

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD  
Ústav fyzioterapie

Bc. Lenka Kulhánková

**Posturální reaktivita obézních**

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Stanislav Horák

Olomouc 2015

Prohlašuji, že diplomovou práci jsem vypracovala samostatně, pod vedením MUDr. Stanislava Horáka a v této práci jsem využila pouze uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 18. května 2015

---

podpis

Ráda bych poděkovala vedoucímu MUDr. Stanislavu Horákovi za odborné vedení mé práce, cenné rady a trpělivost. Za pomoc se statistickým zpracováním děkuji Mgr. Kateřině Langové, PhD. Rovněž děkuji všem zúčastněným probandkám a velký dík za podporu patří i mé rodině.

# ANOTACE

**Typ závěrečné práce:** Diplomová

**Téma práce:** Posturální reaktibilita obézních

**Název práce:** Posturální reaktibilita obézních

**Název práce v AJ:** Postural Reactibility Obese

**Datum zadání:** 2014-01-31

**Datum odevzdání:** 2015-05-18

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta zdravotnických věd  
Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Kulhánková Lenka, Bc.

**Vedoucí práce:** MUDr. Stanislav Horák

**Oponent práce:** Mgr. et Mgr. Petra Bastlová, PhD.

## **Abstrakt v ČJ:**

Cílem této diplomové práce bylo zhodnocení vlivu obezity na posturální reaktibilitu u žen středního věku pomocí počítačové posturografie. V teoretické části je popsána problematika obezity a její vliv na pohybový systém člověka. Dále je zde uvedeno hodnocení tělesné konstituce a principy posturografického vyšetření.

V experimentální části práce bylo měřeno sedm žen s obezitou prvního stupně, sedm s obezitou druhého stupně a kontrolní skupina sedmi žen s normální tělesnou hmotností. Pro testování posturální reaktivity byly vybrány testy Motor Control Test a Limits of Stability modulu Smart Equitest System posturografu firmy NeuroCom®. Výsledky z tohoto měření byly statisticky vyhodnoceny na hladině signifikance 0,05. Při porovnání všech tří skupin byl zjištěn vliv různých stupňů obezity na posturální reaktibilitu žen středního věku.

## **Abstrakt v AJ:**

The aim of this thesis was to evaluate the influence of obesity on postural reactivity middle-aged women using computer posturography. The teoretical part describes the problems of obesity and its influence on the musculoskeletal system of man. Another part of the teory deals about the evaluation of physical constitution and the principles of posturographic evaluation.

In the experiment was measured seven women with obesity first degree, seven obese second degree and seven with normal body weight as the control group. The Motor Control Test and Limits of Stability are the tests that were chosen for the testing of postural reactivity. These tests belong to the modul Smart Equitest System of posturograph of the Company NeuroCom<sup>®</sup>. The results of this measurement were statistically evaluated at the level of significance 0,05. When comparing all free groups was observed effect of different degrees of obesity on postural reactivity on middle-aged women.

**Klíčová slova v ČJ:**

body mass index; Limits of Stability; Motor Control Test; NeuroCom<sup>®</sup>; obezita; počítačová posturografie; posturální reaktivita; tělesná konstituce

**Klíčová slova v AJ:**

body mass index; Limits of Stability; Motor Control Test; NeuroCom<sup>®</sup>; obesity; computer posturography; postural reactivity; physical constitution

**Rozsah:** 85 stran, 9 příloh

# OBSAH

ÚVOD.....	8
1 OBEZITA .....	10
1.1 Komplikace obezity .....	12
1.2 Léčba obezity .....	13
1.3 Vliv obezity na pohybový aparát .....	13
1.3.1 Low back pain.....	14
1.3.2 Chůze obézních a vliv LBP .....	16
1.3.3 Osteoartróza.....	17
2 HODNOCENÍ OBEZITY .....	20
2.1 Body mass index (BMI).....	20
2.2 Antropometrické metody .....	21
2.3 Další metody .....	21
3 POSTURÁLNÍ STABILITA A REAKTIBILITA .....	22
3.1 Posturální stabilita a rovnováha .....	22
3.2 Obezita a posturální stabilita.....	24
3.3 Obezita a posturální reaktibilita .....	25
4 DYNAMICKÁ POČÍTAČOVÁ POSTUROGRAFIE.....	27
4.1 Modul Smart Equitest System.....	27
4.1.1 Motor Control Test (MCT).....	28
4.1.2 Limits of Stability (LOS).....	28
4.1.3 Další testy .....	29
4.2 Modul Balance Master System .....	30
5 CÍLE A HYPOTÉZY .....	31
6 METODY VÝZKUMU.....	33
6.1 Charakteristika zkoumaného souboru .....	33
6.2 Anamnéza.....	34
6.3 Popis průběhu vyšetření a měření .....	34
6.4 Statistické zpracování dat.....	35
7 VÝSLEDKY.....	37
7.1 Vědecká otázka č. 1.....	37
7.2 Vědecká otázka č. 2.....	39

8 DISKUZE .....	51
8.1 Diskuze k výběru probandů .....	51
8.2 Diskuze k metodice výzkumu .....	53
8.3 Diskuze k vědecké otázce č. 1.....	54
8.4 Diskuze k vědecké otázce č. 2.....	55
8.5 Limity práce .....	59
8.6 Výstupy pro fyzioterapeutickou praxi.....	59
ZÁVĚR.....	61
REFERENČNÍ SEZNAM .....	62
SEZNAM ZKRATEK .....	72
SEZNAM TABULEK .....	73
SEZNAM OBRÁZKŮ .....	74
SEZNAM PŘÍLOH .....	75
PŘÍLOHY .....	76

# ÚVOD

Obezita je v posledních desítkách let stále se častěji vyskytující onemocnění, které přináší řadu problémů a nepříjemností. Její prevalence je vysoká a zvyšuje se ve většině zemí celého světa. Způsobena je v důsledku vyššího energetického příjmu než výdeje, k čemuž také přispívá současný sedavý životní styl, klesající fyzická aktivita již od dětství a konzumace vysoce energetických potravin (Hesketh, Campbell, 2010, p. 27; Menegoni et al., 2009, p. 1951). Neustále dochází také ke zvyšování incidence obezity u dětí a dospívajících, což se poté promítá i do generace dospělých. Vysoké BMI působí zejména v rozvojových zemích velký zdravotnický problém (Ogen et al. in El-Basatiny, El-Kafy, 2014, p. 249).

Dle WHO bylo v roce 2008 na světě více než 35% dospělých, starších dvaceti let s nadváhou. Z nich 11% obézních. V roce 2011 bylo obézních více než 40 milionů dětí mladších 15 let. Obezita je také pátým rizikovým faktorem vedoucím k úmrtí (Anonym, [www.who.int], 2015). Dle BMI překračuje doporučený práh pro zdravý vzhled člověka a jeho tělesné dispozice a předpoklady přibližně 60% populace (Pasco et al., 2012, p. 3).

Obezita, kromě přidružených interních onemocnění (viz dále) přináší i omezení v běžném denním životě, což se týká fungování těla a jeho struktur a z toho vyplývající omezení ve funkční mobilitě a zdraví v souvislosti s kvalitou života.

Předmětem této práce je zhodnocení vlivu obezity, hodnocené dle BMI, na pohybový aparát dospělých jedinců a následně na jejich posturální reaktivitu. Dalším cílem, vyplývajícím z předchozího, bylo informovat o rozsáhlých negativních důsledcích zvýšené tělesné hmotnosti, které mohou motivovat obézní ke snížení váhy a působit preventivně u jedinců s normální váhou nebo nadváhou.

V teoretické části práce je popsána problematika obezity, její komplikace a vliv na pohybový a posturální systém. Dále je zde uvedeno hodnocení tělesné konstituce a následuje kapitola věnovaná počítačové posturografii.

Pro experimentální část byly vybrány ženy středního věku, sedm s obezitou prvního stupně, sedm zařazených do skupiny druhého stupně obezity a kontrolní skupina sedmi žen s normální tělesnou hmotností. Měření probíhalo v kineziologické laboratoři FNOL na posturografu firmy Neurocom<sup>®</sup>. Vybrány byly dva testy z modulu Smart Equitest System. Výsledky měření byly statisticky zpracovány a vyhodnoceny na hladině signifikance 0,05. Statisticky významné výsledky byly graficky znázorněny pomocí box grafů. Diskuze je zaměřena na porovnání metodologie a výsledků této práce se současnou dostupnou literaturou.



Vyhledávání odborných zdrojů dané problematiky probíhalo od listopadu 2014 do dubna 2015 a bylo využito především databází PubMed a ProQuest obsahujících mnoho full-textových článků z celého světa. V rámci rešeršní strategie byla používána zejména následující klíčová slova a jejich spojení: obesity, obese, body weight, postural stability, postural and balance control, body mass, body mass index, center of gravity. Byly vyhledávány články od roku 2000 doposud. Celkově bylo prostudováno 72 studií ve fulltextové podobě, z nichž bylo použito 37 EBM studií, které se předmětem zkoumání nejvíce přibližovaly tématu této diplomové práce. Některá cizojazyčná literatura byla vyhledána na serveru Google Scholar. Dále bylo využíváno odborné literatury. Použity byly například knihy *Základy klinické obezitologie*, 2. vyd. (Hainer et al., 2011), *Obezita* (Adámková, 2009), *Obezita – prevence a léčba* (Müllerová, 2009), *Motor control: translating research into clinical practice* (Shumway-Cook, Woollacott, 2007) a další.

# 1 OBEZITA

Obezita je zpravidla multifaktoriálně podmíněné onemocnění, na kterém se podílejí jak faktory dědičné, tak faktory prostředí a dochází k pozitivní energetické bilanci, jenž má za následek nadměrné hromadění tukové tkáně (Heiner, 2011, s. 59). Podíl tuku v organismu tvoří normálně u žen do 25 – 30% u mužů do 20 – 25% (Svačina, 2000, s. 12). Kromě vysokého energetického příjmu a genetických predispozic jsou dalšími faktory podmiňujícími vznik obezity enzymatická výbava (lipoproteinová lipáza, exprese beta-receptorů v tukové tkáni), endokrinologické poruchy a nízká fyzická aktivita. Důležité jsou též psychické vlivy, pozitivní rodinná anamnéza a nižší socioekonomické postavení (Adámková, 2009, s. 16). Zvýšené množství tuku poté vede ke zvyšování zdravotních rizik, většímu výskytu různých zranění a snižování pracovních schopností i aktivit každodenního života (Matter et al. in Ku et al., 2012, p. 1639).

Prevalence obezity v celosvětovém měřítku kolísá. Hlavními typy faktorů, podílejících se na zvyšování hmotnosti, jsou faktory demografické (věk populace – nejvíce mezi padesátým a šedesátým rokem, pohlaví – častější výskyt u žen a etnické vlivy – nejvíce u černochů), sociální a kulturní faktory (nižší vzdělání a nižší příjmy jsou provázeny obezitou), biologické faktory (mateřství, genetika), behaviorální zvyklosti (dieta, kouření, alkohol, fyzická aktivita) (Svačina, 2000, ss. 28–31). Základy pro nadváhu a obezitu se vytvářejí už v dětství. International Obesity Task Force uvádí, že přibližně 10% dětí školního věku trpí nadváhou nebo obezitou. V České republice zatím této hodnoty dosaženo není, ale k významnému zvyšování prevalence obezity zde také dochází. Hlavními prediktory nadváhy a obezity u tříletých dětí jsou obezita matky, porodní váha dítěte a hispánský původ (Hainer et al., 2011, s. 19). Roche et al. uvádí, že podkožní tuk u dětí do 5 let je špatně sledovatelný, avšak po šestém roce života se zvýšené hromadění tuku přenáší do dospělosti a riziko obezity tím vzrůstá (Roche et al. in Komiyama et al., 2000, p. 17).

Typickým znakem obézních jedinců je odlišná stavba těla s dominantní, nadměrně rozvinutou, tukovou složkou. Ta v organismu tvoří zejména zásobárnu energie, dále poskytuje mechanickou ochranu vnitřním orgánům a také se uplatňuje jako tepelný izolátor (Langmeier, 2009, s. 187). Zároveň lze na tukovou tkáň pohlížet jako na metabolický a endokrinní orgán vysílající řadu signálů, z nichž mezi nevýznamnější patří leptin, neesterifikované mastné kyseliny a tumor necrosis factor alfa. Tyto faktory jsou navíc příčinou inzulinové rezistence související s výskytem diabetu 2. typu (Svačina, 2000, s. 45; Heiner et al., 2011, s. 46). Nejvíce metabolicky aktivní jsou tzv. preadipocyty, které se mohou přeměňovat na makrofágy

a napadat bílou tukovou tkáň, kde poté může vznikat aktivní zánět. Od jeho stupně se poté odvíjí riziko komplikací (DM 2. typu, KVO) (Poděbradská, 2011, s. 51).

Centrální regulace příjmu potravy je zajišťována zejména centry v hypotalamu (nucleus arcuatus, ventromediální a laterální hypotalamus, dorzomediální, paraventriculární a suprachiasmatické jádro), jejichž působky mají hormonální povahu. Proti sobě zde stojí látky snižující či zvyšující chuť k jídlu (Svačina, 2000, s. 48–49, 61). Podmínkou udržení rovnováhy mezi energetickým příjmem a výdejem je regulační zpětná vazba zahrnující senzory monitorující množství tukové tkáně, hypotalamické centrum a efekторы zajišťující katabolickou nebo anabolickou odpověď organismu. Hormon leptin (syntetizovaný v bílých buňkách tukové tkáně) v hypotalamu tlumí chuť k jídlu. U obezních dochází vlivem snížené citlivosti receptorů k leptinorezistenci, proto není spuštěna odpovídající metabolická reakce (Poděbradská, 2011, s. 50).

Podle příčiny a vzniku obezity je možné rozlišovat obezitu primární a sekundární. Primární obezita vzniká zejména působením dědičných, psychických a sociálních vlivů. Predispozičním vlivem je zde také způsob výživy v raném dětství. V tomto období dochází ke stabilizaci počtu adipocytů. Později je nárůst tukové hmotnosti dán již jen zvětšováním tukových buněk. Redukce hmotnosti vede ke zmenšení adipocytů, které si zachovávají sklon k opětovnému naplnění tukem. Sekundární obezita (pouze 3 – 5%) doprovází některá onemocnění endokrinního systému nebo hypotalamu, jako je např. hypotyreóza nebo Cushingův syndrom (Maruna in Nečas, 2000, s. 309).

Dalším možným dělením obezity je na typ gynoidní a androidní. Gynoidní (ženský) představuje nahromadění tuku dominantně na bocích a hýždích a není spjat se zvýšeným rizikem kardiovaskulárních onemocnění (KVO). Naopak uložení tuku hlavně v oblasti pasu a nitrobřišně je charakteristické pro androidní (mužský) typ obezity, který je považován za důležitý rizikový faktor KVO (Adámková, 2009, s. 18).

Podle etiopatogenetického hlediska je v současné době je možná klasifikace obezity do několika kategorií: běžná obezita, obezita navozená léky, endokrinně podmíněná obezita (u Cushingova syndromu, hypotyreózy, monogenní obezity (způsobená mutací jednoho genu), syndromy provázené obezitou a obezita podmíněná jinými patogenetickými vlivy (adenovirovými infekcemi, nepřiměřenou dobou spánku...) (Hainer, 2011, s. 59).

## 1.1 Komplikace obezity

Zvyšování tělesné hmotnosti vedoucí k obezitě přináší řadu zdravotních rizik a omezení. Opakovanými studiemi bylo zjištěno, že obézní mají vyšší aktivitu sympatického nervového systému, která je rizikovým faktorem pro manifestaci kardiovaskulárních chorob (hypertenze, arytmie, náhlá smrt, CMP, ICHS...) (Adámková, 2009, s. 11). Obezita dále usnadňuje rozvoj přidružených chorob, jako jsou metabolické (inzulinorezistence – diabetes mellitus 2. typu, dyslipidemie...) nebo respirační komplikace (hypoventilace a restikce – Pickwickův syndrom, bronchiální astma...), endokrinní poruchy (hyperestrogenismus, hypogonadismus u mužů, hyposekrece růstového hormonu...), některé druhy onkologického onemocnění (karcinom endometria, plic, prostaty, kolorektálního karcinom...) a mnoho dalších komplikací (ortopedických, kožních, psychosociálních nebo iatrogenních) (Heiner, 2011, ss. 25–26).

Další významnou komplikací obezity je metabolický syndrom (Reavenův metabolický syndrom X), což je označení pro spojení některých nemocí a rizikových faktorů, jejichž společný výskyt vede k řadě zdravotních komplikací. V roce 1988 Raven pod tento pojem zahrnul inzulinorezistenci, poruchu glukózové tolerance, hyperinzulinismus, zvýšené lipoproteiny, snížený HDL-cholesterol a esenciální hypertenzi. Hlavní příčinou vzniku metabolického syndromu jsou dnes vlivy prostředí, zejména absence pohybu a nadměrný energetický příjem a významné je i prožívání stresu. Jedná se o onemocnění s vysokým výskytem (v našich podmínkách může postihnout až 50% populace) a má také vysokou závislost na věku (Heiner et al., 2011, ss. 35–38). Zvýšený výskyt výše uvedených projevů metabolického syndromu stoupá již od hodnot BMI vyšších než 25. Riziko metabolických komplikací je úměrné obvodu pasu a souvisí tedy s androidním typem obezity. Manifestaci těchto komplikací ovlivňuje řada hormonů a působků vylučovaných tukovou tkání, jako je např. rezistin a angiotenzinogen. (Heiner, 2011, ss. 43–44). Negativní důsledky metabolického syndromu poté ovlivňují celého jedince. Dochází k předčasné a potencionálně ateroskleróze, mění se hladiny krevních tuků a dalších látek, vyčerpává se slinivka, což vede k její insuficienci a poruše metabolismu cukrů, zvyšuje krevní tlak, hrozí srdeční infarkty a cévní mozkové příhody a také zvyšuje riziko některých nádorů např. prostaty, prsu atd. (Svačina, Bretšnajdrová, 2003, s.70).

Bylo také prokázáno, že u obézních je snižená aerobní i anaerobní kapacita organismu. Aerobní redukce negativně ovlivňuje schopnost udržet relativně intenzivní a dlouhotrvající

výkon a anaerobní výkon se vztahuje k dosažení krátkých a rychlých pohybů, což negativně působí na činnosti každodenního života (Hulens et al. in Lafortuna et al., 2005, p. 833).

## **1.2 Léčba obezity**

Léčba obezity by měla být komplexní s kombinací několika léčebných postupů, kterými jsou: dietoterapie, fyzická aktivita, psychoterapie, farmakoterapie a léčba chirurgická. Dietoterapie je pro léčbu zásadní. Tato léčba musí být individuální a je založena na navození negativní energetické bilance. Jejými hlavními zásadami jsou dlouhodobá úprava stravovacího režimu, pravidelnost v jídlu a rovnoměrné rozdělení příjmu energie během celého dne, aby nedocházelo k velkým výkyvům glykemií a lipémie. Dietoterapii je nutné doplnit vhodným pravidelným pohybovým režimem a někdy i farmaky (anorektika či inhibitory střevní lipázy) (Svačina, 2008, ss. 97–102). Cílem léčení obezity je snížit a udržet klinicky významný hmotnostní úbytek se současnou redukcí výskytu s obezitou spojených onemocnění. Nejvhodnějším typem fyzické činnosti je dynamická vytrvalostní pohybová aktivita, při které dochází k přednostnímu spalování tuků a zároveň snížení množství prozánětlivých adipokinů. Doporučována je chůze, běh, jízda na kole nebo běžkování (Poděbradská, 2011, s. 53).

Fyzická aktivita je velmi důležitá z několika důvodů. Je prokázáno, že kombinace fyzické činnosti s dietními opatřeními je účinnější než samostatná dieta. Během hubnutí fyzická aktivita zvyšuje účinek spalování tuků. Její efekt poté závisí na její frekvenci a délce trvání (Rippe, Hess, 1998, p. 32).

Pro léčbu těžkých forem obezity je v současnosti efektivním řešením bariatrická chirurgie. Prokázala se nejúčinnějším a dlouhodobě prospěšným způsobem léčby pacientů s druhým a třetím stupněm obezity dle body mass indexu – BMI (viz str. 21). Je potvrzeno, že po této léčbě dochází k podstatnému snížení úmrtnosti i k poklesu rizika vzniku a progresu dalších chorob s obezitou souvisejících. Kontraindikací tohoto výkonu jsou pacienti, kteří se nepodrobili žádnému způsobu konzervativní terapie (Heiner, 2011, s. 325).

## **1.3 Vliv obezity na pohybový aparát**

Pro posuzování posturální reaktibility je zásadní zejména zvyšování hmotnosti (BMI), přibývající tuková tkáň a stárnutí, čímž dochází k negativnímu ovlivňování muskuloskeletálního aparátu, motorických dovedností a rovnováhy (Mahboobina et al. in Mignardot et al., 2010, p. 1; Goulding et al. in Teasdale et al., 2007, p. 153).

U obézních pacientů je popisováno špatné držení těla, které negativně ovlivňuje pohybový aparát a také může přispívat k nízkému sebevědomí. U těchto lidí nalzáme prominující břicho, které odpovídá za anteriorní posun těžiště, zvýšení lordózy bederní páteře a akcentovanou anteverzi pánve. Dále je popisováno zvětšení hrudní kyfózy a krční lordózy, vedoucí k předsunu hlavy a často i vytvoření kompenzační skoliózy. S anteverzí pánve souvisí vnitřní rotace v kyčelních kloubech (valgózní postavení DKK) a oploštění plosek nohy díky zhroucení klenby nohy. Všechny tyto změny vedou k přetěžování a poškozování vazů, což vede k vytváření nadměrných nároků na ostatní struktury těla, zejména kosti a klouby (Ridola et al., Campos et al., Peltonen et al. in Souza et al., 2005, pp. 1013–1016). Morfologické rozdíly jsou naznačeny i mezi obézními muži a ženami (Menegoni et al., 2009, p. 1951).

Studie hodnotící svalovou sílu v izometrické i izotonické kontrakci extenzorů kolene prokázala poměrně dobrou absolutní sílu těchto svalů u obézních, avšak absolutní síla flexorů kolene byla stejná, či spíše snižená než u jedinců s normální tělesnou hmotností. Tato svalová nerovnováha může u obézních přispívat k horšímu vyrovnávání balančních odchylek, poruše funkce svalů a vede také k narušení celkového metabolismu (Hulens et al., Miyatake et al., Kitagawa et al. in Wearing et al., 2006, p. 14; Jadelis et al. in Hirata et al., 2013, p. 2). Porucha svalové síly ve spojení se zvýšením tukové složky u obézních, také patrně odráží nižší úroveň aktivity. Zejména pak oslabení dolních končetin limituje jedince v provádění každodenních činností a zvyšuje riziko únavy a postižení pohybového aparátu (Karvonen et al. in Wearing et al., 2006, p. 14).

Z muskuloskeletálních postižení s obezitou souvisí zejména: low back pain, osteoartróza, poruchy chůze, osteoporóza, dna, fibromyalgie nebo postižení měkkých tkání (syndrom karpálního tunelu, plantární fasciitida) (Anandacoomarasamy et al., 2008, p. 214).

### **1.3.1 Low back pain**

Bolesti dolní části zad (bederní páteře) jsou velmi častým problémem v dnešní společnosti. Vedou ke snižování efektivity práce nebo častějšímu využívání zdravotnických služeb. Prevalence bolesti kloubů (bederní páteře a dalších nosných kloubů DKK) stoupá se zvyšováním BMI, ačkoliv přímý vztah mezi obezitou a low back pain není jednoznačný (Anandacoomarasamy et al., 2008, p. 214). Některé studie však uvádějí vztah mezi obezitou a funkčním omezením v důsledku slabosti a ztuhlosti bederních svalů vedoucích k bolestem bederní oblasti (Cimolin et al., 2011, p. 1).

