Daný pohyb proband provedl 3x až 5x v plynulém přirozeném tempu. Pokud došlo k chybě během měření nebo souhybu některé části těla, test se pro danou oblast opakoval. Měření rozsahu pohybu na dolních končetinách trvalo přibližně 15 minut. Kvůli velkým odchylkám a výrazných souhybů zbylých částí těla při měření, ze studie musely být vyloučeny naměřené parametry rozsahů pohybu v hlezenních kloubech.

10.1 Měřící přístroje firmy Sensor Medica

Výzkumná část této diplomové práce byla provedena na posturografické desce freeMed a pomocí 3D snímače pohybu MOOVERu od italského výrobce Sensor Medica. Firma Sensor Medica vyrábí přístroje hodnotící držení a biomechaniku těla (Sensor Medica).

FreeMed

Plošina freeMed se využívá pro baropodometrii a stabilometrickou posturografii Využívá se pro statickou, dynamickou a stabilometrickou analýzu (viz obrázek č. 8). Přenosná plošina freeMed plošina o velikosti 40x40 cm využívá odporové senzory potažené 24K zlatem potažené vodivou gumou, snímkuje o frekvenci 5–400 Hz v reálném čase. K počítači se propojuje přes rozhraní USB 2. Pomocí softwaru freeStep, který hodnoty zpracovává, lze měřit indexy a hodnoty odchylek stabilometrických testů, rozložení tlaku chodidel v rámci statické i dynamické analýzy, nebo rozměry a úhly jednotlivých segmentů těla. Detekuje zatížení nohou vyšetřované osoby, držení těla při stání i chůzi. Pomocí plošiny lze také hodnotit rovnováhu. (Kardio-line; Sensor Medica)



Obrázek č. 8 Posturografická plošina freeMed (Sensor Medica)

Na této plošině byly provedeny dva typy testů – statická analýza a stabilometrie.

Statická analýza

Pomocí statické analýzy lze vyhodnotit tlakové zatížení chodidel měřená ve stoji naboso. Poskytuje trojrozměrnou izobarickou vizualizaci s vysokým rozlišením v bodech 250 snímků za 5 sekund. Kromě číselných informací o rozložení tlaku na chodidlech také určuje polohu CoG. Pomocí softwaru freeStep dochází k automatické analýze a porovnání s normálními hodnotami (Sensor Medica). Výstup ze statické analýzy je zobrazený v příloze č. 8.

V této práci byly ze statické analýzy zpracovány hodnoty polohy těžiště těla a plochy chodidel.

Poloha CoG – určuje pozici těžiště v cm v anteroposteriorním (AP) a mediolaterálním (ML) směru. Za ideální stav je brána hodnota 0 (Sensor Medica).

Plocha chodidel – určuje plochu otisku pravého a levého chodidla v cm^2 (Sensor Medica).

Stabilometrická analýza

Stabilometrické vyšetření se používá k vyšetření rovnováhy. Pomocí stabilometrické analýzy lze vyhodnotit mezinárodně uznávané metodiky, mezi které patří Rombergův nebo Sway test. Z testů stabilometrie lze také zjistit plochu oscilační elipsy, průměrnou rychlost oscilace, sklon a výstřednost elipsy atd. Systém freeStep opět automaticky analyzuje výsledky a porovnává je s normálními hodnotami (Kardio-line;

Sensor Medica). V příloze č. 9 a č. 10 jsou k nahlédnutí zpracované analýzy ze stabilometrického vyšetření.

U výzkumného souboru byl hodnocen Sway test OO, Sway test OC a vychýlení CoP v AP a ML směru s otevřenýma i zavřenýma očima.

Sway test – hodnotí délku trajektorie CoP v mm během měření. Test se provádí s otevřenýma očima (Sway test OO) nebo se zavřenýma očima (Sway test OC). Posturální stabilita je určena za fyziologickou, pokud se hodnoty testů s otevřenýma i zavřenýma očima pohybují v rozmezí 307–599 mm (Sensor Medica).

Posturální stabilita byla v této práci vyhodnocena na základě výsledků měření Sway testu OO.

Vychýlení CoP v ose X a Y – během stabilometrie dochází k měření vzdálenosti CoP v mm na ose X (ML směr) a ose Y (AP směr). Naměřené hodnoty slouží, slouží pro zjištění vyrovnávání stability v daném (Sensor Medica). V této práci byly hodnoty zpracovány k určení posturální strategie.

MOOVER

MOOVER je 3D snímač pohybu, pomocí kterého lze vyhodnotit pohyby těla, zrychlení a otáčky (viz obrázek č. 9). Používá se ke goniometrickému hodnocení rozsahů pohybů kloubů. Pohybový snímač je upevněný na elastickém popruhu, který se dá umístit na jakoukoliv část těla. Převádí mechanické pohyby na elektrický signál, díky kterému software freeStep zaznamenává výsledky a vytváří automatický protokol o zkoušce. FreeStep také poskytuje hodnoty normality k porovnání testu (Sensor Medica). Výstup z goniometrického vyšetření je v příloze č. 11 a č. 12.

Obrázek č. 9 MOOVER 3D pohybový snímač (Kardio-line)

Obrázek č. 10 MOOVER 3D pohybový snímač (Kardio-line)

V této práci byly hodnoceny pomocí MOOVERu rozsahy pohybu (RP) na dolních končetinách. K porovnání výsledků sloužily hodnoty převzaté ze systému freeStep. Za fyziologické hodnoty se považuje:

- kyčel – flexe + extenze 120–160°,
- kyčel – zevní rotace + vnitřní rotaci 65–95°,
- koleno – flexe 125–145°,
- hlezenní kloub – plantární flexe + dorsální flexe 55–80°
- hlezenní kloub – inverze + everze 45–70°.

RP kyčelní kloub flexe a extenze – test se provádí ve stoje se snímačem upevněným nad kolenem z vnější strany. Proband provádí flexi a extenzi v kyčelním kloubu. Dbá se na fixaci pánve.

RP kyčelního kloubu vnitřní a zevní rotace – test se provádí v sedě s fixací kolene. Snímač je upevněný nad kotníkem z vnější strany. Proband provádí pohyby do zevní a vnitřní rotace.

RP kolenního kloubu flexe – při testu dotyčný leží na břiše. Snímač je upevněný nad kotníkem z vnější hrany. Proband provádí pohyby z maximálního natažení do maximální flexe.

RP hlezenní kloubu plantární a dorzální flexe – test se provádí ve stoje. Snímač je uchycený okolo nártu. Vychází se z rovnoběžné pozice chodidla se zemí a proband provádí plantární a dorzální flexi.

RP hlezenní kloub inverze a everze – test je velmi podobný předchozímu vyšetření, proband akorát provádí pohyby do inverze a everze.

10.2 Zpracování dat

Automatické zpracování naměřených hodnot proběhlo pomocí softwaru freeStep. Z jednotlivých vyšetření byly potřebné parametry přepsány do tabulek v programu Microsoft Excel. Dále byly v rámci deskriptivní analýzy vypočítány buďto průměry a směrodatné odchylky (SD) či mediány a mezikvartilové rozpětí (IQR) pro každou kontinuální proměnnou zvláště. Pro posouzení velikosti vztahu mezi vybranými proměnnými byl vypočítán Pearsonovův korelační koeficient. Pro testování rozdílů byly

použity parametrické i neparametrické metody s využitím těchto testů: jednovýběrový t-test pro testování rozdílu mezi námi naměřenými daty a referenčními hodnotami, pro posouzení vlivu intervence mezi skupinami byl použit Mann-Whitneyův U-test a v rámci skupin Wilcoxonův test. Statistická významnost byla stanovena na hladině $\alpha = 0,05$, za statisticky významný výsledek byl potom považován takový, kde $p < 0,05$. Statistická analýza byla vyhodnocena pomocí softwaru IBM SPSS Statistics 24.

11 Výsledky

11.1 Posturografie obecně

Do studie bylo zařazeno celkem 20 respondentů, z toho 15 žen a 5 mužů. Respondenti byli ve věkovém rozmezí od 30 do 62 let. Průměrný věk byl 48,6 let. Jednalo se o osoby s obezitou, kde se BMI hodnoty pohybovaly mezi 31,1 - 53,5 kg/m^2, s průměrnou hodnotou 40,7 kg/m^2. V rámci studie se pomocí počítačové posturografie hodnotilo vychýlení CoG v AP směru, Sway test OO, Sway test OC, a také vzdálenost vychýlení CoP v ML směru (na ose X) a v AP směru (na ose Y). Posouzení posturální stability se hodnotilo podle naměřených hodnot ze Sway testu OO. V tabulce č. 6 jsou shrnuty naměřené parametry z posturografie u výzkumného souboru.

Tabulka č. 6 Naměřené parametry z posturografie

	průměr ± SD	min. - max.; Med
vychýlení CoG AP (cm)	1,5 ± 1,1	-0,65 - 3,27; 1,4
plocha chodidel (cm^2)	290,3 ± 54	211–400; 292
Sway test OO (mm)	226,1 ± 44,9	161,7 - 332,9; 217,9
Sway test OC (mm)	340 ± 133,3	196,4 - 793, 9; 323
CoP na ose X (OO) (mm)	10,9 ± 4,7	4,4 - 20,4; 10,1
CoP na ose Y (OO) (mm)	8,8 ± 4,4	4,4 - 20,1; 8,7
CoP na ose X (CO) (mm)	16,6 ± 9,7	5,66 - 41; 13,4
CoP na ose Y (CO) (mm)	13,5 ± 7,4	6,4 - 31,7; 12

Legenda: SD – směrodatná odchylka, min. – minimální hodnota, max. – maximální hodnota, Med – medián, CoG – těžiště, AP – anteroposteriorně, OO – otevřené oči, OC – zavřené oči, CoP – centrum tlaku

11.1.1 Statická analýza

Vyhodnocení výsledků statické analýzy vychází z naměřených parametrů v tabulce č. 6.

Posun těžiště

Výsledná hodnota CoG by za ideálních podmínek měla být 0. V našem případě se vychýlení CoG hodnotilo v AP směru, kde kladné hodnoty znamenají vychýlení vpřed a záporné vzad. Z tabulky č. 6 lze říci, že u výzkumného souboru byl naměřený posun CoG vpřed, a to o 1,5 ± 1,1 cm.

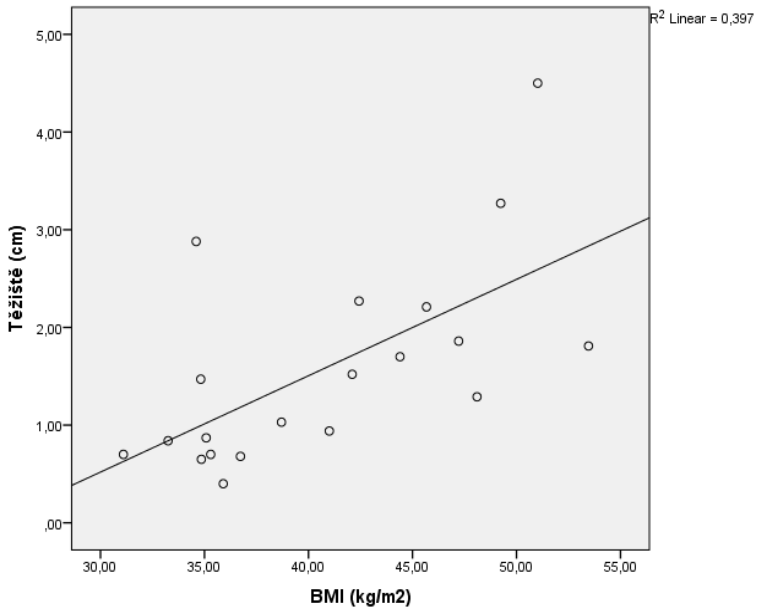
Dále bylo zkoumáno, zda vychýlení CoG koreluje s hodnotami BMI (viz tabulka č. 7). K výpočtu byl použitý 2-tailed test.

Tabulka č. 7 Korelační mezi hmotností, BMI a CoG (2-tailed test)

		hmotnost (kg)	BMI (kg/m^2)	CoG (cm)
hmotnost (kg)	Pearsonův kor. koef.	1	,941**	,564**
	Sig. (2-tailed)		p <0,001	0,01
	N	20	20	20
BMI (kg/m^2)	Pearsonův kor. koef.	,941**	1	,630**
	Sig. (2-tailed)	p <0,001		0,003
	N	20	20	20
CoG (cm)	Pearsonův kor. koef.	,564**	,630**	1
	Sig. (2-tailed)	0,01	0,003	
	N	20	20	20

** významnost korelace na stupni 0.01 (2-tailed test)
* významnost korelace na stupni 0.05 (2-tailed test)
CoG – těžiště

Z tabulky 7 je patrný statisticky významný vztah mezi posunem těžiště a hodnotou BMI (p <0,01). Vztah je znázorněný pomocí lineárního grafu viz graf č. 1. Lze tedy říci, že vychýlení CoG závisí na hodnotách BMI. Čím vyšší je hodnota BMI, tím více je CoG posunuto vpřed.



Graf č. 1 Lineární vztah mezi posunem těžiště a BMI

Plocha chodidel

V rámci statické analýzy byly odebrány i hodnoty plochy otisků chodidel. Plocha chodidel v našem případě označuje součet plochy otisku pravého a levého chodidla.

Jelikož se tato práce zabývala i efektem senzomotorického tréninku na posturální stabilitu, hodnotili jsme také vztah mezi velikostí plochy chodidel a hodnotami BMI. K hodnocení byl opět použitý 2-tailed test a výsledné hodnoty jsou shrnuty v korelační tabulce č. 8.

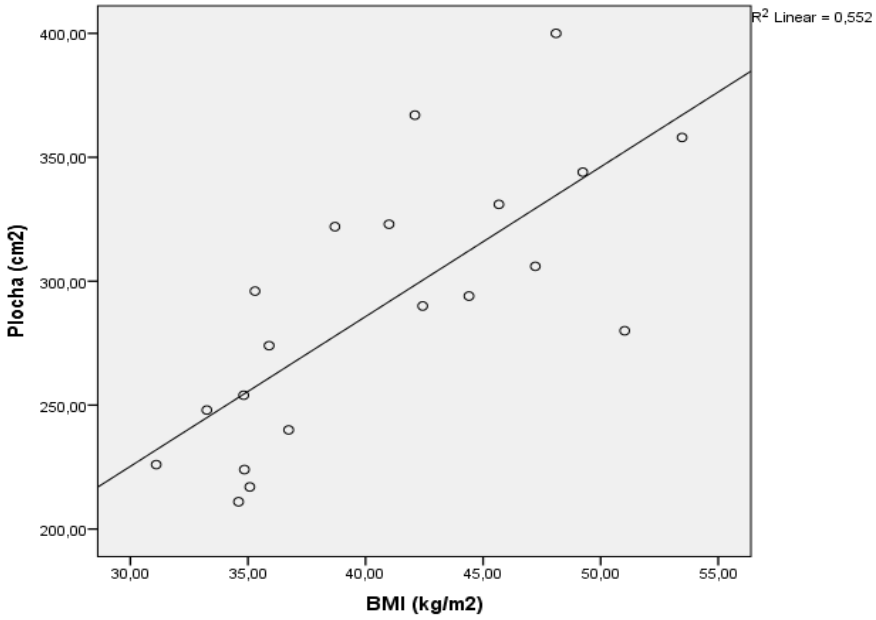
Tabulka č. 8 Korelace mezi hmotností, BMI a plochou chodidel (2 - tailed test)

		hmotnost (kg)	BMI (kg/m^2)	plocha (cm^2)
hmotnost (kg)	Pearsonův kor. koef.	1	,941**	**,802****
	Sig. (2-tailed)		p <0,001	p <0,001
	N	20	20	20
BMI (kg/m2)	Pearsonův kor.koef.	,941**	1	**,743****
	Sig. (2-tailed)	p <0,001		p <0,001
	N	20	20	20
plocha (cm2)	Pearsonův kor.koef.	**,802****	**,743****	1
	Sig. (2-tailed)	p <0,001	p <0,001	
	N	20	20	20

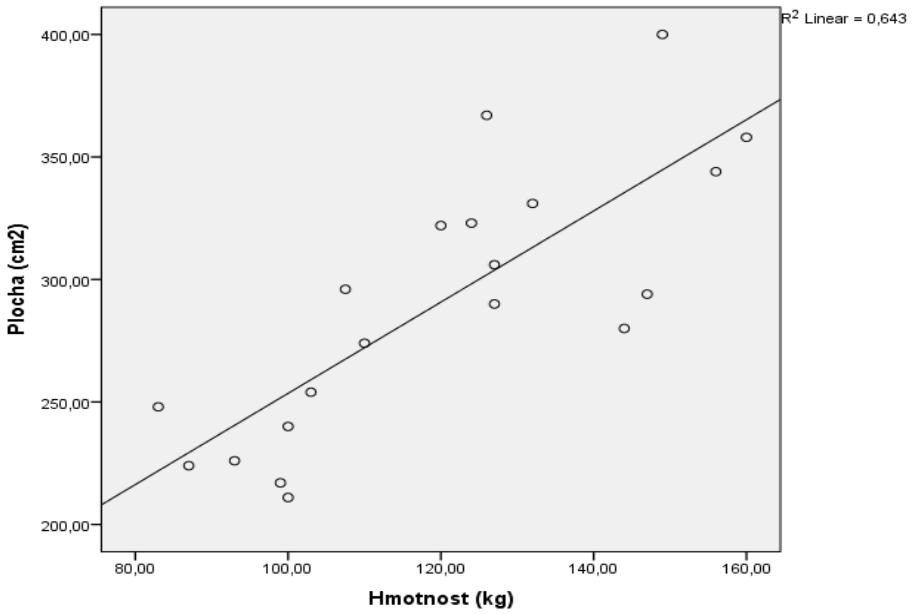
** významnost korelace na stupni 0.01 (2-tailed test)

* významnost korelace na stupni 0.05 (2-tailed test)

Z tabulky č. 8 vyplývá staticky významný vztah mezi plochou otisku chodidel a hodnotami BMI (p <0,001). Ovšem ještě větší významnost (p <0,001) má vztah mezi plochou otisku chodidel a hmotností. Výsledky jsou znázorněny za pomoci lineárního grafu č. 2 a č. 3.



Graf č. 2 Lineární vztah mezi plochou otisku chodidel a BMI



Graf č. 3 Lineární vztah mezi plochou otisku chodidel a hmotností

Lze tedy říci, že čím větší má jedinec hodnotu BMI, tím větší je plocha otisku chodidel na podložce. Ovšem je zde prokázaný i větší vztah, a to mezi plochou chodidel a hmotností.

11.1.2 Stabilometrie

Dále bylo hodnoceno stabilometrické vyšetření, konkrétně Sway test OO, Sway test OC a vychýlení CoP na ose X a Y, taktéž s otevřenýma a zavřenýma očima (viz tabulka č. 9).

Tabulka č. 9 Referenční tabulka stabilometrického vyšetření

	OO	OC
Sway test (mm)	226,1 ± 44,9†	340,0 ± 133,3*
CoP na ose X (mm)	10,9 ± 4,7	16,6 ± 9,8*
CoP na ose Y (mm)	8,8 ± 4,4§	13,5 ± 7,4*§

Poznámka: hodnoty jsou uvedeny jako průměr ± směrodatná odchylka; † <referenční hodnota 307 jednovýběrový t-test p <0,05; *statisticky významné OO a OC párový t-test p <0,05; §statisticky významný posun na ose X a ose Y párový t-test p <0,05
OO – otevřené oči, OC – zavřené oči, CoP – centrum tlaku

Rozdíly mezi naměřenými hodnotami s otevřenýma očima a s vyloučením zraku jsou z tabulky č. 9 více než znatelné a ve všech případech i statisticky významné (p <0,05). Dle výsledků lze říci, že zavřením očí se zvyšuje výkyv CoP, čímž se zhoršuje posturální kontrola.

Sway test

Sway test měří celkovou délku trajektorie CoP v mm po dobu vyšetřování. Sway test OO v této práci slouží jako hlavní ukazatel posturální stability. Pro vyhodnocení posturální stability sloužily normované hodnoty systému freeStep, který za fyziologické rozmezí hodnot Sway testu považuje hodnoty od 307 mm do 599 mm. Hodnoty nižší než 307 mm nebo vyšší než 599 mm naznačují zhoršenou posturální stabilitu.

Z tabulky č. 9 vyplývá, že hodnoty Sway testu OO jsou statisticky významně nižší, než je spodní hranice normy ($p < 0,05$). Z takového výsledku můžeme odvodit, že výzkumný soubor má zhoršenou posturální stabilitu.

Fyziologické rozmezí hodnot 307–599 mm se vztahuje i na Sway test OC. Z tabulky č. 9 je sice patrné, že hodnoty s vyloučením se v daném rozmezí nachází, ale jelikož Sway test OO vykazuje zhoršenou posturální kontrolu, nelze říci, že zavřením očí se posturální stabilita vylepší. V takové případě tedy hovoříme o narušení posturální kontroly s vyloučením zraku.

Posturální strategie

Ze stabilometrického měření je možné odvodit, jakou posturální strategii vyšetřovaná osoba vykazuje. K posouzení posturální strategie slouží naměřené hodnoty CoP na ose X a na ose Y. Kotníkový mechanismus lze odvodit od zvýšeného posunu CoP na ose Y, kyčelní mechanismus naopak na ose X. Pokud se hodnoty mezi sebou neliší, jedná se o smíšený typ.

Pomocí párového t-testu byl naměřen statisticky významný rozdíl mezi posunem na ose X a ose Y ($p < 0,05$) jak s otevřenýma, tak zavřenýma očima (viz tabulka 9). Jelikož hodnoty na ose X jsou vyšší, lze usoudit, že u probandů převažuje kyčelní posturální strategie, oproti kotníkové.

11.2 Senzomotorický trénink

Z výzkumného souboru byly vytvořeny dvě skupiny. Intervenční skupina byla zařazena do 12týdenního cvičebního programu se zaměřením na senzomotorický trénink. V intervenční skupině bylo 6 žen, jejichž hodnoty BMI se pohybovaly od 34,6 do 51 kg/m^2, s průměrnými hodnotami 40 kg/m^2. Kontrolní skupinu tvořily 4 ženy a 3 muži

s hodnotami BMI 33,3 – 53,5 kg/m^2, s průměrem 42,5 kg/m^2. Obě skupiny podstoupily vstupní a výstupní vyšetření s odstupem přibližně tří měsíců.

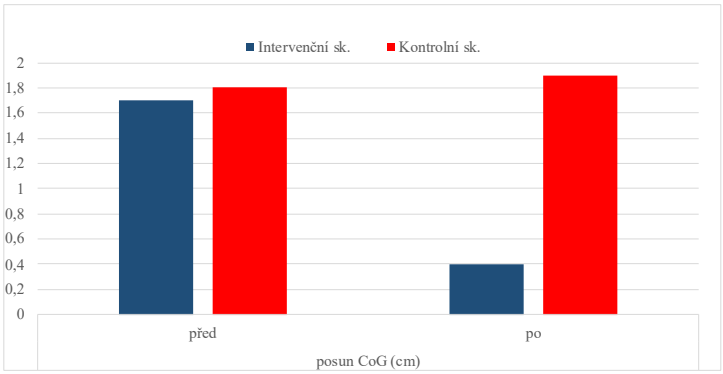
U obou skupin se z počítačové posturografie porovnávaly tyto naměřené hodnoty: poloha CoG, plocha otisku chodidel, Sway test OO a Sway test OC. Jak u intervenční, tak u kontrolní skupiny byly naměřeny také rozsahy pohybu na dolních končetinách, pomocí počítačové goniometrie. Konkrétně se hodnotily následující naměřené parametry: flexe a extenze kyčelního kloubu, zevní a vnitřní rotace kyčelního kloubu a flexe v kolenním kloubu.

Naměřené hodnoty ze vstupních a výstupních měření u obou skupin jsou sepsány v tabulce č 10. Z této tabulky taktéž vychází hodnocení výsledků. K vyhodnocení statistické analýzy byly použity dva testy. Prvním testem byl Mann-Whitneyův test, který posuzoval vliv intervence mezi skupinami, a druhým Wilxonův test pro posouzení vlivu v rámci skupin.

11.2.1 Statická analýza

Posun těžiště

U intervenční i kontrolní skupiny je ze vstupního vyšetření patrné vychýlení CoG v anteriorním směru. Z tabulky č. 10 vyplývá, že po senzomotorickém tréninku u intervenční skupiny došlo ke statisticky významnému posunu těžiště ($p < 0,05$), kdy se naměřené hodnoty přiblížily fyziologii, tedy k hodnotě 0. Posun CoG je graficky znázorněný v grafu č. 4. Mezi hodnotami CoG u intervenční a kontrolní skupiny taktéž zaznamenáváme statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$), proto lze tvrdit, že senzomotorický trénink měl vliv na vyrovnání těžiště.



Graf č. 4 Posun CoG u intervenční a kontrolní skupiny

(Poznámka: hodnoty jsou uvedeny jako medián, CoG – těžiště)

Tabulka č. 10 Naměřené hodnoty ze vstupního a výstupního vyšetření u intervenční a kontrolní skupiny

	Intervenční sk.			Kontrolní sk.		
	před	po	Δ	před	po	Δ
CoG (cm)	1,7 (2,5)	0,4 (2,2) †	-2,0 (1,4)	1,8 (1,4)	1,9 (1,9)	-0,1 (0,3) *
plocha chodidel (cm^2)	258,5 (47,0)	257,0 (55,5)	-8,0 (28,3)	322,0 (96,0)	321,0 (122,0)	-4,0 (28,0)
Sway test OO (mm)	219,3 (75,1)	270,9 (151,5) †	97,8 (118,7)	202,0 (44,9)	232,6 (143,3) †	43,8 (128,5)
Sway test OC (mm)	280,8 (265,1)	350,1 (185,2) †	69,3 (56,5)	281,2 (97,6)	310,6 (82,6)	12,3 (169,4)
RP P kyčel F+EXT (°)	106,9 (15,7)	126,2 (22,8) †	14,6 (14,9)	90,4 (29,0)	102,4 (30,3) *	6,0 (19,0)
RP L kyčel F+EXT (°)	97,5 (35,5)	126,6 (19,6) †	23,8 (19,0)	94,0 (48,4)	96,7 (29,0) *	-5,7 (32,1) *
RP P kyčel ZR+VR (°)	49,1 (28,7)	54,0 (22,1)	0,6 (18,2)	44,9 (25,6)	53,8 (20,8)	-0,4 (16,4)
RP L kyčel ZR+VR (°)	43,5 (26,7)	51,1 (20,0)	6,5 (14,9)	48,3 (7,1)	54,1 (21,8)	8,5 (11,4)
RP P koleno F (°)	86,9 (11,7)	93,2 (12,9)	7,4 (17,1)	82,4 (23,0)	86,9 (4,1)	-0,6 (14,6)
RP L koleno F (°)	85,6 (20,2)	97,2 (10,4) †	9,0 (14,5)	77,2 (37,7)	77,4 (37,2)	-12,7 (34,4)

Poznámka: hodnoty jsou uvedeny jako medián (IQR), * statisticky významný rozdíl mezi intervenční a kontrolní skupinou Mann-Whitneyův U-test p <0,05, † statisticky významný rozdíl zvlášť pro intervenční a kontrolní skupinu Wilcoxonův párový test p <0,05

CoG – těžiště, OO –otevřené oči, OC – zavřené oči, P – pravá strana, L – levá strana, F – flexe, EXT – extenze, ZR – zevní rotace, VR – vnitřní rotace

Plocha chodidel

Jelikož intervenční skupina podstoupila cvičení se senzomotorickým tréninkem, kde je základním předpokladem nácvik tzv. malé nohy, čímž by správně mělo dojít ke zmenšení a zúžení nohy, hodnotili jsme i celkový otisk chodidla.

Z naměřených hodnot v tabulce č. 10 u intervenční skupiny není patrný rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením. U intervenční ani kontrolní skupiny nezaznamenáváme významnou změnu mezi jednotlivými měřeními. Nelze tedy tvrdit, že by u výzkumného souboru došlo po senzomotorickém tréninku k aktivaci kleneb na chodidlech, čímž by se zmenšila jejich plocha. Vysvětlením by však mohla být potvrzená korelace mezi velikostí plochy chodidel a hmotností ($p < 0{,}001$), která je patrná z výsledků obecné posturografie (viz tabulka č. 8 a graf č. 3). Jelikož se hmotnost u probandů během výzkumu neměnila, správně by tedy nemělo dojít ani ke zmenšení plochy chodidel.

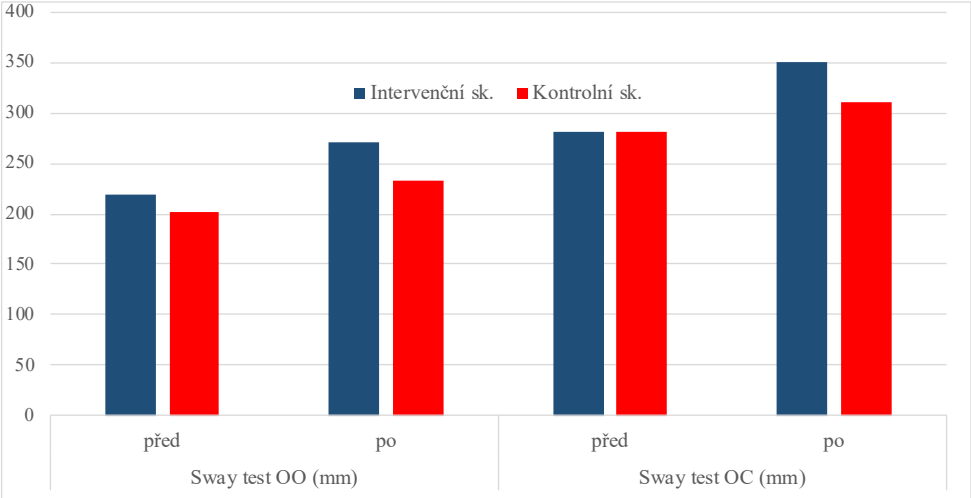
11.2.2 Stabilometrie

Sway test

Z naměřených hodnot Sway testu OO u intervenční i kontrolní skupiny, během vstupního vyšetření, je patrná zhoršená posturální stabilita, jelikož jsou hodnoty nižší než 307 mm. Aby došlo ke zlepšení posturální stability, výstupní hodnoty měření by neměly být nižší, ale naopak vyšší, poněvadž by správně měly dosahovat alespoň spodní hranice normy. Z tabulky č. 10 vyplývá, že došlo ke statisticky významnému zvýšení hodnot u obou skupin ($p < 0{,}05$). Ovšem u intervenční skupiny, oproti kontrolní, je rozdílná hodnota Sway testu OO výrazně vyšší, a také i výsledné číslo je blíže ke spodní hranici fyziologie. Proto je z výsledků možné odvodit, že senzomotorický trénink má pozitivní vliv na posturální stabilitu, jelikož u intervenční skupiny došlo k výraznému zlepšení posturální kontroly.

Dále z tabulky č. 10 vyplývá, že i hodnoty Sway testu OC se u obou skupin zvýšili, ovšem jen u intervenční skupiny lze změnu považovat za statisticky významnou ($p < 0{,}05$).

Naměřené hodnoty Sway testu OO i OC ze vstupního i výstupního vyšetření jsou znázorněny na grafu č. 5.