Při obezitě vznikají nadměrným chronickým zatížením páteře bolesti zejména v bederní oblasti. Dochází ke snižování výšky anulus fibrosus (fibrózního prstence v meziobratlové ploténce), dále úbytku obsahu vody meziobratlové ploténky a následnému zvýšenému mechanickému namáhání obratlových chrupavek. Tato degenerace ploténky přináší omezenou schopnost absorbovat a přenášet působící síly na další struktury páteře (facetové klouby, páteřní ligamenta) (Felix et al., 2005, p. 799–800; Vismara et al., 2010, p. 2).

Negativním důsledkem vlivu obezity na páteř je také prohloubení bederní lordózy, která vede k anteriornímu posunu těžiště a k anteverzi pánve. Tyto změny v bederní páteři dále narušují i mobilitu páteře hrudní. Rehabilitace obézních pacientů by proto měla zahrnovat protahování bederních a břišních svalů a mobilizační a dynamická cvičení hrudní páteře a pánve (Vismara et al., 2010, pp. 2,7). Riziko budoucích změn páteře je možné pozorovat už od dětství, a to podle BMI. Jeho vyšší hodnoty mohou predikovat rozvoj hyperlordózy, změn meziobratlových plotének a low back pain v dospívání. Nadměrná kyfóza hrudní páteře může nastat v důsledku slabosti svalů a laxicity ligament, přímý vliv obezity v dětství zde ale prokázán není (Dimar, Glassman, Carreon in Vincent, 2011, pp. 429–430). Syndrom low back pain v dětství je kromě nadváhy a obezity způsobován také sedavým životním stylem, nedostatkem fyzické aktivity, sníženou mobilitou kyčelních kloubů, relativním snížením svalového napětí a nefyziologickým úhlem tibiofemorálních kloubů (Taylor, Theim in Vincent, 2011, p. 430).

S obezitou je také spojována spinální epidurální lipomatóza. Tato hypertrofie epidurální tukové tkáně může způsobovat zúžení páteřního kanálu a kompresi nervových struktur (Anandacoomarasamy et al., 2008, p. 214).

U obézních bylo také pozorováno snížení rozsahu pohybu (ROM) do flexe v torakolumbální oblasti při stání i sedu. Rozsah tohoto pohybu byl dle autorů limitován kvůli anteriornímu posunu těžiště a tedy snížené přední stabilitě těla. Snížení plného rozsahu pohybu může být také způsobeno bariérou psychickou (Gilleard, Smith, 2007, p. 269–270). Výsledkem sníženého rozsahu ROM a změněným rozložením tělesné hmotnosti si obézní osvojují patologické pohybové adaptace, snižující jejich funkční kapacitu a vedoucí k bolesti zad a výhrězům plotének během fyzických úkonů (Felix et al., 2005, p. 804).

### 1.3.2 Chůze obézních a vliv LBP

Lidská chůze je komplexní biomechanický proces zahrnující složitou souhru mezi svaly a vnějšími silami, výsledkem čehož je plynulý pohyb těla v prostoru s minimalizací fyzického výdeje (Cappozzo et al., Yang et al., Waters et al. in Wearing, 2006, p. 15).

Nadměrné množství tělesné hmoty vytváří abnormální nároky na hybnost. Tvar těla je touto hmotou natolik ovlivněn, že může doházet k omezení fyziologického kloubního rozsahu pohybu, a zvýšení rizika muskuloskeletálního přetížení. Běžné jsou bolesti a kloubní nestability v kyčelních, kolenních a hlezenních kloubech a ve spojení např. s chronickou žilní insuficiencí a otoky může obezita způsobovat snížení mobility a progresivní narušení chůze. Chůzový vzor dospělých obézních i hubených mužů je velmi podobný, avšak jsou zde patrné časoprostorové odchylky – viz dále (Cimolin et al., 2011, p. 1; Hills et al. in Fabris et al. 2006, p. 1575). Také dochází k oploštění klenby nohy, pronaci v hlezenním kloubu a chůze je pomalejší než u hubených (Anandacoomarasamy et al., 2008, p. 215). Zpomalení chůze a větší šířka kroků je způsobena též alterací opěrné báze vlivem velikosti stehen a také většími nároky na udržení rovnováhy (Spyropoulos et al. in Hills, 2001, p. 1675). Souhrn všech těchto změn poukazuje na celkovou větší nestabilitu obézních při chůzi a horší udržování dynamické rovnováhy (Spyropoulos et al., Hills et al. in Wearing, 2006, p. 16). Spyropoulos et al. ve své studii (1991) srovnávali pohyb kyčle, kolene a kotníku obézních, ve srovnání s hubenými. V sagitální a transverzální rovině vykazoval pohyb kyčle a kolene normální pohybový vzor u obou skupin. Avšak obézní skupina vykazovala větší abdukci kyčle během druhé poloviny stejné fáze a sníženou plantární flexi v hlezenním kloubu při celém chůzovém cyklu (Spyropoulos et al. in Wearing, 2006, p. 17).

Vzhledem k tukové tkáni, zejména v abdominální oblasti, dochází také k mechanickému omezení rozsahu pohybu v kyčelním kloubu a bederní páteři při stání i sedu, což přináší komplikace nejen při chůzi, ale i při každodenních aktivitách (Gilleard, Smith, 2007, p. 267).

Rovněž bylo prokázáno, že u osob s normální tělesnou hmotností jsou nosné klouby dolních končetin při stejné fázi během chůze vystaveny reakční síle přibližně tři až šesti násobku tělesné hmotnosti. Toto zjištění vedlo k názoru, že u obézních osob je zatížení kloubů mnohem vyšší, než u jedinců s normální hmotností, což má za následek patologický stereotyp chůze, omezení hybnosti a progresi invalidity (Frankel, Nordin; Felson; Messier et al. in Hills, 2001, p. 1674).



Vliv na stoj i chůzi má v neposlední řadě i zatížení plosek nohy. U obézních byl při stoji prokázán vrcholový tlak o 40-45% vyšší, než u hubených (Gravante et al. in Wearing, 2006, p. 19). Ve studiích Hills et al. i Fabris et al. byly také prokázány odlišné plantární tlaky u obézních obou pohlaví v porovnání s neobézními. Největší zatížení plosek obézních bylo v zadní a střední části nohy, ale zvýšená zátěž byla pozorována i v části přední (Hills et al., 2001, p. 1676; Fabris et al., 2006, p. 1576).

Obezita rovněž negativně působí na příčnou i podélnou klenbu nohy a to už od dětství, což posléze omezuje každodenní aktivity a způsobuje bolesti pohybového aparátu v dospělosti (Mickle et al. in Nantel et al., 2011, p. 2). Nohy obézních dětí také vykazují zvětšení všech rozměrů (délky, šířky, výšky a obvodů) chodidla v porovnání s neobézními (Riddiford-Harland et al., 2011, p. 118). Také je zde možné pozorovat vznik tukového polštářku ve střední části chodidla, který zejména mezi druhým a šestým rokem života modifikuje formování klenby nohy (Tax; Volpon in Riddiford-Harland et al., 2011, p. 115).

Cimolin et al. zkoumali vliv obezity a LBP na chůzi. Vycházeli z předpokladu, tato kombinace mění a zhoršuje chůzový stereotyp více než obezita samotná. Ve své studii prokázali prodlouženou stojnou fázi, delší fázi dvojí opory, kratší délku kroku, omezení rozsahu v kyčelním i kolenním kloubu, nižší rychlost i menší stabilitu při chůzi u obézních probandek s LBP. Kontrolní skupina obézních bez bolestí vykazovala výsledky podobné, avšak v menší míře. U obou těchto skupin bylo také pozorováno snížení aktivity plantárních flexorů, což bylo nahrazeno elevací v kyčelním kloubu (Cimolin et al., 2011, p. 3). Podobné odchylky chůze obézních ve své studii potvrdili i Yamakawa et al. (2004), kteří ukázali, že bolestivost dolní části zad je silným a významným prediktorem kvality chůze, a že snížení bolestivosti chůze výrazně zkvalitňuje a zmenšuje i energetický výdej (Yamakawa et al., 2004, p. 139–140).

### **1.3.3 Osteoartróza**

Osteoartróza je nečastější formou artropatie a vede ke chronickým obtížím, hlavně mezi staršími lidmi. Je onemocněním postihujícím celý kloub (kost, svaly, ligamenta i synovii) (Pottie, 2006, p. 1403). Mnohé studie prokázaly, že obezita je mechanicky i metabolicky závažným rizikovým faktorem v rozvoji a progresi osteoartrózy, zejména kolenního kloubu (tibiofemorálního kloubu), ale má svůj podíl i na artróze kyčelního nebo patelofemorálního kloubu. Při zvýšené hmotnosti dochází ke zvětšení sil působících v kloubu, čímž dochází k předčasné degeneraci chrupavky a BMI rovněž pozitivně koreluje

s varózním postavením končetin, což je také významným faktorem pro rozvoj osteoartrózy (Anandacoomarasamy et al., 2008, p. 212; Marks, 2007, p. 1867). Riziko vzniku těchto bolestivých kloubních změn stoupá přibližně o 36% na každé dvě jednotky zvýšení BMI (Lementowski in Vincent, 2011, p. 428). Naopak snížení hmotnosti přináší snížení bolesti a zlepšení fyzické kondice. Pokles tělesné hmotnosti o 10% zlepšuje fyzické funkce zhruba o 28% (Christensen et al. in Vincent, 2011, p. 428). Tyto změny v tělesné konstituci (snížení hmotnosti, zmírnění bolestí kloubů) snižují síly v kloubu, čímž zlepšují časoprostorové charakteristiky chůze (rychlejší tempo, delší vzdálenost, snazší chůze do schodů, větší počet kroků za den) (Miller et al. in Vincent, 2011, p. 428).

Vědci, zkoumající kloubní chrupavku, objevili na povrchu chondrocytů mechanoreceptory, které jsou citlivé na tlak a zprostředkovávají vztah mezi zevním a vnitřním prostředím kloubu. V některých případech, z nichž jedním je právě obezita, může dojít k poškození těchto mechanoreceptorů a následným přetížením dochází k inhibici syntézy matrix a ke vzniku artrózy (Millward-Sadler, Wang et al., Ajubi et al. in Pottie, 2006, p. 1403).

Adriacchi et al. (2006) ve své studii pozorovali u osob s nadváhou a obézních stejné zúžení kloubní chrupavky, jako mají pacienti s osteoartrózou. Z jejich nálezů vyplývá, že zvýšení hmotnosti může odstartovat patologické změny v kloubní chrupavce (její degeneraci) a nástup osteoartrózy (Adriacchi et al. in Anandacoomarasamy, 2008, p. 212). Obézní pacienti s osteoartrózou vykazují větší zúžení kloubního prostoru v mediálním a laterálním tibiofemorálním prostoru než jedinci hubení. Zvyšování BMI poté výrazně koreluje s varózním postavením kolenních kloubů, nikoli však s valgózním (Sharma et al. in Anandacoomarasamy, 2008, p. 212).

V další studii Cicuttini et al. (1996) uvádí, že zvýšení hmotnosti o každý jeden kilogram zvyšuje riziko rentgenových změn osteoartrózy v kolenním a karpometakarpálním kloubu (Cicuttini et al. in Anandacoomarasamy, 2008, p. 212). Vysoký BMI je také spojen s rizikem vzniku degenerativních lézí menisku. Tyto léze také poté hrají roli v etiologii rozvoje osteoartrózy (Baker et al. in Anandacoomarasamy, 2008, p. 213).

Vznik osteoartrózy souvisí také s vaskulárními chorobami obézních. Ovlivnění cirkulace na podkladě mikrovaskulárních změn, vede k časným změnám v subchondrální kosti. Tyto změny mohou urychlit vznik artrotického procesu buď změnou výživy chrupavky nebo přímým ischemickým efektem na kost (Conaghan et al., 2006, p. 1404).

Osteoartróza kloubu kyčelního je méně častá, než kloubu kolenního, avšak nezanedbatelná. Obezita je spjata s rozvojem osteoartrózy kyčelního kloubu zejména

bilaterálně. Unilaterálně jen výjimečně (Tepper, Hochberg in Anandacoomarasamy, 2008, p. 213).

Souvislost mezi nadváhou nebo obezitou a vznikem osteoartrózy byla pozorována i u kloubů, které nosné nejsou a to hlavně na ruce. Tyto změny jsou způsobeny metabolickým chováním tukové tkáně a produkcí jejích hormonů, zejména adipokinů (leptin), které ovlivňují pleiotropní funkce zprostředkované centrálními i periferními systémy (homeostázu, lipidový a glukózový metabolismus, reprodukční funkce, inzulinovou senzitivitu, kostní změny a biogenezi). Patofyziologickým mechanismem vedoucím k osteoartróze může být právě deregulace lipidového metabolismu (Cicutini et al., Margetic et al., Aspden et al. in Pottie, 2006, p. 1404).

Kvalita posturální stability u pacientů s osteoartrózou je ovlivněna také bolestí. Její intenzita pozitivně koreluje s posturálními výchyly ve vzpřímeném postoji. Současně mají pacienti s chronickou bolestí kolenního kloubu sníženou svalovou sílu extenzorů i flexorů tohoto kloubu, která také vede k horšímu udržování rovnováhy a posturální kontroly (Messier et al. in Hirata et al., Hirata et al, 2013, p. 2, 4).

## 2 HODNOCENÍ OBEZITY

Obezita je definována kvantitativně a to podle tělesné hmotnosti. Existují však i další metody, které její parametry upřesňují (Svačina, 2000, s. 12).

### 2.1 Body mass index

Základním ukazatelem, klasifikujícím hmotnost jedince, je od devatenáctého století Body mass index (BMI) (Pasco et al., 2012, p. 1). Jeho hodnota je dána poměrem tělesné hmotnosti v kilogramech ( $m$ ) a druhé mocniny tělesné výšky v metrech ( $v$ ):

$$BMI = \frac{m}{v^2}.$$

Se stoupající hodnotou indexu také přímo úměrně stoupají zdravotní komplikace, které s obezitou souvisejí (Poděbradská, 2011, s. 51). Hodnoty BMI pro dospělé se v běžné praxi, dle WHO, rozdělují takto:

podváha:	pod 18,5 kg/m <sup>2</sup> ;
normální váha:	18,5 – 24,9 kg/m <sup>2</sup> ;
nadváha:	25,0 – 29,9 kg/m <sup>2</sup> ;
obezita 1. stupně (mírná):	30,0 – 34,9 kg/m <sup>2</sup> ;
obezita 2. stupně (střední):	35,0 – 39,9 kg/m <sup>2</sup> ;
obezita 3. stupně (morbidní):	nad 40 kg/m <sup>2</sup> .

Průběh tohoto indexu však probíhá pouze ve shodě s přírůstkem výšky a hmotnosti (Riegrová et al., 2006, s. 17).

Tohoto indexu by nemělo být využíváno u dětí, kde se hodnoty liší a kde by případnou obezitu měl potvrdit dětský lékař v závislosti na věku. U starších 65 let se upřednostňuje mírně vyšší BMI jako ochrana před osteoporózou. U této populace se optimální hodnoty považují mezi 25 – 27 (Vorvick, [online]).

Nevýhodou BMI je, že nezohledňuje procento a rozložení tělesného tuku ani, zda se jedná o tuk podkožní či viscerální, který je metabolicky aktivní a s jehož nahromaděním stoupá riziko přidružených metabolických chorob (Poděbradská, 2011, s. 51; Pasco et al., 2012, p. 1).

Pasco et al. ve své studii zkoumali hodnotu BMI pro stanovení prevalence obezity. Jejich výsledky ukázaly menší prevalenci u mužů než u žen. Rozdíly BMI a tělesného tuku

mezi pohlavími jsou vysvětlovány vyšší svalovou i kostní hmotou u mužů, kteří mají tedy tukové hmoty méně. Hodnocení BMI je sporné i u starších lidí, u kterých dochází k úbytku svalové i kostní hmoty. Z tohoto důvodu u nich dochází k podceňování jejich tukové hmoty. Ve své studii dále prokázali, že dle BMI přibližně 60% populace překračuje doporučený hmotnostní práh pro zdravý tělesný vzhled a celkové zdraví (Pasco et al., 2012, p. 2, 5; Rothman, 2008, p. 56).

Bylo také dokázáno, že jedinci s BMI vyšším než 35 čelí vyššímu riziku mortality na přidružená onemocnění, a to přibližně o 40% u žen a o 62% u mužů, než u jedinců s normální tělenou hmotností (Potro et al., 2012, p. 301).

## 2.2 Antropometrické metody

Další možností zjišťující míru obezity je měření obvodu pasu. Za zvýšené riziko manifestace KVO je u mužů považována hodnota nad 94 cm a u žen nad 80 cm. Vysoké riziko mají lidé s hodnotami nad 102 cm u mužů a 88 cm u žen (Adámková, 2009, s. 18; Svačina, 2000, s. 13).

Poměrně často je také užíváno poměru pas/boky (WHR = waist-to-hip ratio), přičemž za rizikové jsou považovány u mužů hodnoty WHR > 1,0 a u žen > 0,9 (Adámková, 2009, s. 18).

Hodnotu podkožního tuku stanovuje metoda kaliperace. Jedná se o hodnocení podle tloušťky kožních řas a je k němu užíván přístoj kaliper. Procento tuku je poté měřeno u deseti kožních řas, a to na podbradku, zádech pod lopatkou, axilárním okraji m. pectoralis major, hrudníku pod postranními žebry, mezi posledním žebrem a hřebenem kyčelní kosti, břicho vedle pupku, paži nad m. triceps brachii, v polovině stehna, na koleni pod patellou a na lýtku v jeho nejmenším obvodu (Haladová, Nechvátalová, 2005, s. 35).

## 2.3 Další metody

Několik dalších metod umožňuje stanovení podílu tuku v těle. Jsou jimi: měření vodivosti těla – impedance, podvodní vážení se stanovením hustoty těla – hydrodenzitometrie, sonografie, počítačová tomografie, dvoufotonová dozimetrie užívaná zejména v osteologii, měření beztukové tělesné hmotnosti izotopem kalia, měření celkové tělesné vody a neutronová aktivační analýza (Svačina, 2000, s. 12–13).

## 3 POSTURÁLNÍ STABILITA A REAKTIBILITA

### 3.1 Posturální stabilita a rovnováha

Posturální stabilitou je díky přirozené labilitě pohybové soustavy chápáno kontinuální zaujímání stálé polohy, které zabraňuje neúmyslnému nebo neřízenému pádu. Je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze, hmotnosti a nepřímo úměrná výšce těžiště nad opěrnou bází, vzdáleností mezi průmětem těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze a sklonu opěrné plochy k horizontální rovině. Základní podmínkou stability ve statické poloze je projekce těžiště do opěrné báze. Během lokomoce musí do opěrné báze směřovat výslednice zevních sil (tíhové, třecí, reakční síly nebo např. setrvačnosti) (Kolář, 2009, s. 39; Horak, Shumway-Cook in El-Basatiny, El-Kafy, 2014, p. 248). Posturální stabilita je tedy základním předpokladem dovolujícím nám vykonávat běžné každodenní úkony (zvedání, ohýbání). Pokud dojde k vychýlení těžiště (COG) mimo opěrnou bázi je rovnováha narušena (Potro et al., 2012, p. 303).

System vzpřímeného držení těla se skládá ze tří hlavních složek: senzorké (propriocepce, zrak, vestibulární systém), řídicí (CNS) a výkonné (kosterní svalstvo a neuromuskulární synergie). Informace ze senzorkých složek umožňují generování svalové síly ke stabilizaci výchylek těla a k udržování rovnováhy. Tento systém má velké kompenzační a substituční možnosti. Výpadek či oslabení jedné části se tedy nemusí projevit ihned, ale např. při zvýšené zátěži, kdy dojde k dekompenzaci systému (Vařeka, 2002, ss. 115–116; Schumway-Cook, Woolacott, 2007, p. 160; Horak in Hirata et al., 2013, p. 1). Proti působení gravitační síly a pro vykonávání všech pohybů je nutná posturální stabilizace. Jde o aktivní (svalové) držení segmentů proti působení zevních sil, řízené centrálním nervovým systémem. Bez koordinované svalové aktivity by byla kostra člověka velmi nestabilní (Kolář, 2009, ss. 39–40).

Existují dvě strategie pro udržení posturální stability, statická a dynamická. Statickou strategii představují rovnovážné reakce – balanční mechanismy: kotníková a kyčelní strategie, které se snaží udržet stabilitu v rámci nezměněné plochy kontaktu. Při využití kotníkové strategie dochází k zapojení zejména mm. gastrocnemii a dále hamstringů a svalů paraspinalních. Druhou možností je využití strategie kyčelní, která je používána zejména pro větší a rychlejší narušení postury. Dochází při ní k velkému a rychlému pohybu v kyčelních kloubech s opačnou rotací vzhledem k rotaci v kotnících. Svalová aktivita zde začíná ve svalech břišních a v m. quadriceps femoris (Shumway-Cook, Woolacott, 2007, p. 172–173; Ku et al., 2012, p. 1639). Dynamická strategie je zvolena v případě, kdy je hranice

bezpečného udržení COP v opěrné bázi překročena. Poté dochází k částečnému přemístění kontaktní plochy (ukročení). Pokud není ani dynamická strategie dostatečná ke zvládnutí situace, systém přechází na program řízeného pádu (Vařeka, 2002, s. 123).

Základní částí každodenního života člověka je stoj, který je charakterizován neustálým lehkým houpáním (sway) celého těla (Dutil, 2012, p. neuvedeno; El-Basatiny, El-Kafy, 2014, p. 251). Pro obnovení stability po vychýlení COM v sagitální rovině slouží konkrétní pohybové vzory, které jsou učovány z CNS a jsou založené na řadě faktorů – charakteristice výchylek (směrem a velikostí), biomechanickými omezeními včetně rozložení tělesného tuku a intersegmentální pohyblivosti jednotlivců. Těmito vzory jsou kotníková, kyčelní a kroková strategie. Dále může být využita strategie alternativní, která využívá zpevněné opory nebo naopak změny opěrné báze (úrok, dosah) (Shumway-Cook, Woolacott, 2007, p. 171). Obecně je tedy držení těla považováno za stabilní, pokud se při narušení rovnováhy vrátí do původní polohy. Čím rychleji se tak stane, tím je držení považováno za stabilnější (Blasczyk et al., 2009, p. 1295).

K udržení klidného stoje přispívá řada faktorů. Prvním je uspořádání tělesných segmentů, které umožňuje minimalizaci efektu gravitačních sil, které vedou k destabilizaci systému. Druhým je svalový tonus, udržující tělo v napřímení proti působení gravitačních sil. Hlavními parametry, přispívajícími ke svalovému tonu během stoje jsou: vlastní tuhost samotných svalů, svalový tonus, existující ve všech svalech díky neuronálnímu zásobení, a posturální tonus (aktivace antigravitačních svalů během klidného stoje) (Shumway-Cook, Woolacott, 2007, p. 167)

Rovnováhu je možné definovat jako schopnost udržovat těžiště těla beze změny opory stabilní vůči vnějším odchýlkám. Zajišťována je zejména svalovou aktivitou a změnou postavení kloubů. Dochází tak k zapojování kinetických svalových řetězců (Greve et al, 2007, p. 717). Komplexní systém dovolující člověku udržovat rovnováhu během klidného stoje pak nazýváme posturální kontrolou (Ku et al. 2012, p. 1638). Efektivní posturální kontrola zahrnuje více než schopnost generovat a využít síly pro kontrolu pozice těla v prostoru. Pro znalost kdy a jak využít těchto sil, musí mít CNS obraz toho, kde se tělo nachází v prostoru a zda je v klidu nebo v pohybu. Tyto informace CNS získává z receptorů vizuálních, somatosenzorických (proprioceptorů, kožních a kloubních receptorů) a vestibulárního systému, které jsou schopné detekovat pozici těla a jeho pohyb v prostoru s respektováním gravitace a okolního prostředí. Každý z těchto smyslů poskytuje odlišnou kvalitu informace pro posturální kontrolu (Shumway-Cook, Woolacott, 2007, pp. 174–175). Při deficitu

v některém z těchto systémů dochází k narušení rovnovážné kontroly (Dutil, 2012, p. neuvedeno).

Posturální kontrolou lze nazvat každou změnu postury, při které člověk udržuje, dosahuje nebo obnovuje rovnováhu v každé statické či dynamické pozici. Tato kontrola musí být použita při každé výchylce těla z rovnovážné pozice (Potro et al., 2012, p. 302).