Graf č. 5 Hodnoty Sway testu OO i OC u intervenční a kontrolní skupiny při vstupním a výstupním měření

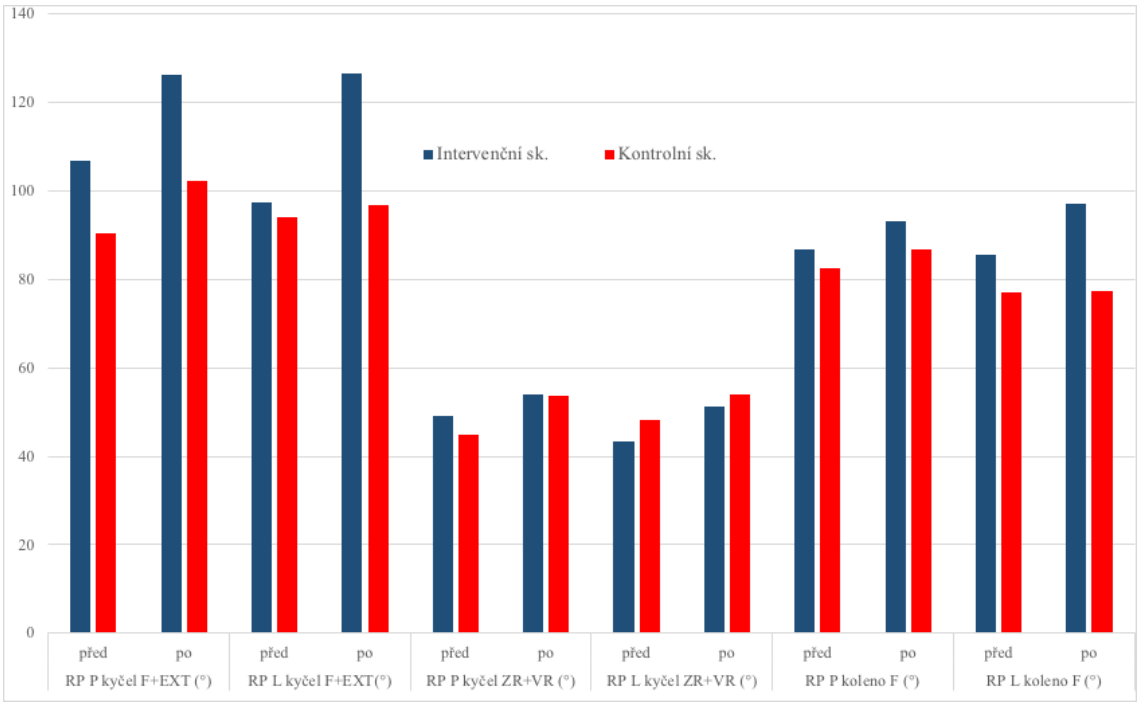
(Poznámka: hodnoty jsou uvedeny jako medián, OO – otevřené oči, OC – zavřené oči)

11.2.3 Goniometrie

Rozsahy pohybu dolních končetin

U intervenční i kontrolní skupiny proběhlo také vedlejší měření, a to měření rozsahu pohybu na dolních končetinách. Z tabulky č. 10 lze vyčíst, že u obou skupin se naměřené hodnoty ze vstupního vyšetření pohybují pod fyziologickou hranicí (fyziologické hodnoty: kyčel F + EXT 120–160°, kyčel ZR + VR 65–95°, koleno F 125–145°). Za zlepšení lze považovat, pokud by byly výstupní hodnoty vyšší, tedy kloubní hybnost by se zvětšila. Naopak pokud by byly naměřené hodnoty nižší, jednalo by se o zhoršení kloubní pohyblivosti.

Z pohledu na tabulku č. 10 lze usoudit, že u intervenční skupiny došlo ke zvýšení rozsahů pohybu u všech naměřených parametrů. Ke statisticky významnému zlepšení ovšem došlo pouze u rozsahu pohybu u pravého i levého kyčelního kloubu do flexe a extenze a u levého kolenního kloubu do flexe ($p < 0,05$). U kontrolní skupiny je také zaznamenána zvýšení kloubní hybnosti, ovšem nejedná se o statisticky významné změny. Rozsahy pohybu u obou skupin během vstupního i výstupního vyšetření jsou graficky znázorněny v grafu č. 6.



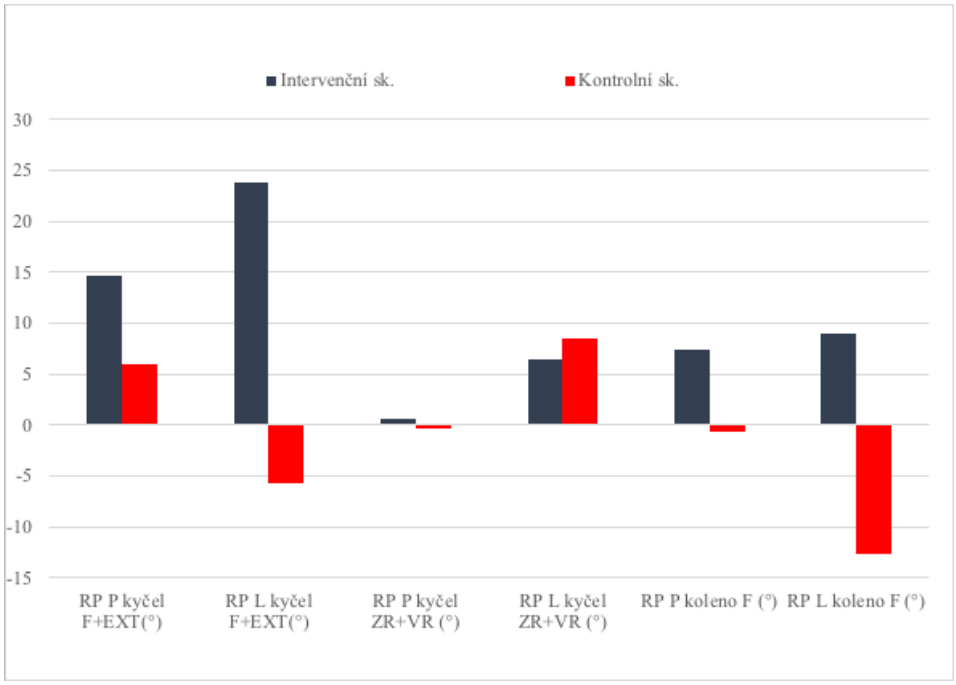
Graf č. 6 Rozsahy pohybu u intervenční a kontrolní skupiny ze vstupního a výstupního vyšetření

(Poznámka: hodnoty jsou uvedeny jako medián, RP – rozsah pohybu, P – pravá strana, L, levá strana, F – flexe, EXT – extenze, ZR – zevní rotace, VR – vnitřní rotace)

Při pohledu na rozdíly mezi jednotlivými měřeními je patrné, že u intervenční skupiny došlo k výraznému zvýšení kloubního rozsahu oproti kontrolní skupině. Statisticky významný rozdíl ovšem zaznamenáváme pouze u levého kyčelního kloubu při pohybu do flexe a extenze ($p < 0,05$). Pro přehlednější interpretaci jsou rozdíly mezi vstupním a výstupním měření zobrazeny na grafu č. 7. Posun hodnot kladným směrem na ose Y značí zvětšení rozsahu pohybu, a posun hodnot záporným směrem na ose Y naopak zmenšení rozsahu daného pohybu.

Pokud porovnáme intervenční a kontrolní skupinu vzájemně mezi sebou, statisticky významné rozdíly lze pozorovat u výstupních hodnot obou kyčelních kloubů při měření flexe a extenze ($p < 0,05$). V kyčelních kloubech se tedy rozsah pohybu u intervenční skupiny, oproti skupině kontrolní, významně zvětšil.

Lze tedy shrnout, že intervenční skupina vykazuje zlepšení kloubní pohyblivosti na dolních končetinách.



Graf č. 7 Rozdíly (Δ) mezi vstupními a výstupními vyšetřeními rozsahů pohybu u intervenční a kontrolní skupiny

(Poznámka: hodnoty jsou uvedeny jako medián, RP – rozsah pohybu, P – pravá strana, L, levá strana, F – flexe, EXT – extenze, ZR – zevní rotace, VR – vnitřní rotace)

11.3 Shrnutí výsledků

Posturální stabilita byla hodnocena pomocí statické počítačové posturografie u 20 probandů s obezitou, jejichž hodnoty BMI se pohybovaly v rozmezí 31,1 - 53,5 kg/m^2, s průměrem 40,7 kg/m^2. U výzkumného souboru bylo zaznamenáno vychýlení CoG anteriorním směrem o 1,5 ± 1,1 cm. Dále byla zjištěna zhoršená posturální stabilita na základě Sway testu OO, jehož hodnota byla statisticky významně nižší, než je spodní hranice normy ($p < 0,05$). Hodnoty Sway testu OC jsou statisticky významně vyšší oproti naměřeným parametrům Sway testu OO ($p < 0,05$). Znamená to, že s vyloučením zraku se zvyšuje posturální výkyv. U tohoto výzkumného souboru byla také statisticky významně prokázána převaha kyčelní posturální strategie oproti kotníkové ($p < 0,05$) na základě většího posunu CoP na ose X oproti ose Y.

Po ukončení cvičebního programu s využitím senzomotorické stimulace jsme u intervenční skupiny, v porovnání s kontrolní skupinou, zaznamenali statisticky významnou změnu pozice CoG ($p < 0,05$), kdy se poloha CoG výrazně přiblížila 0. Pozitivní efekt senzomotorického tréninku je patrný také u posturální kontroly, jelikož došlo ke zlepšení posturální stability. Hodnoty Sway testu OO se totiž statisticky

významně zvýšily a přiblížily se tak spodní hranici normy ($p < 0,05$). Výstupní hodnoty Sway testu OO jsou statisticky významné také u kontrolní skupiny ($p < 0,05$), ovšem rozdíly mezi jednotlivými měřeními jsou v porovnání s intervenční skupinou výrazně menší. U intervenční skupiny se také výrazně zvýšila kloubní pohyblivost na dolních končetinách, kdy ovšem statisticky významné zvětšení rozsahu pohybu zaznamenáváme pouze u obou kyčelních kloubů (F + EXT) a levého kolenního kloubu (F) ($p < 0,05$).

12 Diskuze

Náplní této práce bylo hodnocení posturální stability pomocí počítačové posturografie u osob s obezitou. Na stabilitu má mimo jiné vliv propriorecepce, proto tato práce také zkoumala, zda má senzomotorický trénink u obézních jedinců pozitivní vliv na posturální kontrolu.

Několik studií uvádí že dospělí i děti s obezitou mají daleko vyšší riziko pádu než jedinci s normální váhou (Cieślińska-Świder, Blaszczyk, 2019; Gréve et al., 2007; Menegoni et al., 2014; Wills, 2004). Do jisté míry tuková tkáň opravdu slouží jako mechanická ochrana při pádu, ovšem její nadbytek zhoršuje rovnováhu (Cieślińska-Świder, Blaszczyk, 2019).

V této práci byly stanoveny dvě výzkumné otázky. První zněla: *„Jak se bude lišit statická počítačová posturografie u jedinců s obezitou oproti normě?“* a druhá: *„Jak se změní posturální stabilita po tříměsíčním cvičebním programu se senzomotorickými prvky?“*

Dále byly vytyčeny dvě hypotézy, kde jsme předpokládali že:

1) *osoby s obezitou budou vykazovat dle Sway testu zhoršenou posturální stabilitu,*
2) *tříměsíční cvičební program se zaměřením na senzomotorickou stimulaci bude mít pozitivní efekt na posturální stabilitu.*

12.1 Diskuse k výsledkům a hypotézám

Hlavním předmětem zkoumání této práce byly hodnoty Sway testu, který patří mezi mezinárodně uznávané testy k posouzení kvality posturální stability. Kromě Sway testu se tato práce zabývala i jinými proměnnými. Jelikož například i poloha těžiště těla zastává významnou roli v udržení rovnováhy (Dylevský, 2009). Dále byla posouzena plocha otisku chodidel, neboť Son (2016) tvrdí, že u obézních dochází ke zhoršené odezvě plantárních mechanoreceptorů, což může také vést ke zhoršení posturální kontroly (Villarrasa-Sapina et al., 2017). V neposlední řadě tato práce porovnávala rozsahy pohybu na dolních končetinách, z důvodu, že obezita přispívá k omezení flexibility (Powel et al., 2005), a do jisté míry taktéž ovlivňuje rovnováhu těla (Blaszczyk et al., 2009).

12.1.1 Obecná posturografie

Posun těžiště

CoG je průmětem společného těžiště těla do roviny opěrné báze (Vařeka, 2002) za ideálních podmínek je hodnota CoG během posturografického vyšetření 0 (Sensor Medica). V této práci bylo u výzkumného souboru zaznamenáno vychýlení těžiště anteriorním směrem, což už samo o sobě může znamenat, že se u této skupiny projeví zhoršená kvalita posturální stability. Podobné výsledky zaznamenal i Fregly et al. (1968) již před několika. Potvrdil totiž, že lidé s nadváhou, díky tvaru a velikosti těla, mají změněnou statickou posturální stabilitu, projevující se změnou lokace těžiště. Zjistil, že CoM se nachází blíže k přednímu okraji opěrné plochy. Corbeil et al. (2001) a Greve et al. (2007) dospěli také ke stejnému závěru. Pro objasnění posunu těžiště vpřed u obézních přirovnává Greve et al. (2007) udržování rovnováhy během klidného stání k modelu obráceného kyvadla, které se díky nahromaděnému tuku v oblasti břicha naklání vpřed, a tím pádem stejným směrem posouvá i CoG.

Sway test

Při Sway testu dochází k měření délky trajektorie CoP. K posouzení kvality posturální stability nám sloužily předem dané hodnoty, které se považují za normu. Systém freeStep definuje, že by se fyziologické hodnoty měly pohybovat v rozmezí 307–599 mm. V hypotéze č. 1 jsme předpokládali, že obézní jedinci budou vykazovat zhoršenou posturální stabilitu. Aby byla hypotéza potvrzena, musely by být výsledné hodnoty Sway testu OO nižší než 307 mm nebo vyšší než 599 mm. Jelikož průměrná výsledná hodnota v naší práci činí 226,1 ± 44,9 cm a zároveň je i výsledné číslo významně pod spodní hranicí ($p < 0,05$), hypotézu můžeme potvrdit.

Byť se může na první pohled zdát, že nižší hodnoty Sway testu představují kvalitnější posturální stabilitu, není tomu tak. Udržování rovnováhy je totiž dějem dynamickým (Kolář et al. 2009), a proto je zcela normální, že během klidného stoje dochází k vychylování CoP. Blaszcyk et al. (2009) například nižší hodnoty Sway testu vysvětluje jako funkční adaptaci ovládání vzpřímené polohy, ovlivněné zvýšenou tělesnou hmotností. Dále také tvrdí, že nestabilita se sice odvozuje od hmotnosti jedince, avšak doplňuje, že čím je člověk obéznější, tím hůře u něj lze rozrušit posturální rovnováhu, jakmile je ale narušena, tím hůře se jedinec stabilizuje zpět.

K závěrům, že obezita zhoršuje posturální kontrolu, dospěli také například Cieślińska-Świder et Blaszczyk (2019), Gréve et al. (2007), Menegoni et al. (2014) nebo

Wills (2004). zmínění autoři ve svých pracích dále zmiňují, že se u obézních vyskytuje větší riziko pádu.

Spíše se objevují studie, kde ovšem autoři hovoří o zvýšeném výkyvu CoP u obézních jedinců oproti normě, z čehož usuzují zhoršenou posturální stabilitu (Gréve et al. 2007; Singh et al., 2009). Hlavním rozdílem, mezi touto prací a výše zmíněnými výzkumy, je, že ostatním k porovnání výsledků sloužila kontrolní skupina s normální váhou. Blaszcyk et al. (2009) zhoršenou posturální stabilitu u obézních, a tedy i větší hodnoty Sway, vysvětluje neschopností obézních provádět rychlé koordinační pohyby. I Wearin et al. (2006) vidí deficit obnovy rovnováhy u obézních ve zpožděných reakcích v důsledku zvýšených setrvačností segmentů těla, a také ve větší svalové slabosti.

Velmi často se taktéž zkoumá, jaký vliv na posturální stabilitu má vyloučení zraku. Větší hodnoty Sway testu se zavřenýma očima oproti hodnotám Sway testu s očima otevřenýma zaznamenali například Handrigan et al. (2012), Cruz-Gómez et al. (2011) nebo Son (2016). I v našich výsledcích jsme prokázali hodnoty Sway testu OC vyšší, a to statisticky významně oproti Sway testu OO ($p < 0,05$).

Cruz-Gómez et al. (2011) například zkoumal genderové rozdíly u 90 žen a 90 mužů v posturální stabilitě. Bez rozdílu na pohlaví u všech prokázal výrazně zhoršenou posturální stabilitu s vyloučením zraku. Son (2016) zase prováděl testování na pevných i pěnových podložkách. Když porovnával obézní skupinu se skupinou s normální váhou, zaznamenal větší posun houpání u obézních jen při vyloučení zraku.