Neustále dochází ke kontrole pozice těla za účelem jeho stability a orientace v prostoru. Posturální orientace je schopností udržovat odpovídající vztah mezi tělesnými segmenty a mezi tělem a okolím při provádění různých úkonů. Stabilita těla je poté schopnost člověka udržovat a kontrolovat těžiště ve vztahu k opěrné bázi (Schumway-Cook, Woolacott, 2007, pp. 178–179).

Z hlediska biomechaniky má na posturální aktivitu vliv výška, váha, opěrná báze, šířka a úhel otevření chodidel. K udržení rovnováhy a posturální kontroly je poté udáváno šest podmínek, kterými jsou: biomechanická omezení, pohybové strategie, orientace v prostoru, kontrola pohybu, smyslové strategie a kognitivní procesy (Salsabili et al. in Ku et al. 2012, p. 1638; Chiari et al. in Menegoni et al., 2009, p. 1953).

### **3.2 Obezita a posturální stabilita**

Jak již bylo uvedeno výše, posturální stabilita představuje schopnost zajistit vzpřímené držení těla a na zevní i vnitřní změny prostředí reagovat tak, aby nedošlo k pádu (Malinčíková et al., 2011, s. 24). Přibližně třetina celosvětové populace nad 65 let má zkušenosti s pády zejména v zimním období, nad 80 let je to již polovina obyvatelstva. Přibližně pro 10% seniorů představuje pád vážné riziko (zlomeniny, luxace), které může vést k dalším zdravotním komplikacím až k předčasnému úmrtí. Lidé s nadváhou mají riziko pádu (a tím i dalšího zranění) o 15% vyšší a obézní až o 48% vyšší než lidé s váhou v normě (Potro et al., 2012, pp. 302, 310). Tyto hodnoty tedy ukazují, že zvyšující se podíl tukové tkáně snižuje posturální stabilitu a pravděpodobnost pádů zvyšuje. (Mignardot et al., 2010, p. 1; Teasdale et al., 2007, p. 153; Greve et al., 2007, p. 717).

Obezita, kromě dříve uvedených komplikací, také modifikuje geometrii těla, zvyšuje hmotnost jednotlivých segmentů (které musí být přesouvány a stabilizovány), čímž přináší funkční omezení v každodenních činnostech, která mohou způsobit zakopnutí, pád a tím i zranění. Prevencí pádu je odpovídající rovnovážná kontrola, která se však s poruchou rovnováhy u obézních snižuje a pravděpodobnost pádů tím narůstá. Obézní jsou totiž díky většímu množství tuku, zejména v abdominální oblasti, i při malých posturálních výchylkách



vystavení větší instabilitě v hlezenních kloubech, což vyžaduje větší silový moment pro znovuoobnovení rovnováhy. (Lord, Sturnieks, 2005, pp. 35–42; Hue et al., 2006, p. 32; Potro et al., 2012, p. 304; Malinčíková et al., 2011, s. 29; Finkelstein et al. in Menegoni et al., 2009, p. 1951). Posun BMI k vyšším hodnotám a změna těžiště také způsobuje poměrně velké obtíže při pohybu a získávání rychlosti. Posturální kontrola se tedy mění podle změny tělesné hmotnosti. Čím je hmotnost větší, tím je její kontrola složitější (Southard in El-Basatiny, 2014, p. 251).

Problémem přispívajícím k horší posturální kontrole obézních je také snížená plantární senzitivita, způsobená hypoaktivitou plantárních mechanoreceptorů vlivem nepřetržitého tlaku při držení velké tělesné hmotnosti (Dutil, 2012, p. neuvedeno).

### **3.3 Obezita a posturální reaktibilita**

Posturální reaktibilitou je chápána reakční stabilizační funkce, která vzniká při každém pohybu segmentu těla náročném na silové působení. Při tom je generována kontrakční síla, která je převedena na momenty sil v pákovém systému lidského těla. Účelem této reakce je udržení jednotlivých pohybových segmentů (kloubů) v optimální poloze pro získání co nejstabilnějšího punctum fixum, a aby kloubní segmenty odolávaly účinkům zevních sil. Jedna z úponových částí svalu je zpevněna, aby část druhá mohla provádět pohyb v kloubu – punctum mobile. Potřebná tuhost segmentů je dosažena koordinovanou aktivitou agonistů, antagonistů i dalších svalových skupin. Společný „pevný rám“, který je nezbytný pro všechny pohybové činnosti, tvoří hrudní koš, břicho, pletencové oblasti a páteř. Vzniklé reaktivní stabilizační funkce poté probíhají automaticky, mimovolně a tedy bez našeho uvědomění (Kolář, 2009, s. 40).

Sklon ke zvýšené abdominální tloušťce také přispívá k anteriornímu posunu COM a k větším posturálním výchytkám. Tento posun výrazně zvyšuje potřebnou velikost točivého momentu v kotníku ke stabilizaci těla ve vzpřímené pozici a dále dochází k vychylování COG z opěrné báze. Obézní zároveň využívají dříve kyčelní strategii než jedinci s normální tělesnou hmotností, ale přesto je u nich síla a výkonnost trupových svalů nižší než u štíhlých (Corbeil et al., Hulens et al., Lafortuna et al., Maffieulletti et al. in Potro et al., 2012, p. 304, 307; Blaszczyk et al., 2009, p. 1295; Ledin, Odkvist in Wearing, 2006, p. 15). Hue et al. (2006) také uvádí zvýšenou rychlost posturálních výchylek (sway) u obézních oproti jedincům s normální váhou. Při snížení hmotnosti se opět rovnováha jedinců zlepšuje. Se zvyšující se hmotností těla a hmotností měkkých tkání tedy dochází k nižší citlivosti

posturální kontroly pro výchyly těla (sway), zejména mediolaterálním a anteroposteriorním směrem. Zároveň byla pozorována pozitivní korelace mezi BMI a anterioposteriorní výchylokou těla v hlezenních kloubech (Hue et al., 2006, p. 35; Alonso et al., 2012, p. 1439).

Obezita je tedy faktorem podílejícím se na schopnosti výkonu oběžných při provádění cílených pohybů ve vzpřímené poloze. Dále bylo prokázáno, že zvyšující se tělesná hmotnost vede k pomalejší chůzi se širší bází a že tak oběžní jedinec stráví více času v dvojí opěrné fázi (Malinčíková, 2011, s. 29). K těmto modifikacím dochází kvůli horší svalové koordinaci, nižší produkci síly a větší náchylnosti k únavě (Souza et al. in Del Porto et al., 2012. p. 306). Rozšíření opěrné báze, které je kromě nutnosti udržení větší hmotnosti způsobeno také větším nahromaděním tukové tkáně na dolních končetinách, přispívá k redukci laterálních výchylek. Tohoto zvýšení stability je využíváno například u zápasníků sumo (Błaszczuk et al., 2009, p. 1295–1299). Některé studie dále uvádějí, že oběžní jedinci udržují při chůzi vzpřímenější posturu, menší flexi v kolenních kloubech a větší flexi v kloubech hlezenních v porovnání s jedinci neoběžnými (Carvalho, 2012, p. 27).

## 4 DYNAMICKÁ POČÍTAČOVÁ POSTUROGRAFIE

Dynamická počítačová posturografie je řazena mezi kinetické metody, které hodnotí pohyb z hlediska sil, které ho způsobují. Zkoumá externí tlaky a síly působící na člověka kontaktem s podložkou či objektem a interními silami anatomických struktur (svalů, vazů, kostí a kloubů). Nejčastěji hodnoceným parametrem je reakční síla podložky snímaná prostřednictvím silových plošin. Vektor reakční síly se skládá z vertikální, mediolaterální a anteroposteriorní komponenty a jeho počátek se označuje jako center of pressure (COP), tedy vážený průměr všech tlaků působících na podložku. Změna polohy COP v čase slouží k hodnocení aspektů stability během různých modifikací stoje. (Kolářová, 2012, ss. 6–7).

Posturografie tedy pomocí simulace reálných situací běžného života představuje kvantitativní metodu, která slouží k objektivnímu hodnocení aspektů posturální kontroly. Posturografické testy jsou navrženy tak, aby izolovaly hlavní senzorické, pohybové a biomechanické komponenty podílející se na bilanci a zároveň analyzovaly efektivitu jejich využití testovaným subjektem. Testovány jsou aspekty posturální kontroly během alterací stoje (modul Smart Equitest System), chůze a dalších dynamických testů (modul Balance Master). Ze zpracovaných dat ze silové plošiny se hodnotí zejména amplituda, rychlost, směr exkurzí a trajektorie COP, velikost silových impulzů nebo rychlost automatických i volných reakcí. Výsledné hodnoty jsou poté vyjádřeny relativně vzhledem k pacientově výšce, hmotnosti nebo věku a tato data jsou dále porovnávána s normativními hodnotami zdravých jedinců příslušné věkové kategorie (Kolářová, 2012, s. 7). Ačkoliv obecně silové plošiny snímají polohu COP, posturograf firmy NeuroCom<sup>®</sup> pracuje s parametrem COG, který je matematickým výpočtem odvozen z výšky a hmotnosti jedince, ale i z polohy COP (Nashner, Winter in Kolářová et al., 2014, p. 13).

### 4.1 Modul Smart Equitest System

Smart Equitest system slouží pro zhodnocení efektivitu posturální stabilizace ve vzpřímeném bipedálním stoji. Dle charakteru testu je za předem definovaných podmínek hodnocena schopnost adaptace jedince např. na změněné senzorické vstupy, schopnost volní kontroly těžiště nebo efektivita automatických reakcí. Složkami tohoto modulu jsou pohyblivá silová plošina s pohyblivou kabinou (viz Obrázek 14, s. 76). Snímací plochu tvoří duální tenzometrická plošina, obsahující pět silových senzorů, jež snímají vertikální složku reakční síly. Referenční bod pro hodnocení změny polohy COP se nachází ve středu plošiny a do něj

by se mělo také COP promítat, proto je poloha chodidel na plošině přesně definována. Pohyb silové plošiny je možný předozadně horizontálně a stejnými směry může i rotovat kolem středové osy otáčení, která se nalézá ve frontální rovině (Kolářová, 2012, ss. 7–8).

Zásadní podstatou pro posturografického měření je výchozí poloha a zásady vyšetření. Je nutno nastavit přesnou polohu pat dle značek na plošině a v závislosti na tělesné výšce. Špičky jsou mírně od sebe tak, aby jejich poloha byla příjemná pro vyšetřovaného. Ten na sobě má bezpečnostní vestu, stojí vzpřímeně, horní končetiny má volně podél těla, dívá se před sebe. Poté je proband instruován, že v průběhu vyšetření nesmí měnit polohu chodidel (jinak je vyšetření přerušeno). Vyšetřovaný dále nesmí mít žádnou zevní oporu, aby nedošlo ke zkreslení výsledků (Kolářová, 2012, s. 8)

#### **4.1.1 Motor Control Test (MCT)**

V tomto testu je testována reakce na translaci plošiny dopředu a dozadu (viz Obrázek 15 – s. 76), pro každý tento směr ve třech rychlostech – malé (představující prahový stimul), střední a velké (maximální stimul) vždy ve třech opakováních. Při posunu v horizontálním směru dochází k vychýlení těžiště kontralaterálně od opěrné báze. Pro znovuoobnovení rovnováhy je nutno vykonat rychlý pohyb COG zpět do středové pozice (Manuál NeuroCom<sup>®</sup>, 2012, [online]).

Velikost translací je normována k tělesné výšce vyšetřovaného. Ten je poučen, že má stát vzpřímeně, že se bude pohybovat podložka a že se nesmí změnit postavení jeho chodidel.

Testovanými parametry jsou:

- Weight Symmetry – hodnocení rozložení hmotnosti v průběhu translací [%],
- Latency – hodnocení efektivity reakce na zevní podnět [ms], mezi začátkem pohybu plošiny a následou reakcí pacienta),
- Amplitude Scaling (kvantifikace amplitudy aktivní silové odpovědi na translaci plošiny pro každou DK zvlášť). (Manuál NeuroCom<sup>®</sup>, 2012, [online], Kolářová, 2012, s. 9).

#### **4.1.2 Limits of Stability (LOS)**

LOS představuje maximální vzdálenost, po které může jedinec přemístit své těžiště bez ztráty rovnováhy a aniž by musel využít zevní opory. Měření limitů stability spočívá v aktivní změně polohy COP (center of pressure) inklinací těla daným směrem. Tento pohyb je kontinuálně monitorován a přehráván na obrazovku, kterou proband sleduje, na základě

čehož může korigovat požadovaný směr pohybu dle svých schopností. Během tohoto testu je hodnoceno celkem osm směrů, přičemž výchozí poloha je vždy ve středovém poli na obrazovce a každý pokus trvá osm sekund (viz Obrázek 16 – s. 77). Vyšetřovaný proband je instruován, aby se po zaznění zvukového signálu snažil co nejrychleji dosáhnout zvýrazněného bodu na obrazovce v určitém směru a snažil se v maximálním dosaženém bodě setrvat do ukončení testu (zaznění dalšího zvukového signálu).

Testovanými parametry jsou:

- Reaction Time (RT) – rychlost reakce pacienta na počáteční signál [s],
- Movement Velocity (MVL) – průměrná rychlost COP [°/s] při dosažení vyznačeného bodu,
- Endpoint excursion (EPE) – bod vychýlení těžiště při prvním pokusu o dosažení limitů stability bez zaváhání [%],
- Directional Control (DCL) – kontrola směru pohybu COP – vzdálenost od přímého směru [%],
- Maximum Excursion (MXE) – bod maximálního vychýlení COP v daném směru [%].

(Manuál NeuroCom<sup>®</sup>, 2012, [online]; Kolářová, 2012, s. 11).

#### 4.1.3 Další testy

**Senzory Organization Test** vyšetřuje efektivitu stabilizace stoje v závislosti na změně sensorických vjemů pro posouzení podílu vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického systému na posturální stabilizaci ve vzpřímeném bipedálním stoji. Testováno je šest situací po třech opakováních a každý pokus trvá 20 s. Vyšetřuje se prostý stoj s otevřenými a zavřenými očima, stoj s otevřenými očima s pohybující se kabinou, s pohybující se podložkou, s oběma dohromady a se zavřenými očima s pohybující se podložkou. Testovanými parametry jsou Equilibrium Score, vyjadřující stabilitu v procentech, dále Strategy Analysis určující převahu kotníkové či kyčelní strategie a COG Alignment, hodnotící výchozí polohu vertikální projekce těžiště před započítáním testů (Manuál NeuroCom<sup>®</sup>, 2012, [online]; Kolářová, 2012, s. 9).

**Adaptation Test** hodnotí adaptaci pohybového systému na neočekávaný podnět – rotaci plošiny okolo středové osy ve frontální rovině v randomizovaných intervalech. Testovány jsou rotace vyvolávající dorzální i plantární flexi chodidla. Hodnoceny jsou posturální výchylky pacienta a reakční síla jím generovaná (Manuál NeuroCom<sup>®</sup>, 2012, [online]; Kolářová, 2012, s. 9–10).

Dalším testem je **Weight Bearing Squat**, který v průběhu snižování těžiště těla hodnotí symetrii rozložení tělesné hmotnosti a zatížení kolenních a hlezenních kloubů. Testován je

vzpřímený stoj a stoj s dolními končetinami v 30°, 45° a 90° flexi kolenních kloubů (Manuál NeuroCom<sup>®</sup>, 2012, [online]; Kolářová, 2012, s. 10).

**Unilateral Stance** slouží k hodnocení posturální stability během stoje na jedné dolní končetině. Pro každou DKK jsou tři opakování, přičemž každé trvá 10 s. Hodnocena je průměrná rychlost posturálních výchylek – Sway Velocity (Manuál NeuroCom<sup>®</sup>, 2012, [online]; Kolářová, 2012, s. 10).

Posledním z testů je **Rhythmic Weight Shift** ukazující na kvalitu balančních mechanismů anteroposteriorně a laterolaterálně. Je zde hodnocena schopnost volní kontroly COP na základě vizuální zpětné vazby, schopnost změny směru – Directional Control a rychlosti pohybu – On Axis Velocity (Manuál NeuroCom<sup>®</sup>, 2012, [online]; Kolářová, 2012, s. 11).

## 4.2 Modul Balance Master System

Balance Master System umožňuje kvantifikaci aspektů posturální kontroly při funkčních pohybech (chůze v tandemu, přechod přes schod, výpad a další). Při těchto testech nabízí srovnání dolních končetin. Tento modul rovněž umožňuje testování většiny testů Modulu Smart Equitest System (Weight Bearing Squat, Unilateral Stance, Limits of Stability, Rhythmic Weight Shift), avšak místo kabiny na tenzometrické plošině (1,5 m × 0,5 m) zasazené v dřevěném rámu (Kolářová, 2012, s. 12).

Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance, představuje modifikaci Sensory Organisation Test. Testovány jsou v něm čtyři podmínky stoje. Stoj na podložce a na molitanu se zavřenými a otevřenými očima. Dalším testem je Sit to Stand kvantifikující charakter průběhu pohybu postavení se ze sedu. Walk Across představuje test hodnotící kvalitu chůze (rychlost, šířku a symetrii kroku). Chůzi o zúžené opěrné bázi kvantifikuje test Tandem Walk. Step/Quick Turn hodnotí schopnost otočení se o 180°, čemuž předchází dva kroky vpřed a následují dva kroky vzad. Síla, balance a koordinace jsou hodnoceny v testu přechodu přes schod Step Up/Over. Posledním testem tohoto modulu je Forward Lunge, hodnotící pohybovou kontrolu a rozsah pohybu při výpadu vpřed (Kolářová, 2012, ss. 12–14).

## 5 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem této diplomové práce je posouzení, zda existují rozdíly v posturální reaktivitě žen s obezitou prvního a druhého stupně, v porovnání se ženami s normální hmotností, pomocí porovnání výsledků z testů počítačové posturografie.

### 5.1 Vědecké otázky a hypotézy

**Vědecká otázka č. 1:** Existují rozdíly mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami při podtržích dopředu a dozadu při MCT v parametru Latency?

**H<sub>0</sub>1:** Neexistuje rozdíl v parametru Latency mezi obézními ženami prvního a druhého stupně a neobézními ženami při podtrhu dozadu.

**H<sub>A</sub>1:** Existuje rozdíl v parametru Latency mezi obézními ženami prvního a druhého stupně a neobézními ženami při podtrhu dozadu.

**H<sub>0</sub>2:** Neexistuje rozdíl v parametru Latency mezi obézními ženami prvního a druhého stupně a neobézními ženami při podtrhu dopředu.

**H<sub>A</sub>2:** Existuje rozdíl v parametru Latency mezi obézními ženami prvního a druhého stupně a neobézními ženami při podtrhu dopředu.

**Vědecká otázka č. 2:** Existují rozdíly v jednotlivých parametrech mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami při testu LOS?

**H<sub>0</sub>3:** Neexistují rozdíly v parametru Reaction Time mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami.

**H<sub>A</sub>3:** Existují rozdíly v parametru Reaction Time mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami.

**H<sub>0</sub>4:** Neexistují rozdíly v parametru Movement Velocity mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami.

**H<sub>A</sub>4:** Existují rozdíly v parametru Movement Velocity mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami.

**H<sub>0</sub>5:** Neexistují rozdíly v parametru Endpoint Excursion mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami.

**H<sub>A</sub>5:** Existují rozdíly v parametru Endpoint Excursion mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami.

**H<sub>06</sub>:** Neexistují rozdíly v parametru Maximum Excursion mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami.

**H<sub>A6</sub>:** Existují rozdíly v parametru Maximum Excursion mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami.

**H<sub>07</sub>:** Neexistují rozdíly v parametru Directional Control mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami.

**H<sub>A7</sub>:** Existují rozdíly v parametru Directional Control mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami.



## 6 METODY VÝZKUMU

### 6.1 Charakteristika zkoumaného souboru

Zkoumaný soubor probandů tvořilo 21 žen ve středním věku (28 - 50 let). Tyto ženy byly rozděleny do tří kategorií podle BMI. Sedm probanek, tvořících kontrolní skupinu, se pohybovalo v rozmezí hodnot BMI pro normální váhu, tedy 18,5 – 24,9 kg/m<sup>2</sup>. S touto skupinou byly srovnávány dvě další skupiny. První skupina sedmi probanek představovala obezitu prvního stupně, jejich BMI bylo tedy v rozmezí 30,0 – 34,9 kg/m<sup>2</sup>. Druhou skupinu tvořilo sedm žen s obezitou 2. stupně, s BMI mezi 35,0 – 39,9 kg/m<sup>2</sup>. Skupina morbidně obézních (BMI nad 40 kg/m<sup>2</sup>) do tohoto výzkumu zařazena nebyla z důvodu obtížného získávání těchto probandů – viz kapitola 8.5.

Věkový průměr kontrolní skupiny byl 33,9 let ( $\pm 6,03$ ), věkové minimum 28 let, maximum 46 let a medián 31 let. Výškový průměr této skupiny činil 169 cm ( $\pm 4,69$ ), výškové minimum 160 cm, maximum 175 cm a medián 170 cm. Průměrná váha kontrolní skupiny žen byla 60,9 kg ( $\pm 4,22$ ), minimum 54 kg, maximum 69 kg a medián 61 kg. Průměrné BMI tedy činilo 21,31 kg/m<sup>2</sup> ( $\pm 1,22$ ).

Skupina žen s obezitou 1. stupně měla věkový průměr 40 let ( $\pm 7,52$ ), s minimem 29 let, maximum 50 let a mediánem 43 let. Průměrná výška byla 168,4 cm ( $\pm 5,34$ ), minimální výška byla 162 cm, maximální 178 cm a mediánem 170 cm. Průměrná váha byla 91,14 kg ( $\pm 9,09$ ), minimum 81 kg, maximum 108 kg a medián 87. Průměrné BMI této skupiny bylo 32,05 kg/m<sup>2</sup> ( $\pm 1,6$ ).

U skupiny žen reprezentujících obezitu 2. stupně byl věkový průměr 35,7 let ( $\pm 6,84$ ), minimální věk 28 let, maximální 51 let a medián 34 let. Průměrná výška činila 165,4 cm ( $\pm 4,20$ ), minimální byla 160 cm, maximální 173 cm a medián 164 cm. Průměrná váha byla 101,3 kg ( $\pm 5,39$ ), minimum 93 kg, maximum 110 kg a medián 100. Průměrné BMI této skupiny bylo 37,03 kg/m<sup>2</sup> ( $\pm 1,87$ ).

Před samotným úvodním pohovorem a měřením účastnice experimentu diplomové práce podepsaly informovaný souhlas (viz Příloha 2, s. 78) jako vyjádření souhlasu s anonymním zpracováním dat pro diplomovou práci a byly seznámeny s průběhem a podstatou měření. Pro zařazení do studie byly vybrány probandky dané věkové kategorie, bez předchozích zranění dolních končetin, neurologické, propioceptivní či vestibulární poruchy a s vyloučením gravidity. Zároveň byl kladen důraz na podobnost a pravidelnost pohybové aktivity probanek začleněných do výzkumu, aby byly minimalizovány odchylky

měření způsobené jejich různou fyzickou kondicí. Pokud některé tyto podmínky účastnice nesplňovaly, byly z výzkumu vyřazeny již při úvodním pohovoru.

## 6.2 Anamnéza

Od celé skupiny probandek byly před posturografickým vyšetřením odebrány anamnestické údaje cílené zejména na jejich případné nemoci, prodělané operace, pohybovou aktivitu a životní styl sloužící k vyloučení možné patologie, pro kterou by mohli být ze souboru vyčleněny.

Zjišťován tedy byl jejich věk, výška, váha, BMI, předchozí a současná léčba, případná přidružená onemocnění, farmakologická anamnéza, genetické dispozice, pracovní anamnéza, gynekologická anamnéza a životní styl (pohybová aktivita, stravovací návyky, alkohol, kouření, stres...).

## 6.3 Popis průběhu vyšetření a měření

Vyšetření a měření probandů probíhalo na modulu Smart Equitest System posturografu firmy Neurocom® v Kineziologické laboratoři na oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc, v klidném prostředí a s minimalizací akustických a jiných rušivých vlivů.

Po úvodním pohovoru cíleném na anamnestické údaje uvedených výše, byl vypočítán body mass index. Pro zařazení do experimentální skupiny s obezitou prvního stupně bylo zapotřebí spodní hodnoty BMI minimálně 30 kg/m<sup>2</sup>, pro obezitu druhého stupně hodnoty nad 35 kg/m<sup>2</sup>. Pro kontrolní skupinu byly hodnoty v rozmezí 18,5 – 25 kg/m<sup>2</sup>.

Pro měření posturální reaktivity bylo použito dvou posturografických testů z modulu Smart Equitest System. Do programu pro ovládání byla založena karta s osobními údaji a tělesnou výškou, vzhledem ke které jsou parametry normovány. Před měřením byl probandkám vysvětlen princip testů. Důležitým parametrem bylo správné umístění chodidel na silové plošině. Vnitřní kotník bylo nutné nastavit nad širokou modrou linii a zevní kotník nad průsečík modré linie a její kolmice označené S, M nebo T dle tělesné výšky. Linie M odpovídala tělesné výšce 141 – 165 cm a linie T byla pro probandky vyšší než 166 cm. Poloha umístění chodidel byla po dobu měření kontrolována a případně opravena.

Prvním testem byl Motor Control Test (MCT), který hodnotí efektivitu automatických posturálních reakcí na horizontální posun plošiny. Měřená osoba byla instruována, aby po dobu měření stála v klidu, bez změny postavení chodidel a horní končetiny měla svěšeny volně podél těla. Monitor v kabině by po dobu měření tohoto testu vypnutý. Měřené

probandky dostaly informaci, že se bude pohybovat plošina. Nejprve docházelo k translaci plošiny zadním směrem, po třech opakováních a ve třech velikostech – od prahového vjemu po nejvyšší motorickou odpověď. Poté následoval podtrh dopředu se stejným počtem opakování a se stejným zvyšováním intenzity podtrhů. Pro statistické zpracování byl vybrán parametr Latency, hodnotící čas mezi podtrhem plošiny (zevním podnětem) a reakcí vyšetřované probandky.

Druhým testem byl Limits of Stability (LOS) zjišťující schopnost probanda aktivně měnit polohu COP určitým směrem a dosažené maximum udržet po dobu testování bez změny opěrné báze. Tento test probíhal s vizuálním feedbackem na obrazovce (viz Obrázek 16, s. 75). Měření bylo zahájeno ze středové pozice a instrukce měřené osobě zněly, aby se po zaznění zvukového signálu pokusila co nejrychleji a co nepřesněji dosáhnout žlutého čtverce a toto maximum po dobu testování (8 s) udržet. Tento test hodnotí osm směrů, které byly hodnoceny dle čísel (1 – 8), tedy dopředu, dopředu doprava, doprava, dozadu doprava, dozadu, dozadu doleva, doleva a dopředu doleva. Před ostrým měřením měly probandky možnost krátce si vyzkoušet přenos těžiště do osmi směrů. Ke statistickému zpracování byly vybrány všechny parametry LOS: Reaction Time, Directional Control, Movement Velocity, Maximum a Endpoint Excursion.

## 6.4 Statistické zpracování dat

Výsledky měření byly staženy z programu posturografu a následně přepsány do programu Microsoft Office Excel 2007. Data od jednotlivých programů byla přehledně zanesena do souhrnných tabulek dle jednotlivých parametrů pro statistické zpracování.

Ke statistickému zpracování bylo využito statistického softwaru IBM SPSS Statistics 22 a program Microsoft Excel 2010.

Pro porovnání tří skupin, rozdělených dle BMI, byl použit neparametrický Kruskal-Wallisův test. Tento test byl zvolen kvůli malé velikosti porovnávaných vzorků. Popisná statistika byla provedena pomocí robustních statistických ukazatelů – mediánu, minima a maxima. Kvartily nebyly počítány vzhledem k malému rozsahu vzorků. Ve všech třech porovnávaných skupinách bylo 7 probandek.

Výsledky byly přehledně shrnuty do tabulek. Počet pacientů je označen  $n$ . V tabulkách je dále uvedena hodnota mediánu, nejnižší naměřená hodnota (min), nejvyšší zjištěná hodnota (max) a dosažená hodnota statistické signifikance ( $p$ ) Kruskal-Wallisova testu. Všechny testy byly provedeny na hladině významnosti 0,05. Pokud byla dosažená hladina signifikance nižší

než 0,05 (v tabulce zvýrazněno tučným písmem), považovali jsme rozdíly mezi skupinami za statisticky významné. Následně byly provedeny post hoc testy mnohonásobného porovnání pomocí neparametrických Mann-Whitney U testů s Bonferroniho korekcí. Statisticky významné výsledky post hoc testů byly zaznamenány do krabicových grafů, které ukazují rozložení veličin, u nichž byly nalezeny významné rozdíly mezi skupinami. Vodorovná čára v krabici představuje hodnotu mediánu, dolní hrana krabice hodnotu 1. kvartilu, horní hrana hodnotu 3. kvartilu. Anténky znázorňují maximální a minimální naměřené hodnoty. Pokud byly v souboru nalezeny extrémní a odlehlé hodnoty jsou zakresleny kroužky a hvězdičkami.

## 7 VÝSLEDKY

### 7.1 Vědecká otázka č. 1

**Existují rozdíly mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami při podtrzích dopředu a dozadu při MCT v parametru Latency?**

Prvním měřeným testem byl Motor Control Test (MCT), kterým se zabývaly hypotézy  $H_{01}$  a  $H_{02}$ . Pro statistické zpracování byl v tomto testu vybrán parametr Latency, který představuje čas mezi začátkem translace plošiny a reakcí probanda. Tento parametr byl vyhodnocen zvláště pro levou a pravou dolní končetinu.

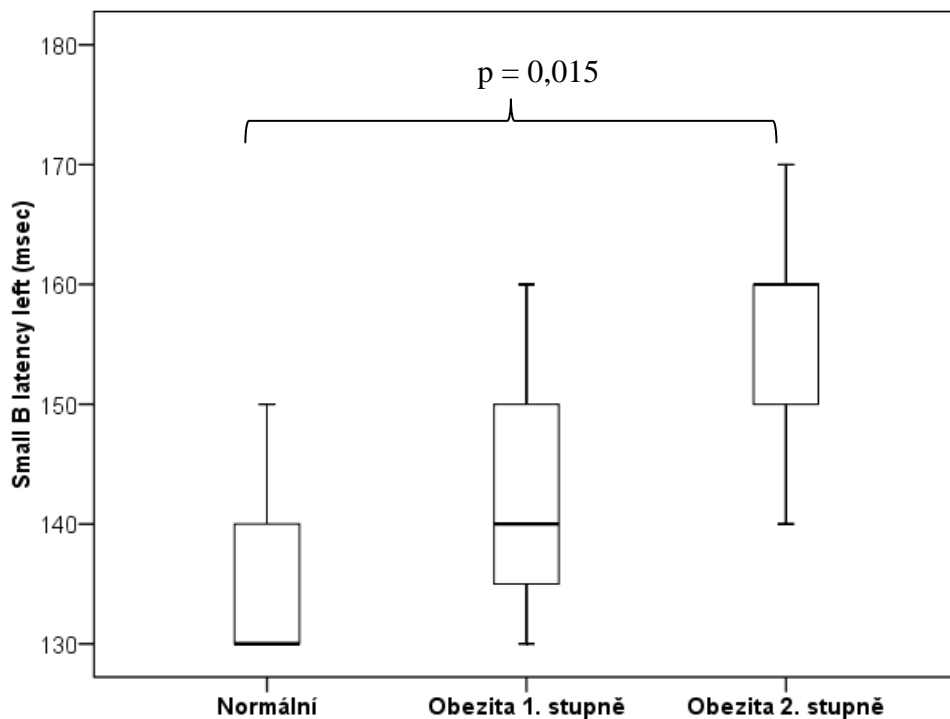
**Tabulka 1** Shrnutí statistického zpracování porovnání všech tří skupin při Motor Control Test, podtrhu dozadu.

Podtrh dozadu		p hodnota
Small [msec]	Left	<b>0,010</b>
	Right	<b>0,031</b>
Medium [msec]	Left	0,193
	Right	0,354
Large [msec]	Left	0,168
	Right	0,949

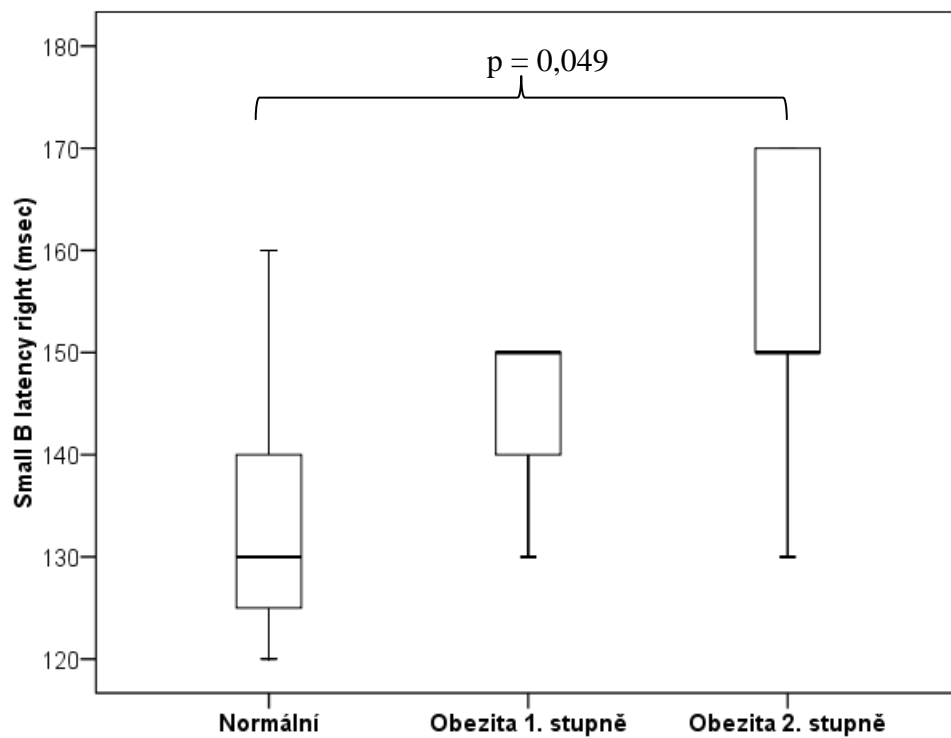
Kompletní tabulka statistického zpracování viz Příloha 3 (s. 79)

Kruskal-Wallisovým testem a následně provedenými post hoc testy bylo prokázáno, že probandi s normálním body mass indexem mají významně nižší hodnoty parametru Small latency pro levou ( $p = 0,015$ ) i pravou nohu ( $p = 0,049$ ) než probandi s obezitou druhého stupně. Jiné statisticky významné rozdíly prokázány nebyly. V případě, kdy je alespoň jeden z dílčích výsledků statisticky významný, můžeme hypotézu zamítnout.

**Hypotézu  $H_{01}$ :** „Neexistuje rozdíl v parametru Latency mezi obézními ženami prvního a druhého stupně a neobézními ženami při podtrhu dozadu,“ **můžeme zamítnout** ve prospěch alternativní hypotézy  $H_{A1}$ : „Existuje rozdíl v parametru Latency mezi obézními žena prvního a druhého stupně a neobézními ženami při podtrhu dozadu.“



**Obrázek 1** Box graf statistické významnosti pro parametr Latency MCT při podtrhu dozadu, pro levou nohu.



**Obrázek 2** Box graf statistické významnosti pro parametr Latency MCT při podtrhu dozadu, pro pravou nohu.

**Tabulka 2** Shrnutí statistického zpracování porovnání všech tří skupin při Motor Control Test, podtrhu dopředu.

Podtrh dozadu		p hodnota
Small [msec]	Left	0,283
	Right	0,746
Medium [msec]	Left	0,363
	Right	0,309
Large [msec]	Left	0,617
	Right	0,892

Kompletní tabulka statistického zpracování viz Příloha 4 (s. 80)

Kruskal-Wallisovým testem nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi obézními ženami prvního a druhého stupně a neobézními ženami v parametru Latency při podtrhu dopředu,  $p$  je větší než 0,05 ve všech situacích.

**Hypotézu  $H_02$ :** „Neexistuje rozdíl v parametru Latency mezi obézními ženami prvního a druhého stupně a neobézními ženami při podtrhu dopředu,“ **nelze zamítnout.** Zamítáme hypotézu  $H_{A2}$ : „Existuje rozdíl v parametru Latency mezi obézními ženami prvního a druhého stupně a neobézními ženami při podtrhu dopředu.“

## 7.2 Vědecká otázka č. 2

**Existují rozdíly v jednotlivých parametrech mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami při testu LOS?**

Druhým statisticky zpracovaným testem byl test Limits of Stability (LOS). Tímto testem se zabývaly hypotézy  $H_03$  až  $H_07$  a hodnoceny byly všechny jeho parametry – Reaction Time, Movement Velocity, Endpoint and Maximal Excursion a Directional Control. Pro zamítnutí hypotézy musí být alespoň jeden z dílčích výsledků statisticky významný.

**Tabulka 3** Shrnutí statistického zpracování porovnání všech tří skupin pro parametr RT testu LOS.

<b>Reaction Time</b>	<b>p hodnota</b>
RT 1 [s]	0,574
RT 2 [s]	0,852
RT 3 [s]	0,111
RT 4 [s]	0,776
RT 5 [s]	0,106
RT 6 [s]	0,703
RT 7 [s]	0,338
RT 8 [s]	0,852

**Legenda:** **RT** – reakční čas přenosu COP pro jednotlivé směry, **1** – dopředu, **2** - dopředu doprava, **3** - doprava, **4** – dozadu doprava, **5** – dozadu, **6** – dozadu doleva, **7** – doleva, **8** – dopředu doleva, **s** - sekunda

Kompletní tabulka statistického zpracování viz Příloha 5 (s. 81).

Kruskal-Wallisovým testem nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi obézními ženami prvního a druhého stupně a neobézními ženami v parametru Reaction Time,  $p$  je větší než 0,05 ve všech situacích.

**Hypotézu  $H_03$ :** „Neexistují rozdíly v parametru Reaction Time mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami,“ **nelze zamítnout**. Zamítáme alternativní hypotézu  $H_A3$ : „Existují rozdíly v parametru Reaction Time mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami.“



**Tabulka 4** Shrnutí statistického zpracování porovnání všech tří skupin pro parametr MV testu LOS.

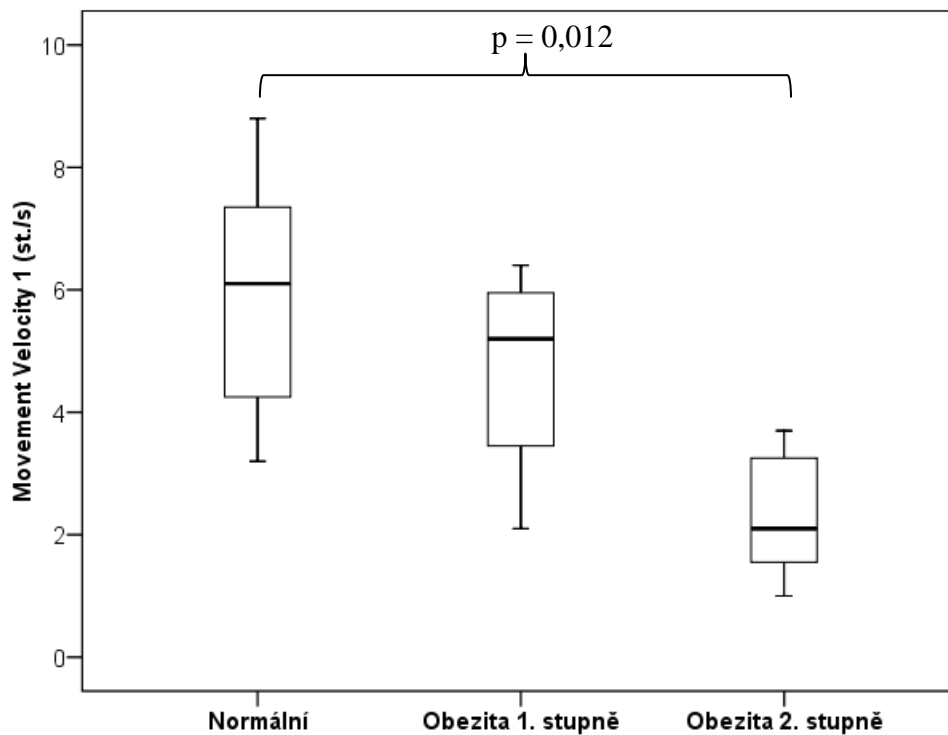
<b>Movement Velocity</b>	<b>p hodnota</b>
MVL 1 [°/s]	<b>0,008</b>
MVL 2 [°/s]	0,117
MVL 3 [°/s]	0,274
MVL 4 [°/s]	0,594
MVL 5 [°/s]	0,585
MVL 6 [°/s]	0,234
MVL 7 [°/s]	0,487
MVL 8 [°/s]	<b>0,024</b>

**Legenda:** MVL – rychlost pohybu přenosu COP pro jednotlivé směry, **1** – dopředu, **2** - dopředu doprava, **3** - doprava, **4** – dozadu doprava, **5** – dozadu, **6** – dozadu doleva, **7** – doleva, **8** – dopředu doleva

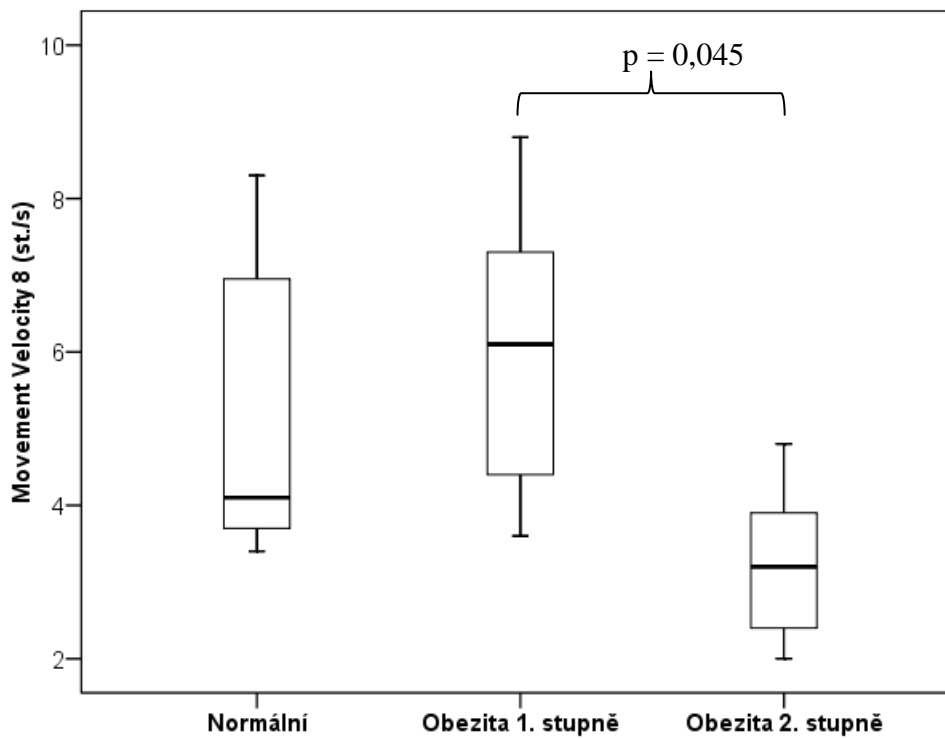
Kompletní tabulka statistického zpracování viz Příloha 6 (s. 82)

Kruskal-Wallisovým testem a následně provedenými post hoc testy bylo prokázáno, že probandi s normálním body mass indexem mají významně vyšší hodnoty parametru Movement Velocity ve směru 1 než probandi s obezitou 2. stupně,  $p = 0,012$ . Dále bylo prokázáno, že probandi s 1. stupněm obezity mají statisticky významně vyšší hodnoty parametru Movement Velocity ve směru 8 než probandi s obezitou 2. stupně,  $p = 0,045$ . Jiné statisticky významné rozdíly prokázány nebyly.

**Hypotézu H<sub>04</sub>:** „Neexistují rozdíly v parametru Movement Velocity mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami,“ **můžeme zamítnout** ve prospěch alternativní hypotézy H<sub>A4</sub>: „Existují rozdíly v parametru Movement Velocity mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami.“



**Obrázek 3** Box graf statistické významnosti pro směr dopředu (1) parametru MVL testu LOS.



**Obrázek 4** Box graf statistické významnosti pro směr dopředu doleva (8) parametru MVL testu LOS.

**Tabulka 5** Shrnutí statistického zpracování porovnání všech tří skupin v parametru EPE testu LOS.

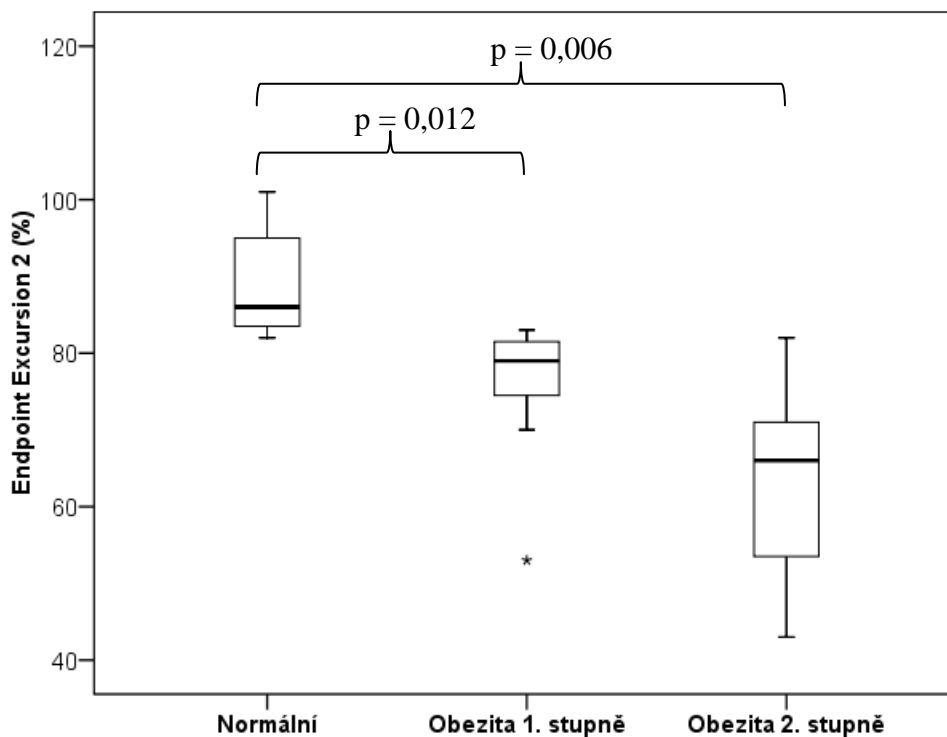
Endpoint Excursion	p hodnota
EPE 1 [%]	0,762
EPE 2 [%]	<b>0,001</b>
EPE 3 [%]	0,248
EPE 4 [%]	0,385
EPE 5 [%]	0,185
EPE 6 [%]	0,261
EPE 7 [%]	0,864
EPE 8 [%]	<b>0,017</b>

**Legenda:** EPE – konečná výchylka přenosu COP pro jednotlivé směry, **1** – dopředu, **2** – dopředu doprava, **3** – doprava, **4** – dozadu doprava, **5** – dozadu, **6** – dozadu doleva, **7** – doleva, **8** – dopředu doleva

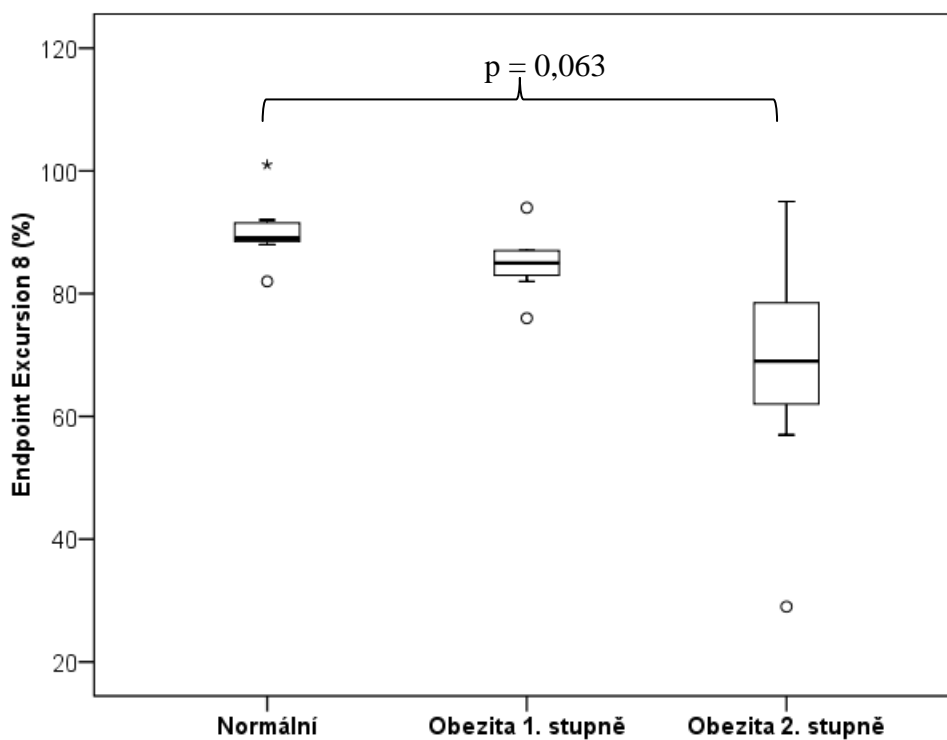
Kompletní tabulka statistického zpracování viz Příloha 7 (s. 83).