Z vyjmenovaných studií a našich výsledků lze tedy také prokázat, že na posturální stabilitě se kromě propriorecepce, exterorecepce, vestibulárního systému, funkční osové struktuře těla, svalové soustavy a centrálního a periferního nervového systému podílí také zrak (Pastucha, Filipčíková, 2013), tím pádem při zavření očí dochází ke většímu výkyvu CoP, který se v našem případě projevuje vyššími hodnotami Sway testu OC.

Velmi zajímavou studii, kde hlavní výzkumnou proměnnou byla hodnota Sway testu, prováděl Handrigan et al. (2012). Ve svém výzkumu porovnával posturální stabilitu obézních a těžké atletické skupiny, kteří měli vzájemně podobné hodnoty BMI. I když atleti měli výrazně vyšší svalovou sílu dolních končetin (absolutní i relativní) jejich hodnoty Sway testu byly velmi podobné obézní skupině. Došel tedy k závěru, že svalová síla nehraje roli v udržení rovnováhy, ale že primární faktorem u posturální stability je hmotnost. Jeho teorie se neslučují s Corbeila et al. (2001), Matrangoli et Madigan (2009) nebo Billot et al. (2010), kteří tvrdí opak.

Posturální strategie

Předpokládáme-li dle Vařeky (2002b) že vyrovnávání rovnováhy v předozadním směru zajišťuje kotníkový mechanismus a v bočním směru kyčelní mechanismus, pak lze pomocí vychýlení CoP na ose X a Y určit, o jakou posturální strategii se jedná.

Gréve et al. (2007), se kromě korelací mezi hodnotami BMI a posturální rovnováhou, zabýval také posturální strategií u obézních mužů. V jeho případě nezaznamenal velké rozdíly mezi posunem CoP v AP a ML směru. Tato diplomová se se závěry Gréve et. Al (2007) nemůže ztotožnit, jelikož naše výsledky shledávají statisticky významný rozdíl mezi vychýlením CoP na ose X a Y ($p < 0,05$). Můžeme tedy prohlásit, že v této práci u výzkumného souboru převažovala spíše kyčelní strategie vyrovnávání stability oproti kotníkové. Slovo „převažovala“ je v takovém případě na místě, jelikož nikdy nedochází ke zcela „čistému“ mechanismu vyrovnávání (Runge et al., 1999). Runge et al. (1999) se zabýval posturálními strategiemi, kde ve svém výzkumu pomocí EMG vyhodnocoval aktivitu svalů na dolních končetinách během posturografie. Došel k závěru, že „čistá“ strategie vyrovnávání stability nepřipadá v úvahu, jelikož k točivému momentu v kotníku se přidává i točivý moment kyčle a naopak.

Prací a výzkumů, které se také zabývaly posturálními strategiemi, je mnoho, avšak výsledky jsou velmi pestré. Velmi často totiž o převaze mechanismu rozhoduje pohlaví. Menegoni et al. (2012) a Blaszcyk et al. (2009) porovnávali posturální stabilitu mezi obézními muži a ženami. V obou případech vyšla zhoršená stabilita v ML směru u mužů oproti ženám. Blaszcyk et al. (2009) uvádí několik vysvětlení, proč tomu tak může být. Zaprvé upozorňuje na odlišnost mužské (androidní typ) a ženské (gynoidní typ) obezity. Popisuje, že díky androidnímu typu obezity vzniká větší zátěž přes boky, a tím dochází ke zvýšení ML CoP exkurzi. Za další faktor, proč je u mužů zhoršená ML stabilita, považuje změnu polohy těžiště oproti ženám. Distribuce tukové tkáně u mužů totiž způsobuje vyšší polohu těžiště než u žen. Dále předpokládá, že obézní muži bývají těžší než obézní ženy, a tím pádem se musejí vyrovnat nejen s těžší tělesnou hmotností, ale i vyšším CoM, a pak dochází ke zvýšenému kyčelnímu mechanismu ve směru ML.

Naše výsledky se sice shodují s Menegoni et al. (2012) a Blaszcyk et al. (2009) ve prospěchu zhoršené posturální stability, ale v této práci se, na rozdíl od zmíněných autorů, testovala obě pohlaví dohromady, kde byla dokonce spíše převaha žen (15 žen a 5 mužů). Podle Blaszcyk et al. (2009) by tedy naše výsledky posturálních strategií měly být spíše opačné. Naše výsledky se tím pádem taktéž neshodují s Cieślińska-Świder et

Blaszczyk (2019), kteří hodnotili posturografii u mladých obézních žen a porovnávali je s ženami s normální hmotností. U obézních žen zaznamenali menší ML posun oproti kontrolní skupině, což opět vyvrací výsledky této práce, bereme-li v potaz, že ve výzkumném souboru je převaha žen. I Cieślińska-Świder et Blaszczyk (2019) stejně jako Blaszczyk et al. (2009) odůvodňují své výsledky odlišností v typu obezity mezi mužem a ženou. Blaszczyk et al. (2009) popisuje, že u obézních žen díky jejich charakteristice ukládání tukové tkáně spíše v oblasti boků a stehen, dochází automaticky k širšímu postoji, který limituje boční houpání. Z toho také odvozuje, že ženy mají nižší riziko pádu než muži a dokonce uvádí, že obézní ženy nemusí mít problém s posturální rovnováhou a nevyžadují ani žádné speciální zacházení.

Důvodem, proč jsme dospěli k opačným výsledkům než Cieślińska-Świder et Blaszczyk (2019) a Blaszczyk et al. (2009), může být následující. Cieślińska-Świder et Blaszczyk (2019) a Blaszczyk et al. (2009) testovali během přirozeného stoje, kdežto v našem případě docházelo k úpravě stoje na užší bází, čímž mohlo dojít k výraznějšímu zapojení kyčelního mechanismu. Proto mohly být naměřeny větší hodnoty na ose X v ML směru. Dalším důvodem také mohl být velký věkový rozptyl, jelikož Cieślińska-Świder et Blaszczyk (2019) upozorňují, že jejich výsledky by se mohly lišit za předpokladu záměny výzkumného souboru za starší ženy. Mladé obézní ženy totiž mají spíše gynoidní tvar kdežto po menopauze mnohdy začíná převažovat tvar androidní. V naší práci jsme ale zaznamenali jak androidní, tak gyniodní tvary a nijak je nerozlišovaly.

Součástí výzkumu Cieślińska-Świder et Blaszczyk (2019) byl také redukční program. Zjistili, že u žen po redukci hmotnosti dochází ke zhoršení stability v ML směru, pravděpodobně v důsledku přirozených změn v základně podpory vestoje.

Existují také studie, které prokázaly zhoršenou stabilitu u osob s obezitou v AP směru (Fregly et al., 1968; Menegoni et al., 2012). Menegoni et al. (2012) tvrdí, že u obézních mužů i žen dochází díky zvýšené hmotnosti k většímu točivému momentu v kotnících, což vede k destabilizaci AP směru. Ke stejné teorii došel i Fregly et al. (1968) již před několika lety. Kováčiková et al. (2014) ve své práci hodnotila zase rychlost CoP a porovnávala ženy s obezitou, nadváhou a normální váhou. Výsledkem studie byla zhoršená posturální stabilita v AP směru mezi obézní skupinou a skupinou s normální váhou během testování s otevřenýma i zavřenýma očima. Prohlásila, že s obezitou roste předozadní výkyv. Za vysvětlení považuje akumulaci tukové tkáně v oblasti břicha.

Rychlosti v bočním směru byly naměřeny naopak menší u obézních, pravděpodobně z důvodu širšího postoje při testování.

12.1.2 Senzomotorický trénink

V další části se tato práce především zabývala tím, zda má senzomotorický trénink vliv na posturální stabilitu u obézních. Několik autorů totiž tvrdí, že u obezity se lze setkat se sníženou proprioreceptivní odezvou (Son, 2016; Villarrasa-Sapina et al., 2017). Son (2016) například předpokládá, že stabilita je u obézních zhoršená odezvou plantárních mechanoreceptorů způsobenou zvýšeným tlakem na dolních končetinách. Jeho studie, kde porovnával posturální stabilitu mezi obézními a skupinou s normální váhou na pevných i pěnových podložkách, byla v této práci již zmíněna. U obézních na pěnových deskách prokázal zhoršenou stabilitu během testování se zavřenýma očima. Jedním z důvodů, který uvedl pro objasnění, byl, že nestabilita je u jedinců s obezitou způsobena sníženou citlivostí chodidel, a že vyšší nestabilitu kompenzují vizuálními vstupy. Villarrasa-Sapina et al. (2017) se zase zabýval posturální stabilitou u dětí. Podporuje teorii Sona (2016), protože bere v úvahu, že již obezita u dětí tlumí účinky somatosenzorického systému ze stejného důvodu, a to nadměrným tlakem na chodidla. Také doplňuje, že nadměrný tlak může natolik ovlivnit senzorickou zpětnou vazbu a ovlivnit tak koordinaci polohy těla a udržování posturální rovnováhy.

Posun těžiště

Z výsledků této práce vyplývá, že cvičení se senzomotorickými prvky má pozitivní účinek na vyrovnání pozice CoG. U intervenční skupiny se totiž naměřené hodnoty CoG přiblížily k 0 a došlo tedy k posunu pozice CoG. Mezi výslednou polohou CoG jsme zaznamenali u intervenční skupiny oproti kontrolní skupině statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$).

Jelikož naším cílem nebylo redukovat hmotnost, Greve et al. (2007) nebo Corbeil et al. (2001) by s naším výsledkem nemuseli souhlasit, protože předpokládají, že posun těžiště vpřed je zapříčiněný změnou geometrie těla díky nahromaděnému tuku v oblasti břicha. Ale nejen Son (2016) tvrdí, že obezita podporuje zvýšený sklon pánve a prohlubuje bederní lordózu, což samo o sobě mění zmíněnou geometrii těla. Vysvětlením tedy může být, že nejen díky senzomotorické stimulaci došlo k vylepšení držení těla (Kolář et al., 2009), ale intervenční skupina měla v každé cvičební jednotce zařazené i

konkrétní cviky na posílení stabilizačního systému páteře. Posílení SSP mohlo ovlivnit postavení pánve s napřímením bederní páteře a vyrovnat tak těžiště. Naši teorii může podpořit Celenay et Kaya (2017), kteří během 8týdenního cvičebního plánu se zaměřením na posílení HSSP a stabilizaci páteře zaznamenali snížení zakřivení páteře, menší bolestivost, a dokonce i nižší hodnoty Sway testu.

Plocha chodidel

Son (2016) a Villarrasa-Sapina et al. (2017) potvrdili, že u obézních osob dochází ke zvýšenému tlaku na chodidlech. Hills et al. (2001) to specifikoval ještě více tím, že vyšší plantární tlaky během stání i chůze jsou zejména pod podélnou klenbou a metatarzálními kůstkami (pod příčnou klenbou). Lze z toho tedy odvodit, že u obézních dochází i k propadu příčné a podélné klenbě.

Plochu chodidel jsme hodnotili, protože by se dalo předpokládat, že senzomotorickou stimulací dojde ke zmenšení otisku. Už jen podle Kolářova et al. (2009) popisu tzv. malé nohy, která je součástí senzomotorického nácviku, by totiž správně mělo dojít k aktivaci hlubokých svalů chodidel, čímž se noha zkrátí a zúží. Naše výsledky ale bohužel nezaznamenaly významné změny. Důvodem může být námi potvrzená korelace mezi plochou otisku chodidla a hmotnostní ($p < 0{,}001$). Předpokládáme-li totiž, že na plochu otisku chodidel má vliv hmotnost jedince, pak by hodnoty otisků měly zůstat stejné, jelikož se nezměnila ani hmotnost probandů.

Sway test

Hypotéze č. 2 se odvíjí taktéž od hodnot naměřených ze Sway testu OO, jako tomu bylo u první hypotézy. V druhé hypotéze jsme předpokládali, že senzomotorický trénink bude mít pozitivní vliv na posturální kontrolu, a dojde tak ke zlepšení posturální stability.

Už během vstupního vyšetření jsme zaznamenali statisticky významně nižší hodnoty Sway testu ($p < 0{,}05$)., z čeho jsme usoudili zhoršenou posturální stabilitu. Pokud by mělo dojít ke zlepšení posturální kontroly, naměřené hodnoty z výstupního měření by neměly být nižší, jak se na první dojem může zdát, ale naopak vyšší.

Pokud považujeme posturální stabilitu za dynamický děj, který se neustálým vyvažováním odehrává i během klidného stání (Kolář, Máček et al., 2015), je tedy logické, že naměřené hodnoty Sway testu by neměly být 0. Nižší hodnoty by podle Blaszcyka et al. (2009) znamenaly funkční adaptaci vzpřímené polohy ovlivněné zvýšenou hmotností.

Výsledky Sway testu OO se v této práci statisticky významně zvýšily ($p < 0,05$) a přiblížily se tak spodní hranici normy. Na základě těchto výsledku lze tedy usoudit, že senzomotorický trénink vylepšil posturální stabilitu, čímž zároveň potvrzujeme hypotézu č. 2. Statisticky významné změny ($p < 0,05$) byly sice zaznamenány i u kontrolní skupiny, ovšem rozdíl je výrazně menší a výsledné hodnoty jsou stále značně pod spodní hranicí normy.

U obou skupin se porovnávaly taktéž výsledné parametry Sway testu OC. V obou případech byl zaznamenám větší výkyv, avšak jen u intervenční skupiny byl statisticky významný ($p < 0,05$). Z práce Sona (2016) vyplývá, že obézní jedinci mají zhoršené proprioreceptivní vnímání, jelikož si posturální kontrolu kompenzují vizuálními vstupy. U intervenční skupiny byl zaznamenán menší rozdíl v naměřených hodnotách během vstupního a výstupního měření u Sway testu OC oproti Sway testu OO. Do jisté míry lze tedy tvrdit, že u intervenční skupiny na základě senzomotorické stimulace, došlo k vylepšení proprioreceptivního vnímání.

Rozsahy pohybu

Rozsahy pohybu dolních končetin u intervenční a kontrolní skupiny byly měřeny z důvodu, neboť obezita negativně ovlivňuje kloubní hybnost (Anandacoomarasamy et al., 2008; Powel et al., 2005), což může následně ovlivnit i rovnováhu (Blaszczyk et al., 2009).

Anandacoomarasamy et al. (2008) a Powel et al. (2005) se shodují, že vysoká tělesná hmotnost zvyšuje výskyt osteoartróz, a to především nosných kloubů. Tvrdí, že poškození kloubů vzniká nejen mechanickými ale i metabolickými faktory. Klinickými rysy u osteoartróz je kromě bolesti i ztuhlost kloubu, která následně omezuje flexibilitu.

Cimolin et al. (2011) poukazuje, že nejen osteoartrózy, ale že i samotný přebytek tukové hmoty brání fyziologickému rozsahu pohybu v kloubech. Upozorňuje, že flexibilita organismu není omezená jen při vykonávání fyzické aktivity, ale i při běžných denních činnostech. Shoduje se s ním Blaszczyk et al. (2009), který také tvrdí, že akumulace tukové tkáně v okolí kloubu omezuje rozsah pohybu, ale že zároveň i zvyšuje setrvačnost segmentů těla, čímž snižuje schopnost provádět rychlé koordinační pohyby, což samo o sobě ovlivňuje i rovnováhu.

Menegoni et al. (2012) také upozorňuje, že nejen omezená flexibilita, ale i změny posturální stability a změny geometrie přispívají k prohloubení řetězení funkčních poruch.

V této práci se hodnoty naměřené během vstupního vyšetření pohybovali u obou skupin výrazně pod fyziologickou normou. Výstupní hodnoty se u intervenční skupiny výrazně zvýšily, došlo tedy ke zvětšení rozsahů pohybu na dolních končetinách. Statisticky významná změna však byla zaznamenána pouze u rozsahu pohybu pravé i levé kyčle do F a EXT a levého kolene do F ($p < 0,05$). U kontrolní skupiny v některých případech shledáváme také zvýšení kloubní hybnosti, avšak rozdíly jsou oproti intervenční skupině malé.