Kruskal-Wallisovým testem a následně provedenými post hoc testy bylo prokázáno, že probandi s normálním body mass indexem mají významně vyšší hodnoty parametru Endpoint Excursion ve směru 2 než probandi s obezitou 2. stupně ( $p = 0,006$ ) a probandi s 1. stupněm obezity ( $p = 0,012$ ). Dosažená hodnota statistické významnosti Kruskal-Wallisova testu byla nižší než 0,05 i ve směru 8, následně provedenými post hoc testy s Bonferroniho korekcí nebyly však nalezeny významné rozdíly mezi skupinami. Nejnižší dosažená hodnota signifikance ( $p = 0,063$ ) naznačuje, že se zde vyskytuje trend – ženy s normální BMI mají vyšší hodnoty parametru Endpoint Excursion než ženy s obezitou 2. stupně. Jiné statisticky významné rozdíly prokázány nebyly.

**Hypotézu  $H_05$ :** „Neexistují rozdíly v parametru Endpoint Excursion mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami,“ **zamítáme** ve prospěch alternativní hypotézy  $H_{A5}$ : „Existují rozdíly v parametru Endpoint Excursion mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami.“



**Obrázek 5** Box graf statistické významnosti pro směr dopředu doprava (2) parametru EPE testu LOS.



**Obrázek 6** Box graf statistické významnosti pro směr dopředu doleva (8) parametru EPE testu LOS.

**Tabulka 6** Shrnutí statistického zpracování porovnání všech tří skupiny v parametru MXE testu LOS.

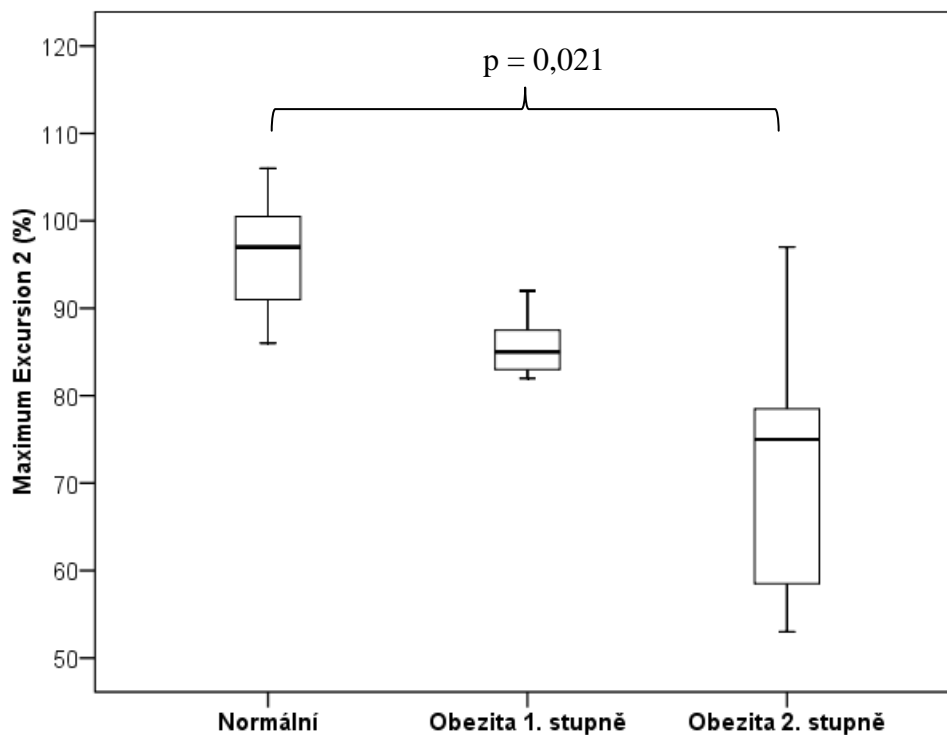
Maximum Excursion	p hodnota
MXE 1 [%]	0,085
MXE 2 [%]	<b>0,004</b>
MXE 3 [%]	<b>0,008</b>
MXE 4 [%]	<b>0,040</b>
MXE 5 [%]	0,068
MXE 6 [%]	0,262
MXE 7 [%]	0,404
MXE 8 [%]	<b>0,006</b>

**Legenda:** MXE – maximální výchylka pro jednotlivé směry přenosu COP, **1** – dopředu, **2** – dopředu doprava, **3** – doprava, **4** – dozadu doprava, **5** – dozadu, **6** – dozadu doleva, **7** – doleva, **8** – dopředu doleva

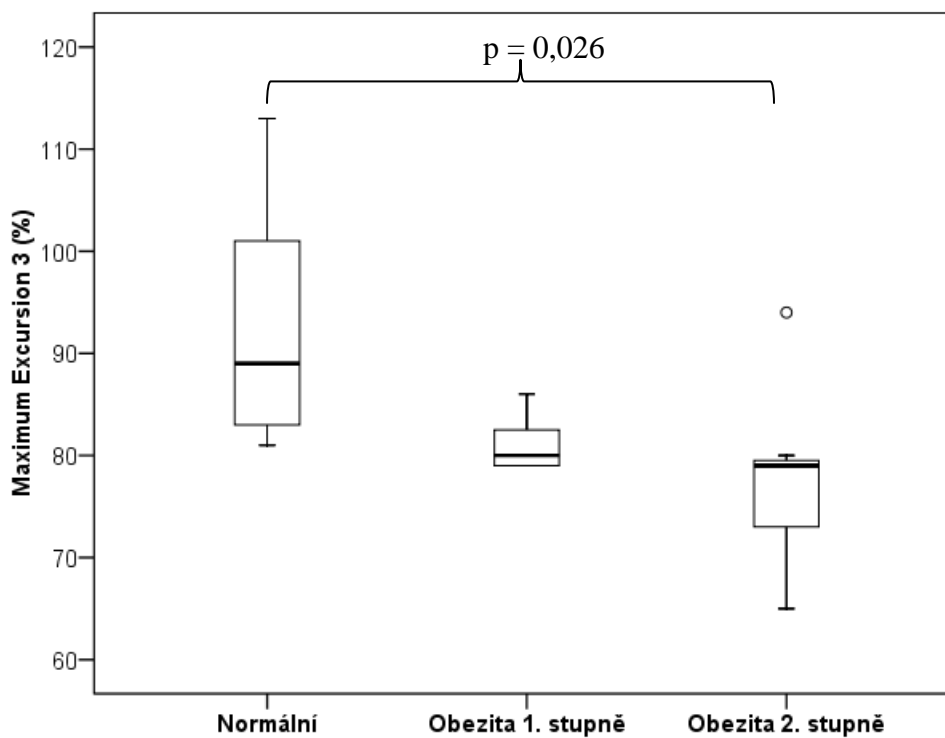
Kompletní tabulka statistického zpracování viz Příloha 8 (s. 84).

Kruskal-Wallisovým testem a následně provedenými post hoc testy bylo prokázáno, že probandi s normálním body mass indexem mají významně vyšší hodnoty parametru Maximum Excursion ve směru 2 než probandi s obezitou 2. stupně ( $p = 0,021$ ). Stejný rozdíl byl prokázán i u směru 3, kde  $p = 0,026$ . Dosažená hodnota statistické významnosti Kruskal-Wallisova testu byla nižší než 0,05 i ve směru 4, následně provedenými post hoc testy s Bonferroniho korekcí nebyly však nalezeny významné rozdíly mezi skupinami. Nejnižší dosažená hodnota signifikance ( $p = 0,054$ ) naznačuje, že se zde vyskytuje trend – ženy s normálním BMI mají vyšší hodnoty parametru Maximum Excursion než ženy s obezitou 2. stupně. Ve směru 8 byly prokázány významně vyšší hodnoty parametru Maximum Excursion u žen s normálním BMI ve srovnání se ženami s obezitou prvního stupně ( $p = 0,026$ ) a druhého stupně ( $p = 0,031$ ). Jiné statisticky významné rozdíly prokázány nebyly.

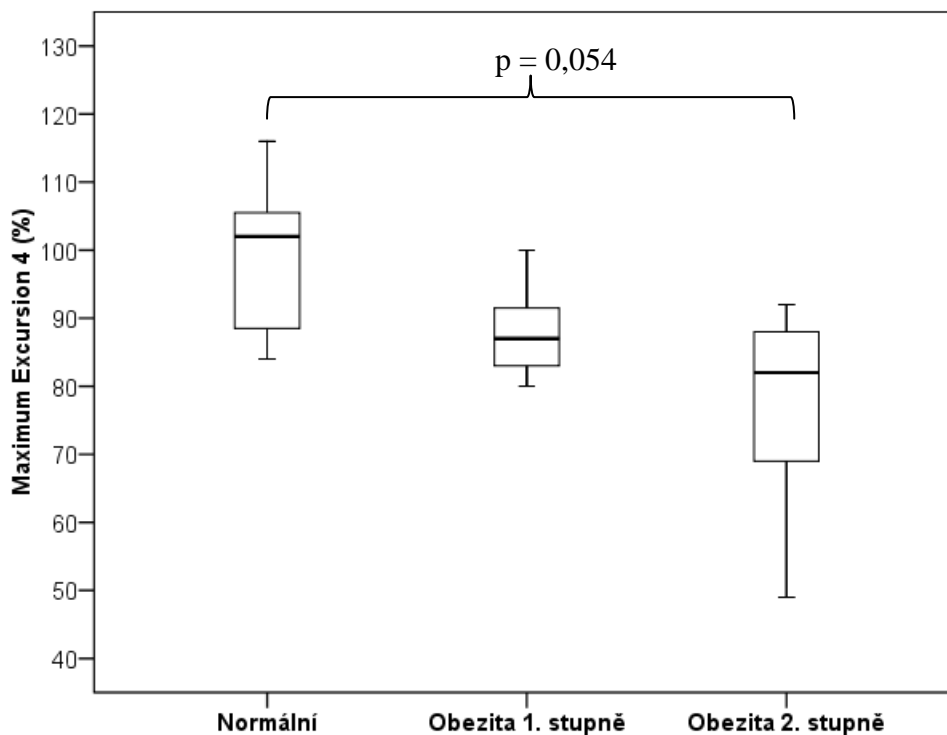
**Hypotézu  $H_06$ :** „Neexistují rozdíly v parametru Maximum Excursion mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami,“ **můžeme zamítnout** ve prospěch alternativní hypotézy  $H_{A6}$ : „Existují rozdíly v parametru Maximum Excursion mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami.“



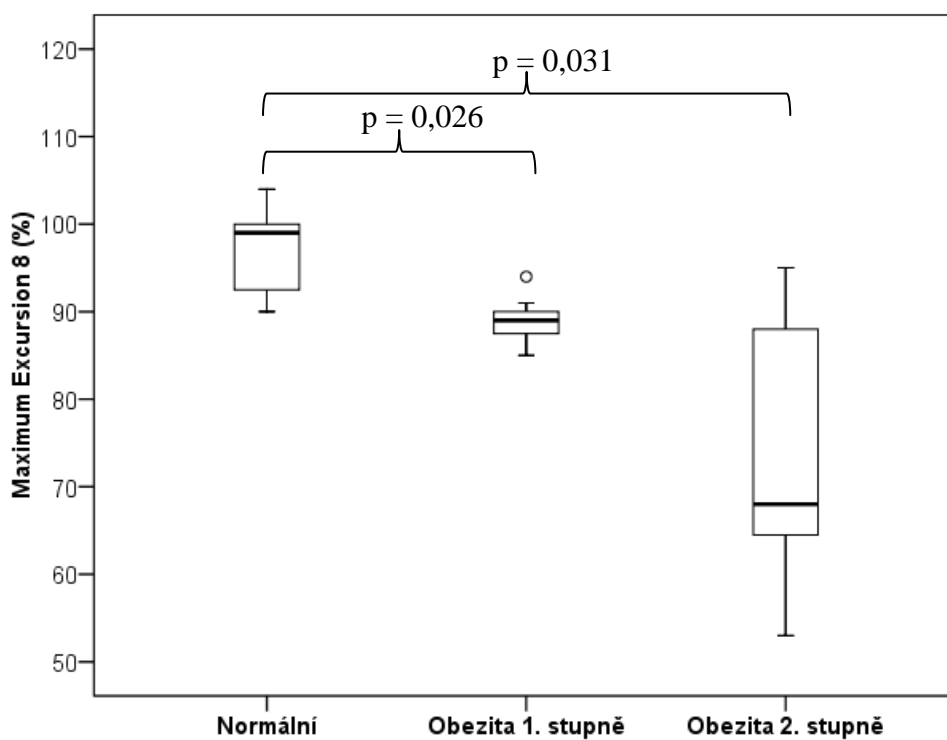
**Obrázek 7** Box graf statistické významnosti pro směr dopředu doprava (2) parametru MXE testu LOS.



**Obrázek 8** Box graf statistické významnosti pro směr dopředu doprava (3) parametru MXE testu LOS.



**Obrázek 9** Box graf statistické významnosti pro směr dozadu doprava (4) parametru MXE testu LOS.



**Obrázek 10** Box graf statistické významnosti pro směr dopředu doleva (8) parametru MXE testu LOS.

**Tabulka 7** Shrnutí statistického zpracování porovnání všech tří skupin v parametru DCL testu LOS.

<b>Directional Control</b>	<b>p hodnota</b>
DCL 1 [%]	0,282
DCL 2 [%]	0,296
DCL 3 [%]	0,191
DCL 4 [%]	0,119
DCL 5 [%]	<b>0,011</b>
DCL 6 [%]	0,624
DCL 7 [%]	<b>0,007</b>
DCL 8 [%]	<b>0,005</b>

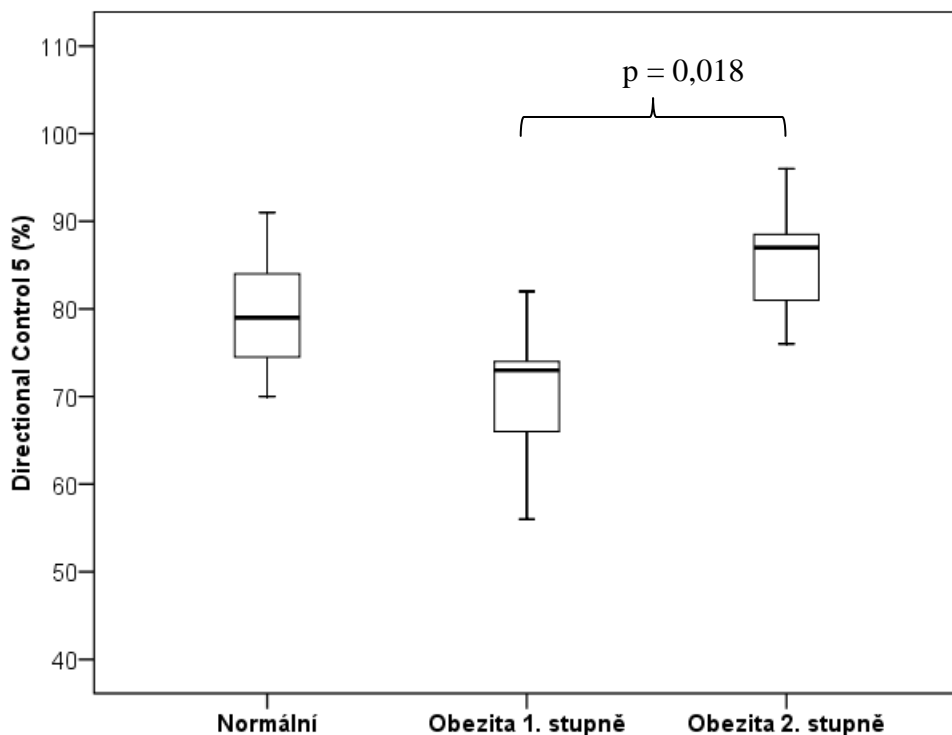
**Legenda:** DCL – kontrola směru pro jednotlivé směry přenosu COP, **1** – dopředu, **2** – dopředu doprava, **3** – doprava, **4** – dozadu doprava, **5** – dozadu, **6** – dozadu doleva, **7** – doleva, **8** – dopředu doleva

Kompletní tabulka statistického zpracování viz Příloha 9 (s. 85).

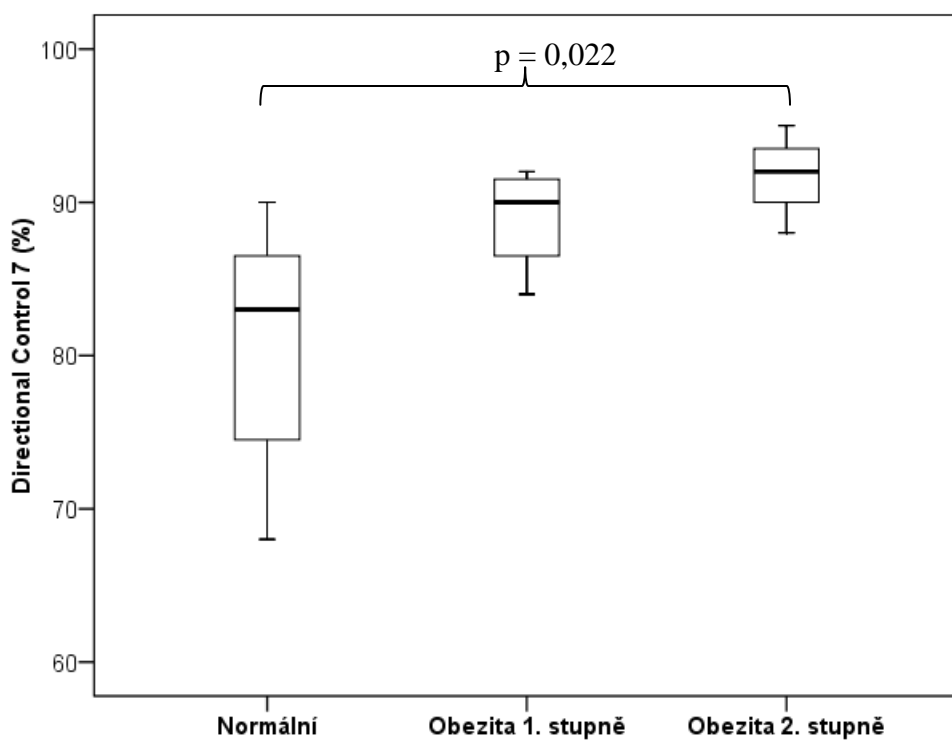
Kruskal-Wallisovým testem a následně provedenými post hoc testy bylo prokázáno, že probandi s obezitou prvního stupně mají významně nižší hodnoty parametru Directional Control ve směru 5 než probandi s obezitou 2. stupně,  $p = 0,018$ . Dále bylo prokázáno, že probandi s normálním BMI mají významně nižší hodnoty parametru Directional Control ve směru 7 než ženy s obezitou 2. stupně. Ve směru 8 byly prokázány významně vyšší hodnoty sledovaného parametru u žen s normálním BMI ve srovnání se ženami s obezitou 1. stupně ( $p = 0,015$ ) a 2. stupně ( $p = 0,031$ ).

**Hypotézu  $H_07$ :** „Neexistují rozdíly v parametru Directional Control mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami,“ **zamítáme** ve prospěch alternativní hypotézy  $H_{A7}$ : „Existují rozdíly v parametru Directional Control mezi obézními ženami prvního a druhého stupně obezity a neobézními ženami.“

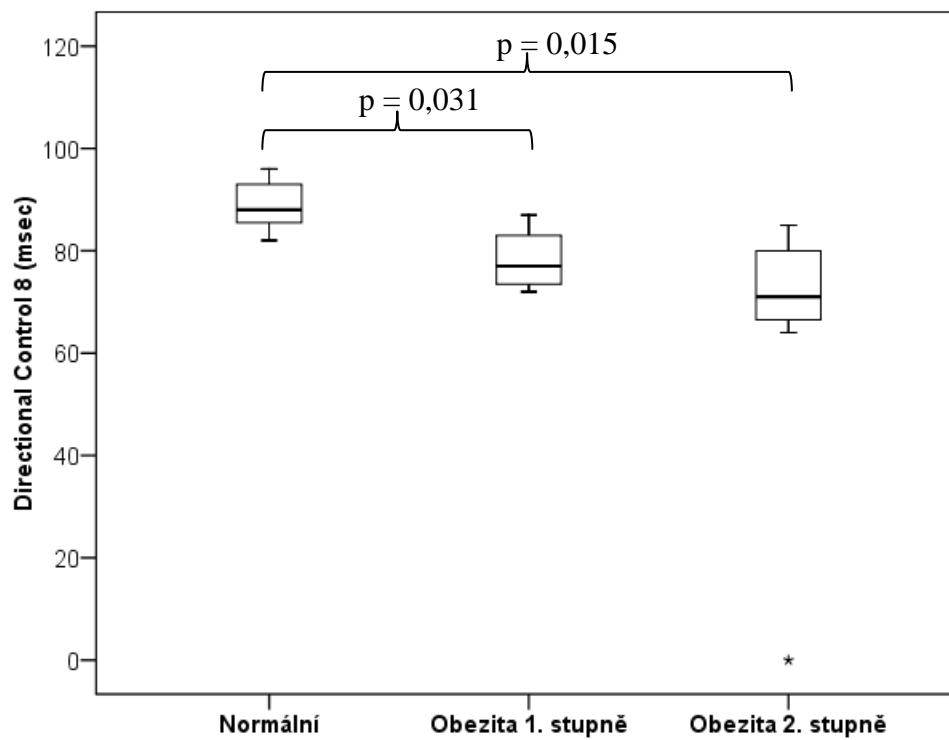




**Obrázek 11** Box graf statistické významnosti pro směr dozadu (5) parametru DCL testu LOS.



**Obrázek 12** Box graf statistické významnosti pro směr doleva (7) parametru DCL testu LOS.



**Obrázek 13** Box graf statistické významnosti pro směr dopředu doleva (8) parametru DCL testu LOS.

## 8 DISKUZE

### 8.1 Diskuze k výběru probandů

Pro experimentální část diplomové práce bylo vybráno 21 žen ve středním věku. Byly sem zařazeny ženy bez ortopedického onemocnění dolních končetin, degenerativních, neurologických, proprioceptivních či vestibulárních poruch a balančních odchylek, které by měření mohly výrazně zkreslit. Kritériem bylo rovněž nepřítomnost genetické choroby spojené s obezitou či gravidity. Sedm ze čtrnácti žen experimentálních skupin mělo děti, což znamená, že obezita u nich mohla být podmíněna i vlivem těhotenství.

Sedm žen první experimentální skupiny představovalo obézní prvního stupně, hodnocené dle BMI (viz str. 20). Druhou experimentální skupinu tvořilo sedm žen s obezitou druhého stupně a sedm žen reprezentovalo kontrolní skupinu s normální hmotností. Skupina morbidně obézních do tohoto experimentu zařazena nebyla, protože se zvyšující se hmotností se rapidně zvyšuje výskyt přidružených onemocnění (které brání zařazení do studie) a snižuje compliance. Celkem bylo osloveno okolo třiceti obézních žen, avšak do experimentu této práce jich bylo použito jen čtrnáct a to z důvodů, které jsou více popsány v kapitole 8.5.

Body mass index byl hlavním parametrem hodnocení tělesné konstituce probandů tohoto experimentu. Je vhodným orientačním ukazatelem obezity, který se snadno vypočítá. Průběh tohoto indexu však probíhá pouze ve shodě s přírůstkem výšky a hmotnosti (Riegrová et al., 2006, s. 17) a jeho nevýhodou je, že zohledňuje pouze stav výživy a nezohledňuje procento a rozložení tělesného tuku ani, zda se jedná o tuk podkožní či viscerální ani podíl svalové složky na celkové hmotnosti (Poděbradská, 2011, s. 51; Pasco et al., 2012, p. 1). Pasco et al. rovněž navrhuje, aby při používání BMI k indikaci obezity byly nastaveny hranice zohledňující věk a pohlaví (Pasco et al., 2012, p. 1–2). Tělo mužů a žen fyziologicky vykazuje jiný poměr tukové tkáně. Ženy mají větší procento tuku v organismu než muži, přestože váží a měří stejně (Rothman, 2008, p. 56). Studie Frankenfield et al. se zabývala hodnocením obezity dle BMI ve srovnání s bioelektrickou impedancí. Bylo zjištěno, že BMI obezitu spolehlivě diagnostikuje až od hodnot vyšších než  $30 \text{ kg/m}^2$ , hodnocení nižších hodnot je dle tohoto indexu sporné. Proto je u těchto lidí vhodné změřit i procento tělesného tuku. Hodnotit tělesný stav pouze podle BMI tedy není ideální (Frankenfield et al., 2001, pp. 27–28).

Ve studii Blaszyk et al. porovnávali 133 žen ve věkovém rozmezí 18 až 53 let, které byly rozděleny do skupin dle obezity. Skupinu s obezitou 1. stupně tvořilo 42 žen, skupinu 2. stupně 29 žen a 30 žen bylo zařazeno do skupiny 3. stupně obezity dle BMI (viz str. 16).

Výsledky měření těchto skupin byly porovnány s kontrolní skupinou 33 žen s normální vahou stejného věku. Rozdělení do těchto skupin bylo určeno výpočtem BMI a změřením obvodu pasu. Pro účast ve studii byla zvolena stejná kritéria jako v této diplomové práci (Blaszyk et al., 2009, p. 1296).

V další studii hodnotili posturální kontrolu u starších žen. Měřili 45 žen ve věkovém rozmezí mezi 65 a 80 lety, které rozdělili dle BMI do tří skupin. Kontrolní skupinu tvořilo 15 žen s normální tělesnou vahou, 15 žen představovalo skupinu s nadváhou a 15 bylo obézních (Dutil et al., 2012, p. neuvedeno).

El-Basatiny et El-Kafy se zabývali hodnocením posturální reaktivity naopak u 60 dospívajících dívek ve věku od 12 do 17 let, které byly rovněž rozděleny do třech skupin dle BMI (normální váha, nadváha, obézní) (El-Basatiny et El-Kafy, 2014, p. 249).

Ve studii Greve et al. porovnávali stabilitu v závislosti na BMI u 40 mužů ve věku 20 až 40 let. Kritéria pro zařazení do studie a rozdělení do skupin bylo obdobné studiím předchozím (Greve et al, 2007, pp. 717–718).

Hodnocením tělesné hmotnosti jako vlivu na posturální stabilitu se zabývala i další studie, kde srovnávali 59 mužů ve věku 24 až 61 let. Určujícími parametry zde byly BMI a WHR index (Hue et al, 2007, p. 33).

Zhodnocením vlivu obezity mezi pohlavími se zabývali Menegoni et al. Ve své studii srovnávali 22 obézních žen (ve věku 20 – 57 let) a 22 obézních mužů (ve věku 19 – 58 let) s 20 lidmi s normální hmotností (10 žen ve věku 21 – 40 let a 10 mužů věku 20 – 38 let). Anamnestická kritéria pro zařazení do studie byla shodná s experimentem této práce (Menegoni et al, 2009, p. 1952).

Vlivem obezity na posturální kontrolu se zabývali Mignardot et al., kteří porovnávali 10 neobézních jedinců (průměrný věk 42,4 let) a 10 jedinců obézních (průměrný věk 46,2) Kvantifikace obezity probíhala dle BMI (Mignardot et al., 2010, p. 2). Stejný cíl i parametry hodnocení obezity měla studie Colné et al. (2008, p. 165).

Ve studii zaměřující se na porovnání obézních různého stupně hodnotili 14 obézních mužů, s BMI mezi 30 až 40 kg/m<sup>2</sup> a 14 morbidně obézních mužů s kontrolní skupinou 16 mužů s normální hmotností s věkovým průměrem 38 let. Tělesná konstituce byla hodnocena dle BMI a obvodu pasu a boků (Teasdale, 2007, p. 154).

## 8.2 Diskuze k metodice výzkumu

Pro experimentální část práce byla zvolena pozice vzpřímeného stoje při dvou různých testovacích situacích za pomoci silové plošiny počítačové posturografie. Jednalo se o rychlost reakce na vnější podnět (MCT) a aktivní vychylování těžiště do osmi směrů (LOS).

Vzpřímený stoj byl testován ve studiích Blaszczyk et al. (2009), Hue et al. (2007), Menegoni et al. (2009), kde s využitím silové plošiny Kistler zkoumali stoj s otevřenými a zavřenými očima a schopnost přenášet těžiště v antero-posteriorním a medio-laterálním směru. Obdobnou studii učinili Dutil et al. na silové plošině Columbus. Testovali sedm úkonů s otevřenými a sedm úkonů se zavřenými očima, z nichž každý trval 30 sekund (Dutil et al., 2012, p. neuvedeno). El-Basatiny et El-Kafy (2014), Greve et al. (2007) a Ku et al. (2012) ke svým měřením využili Bioindex Stability System a Bioindex Balance System umožňující náklon plošiny 20° v horizontální rovině a to do všech směrů (360°). Testovali klidný stoj, stoj na jedné dolní končetině a stoj na měkkém povrchu. Z uvedených měření přístroj vypočítal antero-posteriorní, medio-laterální a celkový index stability.

Měření experimentu diplomové práce probíhalo v klidném prostředí Kineziologické laboratoře FNOL a trvalo přibližně 20 minut. Zahrnovalo důkladnou anamnézu a změření posturografických testů MCT a LOS. Probandky byly informovány o možnosti kdykoliv přerušit měření, ale i přes to u nich mohl vzniknout určitý diskomfort např. ze zmenšeného prostoru v kabině či únava z delšího stoje. Únava poté mohla mít negativní dopad na výsledky měření. Simoneau, Bégin a Teasdale ve své studii prokázali, že únava svalů prokazatelně zhoršuje řízení rovnováhy, prodlužuje dobu reakce a vyžaduje větší množství pozornosti pro koordinaci pohybů (Simoneau, Bégin, Teasdale, 2007, p. 8).

Ve statistickém vyhodnocení bylo ve dvou vědeckých otázkách ověřováno sedm nulových hypotéz, které nepředpokládaly rozdíl v měřených parametrech mezi oběznými ženami prvního stupně, druhého stupně a kontrolní skupinou s normální tělesnou hmotností dle BMI. Pro porovnání tří skupin a z důvodu malých vzorků v jednotlivých skupinách bylo použito neparametrického Kruskal-Walisova testu. Pokud byla dosažená hladina signifikance nižší než 0,05, byly rozdíly mezi skupinami považovány za statisticky významné. Následně byly provedeny post hoc testy mnohonásobného porovnání pomocí neparametrických Mann-Whitney U testů s Bonferroniho korekcí.

### 8.3 Diskuze k vědecké otázce č. 1

V první vědecké otázce byl podstatou výzkumu problém, zda obézní prvního stupně, obézní druhého a jedinci s normální hmotností reagují na vnější podnět stejně rychle. Testovány byly translace plošiny dozadu a dopředu ve třech různých velikostech – malé, střední a velké.

Nejdříve byly vyhodnoceny podtrhy dozadu. Zde vyšel statisticky významný jediný výsledek u translace nejmenší velikosti (definované jako prahové), a to mezi jedinci s normálním BMI a jedinci s obezitou druhého stupně.

U translací plošiny dopředu nevyšel ani jeden výsledek statisticky významný, ani se k hladině významnosti nepřibližoval. Z těchto výsledků vyplývá, že při podtrzích dopředu reagovaly všechny tři skupiny žen s velmi podobnou latencí reakce.

Základním předpokladem měření tohoto testu bylo prokázat, že reakce na vnější podnět formou translace plošiny vyvolá s přibývajícím hmotností pomalejší reakce. Tuto myšlenku ve své studii potvrzují Forhan a Gils, kde uvádějí souvislost mezi sníženou schopností adaptace na nečekané vnější podněty a s nedostatečným plánováním pohybu (Forhan, Gils, 2013, p. 131, 133). Velmi podobné zhodnocení přináší i další review – Del Porto et al. (2012, p. 303), Wearing et al. (2006, p. 15). Mignardot et al. ve své studii testující snížení do dřepu, uchopení předmětu a vrácení se do vzpřímené pozice na randomizovaný zvukový interval, rovněž uvádějí pomalejší reakci a horší koordinaci pohybu u jedinců s obezitou (Mignardot et al., 2013, p. 5).

U posturografu je však reakce na translaci plošiny vypočítávána vzhledem k tělesné výšce a tělesná hmotnost zde uvažována není. Pro výsledky experimentu této práce může být tento faktor rozhodující, protože hmotnost je zásadní pro výpočty sil a má vliv i na setrvačnost pohybu.

Významným prvkem může být i uložení tukové tkáně a směr vychýlení těžiště při translaci. Pollock et al. uvádějí, že pokud těžiště dopadá mimo opěrnou bázi, je rovnováha narušena. Uložení tukové tkáně převážně abdominálně může tedy působit větší destabilizaci, než pokud je uložena níže a na větší ploše, tedy v okolí boků a hýždí (Pollock et al. in Del Porto et al., 2012, p. 303).

Miler et al. ve své studii nezjistili korelaci mezi BMI a zvětšením COP v reakci na vnější podnět. Pro zjištění rychlosti reakce a vychýlení COP na silové plošině, bylo použito balistické kyvadlo pro vychýlení těžiště vpřed. V těchto měřených parametrech se obézní

s jedinci s normální váhou nelišili. To potvrzuje i výsledek experimentu této práce (Miler et al., neuvedeno, p. neuvedeno).

## 8.4 Diskuze k vědecké otázce č. 2

Druhá vědecká otázka této práce se zabývala testem Limits of Stability a jednotlivé hypotézy se týkali jednotlivých parametrů tohoto testu. Měření testovalo schopnost přednosu těžiště do osmi různých směrů. U všech probandek byly provedeny stejné instrukce a směry byly hodnoceny ve stejném pořadí, a to od 1 do 8 (viz Obrázek 16 – s. 74). Tím bylo zabráněno případným nepřesnostem, které by měření mohly ovlivnit. Před vlastním měřením si všechny měřené ženy mohly přenos těžiště s vizuálním feedbackem v krátkosti vyzkoušet, aby věděly, jak postupovat a jak posturograf reaguje. Při vlastním měření již tedy všechny probandky věděly, co mohou od přístroje očekávat a měly tedy stejné výchozí podmínky. Tím byl vyloučen moment překvapení, který by výsledky měření mohl také výrazně ovlivnit.

Prvním hodnoceným parametrem byl Reaction Time určující rychlost reakce na zvukový signál jako začátek měření. V tomto parametru statisticky významné rozdíly prokázány nebyly, z čehož vyplývá, že mezi reakcí neobézních jedinců a jedinců s prvním a druhým stupněm obezity není významný rozdíl. Mignardot et al. ve své studii testovali reaktivitu na zvukový podnět při sedu na vyvýšené platformě a při stoji na jedné dolní končetině. Cílem bylo co nejrychlejší stisknutí tlačítka po zvukovém tónu. U obézních probandů byl ve stoji na jedné dolní končetině reakční čas výrazně prodloužen, zatímco u neobézních byl zkrácen a nevyžadoval výraznější posturální kontrolu (Mignardot et al., 2010, p. 4–6).

Druhým zkoumaným parametrem byla rychlost pohybu – Movement Velocity. V tomto parametru byly prokázány statisticky významné rozdíly ve směrech 1 a 8, tedy při pohybu dopředu a dopředu doleva. V prvním případě, tedy ve směru jedna, vyšel statistický rozdíl pouze mezi jedinci s normálním BMI a obézními druhého stupně, ve směru osm pak mezi jedinci s prvním a druhým stupněm obezity. V box grafech je viditelné, že jedinci s normální hmotností a jedinci s obezitou prvního stupně mají velmi podobné rozptyly a tedy i podobnou rychlost reakce. Naproti tomu probandi s obezitou druhého stupně mají rychlost podstatně nižší a její hodnoty předchozích dvou skupin nedosahují. Také je zde vidět nižší rozptyl hodnot, který znamená, že tato skupina reaguje velice podobně.

Dalším hodnoceným parametrem byl Endpoint Excursion představující první výchylku těžiště těla bez zaváhání. Zde byly statisticky významné rozdíly ve směrech 2 a 8, což

představuje pohyby šikmo dopředu vpravo a vlevo. Ve směru dopředu vpravo vyšly významné rozdíly mezi probandkami s normální hmotností v porovnání s probandkami prvního i druhého stupně obezity. Ve směru dopředu vlevo je prokázán rozdíl mezi skupinou s normální hmotností a obezitou druhého stupně. V obou těchto směrech box grafy ukazují poměrně malý rozptyl hodnot u skupiny s normální hmotností a obézními prvního stupně (tyto skupiny tedy reagují velmi podobně) a větší rozptyl mezi obézními druhého stupně. Obezita tedy limity stability ovlivňuje zejména ve směrech vpřed.

Čtvrtým parametrem byl Maximum Excursion, který představuje konečnou maximální výchylku pohybu. Zde vyšly významné rozdíly ve směrech 2,3,4 a 8, tedy dopředu vpravo, vpravo, dozadu vpravo a dopředu vlevo. V prvních třech případech se jednalo o rozdíl mezi neobézními a obézními druhého stupně. Ve směru dopředu vlevo mezi neobézními a oběma typy obezity. Z těchto výsledků vyplývá horší koordinace obézních jedinců zejména v diagonálních směrech. Ve směru 8 je dokonce prokázán rozdíl se zvyšujícím se stupněm obezity. Tato horší přizpůsobivost může být způsobena například nutností kontrolovat větší hmotnost těla nebo přenosem váhy na zadní / přední polovinu jedné dolní končetiny. Omezení maximálních diagonálních výchylek vpřed odpovídá i omezení prvotních konečných výchylek.

Posledním zkoumaným parametrem byl Directional Control, tedy kontrola směru pohybu COP. Statisticky významné rozdíly zde byly prokázány ve směrech vzad (5), vlevo (7) a dopředu vlevo (8). Ve směrech vzad byly pozorovatelné rozdíly mezi obézními jedinci prvního a druhého stupně, ve směru vlevo mezi normální váhou a obézními jedinci druhého stupně, avšak v neprospěch neobézních. Tento výsledek může být způsoben malým vzorkem probandů nebo nesprávným způsobem nebo nekoordinovaností přenosu COP. Zároveň je tento závěr možný díky větší vzdálenosti (Maximal Excursion) u neobézních a tedy i větším výchylkám, než u skupin obézních jedinců. Ve směru dopředu doleva byly prokázány statistické rozdíly mezi skupinou s normální váhou a obézními prvního i druhého stupně. Na box grafu tohoto směru si je možné všimnout, že se zvyšující se hmotností dochází k postupnému zhoršování výsledků.

Z výsledků testu Limits of Stability vyplývá omezení zejména ve směrech diagonálních a to většinou mezi jedinci s normálním BMI a obézními druhého stupně. Jediným směrem, kde nebyly prokázány žádné statisticky významné rozdíly byl směr dozadu doleva (6). Rozdíly mezi jednotlivými stupni obezity byly prokázány jen v určitých směrech parametrů Movement Velocity a Directional Control. Testování LOS mohlo být ovlivněno též faktem, že přenosy váhy jsou náročnější pro jedince se zvyšující se hmotností a tím může být



rychlejší i nástup únavy. Zároveň tato fakta mohou souviset se sníženou svalovou aktivitou způsobenou nedostatkem pohybu (Yamakawa et al., 2004, pp. 141–142; Kaplan et al., 2003, p. 1020). Posturální stabilita se totiž mění vzhledem k fyzické aktivitě, která klesá s přibývajícím hmotností člověka (Bulbulian, Hargan, 2000, p. 323).

Blaszczyk et al. zkoumali 133 žen ve věku 18 až 53 roků při maximálním vychýlení těžiště směrem dopředu. Z jejich výsledků je patrné, že významnější omezení přenosu těžiště vpřed se objevuje až u žen s třetím stupněm obezity dle BMI (viz str. 18). Při vychýlení těžiště vpřed se zavřenými očima byl tento deficit ještě více zřejmý (Blaszczyk et al., 2009, pp. 1297-1298). Výsledky horšího přenosu těžiště s přibývajícím hmotností potvrzuje i výsledek z několika směrů v experimentu diplomové práce, kdy je tento trend prokázán už ve skupině s druhým stupněm obezity.

Velmi podobný výsledek prokazují i Singh et al. ve své studii, kde se zabývali funkčním dosahem vpřed u morbidně obézních a hubených jedinců. Výsledky vykazují vzdálenost dosahu průměrně 32,25 cm u obézních a 40,19 cm u neobézních. U morbidně obézních je tedy prokázáno omezení přenosu těžiště směrem vpřed (Singh et al., 2009, p. 978 – 981).

Studie Hue et al. se zabývala hodnocením 59 mužů různých tělesných konstitucí mezi 24 až 61 lety při antero-posteriorním a latero-laterálním vychýlení těžiště těla. Pomocí silové plošiny byla hodnocena rychlost vychýlení, rozsah výchylek do jednotlivých směrů a vliv vizuální kontroly. Statisticky významné rozdíly dle tělesné konstituce byly prokázány u obou směrů v rychlosti i vzdálenosti s otevřenými očima. Jejich výsledky tedy ukazují, že s přibývajícím hmotností je systém posturální kontroly (zejména mechanoreceptory a kožní receptory v plosce nohy) méně senzitivní pro vyrovnání výchylek těla, což přináší horší koordinaci pohybů. Při zavřených očích výsledky tolik průkazné nebyly (Hue et al., 2007, p. 33-36).

Obdobnou studii na třech skupinách dle BMI (normální hmotnost, nadváha, obezita) provedli Dutil et al. Hodnotili stejné směry, rychlost změn COP a jejich rozsah. Výsledky přinesly následující závěry. Obézní skupina vykazovala nejvyšší rychlost změn COP, což je spojeno se snížením posturální kontroly. Signifikantní rozdíl v rozsahu změn COP mezi žádnými skupinami prokázán nebyl (Dutil et al., 2012, p. neuvedeno).

Stejně vychylky těžiště jako předchozí studie testovali i Teasdale et al. Testovali obézní a morbidně obézní muže před a po redukci hmotnosti (i chirurgické) a rovněž prokázali, že se jejich posturální stabilita po snížení váhy zlepšila (Teasdale et al., 2007, p. 156-157).

Menegoni et al. se zabývali hodnocením obdobných parametrů ve srovnání mezi 22 obézními muži a 22 obézními ženami. Mezi pohlavími žádné statisticky významné rozdíly prokázány nebyly, avšak při porovnání neobézních a obézních jedinců v rámci jednoho pohlaví se rozdíly vyskytovaly. Mezi muži byly prokázány větší výchylky COP a jejich větší area u obézních probandů. Mezi neobézními a obézními ženami byly prokázány rozdíly v rychlosti výchylek, což prokazuje sníženou posturální kontrolu. Závěr z této studie opět potvrzuje, že lidské tělo při tomto testování chová jako obrácený kyvadlový model. Dle tohoto modelu je anterio-posteriorní stabilita kontrolována svaly v okolí kotníku. U obézních osob dochází ke zvýšení točivého momentu v kotníku a tím pádem k nutnosti zvýšení svalové aktivity v této oblasti pro udržení COP v opěrné bázi (Menegoni et al, 2009, p. 1952-1953). Hodnocením posturální stability mezi obézními jedinci různého pohlaví se zabývala i další studie a rovněž nebyly prokázány statisticky významné rozdíly (Cruz-Goméz et al., 2011, p. 214).

Hodnocením výchylek těžiště u obézních a neobézních probandů pomocí zacílení horní končetiny na postupně se zmenšující cíl se zabývali Berrigan et al. Měření bylo prováděno na silové plošině a testovanými parametry zde byly rychlost provedení pohybu, velikost vychýlení těžiště a celková kontrola pohybu. Výsledky této studie prokazují nižší rychlost pohybu a menší výchylky při směru vpřed i vzad u obézních. Rovněž kontrola pohybu při dosahování cíle byla u obézních horší než u osob s normální tělesnou konstitucí (Berrigan et al., 2006, pp. 1751-1756).

Colné et al. uvádějí, že obézní nejsou schopni generovat dostatečnou svalovou sílu k řízení posunu těžiště. Zároveň byly u obézních jedinců v klidném stoji prokázány větší posturální výchylky (Colné et al., 2008, p. 168). Tyto výchylky se dle dalších autorů zvyšují s narůstající hmotností (Teasdale et al, 2007, p. 157; Hue et al., 2007, p. 35).

El-Basatiny a El-Kafy u 60 dívek rozdělených do skupin s normální hmotností, nadváhou a obezitou testovali obdobné parametry, avšak s užitím Bioindex Stability System. Jejich výsledky také prokazují zhoršení posturální kontroly se zvyšujícím se BMI zejména v medio-laterálním směru (El-Basatiny, El-Kafy, 2014, p. 249-251).

Horší vyrovnávání balančních odchylek u obézních je způsobeno také sníženou svalovou silou (i izometrické i izotonické kontrakci) (Hulens et al. in Wearing et al., 2006, p. 14; Jadelis et al. in Hirata et al., 2013, p. 2). Zhoršení svalové síly spojené s obezitou, ve spojení se zvýšením tukové složky, též patrně odráží nižší úroveň aktivity. Zejména oslabení dolních končetin limituje jedince v provádění každodenních činností a zvyšuje riziko únavy a muskuloskeletálních potíží (Karvonen et al. in Wearing et al., 2006, p. 14).

## 8.5 Limity práce

Limitací pro výsledky této diplomové práce byl malý vzorek jednotlivých skupin probandek. Získávání probandů pro experiment nebylo snadné, především z důvodu jejich neochoty spolupracovat (nepřipouštění si obezity, stydlivosti či nedůvěřivosti poskytnout citlivé zdravotní údaje o vlastní osobě) a dále těhotenství, nemoci či mnohých přidružených problémů s obezitou souvisejících, pro které nemohli být do studie zařazeni. Těmi byly zejména ortopedická a traumatologická onemocnění a polyneuropatie způsobená diabetem melitem. Osloveno bylo okolo třiceti obézních žen, avšak do experimentu této práce jich z výše uvedených důvodů bylo použito jen čtrnáct. Dalším limitem práce bylo ne příliš přesné hodnocení obezity dle BMI. Dalším použitelným ukazatelem rozložení tukové tkáně by mohl být také WHR index a její přesnější hodnocení by umožňovala např. bioelektrická impedance, avšak takové měření je poměrně nákladné. Nevýhodou práce bylo také měření pouze ve vzpřímené pozici.