Jelikož během cvičební jednotky nedocházelo pouze k senzomotorickému tréninku, ale součástí byl také dynamický i statický strečink, existuje více teorií, které podporují náš výsledek. Jednoznačně můžeme vyloučit, že ke zvětšení rozsahů došlo díky váhovému úbytku, poněvadž jsme u intervenční skupiny nezaznamenali snížení hmotnosti. Jedním z vysvětlení doopravdy může být samostatná senzomotorická stimulace. Senzomotorická stimulace totiž zlepšuje držení těla a upravuje svalové dysbalance (Kolář et al. 2009), tudíž mohlo dojí i k úpravě dolního zkříženého syndromu, který je typický pro jedince s obezitou (Cimolin et al. (2011). Na základě vyrovnání svalových dysbalancí mohlo dojít k vylepšení mobility kyčelních kloubů. Dalším vysvětlení samozřejmě může být i zmíněný strečink, který sám o sobě pozitivně ovlivňuje kloubní pohyblivost (Muchová, Tománková, 2010).

12.2 Závěrečný komentář

Tato práce, ve srovnání s jinými výzkumy, hodnotila kvalitu posturální stability na relativně malém vzorku. Byť jsme u vybraných naměřených parametrů dospěly ke statisticky významným výsledkům, s větším výzkumným souborem by se závěry mohly lišit. Dále tato studie zahrnuje obě pohlaví současně, přičemž např. Cieślińska-Świder et Blaszczyk (2019) nebo Blaszczyk et al. (2009) poukazují na genderové rozdíly v posturální kontrole mezi mužem a ženou.

Vhodné by bylo snížit také věkový rozptyl. V našem souboru se věk probandů pohyboval od 30 do 62 let, kdežto je známo, že i s věkem se rovnováha postupně zhoršuje (Pizzigalli et al., 2016).

V některých studiích se lišila i doba posturografického měření. Například Singh et al. (2009) posoudil zhoršenou stabilitu u obézních až po 18minutovém měření statické posturografie, přičemž v této práci probíhalo stabilometrické měření po dobu 30 sekund.

Zajímavé by také bylo, podpořit tuto práci dynamickou posturografií a sledovat, zda by se dospělo ke stejným závěrům, tedy ke zhoršené posturální stabilitě u obézních a pozitivnímu efektu senzomotorického tréninku.

13 Závěr

Obezita je velmi častým tématem nejen v oboru zdravotnictví. Vzhledem k aktuálnosti tématu, je důležité rozšiřovat povědomí populace o skutečnosti, že obezita je vážná nemoc, která s sebou nese mnoho zdravotních komplikací. Nahromaděný tuk v těle u obézních jedinců mění tvar a postavení těla, čímž ovlivňuje celou geometrii těla. Tyto faktory přispívají ke zhoršené posturální stabilitě. Narušení posturální stability je spojené s vyšším rizikem pádů, které zvyšují nebezpečí úrazů. Na stabilitě se podílí mnoho faktorů, mezi které patří i proprioreceptivní vnímání. Proprioreceptivní vnímání lze do jisté míry ovlivnit senzomotorickou stimulací.

Náplní této práce bylo vyhodnocení posturální stability pomocí počítačové posturografie u osob s obezitou a posouzení efektu senzomotorické stimulace na posturální stabilitu. Pro posouzení kvality posturální stability byl zvolen mezinárodně uznávaný Sway test.

Z dosažených výsledků je patrné, že obezita vychyluje těžiště těla vpřed a zároveň narušuje posturální stabilitu. V rámci diplomové práce bylo také zjištěno, že senzomotorický trénink má pozitivní vliv na vyrovnání těžiště a posturální rovnováhu. Současně po ukončení tříměsíčního pohybového programu s prvky senzomotorické stimulace byly prokázány i vyšší rozsahy pohybu v oblasti dolních končetin.

Výsledky této práce lze tedy shrnout tak, že obezita negativně ovlivňuje posturální stabilitu, přičemž senzomotorický trénink posturální stabilitu zlepšuje. Vzhledem k dosaženým výsledků lze říci, že cíle práce byly splněny.

Zhoršená posturální stabilita a mobilita má nežádoucí účinky na lidský organismus. Zmíněné faktory jedince omezují nejen ve vykonávání fyzické aktivity, ale také v běžných denních činnostech. Pohyb pozitivně ovlivňuje fyzickou zdatnost a současně působí též na psychiku. Výsledky diplomové práce prokázaly, že tříměsíční cvičební trénink se senzomotorickými prvky ovlivňuje držení těla a zároveň má i pozitivní vliv na posturální stabilitu. Na základě zjištěných skutečností, by senzomotorická cvičení měla mít u osob s obezitou v pohybových aktivitách své místo.

Použitá literatura

1. ADÁMKOVÁ, Věra. *Obezita: příčiny, typy, rizika, prevence a léčba*. Brno: Facta Medica, 2009. ISBN 9788090426054.

2. ANANDACOOMARASAMY, A., I. CATERSON, SAMBROOK, M. FRENSEN a L. MARCH. The impact of obesity on the musculoskeletal system. *International Journal of Obesity* [online]. 2008, (32), 211–222 [cit. 2020-11-09]. Dostupné z: doi:10.1038/sj.ijo.0803715

3. BALENTINE, Jerry R. Obesity: a global epidemic that threatens adults, adolescents and children. *MedicineNet* [online]. [cit. 2020-08-04]. Dostupné z: https://www.medicinenet.com/obesity_weight_loss/article.htm

4. BENEŠ, Martin. Metoda senzomotorické stimulace dle Jandy. *ÚTVS ČVUT* [online]. 2018 [cit. 2020-10-20]. Dostupné z: https://fyzioterapie.utvs.cvut.cz/document/show/id/298/

5. BERKOVÁ, M. a Z. BERKA. Obezita, body mass index, obvod pasu a mortalita. *Vnitřní lékařství*[online]. **2011**(1), 85 - 91 [cit. 2020-09-04]. Dostupné z: https://casopisvnitrnilekarstvi.cz/pdfs/vnl/2011/01/12.pdf

6. BERNACIKOVÁ, Martina. Aplikace kineziologie: postura, stoj, sed, leh. *Kineziologie* [online]. Brno, 2013 [cit. 2020-07-03]. Dostupné z: https://www.fsps.muni.cz/inovaceRVS/kurzy/kineziologie/postura_stoj.html

7. BERNACIKOVÁ, Martina, Miriam KALICHOVÁ a Lenka BERÁNKOVÁ. Funkce svalu. *Základy sportovní kineziologie* [online]. 2010 [cit. 2020-10-03]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/funkce_svalu.html

8. BILLOT, Maxime, Emilie M. SIMONEAU, Jacques VAN HOECKE a Alain MARTIN. Age-related relative increases in electromyography activity and torque according to the maximal capacity during upright standing. *Eur J Appl Physiol* [online]. 2010, **109**(4) [cit. 2020-09-15]. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-010-1397-7

9. BŁASZCZYK, Janusz, Joanna CIEŚLIŃSKA-ŚWIDER a Michal PLEWA. Effects of excessive body weight on postural control. *Journal of Biomechanics* [online]. 2009, (42), 1295-1300 [cit. 2020-09-24]. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2009.03.006

10. BRAUNEROVÁ, R. a V. HAINER. Obezita – diagnostika a léčba v praxi. *Medicina pro praxi* [online]. **2010**(7), 19-22 [cit. 2020-09-05]. Dostupné z: https://www.solen.cz/pdfs/med/2010/01/05.pdf

11. BRAY, George A. a Claude BOUCHARD. *Handbook of obesity: Clinical applications*. Second eddition. New York: Marcel Dekker, c. 2004. ISBN 0-8247-4773-9.

12. BRYCHTA a BRYCHTOVÁ. Obézní pacient v lékařské ordinaci. *Interní medicína pro praxi* [online]. 2011, , 28-30 [cit. 2020-09-05]. Dostupné z: https://www.solen.cz/pdfs/int/2011/01/07.pdf

13. CELENAY, Seyda Toprak a Derya Ozer KAYA. An 8-week thoracic spine stabilization exercise program improves postural back pain, spine alignment, postural sway, and core endurance in university students:a randomized controlled study. *Turk J Med Sci* [online]. 2017, **47**(2), 504 - 513 [cit. 2020-10-15]. Dostupné z: doi:10.3906/sag-1511-155.

14. CIEŚLIŃSKA-ŚWIDER, Joanna Magdalena a Janusz Wiesław BŁASZCZYK. Posturographic characteristics of the standing posture and the effects of the treatment of obesity on obese young women. *PLoS ONE* [online]. 2019, **14**(9) [cit. 2020-10-14]. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0220962

15. CIMOLIN, V., L. VISMARA, M. GALLI a ET AL. Effects of obesity and chronic low back pain on gait. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2011, **8**(55) [cit. 2020-11-09]. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-8-55

16. COBURN, Jared W. a Moh H. MALEK. *NSCA's essentials of personal training*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, c2012. ISBN 9780736084154.

17. CORBEIL, P., M. SIMONEAU, RANCOURT, A. TREMBLAY a N. TEASDALE. Increased risk for falling associated with obesity: mathematical modeling of postural control. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* [online]. 2001, **9**(2), 126 - 136 [cit. 2020-10-14]. Dostupné z: doi:10.1109/7333.928572

18. CRUZ-GÓMEZ, N. S., G. PLASCENCIA, L. A. VILLANUEVA-PADRÓN a K. JÁUREGUI-RENAUD. Influence of Obesity and Gender on the Postural Stability during Upright Stance. *Obes Facts*[online]. 2011, **4**(3), 212-217 [cit. 2020-10-15]. Dostupné z: doi:10.1159/000329408

19. DOMINATING FITNESS. Anterior Pelvic Tilt. *Dominating fitness* [online]. 2018 [cit. 2020-07-30]. Dostupné z: https://dominatingfitness.today/2018/05/31/anterior-pelvic-tilt/

20. DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 9788024732404.

21. DRŠATA, J., M. VALIŠ, M. LÁNSKÝ a J. Vokurka. Přínos statické počítačové posturografie ke skríningovému vyšetření kvantifikace posturální rovnováhy. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 2008, (4) [cit. 2020-09-24].

22. FLUSSEROVÁ, Štěpánka. Senzomotorika II. - úvod, základy. *Ronnie: Medicína* [online]. 2008 [cit. 2020-06-20]. Dostupné z: https://medicina.ronnie.cz/c-3839-senzomotorika-ii-uvod-zaklady.html

23. FREGLY, A. R., A. OBERMAN, A. GRAYBIEL a R. E. MITCHEL. Thousand aviator study: nonvestibular contributions to postural equilibrium

functions. *Aerosp Med 33-7. PMID: 5635254.* [online]. 1968, **39**(1), 1 - 8 [cit. 2020-10-14]. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0220962

24. FREUDENRICH, Craig. How Fat Cells Work. *How stuff works* [online]. [cit. 2020-08-05]. Dostupné z: https://science.howstuffworks.com/life/cellular-microscopic/fat-cell.htm

25. FRIED, Martin. *Moderní chirurgické metody léčby obezity*. Praha: Grada, 2005. Malá monografie (Grada). ISBN 8024709589.

26. GAGE, William H., David A. WINTER, James S. FRANK a Allan L. ADKIN. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait & Posture* [online]. 2004, **19**(2), 124 - 132 [cit. 2020-10-14]. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(03)00037-7

27. GREVE, Julia, Angelica ALONSO, Ana Carolina P.G. BORDINI a Gilberto Luis CAMANHO. Correlation between body mass index and postural balance. *Clinics* [online]. 2007 [cit. 2020-09-24]. Dostupné z: doi:http://dx.doi.org/10.1590/S1807-59322007000600010

28. HAINER, Vojtěch. *Základy klinické obezitologie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2011. ISBN 9788024732527.

29. HAINER, Vojtěch. *Obezita: [minimum pro praxi]*. Vyd. 2. Praha: Triton, 2003. Levou zadní. ISBN 8072543849.

30. HALADOVÁ, Eva a Ludmila NECHVÁTALOVÁ. *Vyšetřovací metody hybného systému*. Vyd. 2. nezm. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2005. ISBN 8070133937.

31. HANDRIGAN, Grant A., Felix BERRIGAN, Oliver HUE, Martin SIMONEAU, Philippe CORBEIL, Angelo TREMBLAY a Normand TEADALE. The effects of muscle strength on center of pressure-based measures of postural sway in obese and heavy athletic individuals. *Gait & Posture* [online]. 2012, **35**(1), 88-91 [cit. 2020-10-15]. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2011.08.012

32. HAŠPICOVÁ, Marcela. *Pohyb s nadváhou a obezitou z pohledu RHB lékaře* [přednáška]. Srby, ObeRisk, 25.1.2020.

33. HILLS, A. P., E. M. HENNIG, M. MCDONALD a O. BAR-OR. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: A biomechanical analysis. *International Journal of Obesity* [online]. 2001, **25**(11), 1674 - 1679 [cit. 2020-10-14]. Dostupné z: doi:10.1038/sj.ijo.0801785

34. HORÁK, Stanislav a a kol. Vliv obezity na „posturální kondici“: Pilotní studie. *Interní medicína pro praxi* [online]. 2015, **17**(5), 269-273 [cit. 2020-08-03]. Dostupné z: https://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2015/05/07.pdf

35. IRVINE, Paul. Can Losing weight prevent back pain? In: *Complete Chiropractic: Family Health Center* [online]. 2017 [cit. 2020-10-23]. Dostupné z: https://www.completechiropractic.co.uk/can-losing-weight-prevent-back-pain/

36. JACOBSON, G. P., G. W. NEWMAN, J. M. KARTUSH a et al. *Handbook of balance function testing*. London: Thomson Delmar Learning, 1997. ISBN 1-565-93907-7

37. JANOŠKOVÁ, Hana, Hana ŠERÁKOVÁ a Vladislav MUŽÍK. Zdravotně orientovaná zdatnost – jeden z ukazatelů tělesného zdraví: Složení těla. *Zdravotně preventivní pohybové aktivity* [online]. © 2018 [cit. 2020-08-26]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/pedf/js18/pohybove_aktivity/web/pages/01-04-03-slozeni.html

38. KABEŠOVÁ, Hana. Rozvoj Flexibility jako komponenty zdravotně orientované zdatnosti. *Studia sportiva* [online]. 2011, **5**(1), 75-84 [cit. 2020-09-30]. Dostupné z: doi:10.5817/StS2011-1-9

39. KALOUSKOVÁ, P. a M. KUNEŠOVÁ. Obezita - stále podceňovaná nemoc. *Medicína pro praxi*[online]. 2008, (5), 6-8 [cit. 2020-07-06]. Dostupné z: https://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2008/01/02.pdf

40. KANAMIYA, Yoshikazu, Shun OTA a Daisuke SATO. Ankle and Hip Balance Control Strategies with Transitions. *IEEE International Conference on Robotics and Automation* [online]. 2010, 3446-3451 [cit. 2020-09-29]. Dostupné z: doi:10.1109/ROBOT.2010.5509785

41. Kardio-line. *Rehabilitace – inspirativní nabídka pro vaši praxi: Produktový katalog.* Brno: Kardio-line

42. KOLÁŘ, Pavel et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 9788072626571.

43. KOLÁŘ, Pavel a Miloš MÁČEK. *Základy klinické rehabilitace*. Praha: Galén, [2015]. ISBN 9788074922190.

44. KOVÁČIKOVÁ, Zuzana, Zdeněk SVOBODA, Kateřina NEUMANNOVÁ, Lucie BIZOVSKÁ, Roman CUBEREK a Miroslav JANURA. Assessment of postural stability in overweight and obese middle-aged women. *Acta Gymnica* [online]. 2014, **44**(3), 149 - 153 [cit. 2020-10-15]. Dostupné z: doi:10.5507/ag.2014.015

45. KUNEŠOVÁ, M. Obezita - etiopatogeneze, dignostika a léčba. *Interní medicína pro praxi*[online]. 2004, (9), 435-440 [cit. 2020-07-06]. Dostupné z: https://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2004/09/04.pdf

46. KUNEŠOVÁ, Marie. *Základy obezitologie*. Praha: Galén, [2016]. ISBN 9788074922176.

47. LEVITOVÁ, Andrea a Blanka HOŠKOVÁ. *Zdravotně-kompenzační cvičení*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 9788024748368.