Pro další výzkum by bylo zajímavé zahrnout do studie probandky napříč celým věkovým spektrem, všech hmotnostních kategorií či zařadit další dynamické testy pro měření reaktibility např. z Balance Master Systemu (Forward Lunge či Sit to Stand). Dále by bylo možné využít i některých chůzových testů, např. Time Up and Go test.

## 8.6 Výstupy pro fyzioterapeutickou praxi

Z experimentální části diplomové práce vyplývá, že obézní (zejména druhého stupně), mají horší posturální reaktibilitu než kontrolní skupina s normální tělesnou hmotností. Zhoršení posturální situace se vyskytuje zejména při volném vychýlení těžiště, a to zejména diagonálními směry, kdy je většina hmotnosti těla přenášena zhruba na polovinu plošky jedné dolní končetiny. Tyto výsledky přináší fyzioterapeutovi cennou informaci.

Při rehabilitaci či tréninku obézních by podmínky terapie měly být přizpůsobeny tělesné konstituci pacientů, jejich kondici a důležité je myslet také na možnost dřívější únavy.

Terapie by však měla být primárně zaměřená i na redukci hmotnosti (dietní opatření, více pohybových aktivit), protože jak již bylo uvedeno výše, s přibývajícím hmotností se snižuje posturální stabilita a reaktibilita, přičemž se zvyšuje pravděpodobnost pádů. Při větších úbytcích hmotnosti je u pacientů možné pozorovat zlepšení relativní síly i posturální stability. Snížení hmotnosti proto společně s posilováním a tréninkem rovnováhy mohou být

nejúčinnějším způsobem pro zlepšení rovnováhy obézních a snížení riziko jejich pádu a následných zlomenin (Del Porto, 2012, p. 310–313).

Zároveň je při terapii obézních vhodné předcházet dalším možným komplikacím, jako je například low back pain. Do rehabilitace je tedy důležité zařazovat cvičení ovlivňující svalové dysbalance, zejména na trupu a dolních končetinách, a mobilizační a dynamická cvičení hrudní páteře a pánve.

Při tréninku rovnováhy je možné využít různých přesunů těžiště (napodobení podmínek LOS) či mnoha balančních pomůcek. Vždy je ale nutné s horší posturální situací obézních pacientů počítat a volbu těchto prvků do terapie zařadit až po zvládnutí jednodušších podmínek terapie.

## ZÁVĚR

Hlavním cílem diplomové práce bylo posoudit, zda existují rozdíly v posturální reaktibilitě mezi skupinami obézních žen prvního a druhého stupně a kontrolní skupinou žen s normální tělesnou konstitucí hodnocené pomocí počítačové posturografie. Do experimentální části bylo zařazeno 21 žen středního věku, které byly dle BMI rozděleny do skupin po sedmi s obezitou prvního stupně, druhého stupně a normální tělesnou hmotností.

Z posturografických testů byl vybrán Motor Control Test pro zjištění schopnosti reagovat na vnější podněty a test Limits of Stability pro posouzení schopnosti volního vychýlení těžiště.

Ve výsledcích bylo prokázáno, že mezi reaktibilitou na zevní podnět všech tří měřených skupin nebyl téměř žádný statisticky významný rozdíl při translacích silové plošiny dopředu a dozadu. Avšak v rozdílu, který byl nalezen, je pozorovatelný trend zhoršování reakce s přibývajícím hmotností. Při hodnocení LOS byly významné rozdíly zejména v diagonálních směrech a převážně mezi kontrolní skupinou a obezitou druhého stupně. V parametrech Movement Velocity a Directional Control byly prokázány rozdíly v určitých směrech i mezi jednotlivými stupni obezity, což naznačuje trend zhoršování posturální reaktivity s přibývajícím hmotností. Všechny výsledky byly hodnoceny na statistické hladině signifikance 0,05.

Výsledky z tohoto experimentu tedy potvrdily, že posturální reaktibilita se za určitých situací zhoršuje s přibývajícím hmotností. Experiment této práce je však limitován malým počtem probandů v jednotlivých skupinách, nepříliš přesným hodnocením obezity dle BMI a měřením reaktivity pouze ve vzpřímené pozici. Pro další výzkum by bylo vhodné do studie zařadit probandy obou pohlaví, napříč celým věkovým spektrem a přidat i další váhové skupiny (nadváha, obezita třetího stupně). Zajímavé by rovněž bylo sledovat změnu reaktivity např. při některých dynamických testech, které nabízí modul Balance Master System či při některých chůzových testech.

## REFERENČNÍ SEZNAM

ADÁMKOVÁ, V. *Obezita: příčiny, typy, rizika, prevence a léčba*. Vyd. 1. Brno: Facta Medica, 2009, 122 s. ISBN 978-809-0426-054.

ALONSO, A. C., LUNA, N. M. S., MOCHIZUKI, L., BARBIERI, F., SANTOS, S., GREVE, J. M. A., 2012. The influence of anthropometric factors on postural balance: the relationship between body composition and posturographic measurements in young adults. *Clinics* [online]. 2012, Vol. 67, Issue 12, pp. 1433–1441. [cit. 2015-04-15]. ISSN 1980-5322. Dostupné z: <http://www.clinics.org.br/uploads/artigos/cln-67-12/cln-67-12-1433.pdf>.

ANANDACOOMARASAMY, A., CATERSON, I., SAMBOOK, P., FRANSEN M., MARCH L., 2008. The impact of obesity on the musculoskeletal system. *International Journal of Obesity* [online]. 2008, Vol. 32, Issue nevedeno, pp. 211–222. [cit. 2014-12-27]. ISSN 1476-5497. Dostupné z: <http://www.nature.com/ijo/journal/v32/n2/abs/0803715a.html>.

ANONYM, 2015. Obesity and overweight. *World Health Organization* [online]. 2015 [cit. 2015-04-15]. Dostupné z: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/en/index.html>.

BERRIGAN, F., SIMONEAU, M., TREMBLAY, A., HUE, O., TEASDALE, N., 2006. Influence of obesity on accurate and rapid arm movement performed from a standing posture. *International Journal of Obesity* [online]. 2006, Vol. 30, Issue nevedeno, pp. 1750–1757. [cit. 2015-04-05]. ISSN 1476-5497. Dostupné z: <http://www.nature.com/ijo/journal/v30/n12/pdf/0803342a.pdf>.

BLASZCZYK, J. W., CIESLINSKA-SWIDER, J., PLEWA, M., ZAHORSKA-MARKIEWICZ, B., MARKIEWICZ, A., 2009. Effects of excessive body weight on postural control. *Journal of Biomechanics* [online]. 2009, Vol. 42, Issue 9, pp. 1295–1300. [cit. 2013-11-25]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/1034950102/fulltextPDF/141F5A1E72E22990DFC/1?accountid=16730>.

BULBULIAN, R., HARGAN, M. L., 2000. The effect of activity history and current activity on static and dynamic postural balance in older adults. *Physiology & Behavior* [online]. 2000, Vol. 70, Issue nevedeno, pp. 319–325. [cit. 2015-04-16]. ISSN 0031-9384. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0031938400002729>.

CALVAHARO, F. R. P., MARTINS, A. T. C. F., TEIXEIRA, A. M. M. B., 2012. Analyses of Gait and Jump Tasks in Female Obese Adolescents. *Pediatric Exercise Science* [online].

2012, Vol 24, Issue nevedeno, pp. 26–33. [cit. 2014-05-23]. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/1002516396/EE3F1684BC864681PQ/1?accountid=16730>.

CIMOLIN, V., VISMARA, L., GALLI, M., ZAINA, F., NEGRINI, S., CAPODAGLIO, P., 2011. Effects of obesity and chronic low back pain on gait. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation* [online]. 2011, Vol. 55, Issue 8, pp. 1–7. [cit. 2014-12-27]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.jneuroengrehab.com/content/pdf/1743-0003-8-55.pdf>.

COLNÉ, P., FREULT, M. L., PÉRÈS, G., THOUMIE, P., 2008. Postural kontrol in obese adolescents assessed by limit of stability and gait initiation. *Gait & Posture* [online]. 2008, Vol. 28, Issue nevedeno, pp. 164–169. [cit. 2015-04-07]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S096663620700272X/1-s2.0-S096663620700272X-main.pdf?\\_tid=ffb745ce-da88-11e3-bca7-0000aacb362&acdnat=1399976949\\_b6a0a0b93f562b830547567e54418429](http://ac.els-cdn.com/S096663620700272X/1-s2.0-S096663620700272X-main.pdf?_tid=ffb745ce-da88-11e3-bca7-0000aacb362&acdnat=1399976949_b6a0a0b93f562b830547567e54418429).

CRUZ-GÓMEZ, N. S., PLASCENCIA, G., VILLANUEVA-PADRÓN, L. A., JÁUREGUI-RENAUD, K., 2011. Influence of Obesity and Gender on the Postural Stability during Upright Stance. *Obesity Facts* [online]. 2011, Vol. 4, Issue nevedeno, pp. 212–217. [cit. 2015-04-13]. Dostupné z: <http://www.karger.com/Article/Pdf/329408>.

DEL POTRO, D. H. C., PECHAK, C. M., SMITH, D. R., REED-JONES, R. J., 2012. Biomechanical Effects of Obesity on Balance. *International Journal of Exercise Science* [online]. 2012, Vol. 5, Issue 4, pp. 301–320. [cit. 2014-03-09]. ISSN 1939-795X. Dostupné z: <http://digitalcommons.wku.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1465&context=ijes>.

DUTIL, M., HANGRIGAN, G. A., CORBEIL, P., CANTIN, V., SIMONEAU, M., TEASDALE, N., HUE, O., 2012. The impact of obesity on balance control in community-dwelling older women. *American Aging Association* [online]. 2012, Vol. nevedeno, Issue nevedeno, pp. nevedeno. [cit. 2013-11-23]. ISSN 1574-4647. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/1346577318/141B89292DC64627835/11?accountid=16730>.

EL-BASATINY, H., M., Y., M., EL-KAFY, E., M., A., 2014. Assessment of Dynamic Postural Balance among Saudi Adolescent Girls in Al-Khobar- Saudi Arabia. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy* [online]. 2014, Vol. 8, Issue 1, pp. 248–253. [cit. 2015-25-02]. ISSN 0973-5666. Dostupné z:

<http://search.proquest.com/docview/1498367375/fulltextPDF/C1A6E7F2895A461EPQ/1?accountid=16730>.

FABRIS, S. M., VALEZI, A. C., FABRIS de SOUZA, S. A., FAINTUCH, J., CECCONELLO, I., JUNIOR, M. P., 2006. Computerized Baropodometry In Obese Patients. *Obesity Surgery* [online]. 2006, Vol. 16, Issue nevedeno, pp. 1574–1578. [cit. 2015-04-13]. ISSN 0960-8923. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/821104895/fulltextPDF/7B7000BC007C4C7BPQ/1?accountid=16730>.

FELIX, R. A. L., EDWARD, F. N., GREGOLIN P. C. L., NAHHAS, R. C. L., HENRIQUE, D. V., 2005. Body mass as a factor in stature chase. *Clinical Biomechanics* [online]. 2005, Vol. nevedeno, Issue 20, pp. 799–805. [cit. 2014-03-10]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/68446086/6D038479B0E3422APQ/1?accountid=16730>.

FORHAN, M., GILL, S. V., 2013. Obesity, functional mobility and quality of life. *Best Practice & Research Clinical Endocrinology & Metabolism* [online]. 2013, Vol. 27, Issue 2, pp. 129–137. [cit. 2015-04-07]. ISSN 1521-690X. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S1521690X13000171/1-s2.0-S1521690X13000171-main.pdf?\\_tid=b330d06e-da5e-11e3-a5ad-00000aab0f27&acdnat=1399958782\\_35895287e19ab12a3231756ca9700b20](http://ac.els-cdn.com/S1521690X13000171/1-s2.0-S1521690X13000171-main.pdf?_tid=b330d06e-da5e-11e3-a5ad-00000aab0f27&acdnat=1399958782_35895287e19ab12a3231756ca9700b20).

FRANKENFIELD, D. C., ROWE, W. A., COONEY, R. N., SMITH, J. S., BECKER, D., 2001. Limits of Body Mass Index to Detect Obesity and Predict Body Composition. *Nutrition* [online]. 2001, Vol. 17, Issue 1, pp. 26–30. [cit. 2015-04-14]. ISSN 0899-9007. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S0899900700004718/1-s2.0-S0899900700004718-main.pdf?\\_tid=148e5dfa-e2c8-11e4-9cea-00000aacb35d&acdnat=1429031149\\_1abf6f26b7a3ce478b8650747a772ac1](http://ac.els-cdn.com/S0899900700004718/1-s2.0-S0899900700004718-main.pdf?_tid=148e5dfa-e2c8-11e4-9cea-00000aacb35d&acdnat=1429031149_1abf6f26b7a3ce478b8650747a772ac1).

GILLEARD, W., SMITH, T., 2007. Effect of obesity on posture and hip joint movements during a standing task, and trunk forward flexion motion. *International Journal of Obesity* [online]. 2007, Vol. nevedeno, Issue 31, pp. 267–271. [cit. 2014-03-10]. ISSN 1476-5497. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/219275579/fulltextPDF/F619A2BDE06A45C2PQ/1?accountid=16730>.

GREVE, J., ALONSO, A., BORDINI, A., C., P., G., CAMANHO, G., L., 2007. Correlation between body mass index and postural balance. *Clinics* [online]. 2007, Vol. 62, Issue 7, pp.



717–720. [cit. 2015-25-02]. ISSN 1807-5932. Dostupné z: <http://www.scielo.br/pdf/clin/v62n6/08.pdf>.

HAINER, V. 2011. *Základy klinické obezitologie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2011, xxvi, 422 s., 16 s. barev. obr. příl. ISBN 978-802-4732-527.

HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L. 2005. *Vyšetřovací metody hybného systému*. Vyd. 2. nezm. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2005, 135 s. ISBN 80-701-3393-7.

HESKETH, K. D., CAMPBELL K. J., 2010. Interventions to Prevent Obesity in 0–5 Year. *Obesity* [online]. 2010, Vol. 18, Issue 1, pp. 27–35. [cit. 2013-11-16]. ISSN 1930-739X. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1038/oby.2009.429/pdf>.

HILLS, A., P., HENNING, E. M., McDONALD M., BAR-OR, O., 2001. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *International Journal of Obesity* [online]. 2001, Vol 25, Issue nevedeno, pp. 1674–1679. [cit. 2015-01-02]. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/219268445/fulltextPDF/35533320B1774A5FPQ/1?accountid=16730>.

HIRATA, R., P., JØRGENSEN, T., S., ROSAGER, S., ARENDT-NIELSEN, L., BLIDDAL H., HENRIKSEN, M., GRAVEN-NIELSEN, T., 2013. Altered Visual and Feet Proprioceptive Feedbacks during Quiet Standing Increase Postural Sway in Patients with Severe Knee Osteoarthritis. *Plos One* [online]. 2013, Vol. 8, Issue 8, pp. 1–8. [cit. 2015-01-26]. Dostupné z: <http://media.proquest.com/media/pq/classic/doc/3052352971/fmt/pi/rep/NONE?hl=&cit%3Aauth=Hirata%2C+Rogerio+Pessoto%3BJ%3C%3B8rgensen%2C+Tanja+Schj%3C%3B8dt%3BRosager%2C+Sara%3BArendt-Nielsen%2C+Lars%3BBliddal%2C+Henning%3BHenriksen%2C+Marius%3BGraven-Nielsen%2C+Thomas&cit%3Atitle=Altered+Visual+and+Feet+Proprioceptive+Feedbacks+during+Quiet+...&cit%3Apub=PLoS+One&cit%3Avol=8&cit%3Aiss=8&cit%3Apg=n%2Fa&cit%3Adate=Aug+2013&ic=true&cit%3Aprod=ProQuest&>.

HUE, O., SIMONEAU, M., MARCOTTE, J., BERRIGAN, F., DORÉ, J., MARCEAU, P., MAECEAU, S., TREMBLAY, A., TEASDALE, N. 2007. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture* [online]. 2007, Vol. 26, Issue nevedeno, pp. 32–38. [cit. 2013-11-25]. ISSN 0966-6362. Dostupné z:

[http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&frm=1&source=web&cd=3&ved=0CEYQFjAC&url=http%3A%2F%2Fwww.researchgate.net%2Fpublication%2F6857384\\_Body\\_weight\\_is\\_a\\_strong\\_predictor\\_of\\_postural\\_stability%2Ffile%2F79e41506c4324728c6.pdf&ei=yX2TUtmxHYSPswbDnYGIBg&usg=AFQjCNEFg0eVpu8nzubnqDquW5m707k2Nw](http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&frm=1&source=web&cd=3&ved=0CEYQFjAC&url=http%3A%2F%2Fwww.researchgate.net%2Fpublication%2F6857384_Body_weight_is_a_strong_predictor_of_postural_stability%2Ffile%2F79e41506c4324728c6.pdf&ei=yX2TUtmxHYSPswbDnYGIBg&usg=AFQjCNEFg0eVpu8nzubnqDquW5m707k2Nw).

KAPLAN, M. S., HUGUET, N., NEWSOM, J. T., McFARLAND, B. H., LINDSAY, J., 2003. Prevalence and Correlates of Overweight and Obesity Among Older Adults: Findings From the Canadian National Population Health Survey. *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES* [online]. 2003, Vol. 58A, Issue 11, pp. 1018–1030. [cit. 2015-04-13]. ISSN 1758-535X. Dostupné z: <http://biomedgerontology.oxfordjournals.org/content/58/11/M1018.short>.

KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, xxxi, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.

KOLÁŘOVÁ, B. 2012. *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi*. 1. vyd. Olomouc: EZ Centrum, 2012, 20 s. ISBN 978-802-6016-458.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L., 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014, 138 s. ISBN 978-80-244-4266-2.

KOMYIA, S., ETO, CH., OTOKI, K., TERAMOTO, K., SHIMIZU, F., SHIMAMOTO, H., 2000. Gender differences in body fat of low- and high-body-mass children: relationship with body mass index. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2000, Vol. nevedeno., Issue 82, pp. 16–23. [cit. 2014-09-18]. ISSN 1439-6327. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/893726712/fulltextPDF/1420061D8F06BEC4FDF/1?accountid=16730>

KU, P.X., OSMAN, N. A. A., YUSOF, A., ABAS W. A. B. W., 2012. Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index. *Journal of Biomechanics* [online]. 2012, Vol. 45, Issue nevedeno, pp. 1638–1642. [cit. 2013-11-23]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/1034969498/fulltextPDF/141B8A2BD362F6B473C/1?accountid=16730>.

LAFORTUNA, C. L., MAFFIULETTI, N. A., AGOSTI, F., SARTORIO, A., 2005. Gender variations of body composition, muscle strength and power output in morbid obesity. *International Journal of Obesity* [online]. 2005, Vol. nevedeno, Issue 29, pp. 833–841. [cit. 2014-09-18]. ISSN 1476-5497. Dostupné z:

<http://search.proquest.com/docview/219317096/fulltextPDF/1420075BAF14B6A8A7A/1?accountid=16730>

LANGMEIER, M. 2009. *Základy lékařské fyziologie*. 1. vydání. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2526-0.

LORD, S. R., STURNIEKS, D. L., 2005. The physiology of falling: assessment and. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. 2005, Vol. 8, Issue 1, pp. 35–42. [cit. 2013-11-26].

ISSN 1440-2440. Dostupné z:

<http://search.proquest.com/docview/216674879/fulltextPDF/141FBB2041B69A7318B/1?accountid=16730>.

MALINČÍKOVÁ, J., PASTUCHA D., BERÁNKOVÁ J., 2011. Posturální stabilita u skupin dětí s obezitou a atletů. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*. 2011, roč. 20, č. 1, ss. 24–30. ISSN: 1210-5481.

MARKS, R., 2007. Obesity Profiles with Knee Osteoarthritis: Correlation with Pain, Disability, Disease Progression. *Obesity* [online]. 2007, Vol. 15, Issue 7, pp. 1867–1875. [cit. 2015-01-02]. ISSN: 1730-739X. Dostupné z:

<http://search.proquest.com/docview/1030450243/fulltextPDF/3ABBEE1775C045AAPQ/4?accountid=16730>.

MENEGONI, F., GALLI, M., TACCHINI, E., VISMARA, L., CAVIGIOLI, M., CAPODAGLIO, P., 2009. Gender-specific Effect of Obesity on Balance. *Obesity* [online]. 2009, Vol. 17, Issue 10, pp. 1951–1955. [cit. 2015-26-02]. ISSN: 1930-739X. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/1040817689/fulltextPDF/8BEF6B3E14EA4D62PQ/11?accountid=16730>.

MIGNARDOT, J. B., OLIVIER, I., PROMAYON, E., NOUGIER, V., 2010. Obesity Impact on the Attentional Cost for Controlling. *PLoS ONE* [online]. 2010, Vol. 12, Issue 12, pp. 1–6. [cit. 2013-11-16]. ISSN 1932-6203. Dostupné z:

<http://search.proquest.com/docview/1312184223/fulltextPDF/1414710E16E5707AFB2/1?accountid=16730>.

MIGNARDOT, J. B., OLIVIER, I., PROMAYON, E., NOUGIER, V., 2013. Origins of Balance Disorders during a Daily Living Movement in Obese: Can Biomechanical Factors Explain Everything? *PLoS ONE* [online]. 2013, Vol. 8, Issue 4, pp. 1–12. [cit. 2015-02-26].

ISSN 1932-6203. Dostupné z:

<http://search.proquest.com/docview/1330914201/fulltextPDF/FFEFBFCBE0BE47EBPQ/1?accountid=16730>.

NANTEL, J., MATHIEU M., E., PRINCE, F., 2011. Physical Activity and Obesity: Biomechanical and Physiological Key Concepts. *Journal of Obesity* [online]. 2011, Vol. 2011, Issue nevedeno, pp. 1–10. [cit. 2015-01-02]. ISSN 2090-0708. Dostupné z: [http://www.pubfacts.com/fulltext\\_frame.php?PMID=21113311&title=Physical%20activity%20and%20obesity:%20biomechanical%20and%20physiological%20key%20concepts](http://www.pubfacts.com/fulltext_frame.php?PMID=21113311&title=Physical%20activity%20and%20obesity:%20biomechanical%20and%20physiological%20key%20concepts).

NeuroCom® manuál. 2012. NeuroCom® [online]. [cit. 2014-04-28]. Dostupné z: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/products/SMARTEquiTest.aspx>.

PASCO, J. A., NICHOLSON, G. C., BRENNAN, S. L., KOTOWICZ, M. A., 2012. Prevalence of Obesity and the Relationship between the Body Mass Index and Body Fat: Cross-Sectional, Population-Based Data. *PLoS one* [online]. 2012, Vol. 7, Issue 1, pp. 1–7. [cit. 2013-11-30]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/1323070745/fulltextPDF/142006415996F999228/1?accountid=16730c>.

PODĚBRADSKÁ, R., 2011. Pohybová intervence jako součást léčení nadváhy a obezity. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2011, roč. 18, č. 2, ss. 50 – 58. ISSN: 1803-6597.

POTTIE, P., PRESLE, N., TERLAIN, B., NETTER, P., MAINARD, D., BERENBAUM, F., 2006. Obesity and osteoarthritis: more komplex than predicted! *Annals of the Rheumatic Diseases* [online]. 2006, Vol. 65, Issue nevedeno, pp. 1403–1405. [cit. 2014-12-29]. ISSN 0003-4967. Dostupné z: <http://ard.bmj.com/content/65/11/1403.full.pdf+html>.

RIDDIFORD-HARLAND, D. L., STEELE, J. R., BAUR, L. A., 2011. Are the feet of obese children fat or flat? Recisiting the debate. *International Journal of Obesity* [online]. 2011, Vol. 35, Issue nevedeno, pp. 115–120. [cit. 2015-01-02]. ISSN 0307-0565. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/832466279/fulltextPDF/673D24F17CBD4203PQ/3?accountid=16730>.