48. MÁČEK, Miloš a Jiří RADVANSKÝ. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, c2011. ISBN 978-80-7262-695-3

49. MAFORT, Thiago Thomaz, Rogério RUFINO, Cláudia Henrique COSTA a Agnaldo José LOPES. Obesity: systemic and pulmonary complications, biochemical abnormalities, and impairment of lung function. *Multidisciplinary Respiratory Medicine* [online]. 2016, **11**(28) [cit. 2020-09-31]. Dostupné z: doi:10.1186/s40248-016-0066-z

50. MATOULEK, Martin. *Manuál úspěšného hubnutí*. Praha: NOL - nakladatelství odborné literatury, 2020. ISBN 9788090392984.

51. MATOULEK, Martin. *Manuál praktické obezitologie nejen pro praktické lékaře*. 2., rozšířené vydání. Praha: NOL - nakladatelství odborné literatury, 2019a. ISBN 9788090392977.

52. MATOULEK, Martin. Obezita a spánek. *ObesityNEWS: Noviny pro prevenci a léčbu obezity*. Praha, 2019b, (04), 1 - 8.

53. MATRANGOLA, Sara L. a Michael L. MADIGAN. Relative effects of weight loss and strength training on balance recovery. *Med Sci Sports Exerc* [online]. 2009, **41**(7) [cit. 2020-10-15]. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0b013e31819bd4bd

54. MENEGONI, Francesco et al. Gender-specific Effect of Obesity on Balance. *Obesity* [online]. 2012, (17) [cit. 2020-09-24]. Dostupné z: doi:10.1038/oby.2009.82

55. MUCHOVÁ, Marta a Karla TOMÁNKOVÁ. *Cvičení s měkkým míčem*. Praha: Grada, 2010. Fitness, síla, kondice. ISBN 978-80-247-3115-5.

56. MÜLLEROVÁ, Dana. *Obezita - prevence a léčba*. Praha: Mladá fronta, 2009. ISBN 9788020421463.

57. MÜLLEROVÁ, D. Obezita: Prevence obezity. *Vnitřní lékařství* [online]. 2010, 1098-1102 [cit. 2020-07-05].

58. NANTEL, Julie, Marie-Eve MATHIEU a Francois PRINCE. Physical Activity and Obesity: Biomechanical and Physiological Key Concepts. *Journal of Obesity* [online]. 2011 [cit. 2020-09-24]. Dostupné z: doi:10.1155/2011/650230

59. OBESITYNEWS. Pohyb je lék aneb proč se máme hýbat. *ObesityNews*. 2020, 1–2.

60. OPAVSKÝ, Jaroslav. *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003. ISBN 802440625x.

61. OWEN, Klára. *Moderní terapie obezity: [průvodce pro každodenní praxi]*. Praha: Maxdorf, c2012. Jessenius. ISBN 9788073453015.

62. PASTUCHA, Dalibor a Radka FILIPČÍKOVÁ. Porucha posturální stability u dětí s obezitou. *Interní medicína pro praxi* [online]. 2013, **15**(6-7), 229-232 [cit. 2020-08-03]. Dostupné z: http://solen.cz/pdfs/int/2013/06/09.pdf

63. PICHLEROVÁ, Dita. Novinky v obezitologii – obézní pacient v ordinaci praktického lékaře. *Medicína pro praxi* [online]. 2013, **10**(5), 183-186 [cit. 2020-08-27]. Dostupné z: https://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2013/05/03.pdf

64. PIZZIGALLI, L., M. Micheletti CREMASCO, A. MULASSO a A. RAINOLDI. The contribution of postural balance analysis in older adult fallers: A narrative review. *J Bodyw Mov Ther* [online]. 2016, **20**(2), 409-417 [cit. 2020-10-21]. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2015.12.008

65. PODĚBRADSKÁ, R. Pohybová intervence jakou součást léčení nadváhy a obezity. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. **2011**(2), 50-58 [cit. 2020-08-04]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Radana_Podebradska/publication/229596627_Physical_activity_as_a_part_of_overweight_and_obesity_treatment/links/58b864eba6fdcc2d14d99c70/Physical-activity-as-a-part-of-overweight-and-obesity-treatment.pdf

66. POLIKANDRIOTI, M. Obesity: a global epidemic that threatens adults, adolescents and children. *Health Science Journal* [online]. 2020 [cit. 2020-08-04]. Dostupné z: https://www.hsj.gr/medicine/obesity-a-global-epidemic-that-threatens-adults-adolescents-and-children.php?aid=3664

67. POWELL, A., A. J. TEICHTAHL, A. E. WLUKA a F. M. CICUTTINI. Obesity: a preventable risk factor for large joint osteoarthritis which may act through biomechanical factors. *Br J Sports Med* [online]. 2005, (39), 4-5 [cit. 2020-09-31]. Dostupné z: doi:10.1136/bjsm.2004.011841

68. RUNGE, C. F., C. L. SHUPERT, F. B. HORAK a F. E. ZAJAC. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture* [online]. 1999, **10**(2), 161-170 [cit. 2020-09-31]. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(99)00032-6

69. Sensor Medica. *Technology in Motion: User Manual.* Rome, Italy: Sensor Medica

70. Senzomotorická stimulace (SMS). *Fyzioklinika* [online]. c2020 [cit. 2020-09-20]. Dostupné z: https://www.fyzioklinika.cz/clanky-o-zdravi/senzomotoricka-stimulace-sms

71. SHARMA, Sangita. *Klinická výživa a dietologie: v kostce*. Přeložil Hana POSPÍŠILOVÁ. Praha: Grada Publishing, 2018. Sestra (Grada). ISBN 9788027102280.

72. SHIRI, Rahman, Jaro KARPPINEN, Päivi LEINO-ARJAS, Svetlana SOLOVIEWA a Eira VIIKARI-JUNTURA. The Association Between Obesity

and Low Back Pain: A Meta-Analysis. *American Journal of Epidemiology* [online]. 2010, **171**(2), 135-154 [cit. 2020-09-31]. Dostupné z: doi:10.1093/aje/kwp356

73. SIKACZOWSKI, Natalia. The Strategies to Maintain Balance. *Symmetry Physical Therapy* [online]. 2017 [cit. 2020-09-29]. Dostupné z: https://symmetryptmiami.com/strategies-maintain-balance/

74. SINGH, D., W. PARK, M. S. LEVY a Eui S. JUNG. The effects of obesity and standing time on postural sway during prolonged quiet standing. *Ergonomics* [online]. 2009, **52**(8), 977-986 [cit. 2020-09-15]. Dostupné z: doi:10.1080/00140130902777636

75. SLÍPKA, Jaroslav a Zbyněk TONAR. *Základy histologie*. 2. vydání. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2018. ISBN 9788024639345.

76. SON, Sung Min. Influence of Obesity on Postural Stability in Young Adults. *Osong Public Health and Research Perspectives* [online]. 2016, (7), 378-381 [cit. 2020-08-24]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.phrp.2016.10.001

77. SVAČINA, Štěpán. *Obezitologie a teorie metabolického syndromu*. Praha: Triton, 2013. Lékařské repetitorium. ISBN 9788073876784.

78. SVAČINA, Štěpán a Alena BRETŠNAJDROVÁ. *Jak na obezitu a její komplikace*. Praha: Grada, 2008. Doktor radí. ISBN 978-80-247-2395-2.

79. THURGOOD, Glen a Mary PATERNOSTER. *Core trénink: [kompletní rádce pro muže i ženy, jak posílením svalů středu získat zdravější a lépe fungující tělo*. V Praze: Slovart, 2014. ISBN 9788073918514

80. UNIFY ČR. Hodnocení posturální stability. In: *UNIFY ČR: Unie fyzioterapeutů České republiky*[online]. 2015 [cit. 2020-06-31]. Dostupné z: http://www.unify-cr.cz/obrazky-soubory/4-1-2-1-rtf-e8e63.pdf?redir

81. VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2002a, **9**(4), 115-221 [cit. 2020-08-29]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1

82. VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2002b, **9**(4), 122-129 [cit. 2020-08-29]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/280087508_Posturalni_stabilita_Cast_2

83. VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 8072548379.

84. VILLARRASA-SAPINA, Israel, Pilar SERRA-ANO, Alberto PARDO-IBANEZ, Luis-Millán GONZALEZ a Xavier GARCIA-MASSÓ. Relationship between body composition and vertical ground reaction forces in obese children when walking. *Clin Biomech* [online]. Bristol, Avon, 2017, **41**, 77-81 [cit. 2020-10-15]. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2016.12.008

85. VÍTEK, Libor. *Jak ovlivnit nadváhu a obezitu*. Praha: Grada, 2008. Zdraví & životní styl. ISBN 978-80-247-2247-4.

86. VLČKOVÁ, J. OBEZITA A MOŽNOSTI JEJÍ LÉČBY – I. ETIOLOGIE OBEZITY. *Hygiena* [online]. 2009, (4), 122-126 [cit. 2020-07-06]. Dostupné z: https://hygiena.szu.cz/pdfs/hyg/2009/04/05.pdf

87. WEARING, S. C., E. M. HENNIG, N. M. BYRNE, J. R. STEELE a A. P. HILLS. The biomechanics of restricted movement in adult obesity. *Obesity Reviews* [online]. 2006, **7**(1) [cit. 2020-10-14]. Dostupné z: doi:10.1111/j.1467-789X.2006.00215.x

88. WEINIGER, Steven P. Postural Assessment. In: *Musculoskeletal Key* [online]. 2016 [cit. 2020-10-10]. Dostupné z: https://musculoskeletalkey.com/postural-assessment/

89. WINTER, David A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken, N.J.: Wiley, c2009. ISBN 9780470398180.

90. *World Health Organization: Obesity and overweight* [online]. 1.4.2020 [cit. 2020-08-01]. Dostupné z: https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight

Seznam obrázků

Obrázek č. 1 Typy rozložení tukové tkáně (Janošková, Šeráková, Mužík, c 2018) 15
Obrázekč. 2 Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Vařeka, 2002a, s. 117) 31
Obrázek č. 3 Obrázek správného držení těla (Weiniger, 2016) 34
Obrázek č. 4 Dolní zkřížený syndrom (Dominating fitness, 2018) 36
Obrázek č. 5 Porovnání posturálních strategií (Kanamiya et al., 2010, s.3446) 39
Obrázek č. 6 Rozdíly v držení těla u jedinců s normální váhou (vlevo) a obezitou (vpravo) (Irvine, 2017) 40
Obrázek 7 Senzomotorické pomůcky (vlastní zdroj) 52
Obrázek č. 8 Posturografická plošina freeMed (Sensor Medica) 58
Obrázek č. 9 MOOVER 3D pohybový snímač (Kardio-line) Obrázek č. 10 MOOVER 3D pohybový snímač (Kardio-line) 59

Seznam tabulek

Tabulka č. 1 Klasifikace podle BMI (Kunešová, 2004, s. 435)..... 14
Tabulka č. 2 Hodnocení rizika metabolických komplikací podle měření obvodu pasu (Svačina, 2008, s. 14) 15
Tabulka č. 3 Charakteristika výběrového souboru (n=20, muži=5, ženy=15) 49
Tabulka č. 4 Charakteristika intervenční a kontrolní skupina před zahájením cvičebního programu a po 3 měsících..... 50
Tabulka č. 5 Cvičební pomůcky a jejich využití 54
Tabulka č. 6 Naměřené parametry z posturografie..... 62

Seznam grafů

Graf č. 1 Lineární vztah mezi posunem těžiště a BMI 63
Graf č. 2 Lineární vztah mezi plochou otisku chodidel a BMI..... 64
Graf č. 3 Lineární vztah mezi plochou otisku chodidel a hmotností 65
Graf č. 4 Posun CoG u intervenční a kontrolní skupiny..... 67
Graf č. 5 Hodnoty Sway testu OO i OC u intervenční a kontrolní skupiny při vstupním a výstupním měření 70
Graf č. 6 Změny rozsahy pohybu u intervenční a kontrolní skupiny ze vstupního a výstupního vyšetření..... 71
Graf č. 7 Rozdíly (Δ) mezi vstupními a výstupními vyšetřeními rozsahů pohybu u intervenční a kontrolní skupiny 72

Seznam příloh

Příloha č. 1 Schválená žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS č.j. 262/2019 97
Příloha č. 2 Text informovaného souhlasu 99
Příloha č. 3 Hlavní rizika spojená s obezitou (Janošková, Šeráková, Mužík, c2018) .. 101
Příloha 4 Přehled tonických svalů (červená barva) a fázických svalů (modrá barva) (Bernaciková, Kalichová, Beránková, 2010) 102
Příloha č.5 Arch pro záznam pohybových aktivit (vlastní zdroj) 102
Příloha č. 6 Tělocvična s jednotlivými stanovišti (vlastní zdroj) 103
Příloha č. 7 Ukázka cvičební jednotky (vlastní zdroj) 103
Příloha č. 8 Report z vyšetření statické analýzy (vlastní zdroj) 104
Příloha č. 9 Report ze stabilometrického vyšetření – oscilace (vlastní zdroj) 105
Příloha č. 10 Report ze stabilometrického vyšetření – tabulkové hodnoty (vlastní zdroj) 106
Příloha č. 11 Report z počítačové goniometrie MOOVER (vlastní zdroj) 107
Příloha č. 12 Report z počítačové goniometrie MOOVER – kyčelní kloub (vlastní zdroj) 108

Přílohy

Příloha č. 1 Schválená žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS č.j. 262/2019

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
José Martího 31, 162 52 Praha 6-Veleslavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Hodnocení posturální strategie a stability u obézních

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: únor /2020–října /2020

Předkladatel: Kateřina Ančincová, Bc., UK FTVS, APTV OSP kombinovaná forma, Katedra zdravotní TV a tělovýchovného lékařství

Hlavní řešitel: Kateřina Ančincová, Bc., UK FTVS, APTV OSP kombinovaná forma, Katedra zdravotní TV a tělovýchovného lékařství

Místo výzkumu (pracoviště): ORP Centrum s.r.o.

Vedoucí práce (v případě studentské práce): doc. Martin Matoulek Ph.D., UK FTVS Katedra zdravotní TV a tělovýchovného lékařství

Popis projektu: Cílem diplomové práce je formou experimentální longitudinální studie hodnotit posturální stabilitu u jedinců s obezitou zařazených do tříměsíčním pohybovém programu. Probandi budou vyšetřeni na statické posturografické desce ve 2 dílčích měřeních (vstupně a po ukončení tříměsíčního pohybového programu). Měření spočívá v klidném bipedálním stoji o zúžené bázi s otevřenýma a zavřenýma očima s výdrží 30 sekund. Dále bude měřen rozsah pohybu nosných kloubů pomocí diagnostického pohybového senzoru MOOVERu. Dle preferencí bude skupina probandů rozdělena na kontrolní a intervenční – podstupující 1x týdně 60 min skupinové cvičení vedené formou redukčního kruhového tréninku se senzomotorickými prvky. Dále budou instruování na samostatné cvičení v rozsahu cca 150 min týdně. V průběhu experimentu budou probandi dotazováni na kvalitu života a vnímání bolesti na základě dotazníkového šetření. Všechny metody vyšetření jsou neinvazivní.
Charakteristika účastníků výzkumu: Předpokládaný počet probandů je 15 - věkové rozmezí od 18 do 70 let, kteří mají platnou zdravotní prohlídku. Výběr probandů do výzkumu a zdravotní způsobilost bude určovat rehabilitační lékař MUDr. Marcela Hašpicová PhDr., jenž bude rovněž brát v potaz vylučující kritéria, jako jsou těžké polyneuropatie, poruchy senzorického aparátu, amputace dolních končetin, těžké instability nosných kloubů a neschopnost spolupráce.
Testování se nezúčastní osoby s akutním onemocněním či v úrazu a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu.
Zajištění bezpečnosti: Samotné vyšetření není nijak fyzicky náročné. Jedná se o dvě měření, kdy každé trvá 30 sekund. V případě velké instability je možné vyšetření zkrátit podle individuálních potřeb probanda. Při měření bude přítomna osoba, která zajišťuje bezpečnost při měření, například stojí blízko u vyšetřované osoby, aby zabránila pádu. U vyšetření rozsahů pohybů je senzor MOOVER upevněný na distální části končetiny dle měřeného kloubu. Pro bezpečnost je probandovi zdůrazněno, aby byl pohyb proveden pomalu, ne švihem a ne rychle. Měření je možné provádět i vleže. Pro co největší eliminaci zranění během skupinového cvičení je řádné aerobní rozcvičení na rotopedu nebo chodícím pásu na začátku každého cvičení. Dále jsou probandům vysvětleny podrobně veškerá stanoviště kruhového tréninku, aby se daný cvik prováděl správně a nedošlo ke zranění. Pokud se někomu během cvičení udělá špatně, nemusí dále pokračovat v daném cviku, v případě nutnosti je v zařízení přítomen lékař. Cvičení vede a na probandy dohlíží diplomovaný fyzioterapeut Kateřina Ančincová. Budou zajištěné adekvátní podmínky prostředí a adekvátní příprava účastníků k prováděným aktivitám v rámci daného výzkumu. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávána rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu
Etické aspekty výzkumu: Práce navazuje na práci PhDr. Bc. Natálie Cibulkové, která pracuje na obdobném výzkumu zaměřeném na pacienty po bariatrických operacích.
Střet zájmů: Jsem zaměstnaná jako fyzioterapeut v ORP Centru s.r.o. a mám přístup do zdravotnických dokumentací pod heslem jako jiní odpovědní zaměstnanci tohoto zařízení. Účastníci do výzkumu budou vybíráni náhodně z řad pacientů ORP Centra a ambulancí 3.interní kliniky VFN.
Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Získané osobní údaje se budou ukládat pod čísly jednotlivých probandů, které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru zdravotnického zařízení ORP Centra, přístup k nim bude mít hlavní řešitel popřípadě vedoucí práce.
Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
José Martího 31, 162 52 Praha 6-Veleslavín

Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou do 1 dne po testování anonymizována. Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby.
Pořizování fotografií/videí/audio nahrávek účastníků: Budou-li pořizovány v rámci výzkumu diplomové práce pořízeny fotografie , anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou uloženy v zaheslovaném počítači řešitele v uzamčeném prostoru a budou bezprostředně po anonymizaci smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.
Text informovaného souhlasu (IS): přiložen

Povinností **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: 2. 2. 2020 Podpis předkladatele

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: **Předsedkyně:** doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.
Členové: prof. PhDr. Pavel Slepička, DrSc.
prof. MUDr. Jan Heller, CSc.
PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.
Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.
Mgr. Tomáš Ruda, Ph.D.
MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 162/2019
dne: 5. 2. 2020

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodní směrnicemi pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise UK FTVS.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
José Martího 31, 162 52, Praha 6
razítko UK FTVS

podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2 Text informovaného souhlasu

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
José Martího 31, 162 52 Praha 6-Veleslavín

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážená paní, vážený pane,

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 s Vaší účastí ve výzkumném projektu na UK FTVS v rámci diplomové práce s názvem „Hodnocení posturální strategie a stability u obézních" prováděné v ORP Centru s.r.o.

Projekt bude probíhat v období od února 2020 do října 2020. Cílem výzkumného projektu je zhodnotit stabilitu jedinců (držení těla, rovnováha, zatížení končetin) a zjistit, zda cílená pohybová aktivita tuto stabilitu ovlivní.

Metody měření použité v rámci výzkumu jsou neinvazivní. Budete se účastnit výzkumu, ve kterém proběhne dvakrát měření stability na posturografické desce a změření rozsahů pohybu nosných kloubů pomocí pohybového senzoru MOOVER. Dále budete mít možnost volby zda budete chtít být zařazeni do řízeného pohybového programu, který spočívá ve skupinovém cvičení jednou týdně, zaměřeném na redukci hmotnosti a senzomotoriku (trénink stability), Dále budete instruování k pohybové aktivitě v rámci samostatné činnosti - například ujít předem daný počet kroků, nebo si doma samostatně zacvičit jednoduché cviky na stabilitu. Pokud z časového nebo jiného důvodu řízenou skupinovou aktivitu nezvládnete, můžete se zúčastnit projektu pouze v rámci tzv. kontrolní skupiny.

Časová náročnost projektu: celková doba sledování je 3 měsíce, vyšetření na posturografické desce a pomocí pohybového senzoru MOOVER proběhne dvakrát, a to před zahájením redukčního a pohybového programu a po něm, vyšetření stability i rozsah pohybu bude trvat přibližně 20 minut, skupinové cvičení bude probíhat jednou týdně v časovém úseku 60 minut, dále byste i ve volném čase měli plnit námi zadané úkoly (ostatní pohybové aktivity, cviky na stabilitu na doma). Rozsah pohybových aktivit by měl odpovídat přibližně 150 minutám týdně. V případě velké instability je možné vyšetření zkrátit podle individuálních Vašich potřeb.

Při měření bude přítomna osoba, která bude vždy zajišťovat Vaší bezpečnost při měření. Bude stát vedle Vás, aby zabránila vašemu případnému pádu. U vyšetření rozsahů pohybů je senzor MOOVER upevněný na distální části končetiny dle měřeného kloubu. Pro Vaší bezpečnost Vám bude zdůrazněno, aby byl pohyb proveden pomalu, ne švihem a ne rychle. Měření je možné provádět i vleže. Pro co největší eliminaci zranění během skupinového cvičení je řádné aerobní rozcvičení na rotopedu nebo chodícím pásu na začátku každého cvičení. Dále Vám budou vysvětleny podrobně veškerá stanoviště kruhového tréninku, aby se daný cvik prováděl správně a nedošlo ke zranění. Pokud se někomu během cvičení udělá špatně, nemusí dále pokračovat v daném cviku, v případě nutnosti je v zařízení přítomen lékař. Cvičení vede a na probandy dohlíží diplomovaný fyzioterapeut Kateřina Ančincová. Budou zajištěné adekvátní podmínky prostředí a adekvátní příprava účastníků k prováděným aktivitám v rámci daného výzkumu. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu.

Projektu se nemohou účastnit osoby s těžkou polyneuropatií (onemocněním periferních nervů dolních končetin), s těžkými poruchami senzorického aparátu (těžké oční vady, porucha citlivosti, porucha vnímání bolesti, závratě ...), po amputacích v oblasti dolních končetin, s těžkou instabilitou nosných kloubů dolních končetin (hlezno, koleno, kyčel), s diagnostikovaným onemocněním v oblasti kardiovaskulárního aparátu při dekompenzaci, s omezenou schopností spolupráce, s akutním onemocněním a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu.

Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocená. Přínosem tohoto výzkumného projektu pro Vás bude odborný výstup z měření, edukace správných pohybových stereotypů a nastínění pohodného pohybového režimu.

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
José Martího 31, 162 52 Praha 6-Veleslavín

S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se můžete seznámit v diplomové práci v studentském informačním systému (SIS), v nebo na e-mail adrese: kate.ancincova@gmail.com

Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Jakožto zaměstnanec ORP Centra mám přístup do Vaší zdravotnické dokumentací pod heslem jako jiní odpovědní zaměstnanci. Získané osobní údaje se budou ukládat pod čísly jednotlivých probandů, které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru zdravotnického zařízení ORP Centra, přístup k nim bude mít hlavní řešitel popřípadě vedoucí práce.

Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou do 1 dne po testování anonymizována. Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby

Budou-li pořizovány v rámci výzkumu diplomové práce fotografie, anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou uloženy v zaheslovaném počítači řešitele v uzamčeném prostoru a budou bezprostředně smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

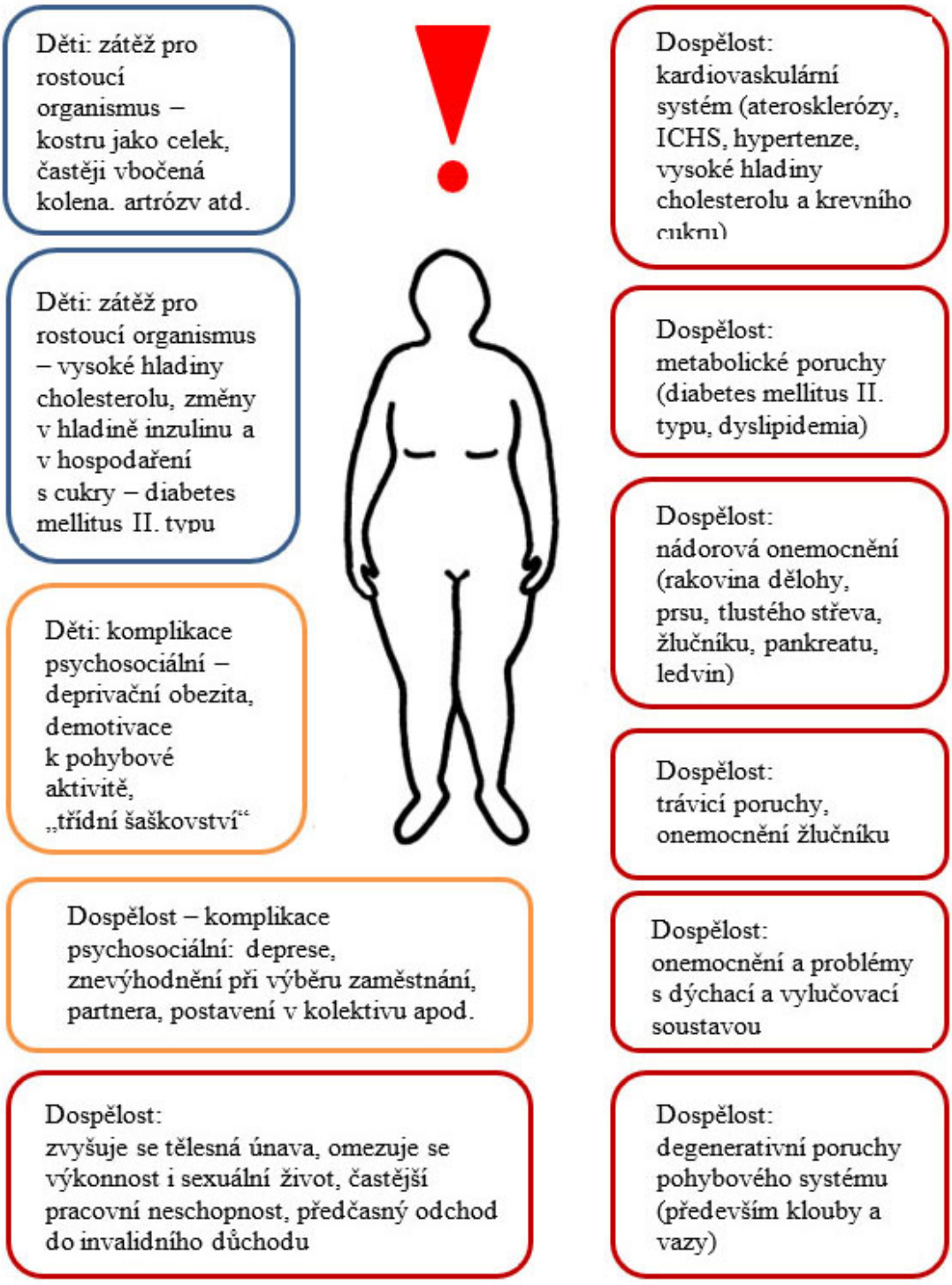
Jméno a příjmení předkladatele projektu: Kateřina Ančincová, Bc.,
Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Kateřina Ančincová, Bc., Podpis:.....

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. **Potvrzuji, že mám platnou zdravotní prohlídku.** 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. Dále potvrzuji, že mi byl předán jeden originál vyhotovení tohoto informovaného souhlasu.

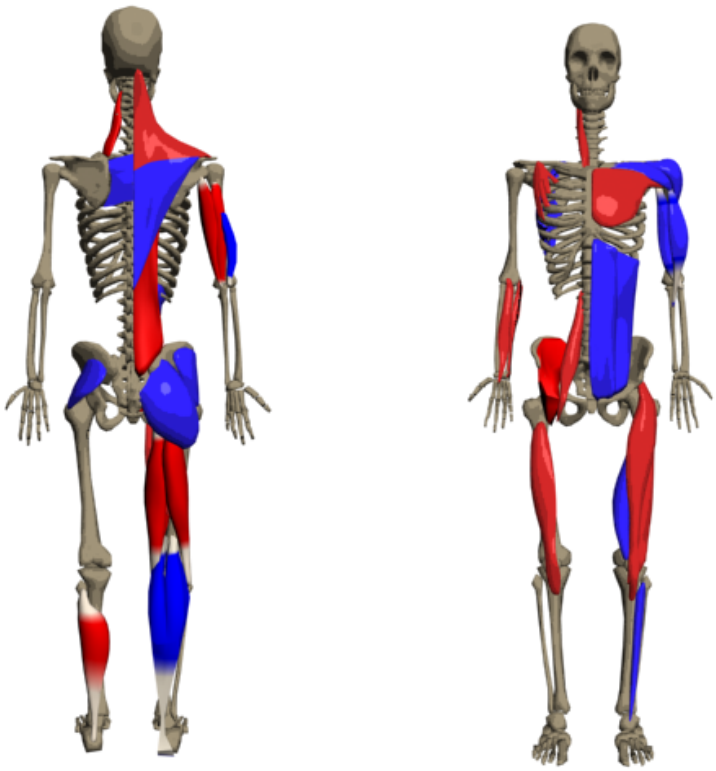
Místo, datum .....
Jméno a příjmení účastníka ..... Podpis: .....

Příloha č. 3 Hlavní rizika spojená s obezitou (Janošková, Šeráková, Mužík, c2018)

Hlavní rizika spojená s obezitou



Příloha č. 4 Přehled tonických svalů (červená barva) a fázických svalů (modrá barva) (Bernaciková, Kalichová, Beránková, 2010)

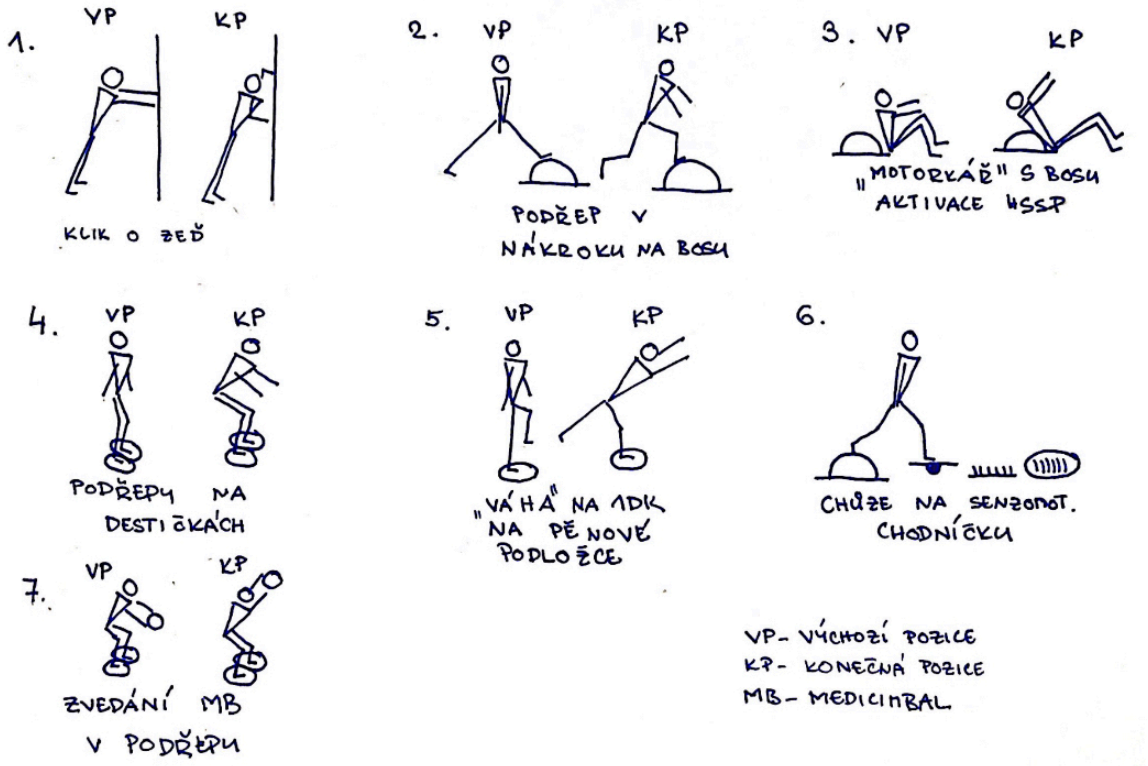


Příloha č.5 Arch pro záznam pohybových aktivit (vlastní zdroj)

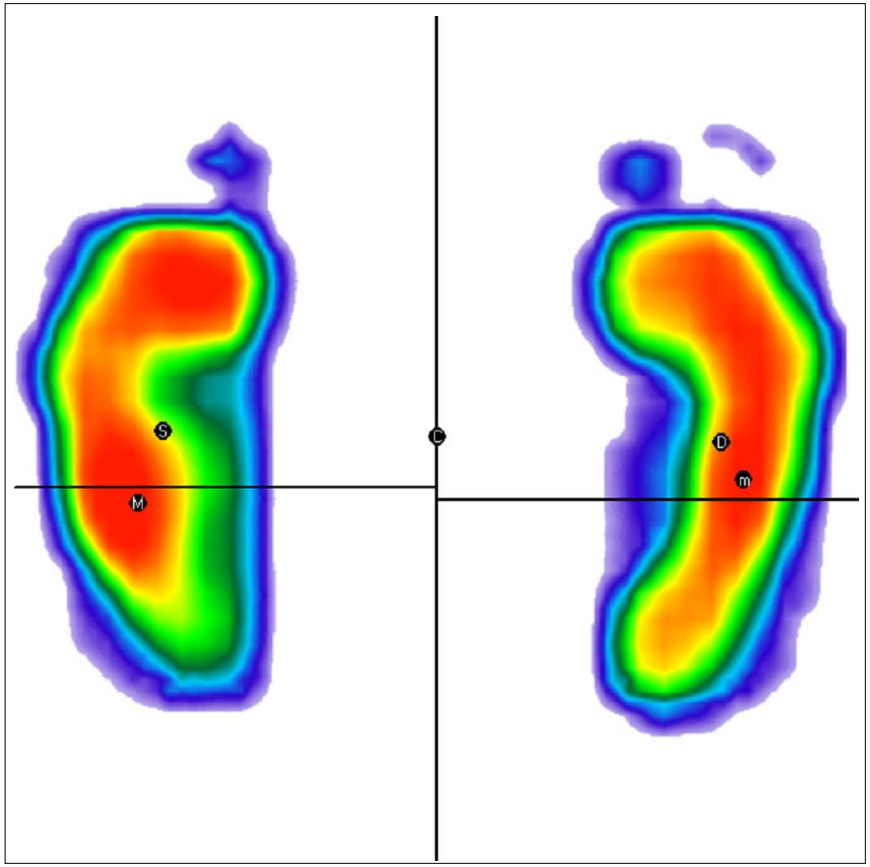
Záznam pohybových aktivit							
Jméno:			Skupina:		Doporučený počet minut:		
červen	Pohybová aktivita a počet minut	červenec	Pohybová aktivita a počet minut	srpen	Pohybová aktivita a počet minut	září	Pohybová aktivita a počet minut
1		1		1		1	
2		2		2		2	
3		3		3		3	
4		4		4		4	
5		5		5		5	
6		6		6		6	
7		7		7		7	
8		8		8		8	
9		9		9		9	
10		10		10		10	
11		11		11		11	
12		12		12		12	
13		13		13		13	
14		14		14		14	
15		15		15		15	
16		16		16		16	
17		17		17		17	
18		18		18		18	
19		19		19		19	
20		20		20		20	
21		21		21		21	
22		22		22		22	
23		23		23		23	
24		24		24		24	
25		25		25		25	
26		26		26		26	
27		27		27		27	
28		28		28		28	
29		29		29		29	
30		30		30		30	
		31		31			

Příloha č. 6 Tělocvična s jednotlivými stanovišti (vlastní zdroj)

Příloha č. 7 Ukázka cvičební jednotky (vlastní zdroj)



STATICKÁ ANALÝZA



Číselné hodnoty

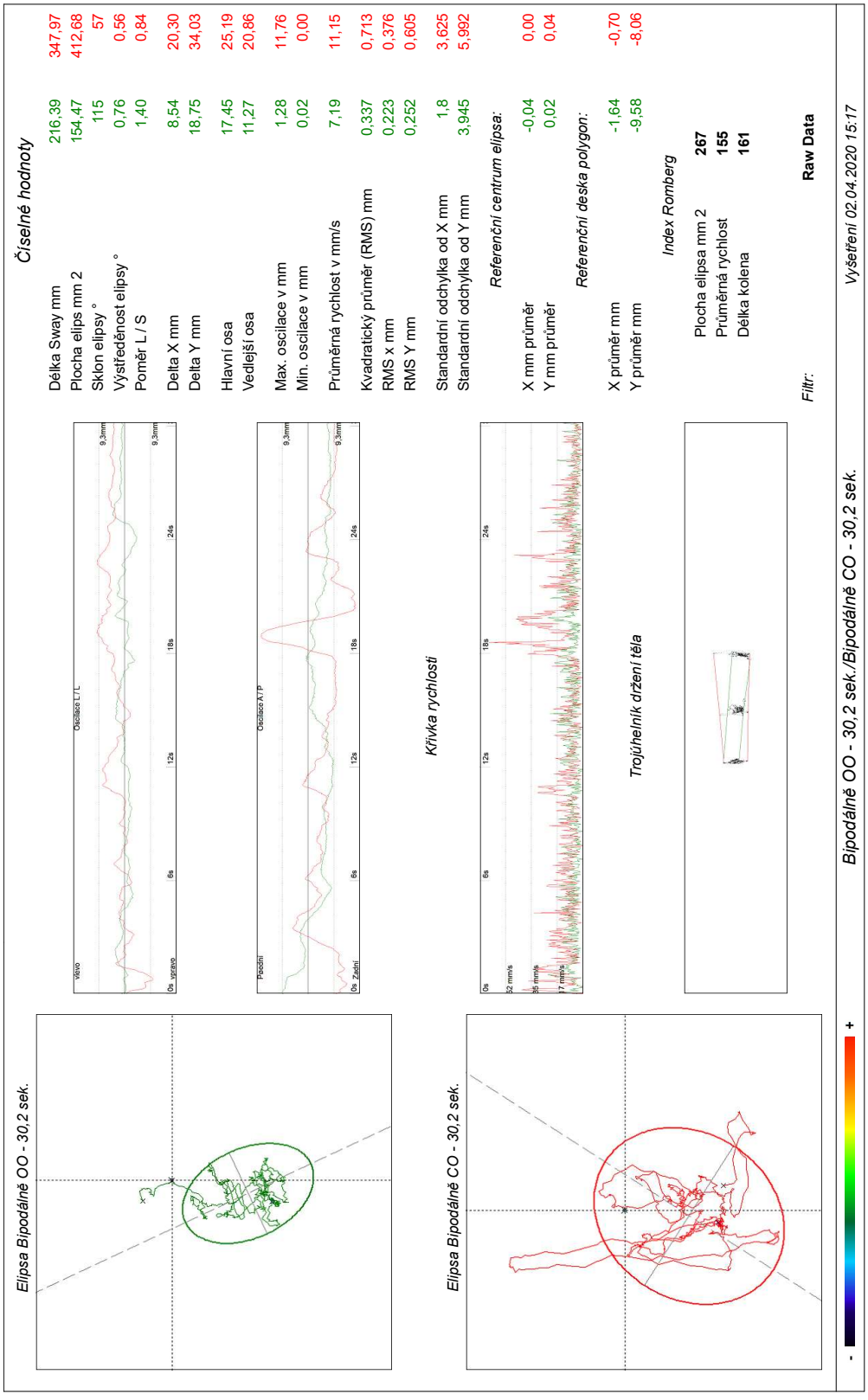
		vlevo	vpravo
Přední část chodidla	Plocha cm 2	108	111
	Zatížení v %	32	31
	Poměr R / F%	64	63
Zadní část chodidla	Plocha cm 2	74	74
	Zatížení v %	19	18
	Poměr R / F%	36	37
Celkem	Plocha cm 2	182	185
	Zatížení v %	51	49
	Zátěž kg	64	62
	P. max (g / cm2)	704	645
	P. prům (g / cm 2)	353	334
Hodnoty Geometricky	Úhel chodidla °	9	7
	Pánevní osa °	4	2
	Délka mm	23,6	24
	Šířka mm	10,4	10,8
	Vzdálenost S-C mm	113	
	Vzdálenost D-C mm	117	
	Vychýlení C	1,52 cm - A	
	Vychýlení ° S-D	0	

Vyšetření 02.04.2020 15:14

FreeSTEP - V.1.5.01

Příloha č. 8 Report z vyšetření statické analýzy (vlastní zdroj)

Příloha č. 9 Report ze stabilometrického vyšetření – oscilace (vlastní zdroj)

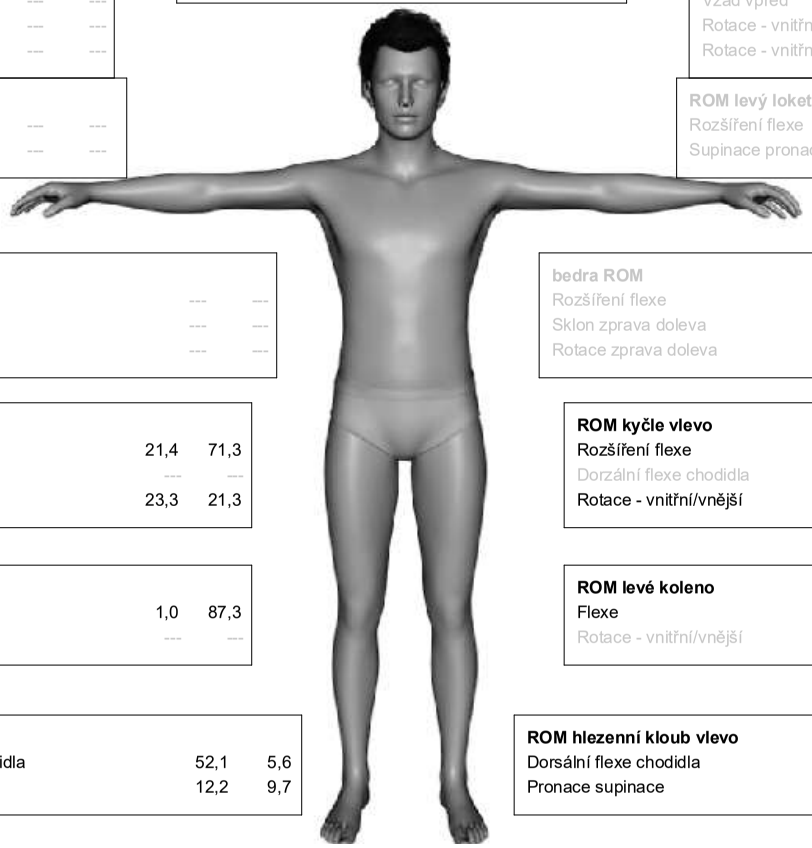


	Normální h.	Bipodálně OO		Bipodálně CO		Název 3		Název 4		Název 5		Název 6	
Délka kmitu mm	307 - 599	251,16		307,81									
Plochá elipsa cm 2	39 - 250	24,32		101,47									
Poměr L / S	0.72 - 1.39	10,33		3,03									
Průměrná rychlost mm / s	0.5 - 1.3	8,62		10,27									
Průměr X mm	-10 / +12	3,43		1,37									
Průměr Y mm	-40 / -29	-22,39		-19,91									
Sklon elipsy °		117		129									
Výstředěnost elipsy °		0,69		0,3									
Delta X mm		4,22		12,68									
Delta Y mm		11,35		13,78									
Osa X mm		6,53		11,65									
Osa Y mm		4,74		11,09									
Max. oscilace mm		1,61		6,95									
Min. oscilace mm		0,02		0,01									
RMS mm		0,41		0,543									
RMS x mm		0,136		0,287									
RMS Y mm		0,387		0,461									
Standardní odchylka od x mm		0,804		2,035									
Standardní odchylka od Y mm		1,589		2,551									
				Index 1		**Index 2**		**Index 3**		**Index 4**		**Index 5**	
	150 - 250			417									
		L	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**	**L**	**P**
Celková Zatížení v %	50	46	54	48	52								
Zatížení přední části chodidla %	40	33	38	37	41								
Zatížení zadní části chodidla %	60	67	62	63	59								
Prům. Úhel L-C-R	0	2,2		1,86									

Label2 *Filtr:* **Raw Data** *Vyšetření 12.8.2020 07:05*

FreeSTEP - V.1.4.01

Příloha č. 11 Report z počítačové goniometrie MOOVER (vlastní zdroj)



ROM rameno vpravo		
Rozšíření flexe	---	---
Dorzální flexe chodidla	---	---
Vzad vpřed	---	---
Rotace - vnitřní/vnější	---	---
Rotace - vnitřní/vnější	---	---

Cervikální ROM		
Rotace doprava doleva	---	---
Náklon doprava doleva	---	---
Flexe extenze	---	---

ROM levé rameno		
Rozšíření flexe	---	---
Dorzální flexe chodidla	---	---
Vzad vpřed	---	---
Rotace - vnitřní/vnější	---	---
Rotace - vnitřní/vnější	---	---

ROM pravý loket		
Rozšíření flexe	---	---
Supinace pronace	---	---

ROM levý loket		
Rozšíření flexe	---	---
Supinace pronace	---	---

ROM dorsální		
Rozšíření flexe	---	---
Sklon zprava doleva	---	---
Rotace zprava doleva	---	---

bedra ROM		
Rozšíření flexe	---	---
Sklon zprava doleva	---	---
Rotace zprava doleva	---	---

ROM kyčle vpravo		
Rozšíření flexe	21,4	71,3
Dorzální flexe chodidla	---	---
Rotace - vnitřní/vnější	23,3	21,3

ROM kyčle vlevo		
Rozšíření flexe	25,6	63,1
Dorzální flexe chodidla	---	---
Rotace - vnitřní/vnější	24,8	15,2

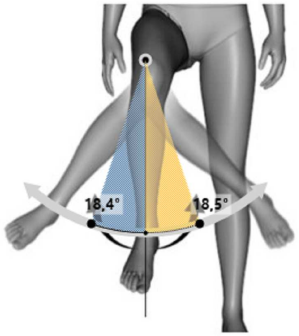
ROM pravého kolena		
Flexe	1,0	87,3
Rotace - vnitřní/vnější	---	---

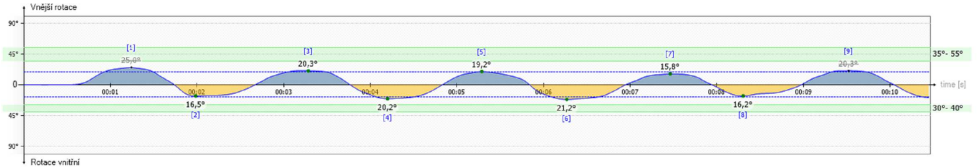
ROM levé koleno		
Flexe	2,9	69,9
Rotace - vnitřní/vnější	---	---

ROM Pravý kotník		
Dorsální flexe chodidla	52,1	5,6
Pronace supinace	12,2	9,7

ROM hlezenní kloub vlevo		
Dorsální flexe chodidla	50,3	3,1
Pronace supinace	11,6	7,7

ROM pravé kyčle



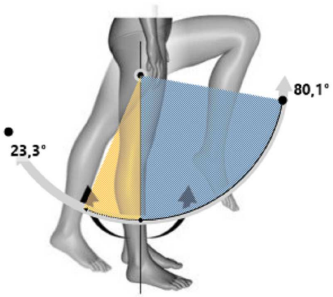


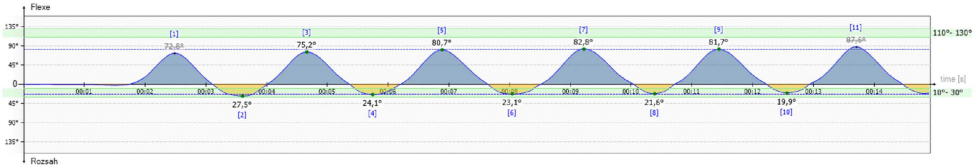
Maximální:	**20,3**
Průměr	**18,4**

Celkový úhel

36,9

Maximální:	**21,2**
Průměr	**18,5**





Maximální:	**82,8**
Průměr	**80,1**

Celkový úhel

103,4

Maximální:	**27,5**
Průměr	**23,3**