RIEGEROVÁ, J., PŘIDALOVÁ, M., ULBRICHOVÁ, M., 2006. *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu: (příručka funkční antropologie)*. 3. vyd. Olomouc: Hanex, 2006, 262 s. ISBN 80-857-8352-5.

RIPPE, J. M., HESS, S., 1998. The role of physical activity in the preventiv and management of obesity. *Journal of the American Dietetic Association* [online]. 1998, Vol. 98, Issue 10, pp.

31–38. [cit. 2015-01-02]. ISSN 0002-8223. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/218395731/fulltextPDF/998DC1CCFD2F4007PQ/1?accountid=16730>.

ROTHMAN, K. J., 2008. BMI-related errors in the measurement of obesity. *International Journal of Obesity* [online]. 2008, Vol. 32, Issue nevedeno, pp. 56–59. [cit. 2015-04-13]. ISSN 0307-0565. Dostupné z: <http://www.nature.com/ijo/journal/v32/n3s/pdf/ijo200887a.pdf>.

SINGH, D. L., PARK, W., LEVY, M. S., JUNG, E. S., 2009. The effects of obesity and standing time on postural sway during quiet standing. *Ergonomics* [online]. 2009, Vol. 52, Issue 8, pp. 977–986. [cit. 2015-04-13]. ISSN 1366-5847. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/pdf/10.1080/00140130902777636>.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H., 2007. *Motor control: translating research into clinical practice*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams, c2007, x, 612 p. ISBN 07-817-6691-5.

SIMONEAU, M., BÉGIN, F., TEASDALE, N., 2006. The effects of moderate fatigue on dynamic balance control and attentional demands. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2006, Vol. 3, Issue 22, pp. 1–9. [cit. 2015-04-14]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1592501/>.

SOUZA, S., A., F., FAINTUCH, J., VALEZI, A., C., SANTÁNNA A., F., GAMA-RODRIGUEZ, J., J., FONCESA, I., C., B., MELO, R., D., 2005. Postural Changes in Morbidly Obese Patients. *Obesity Surgery* [online]. 2005, Vol. 15, Issue nevedeno, pp. 1013–1016. [cit. 2015-01-26]. ISSN 0960-8923. Dostupné z: <http://media.proquest.com/media/pq/classic/doc/2221472611/fmt/pi/rep/NONE?hl=&cit%3Aauth=Fabr%20De%20Souza%20Shirley%20Aparecida%20Faintuch%20Joel%20Valezi%20Antonio%20Carlos%20Sant%27anna%20Antonio%20Fernando%20Gama-rodrigues%20Joaquim%20Jos%20A%20de%20Batista%20Fonseca%20In%20C%20AAs%20Cristina%20de%20Melo%20Roberta%20Donadio&cit%3Atitle=Postural+Changes+in+Morbidly+Obese+Patients&cit%3Apub=Obesity+Surgery&cit%3Avol=15&cit%3Aiss=7&cit%3Apg=1013&cit%3Adate=Aug+2005>.

SVÁČINA, Š., 2000. *Obezita a diabetes*. 1.vyd. Praha: MAXDORF-JESSENIUS, 2000, 307 s. ISBN 80-85800-43-8.

ŠVAČINA, Š., 2008. *Klinická dietologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2008, 381 s. ISBN 978-80-247-2256-6.

ŠVAČINA, Š., BRETŠNAJDROVÁ, A., 2003. *Cukrovka a obezita* [1. vyd.]. Praha: MAXDORF, 2003, 246 s., il., grafy, tab. Medica: ISBN 80-859-1258-9.

TEASDALE, N., HUE, O., MARCOTTE, J., BERRIGAN, F., SIMONEAU, M., DORÉ, J., MARCEAU, S., TREMBLAY, A., 2007. Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. *International Journal of Obesity* [online]. 2007, Vol. 31, Issue neuvedeno, pp. 153–160. [cit. 2013-11-23]. ISSN 1476-5497. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/219285528/fulltextPDF/141B8A2BD362F6B473C/7?accountid=16730>.

VAŘEKA, I., 2002. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, ss. 115–121. ISSN: 1211-2658.

VAŘEKA, I., 2002. Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, ss. 122–129. ISSN: 1211-2658.

VINCENT, H., K., VINCENT, K., R., SEAY, A., N., HURLEY, R., W., 2011. Functional impairment in obesity: a focus on knee and back pain. *Pain Management* [online]. 2011, Vol. 5, Issue 1, pp. 427–439. [cit. 2014-12-28]. ISSN 1939-5914. Dostupné z: [http://media.proquest.com/media/pq/classic/doc/2446763801/fmt/pi/rep/NONE?hl=obesity%2Cobesity%2Cfunctional%2Cfunctional%2Cmobilities%2Cmobility%2Cmobilities%2Cmobility%2Cqualities%2Cquality%2Cqualities%2Cquality%2Cof%2Cof%2Clives%2Clife%2Clives%2Clife&cit%3Aauth=Vincent%2C+Heather+K%3BVincent%2C+Kevin+R%3BSeay%2C+Amanda+N%3BHurley%2C+Robert+W&cit%3Atitle=Functional+impairment+in+obesity%3A+a+focus+on+knee+and+back+pain&cit%3Apub=Pain+Management&cit%3Avol=1&cit%3Aiss=5&cit%3Apg=427&cit%3Adate=Sep+2011&ic=true&cit%3Aprod=ProQuest&\\_a](http://media.proquest.com/media/pq/classic/doc/2446763801/fmt/pi/rep/NONE?hl=obesity%2Cobesity%2Cfunctional%2Cfunctional%2Cmobilities%2Cmobility%2Cmobilities%2Cmobility%2Cqualities%2Cquality%2Cqualities%2Cquality%2Cof%2Cof%2Clives%2Clife%2Clives%2Clife&cit%3Aauth=Vincent%2C+Heather+K%3BVincent%2C+Kevin+R%3BSeay%2C+Amanda+N%3BHurley%2C+Robert+W&cit%3Atitle=Functional+impairment+in+obesity%3A+a+focus+on+knee+and+back+pain&cit%3Apub=Pain+Management&cit%3Avol=1&cit%3Aiss=5&cit%3Apg=427&cit%3Adate=Sep+2011&ic=true&cit%3Aprod=ProQuest&_a).

VISMARA, L., MENEGONI, F., ZAINA, F., GALLI, M., NEGRINI, S., CAPODAGLIO, P., 2010. Effect of obesity and low back pain on spinal mobility: a cross sectional study in women. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2010, Vol. 7, Issue 3, pp. 1–8. [cit. 2014-12-27]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1743-0003-7-3.pdf>.

VORVICK, Linda, J. [online]. *Body mass index*. Update: 2012-08-14. [cit. 2015-01-02]. Dostupné z: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/007196.htm>.

WEARING, S. C., HENNIG, E. M., BYRNE, N. M., STEELE J. R., HILLS, A. P., 2006. The biomechanics of restricted movement in adult obesity. *Obesity Reviews* [online]. 2006, Vol. 7, Issue neuvédeno, pp. 13–24. [cit. 2015-01-11]. ISSN 1467-789X. Dostupné z: [http://snipain.com/articles/Biomech\\_Restricted\\_Mvmt\\_Adult\\_Obesity\\_2006.pdf](http://snipain.com/articles/Biomech_Restricted_Mvmt_Adult_Obesity_2006.pdf).

YAMAKAWA, K., TSAI, C. K., HAIG, A. J., MINER J. A., HARRIS M. J., 2004. Relationship between ambulation and obesity in older persons with and without low back pain. *International Journal of Obesity* [online]. 2004, Vol. 28, Issue neuvédeno, pp. 137–143. [cit. 2015-01-02]. ISSN 0307-0565. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/219230613/fulltextPDF/857B2E5B9D484CBBPQ/1?accountid=16730>.

## SEZNAM ZKRATEK

BMI	body mass index (index tělesné hmotnosti)
cm	centimetr
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervová soustava
COG	Center of Gravity (vertikální projekce těžiště na podložku)
COM	Center of Mass (těžiště těla)
COP	Center of Pressure (vážený průměr všech tlaků působících na podložku)
ČR	Česká republika
DK	dolní končetina
DM	diabetes mellitus
FNOL	Fakultní nemocnice Olomouc
HDL	high density lipoproteins
ICHS	ischemická choroba srdeční
kg	kilogram
KVO	kardiovaskulární onemocnění
LBP	low back pain
LOS	Limits of Stability
MCT	Motor Control Test
m	metr
max	maximum
min	minumum
mm.	musculi
msec	milisekunda
např.	například
p	hladina statistické významnosti
ROM	range of movement (rozsah pohybu)
s	sekunda
VLDL	very low density lipoproteins
WHO	World Health Organization (Světová zdravotnická organizace)
WHR	waist-to-hip ratio



## SEZNAM TABULEK

<b>Tabulka 1</b> Shrnutí statistického zpracování Motor Control Test při podtrhu dozadu .....	37
<b>Tabulka 2</b> Shrnutí statistického zpracování Motor Control Test při podtrhu dopředu .....	39
<b>Tabulka 3</b> Shrnutí statistického zpracování pro parametr Reaction Time testu LOS .....	40
<b>Tabulka 4</b> Shrnutí statistického zpracování pro parametr Movement Velocity testu LOS.....	41
<b>Tabulka 5</b> Shrnutí statistického zpracování pro parametr Endpoint Excursion testu LOS.....	43
<b>Tabulka 6</b> Shrnutí statistického zpracování pro parametr Maximum Excursion testu LOS.....	45
<b>Tabulka 7</b> Shrnutí statistického zpracování pro parametr Directional Control testu LOS.....	48

## SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>Obrázek 1</b> Box graf statistické významnosti pro parametr Latency u Motor Control Testu při podtrhu dozadu, vlevo .....	38
<b>Obrázek 2</b> Box graf statistické významnosti pro parametr Latency u Motor Control Testu při podtrhu dozadu, vpravo.....	38
<b>Obrázek 3</b> Box graf statistické významnosti pro směr dopředu (1) parametru MVL testu LOS.....	42
<b>Obrázek 4</b> Box graf statistické významnosti pro směr dopředu doleva (8) parametru MVL testu LOS. ....	42
<b>Obrázek 5</b> Box graf statistické významnosti pro směr dopředu doprava (2) parametru EPE testu LOS. ....	44
<b>Obrázek 6</b> Box graf statistické významnosti pro směr dopředu doleva (8) parametru EPE testu LOS. ....	44
<b>Obrázek 7</b> Box graf statistické významnosti pro směr dopředu doprava (2) parametru MXE testu LOS. ....	46
<b>Obrázek 8</b> Box graf statistické významnosti pro směr doprava (3) parametru MXE testu LOS.....	46
<b>Obrázek 9</b> Box graf statistické významnosti pro směr dozadu doprava (4) parametru MXE testu LOS. ....	47
<b>Obrázek 10</b> Box graf statistické významnosti pro směr dopředu doleva (8) parametru MXE testu LOS. ....	47
<b>Obrázek 11</b> Box graf statistické významnosti pro směr dozadu (5) parametru DCL testu LOS.....	49
<b>Obrázek 12</b> Box graf statistické významnosti pro směr doleva (7) parametru DCL testu LOS.....	49
<b>Obrázek 13</b> Box graf statistické významnosti pro směr dopředu doleva (8) parametru DCL testu LOS. ....	50
<b>Obrázek 14</b> Testovací kabina a ovládací prvky modulu Smart Equitest System v Kineziologické laboratoři FNOL.....	75
<b>Obrázek 15</b> Translace plošiny při Motor Control Test .....	75
<b>Obrázek 16</b> Biofeedback při testování Limits of Stability.....	76
<b>Obrázek 17</b> Grafická část reportu LOS u probandky s obezitou druhého stupně. ....	76
<b>Obrázek 18</b> Grafická část reportu LOS u kontrolní probandky .....	76

## SEZNAM PŘÍLOH

<b>Příloha 1</b> Obrázky.....	76
<b>Příloha 2</b> Informovaný souhlas.....	78
<b>Příloha 3</b> Kompletní tabulka statistického zpracování pro Motor Control Test při podtrhu dozadu.....	79
<b>Příloha 4</b> Kompletní tabulka statistického zpracování pro Motor Control Test při podtrhu dopředu.....	80
<b>Příloha 5</b> Kompletní tabulka statistického zpracování pro parametr Reaction Time testu Limits of Stability .....	81
<b>Příloha 6</b> Kompletní tabulka statistického zpracování pro parametr Movement Velocity testu Limits of Stability .....	82
<b>Příloha 7</b> Kompletní tabulka statistického zpracování pro parametr Endpoint Excursion testu Limits of Stability .....	83
<b>Příloha 8</b> Kompletní tabulka statistického zpracování pro parametr Maximum Excursion testu Limits of Stability .....	84
<b>Příloha 9</b> Kompletní tabulka statistického zpracování pro parametr Directional Control testu Limits of Stability .....	85

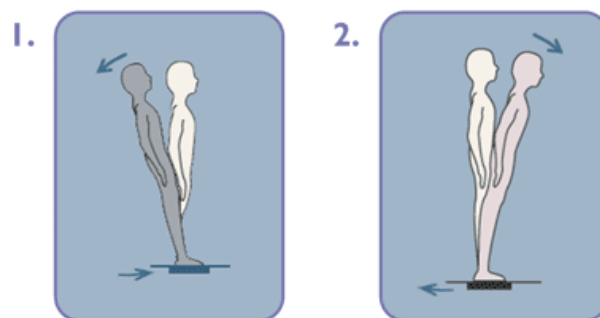
# PŘÍLOHY

## Příloha 1 Obrázky



**Obrázek 14:** Testovací kabina a ovládací prvky modulu Smart Equitest System v Kineziologické laboratoři FNOL.

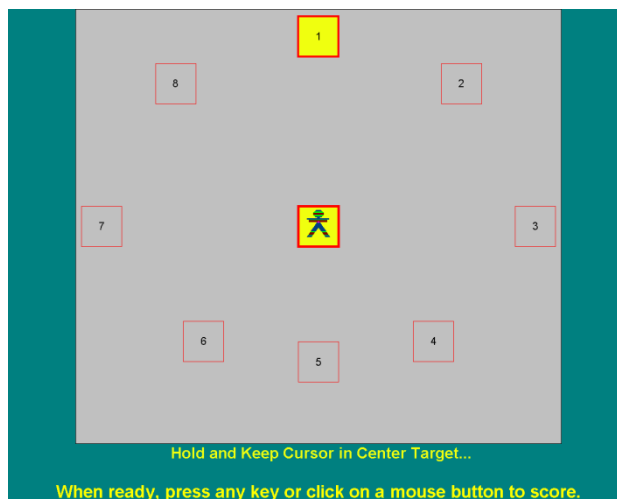
(Foto vlastní)



Forward/Backward Translations

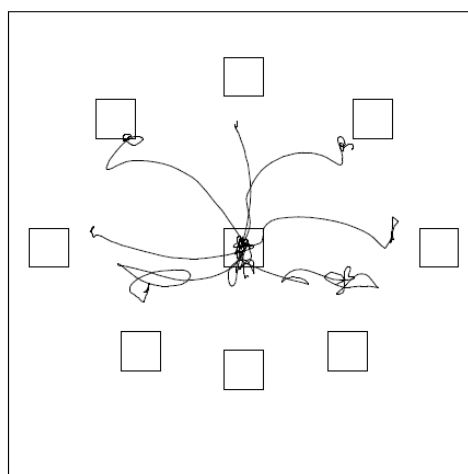
**Obrázek 15:** Translace plošiny při Motor Control Test

(<http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/mct.aspx> [2015-01-02])



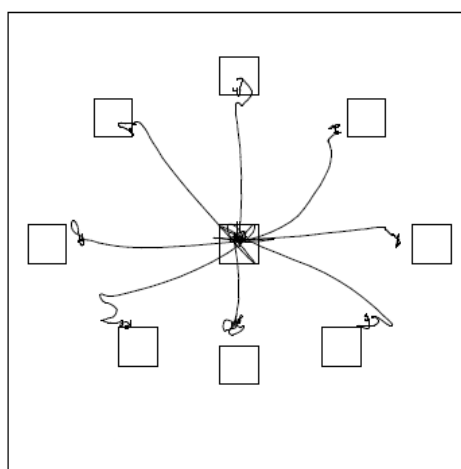
**Obrázek 16:** Biofeedback při testování Limits of Stability

(foto vlastní)



**Obrázek 17:** Grafická část reportu LOS u probandky s obezitou druhého stupně.

(foto vlastní)



**Obrázek 18:** Grafická část reportu LOS u kontrolní probandky.

(foto vlastní)

## Příloha 2 Informovaný souhlas



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

**Etická komise**

Tř. Svobody 8, 771 11 Olomouc

Tel./fax: +420 585 632 858, E-mail: lenka.stloukalova@upol.cz

### **Informovaný souhlas**

pro výzkumný projekt: Posturální reaktivita obézních

období realizace: únor 2014 – duben 2015

řešitelé projektu: MUDr. Stanislav Horák, Bc. Lenka Kulhánková

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zhodnocení posturální reaktivity osob s různou tělesnou konstitucí pomocí posturografu v Kineziologické laboratoři FNOL. Tento přístroj je tvořen kabinou se silovou plošinou pro hodnocení různých podmínek stoje. Z účasti na projektu pro Vás nevyplývají žádná známá zdravotní rizika. Během celého vyšetření budete pod neustálým dozorem a v případě jakéhokoli problému nebo Vašeho nesouhlasu s průběhem experimentu bude měření okamžitě ukončeno. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

#### **Prohlášení**

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: \_\_\_\_\_  
V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce): \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Bank. spojení: KB, a.s., Olomouc  
Č. ú.: 19-1096330227/0100

IČ: 61989592  
DIČ: CZ61989592

Tel.: +420 585 632 858  
Internet: www.upol.cz

### Příloha 3

Kompletní tabulka statistického zpracování pro Motor Control Test při podtrhu dozadu.

Parametr			Normální (n = 7)			Obezita 1. stupně (n = 7)			Obezita 2. stupně (n = 7)			p (Kruskal-Wallisův test)
			Medián	Min	Max	Medián	Min	Max	Medián	Min	Max	
Small B	latency (msec)	left	130	130	150	140	130	160	160	140	170	<b>0,010</b>
		right	130	120	160	150	130	150	150	130	170	<b>0,031</b>
Medium B	latency (msec)	left	130	120	180	130	120	140	130	130	170	0,193
		right	130	110	130	130	120	140	130	120	170	0,354
Large B	latency (msec)	left	120	110	140	120	110	150	130	120	160	0,168
		right	130	110	140	130	110	150	120	120	150	0,949

## Příloha 4

Kompletní tabulka statistického zpracování pro Motor Control Test při podtrhu dopředu.

Parametr			Normální ( <i>n</i> = 7)			Obezita 1. stupně ( <i>n</i> = 7)			Obezita 2. stupně ( <i>n</i> = 7)			<i>p</i> (Kruskal- Wallisův test)
			Medián	Min	Max	Medián	Min	Max	Medián	Min	Max	
Small F	latency (msec)	left	150	120	170	170	130	220	160	140	180	0,283
		right	160	120	170	160	130	300	150	140	190	0,746
Medium F	latency (msec)	left	140	110	140	140	110	150	140	130	180	0,363
		right	130	100	150	140	120	150	140	130	180	0,309
Large F	latency (msec)	left	120	110	160	120	110	130	120	110	140	0,617
		right	120	100	160	120	110	140	120	110	150	0,892



## Příloha 5

Kompletní tabulka statistického zpracování pro parametr Reaction Time testu Limits of Stability.

Parametr		Normální ( <i>n</i> = 7)			Obezita 1. stupně ( <i>n</i> = 7)			Obezita 2. stupně ( <i>n</i> = 7)			<i>p</i> (Kruskal- Wallisův test)
		Medián	Min	Max	Medián	Min	Max	Medián	Min	Max	
Reaction time (RT) [s]	1	0,63	0,22	0,94	0,62	0,42	1,31	0,86	0,41	1,71	0,574
	2	0,50	0,40	0,84	0,51	0,17	0,96	0,44	0,18	0,98	0,852
	3	0,45	0,17	1,00	0,62	0,44	1,33	1,07	0,32	1,47	0,111
	4	0,55	0,15	1,15	0,52	0,17	1,14	0,61	0,23	1,43	0,776
	5	0,45	0,37	1,13	0,38	0,19	0,66	0,60	0,37	1,61	0,106
	6	0,57	0,38	0,90	0,69	0,16	1,21	0,55	0,31	1,29	0,703
	7	0,55	0,33	1,45	0,61	0,49	1,54	1,01	0,20	1,35	0,338
	8	0,62	0,37	1,21	0,59	0,37	1,12	0,59	0,16	1,04	0,852

## Příloha 6

Kompletní tabulka statistického zpracování pro parametr Movement Velocity testu Limits of Stability.

Parametr		Normální ( <i>n</i> = 7)			Obezita 1. stupně ( <i>n</i> = 7)			Obezita 2. stupně ( <i>n</i> = 7)			<i>p</i> (Kruskal- Wallisův test)
		Medián	Min	Max	Medián	Min	Max	Medián	Min	Max	
Movement Velocity (MVL) [°/s]	<b>1</b>	6,10	3,20	8,80	5,20	2,10	6,40	2,10	1,00	3,70	<b>0,008</b>
	<b>2</b>	3,90	2,60	9,80	5,20	2,90	5,50	2,60	1,10	7,50	0,117
	<b>3</b>	5,70	3,00	9,30	4,20	2,90	7,80	3,50	2,10	7,40	0,274
	<b>4</b>	3,60	2,80	9,40	3,30	2,40	6,80	3,60	1,30	5,90	0,594
	<b>5</b>	2,70	1,70	5,00	3,00	1,40	4,20	2,70	0,70	3,30	0,585
	<b>6</b>	4,10	2,80	9,00	4,90	3,50	5,60	3,50	2,10	7,40	0,234
	<b>7</b>	4,60	3,00	9,30	4,60	3,80	9,00	2,50	2,10	5,80	0,487
	<b>8</b>	4,10	3,40	8,30	6,10	3,60	8,80	3,20	2,00	4,80	<b>0,024</b>

## Příloha 7

Kompletní tabulka statistického zpracování pro parametr Endpoint Excursion testu Limits of Stability.

Parametr		Normální ( <i>n</i> = 7)			Obezita 1. stupně ( <i>n</i> = 7)			Obezita 2. stupně ( <i>n</i> = 7)			<i>p</i> (Kruskal- Wallisův test)
		Medián	Min	Max	Medián	Min	Max	Medián	Min	Max	
Endpoint Excursion (EPE) [%]	1	75	50	93	72	66	84	73	36	96	0,762
	2	86	82	101	79	53	83	66	43	82	<b>0,001</b>
	3	80	69	86	77	62	84	74	41	87	0,248
	4	93	43	116	66	50	96	75	31	92	0,385
	5	64	36	73	50	32	73	46	31	64	0,185
	6	78	65	117	92	56	103	78	39	87	0,261
	7	76	64	104	80	75	91	79	40	90	0,864
	8	89	82	101	85	76	94	69	29	95	<b>0,017</b>

## Příloha 8

Kompletní tabulka statistického zpracování pro parametr Maximum Excursion testu Limits of Stability.

Parametr		Normální ( <i>n</i> = 7)			Obezita 1. stupně ( <i>n</i> = 7)			Obezita 2. stupně ( <i>n</i> = 7)			<i>p</i> (Kruskal- Wallisův test)
		Medián	Min	Max	Medián	Min	Max	Medián	Min	Max	
Maximum Excursion (MXE) [%]	1	89	76	100	79	73	91	76	47	96	0,085
	2	97	86	106	85	82	92	75	53	97	<b>0,004</b>
	3	89	81	113	80	79	86	79	65	94	<b>0,008</b>
	4	102	84	116	87	80	100	82	49	92	<b>0,040</b>
	5	77	69	98	67	32	87	66	51	78	0,068
	6	96	82	117	94	76	115	87	43	99	0,262
	7	87	78	104	81	78	91	83	69	90	0,404
	8	99	90	104	89	85	94	68	53	95	<b>0,006</b>

## Příloha 9

Kompletní tabulka statistického zpracování pro parametr Directional Control testu Limits of Stability.

Parametr		Normální ( <i>n</i> = 7)			Obezita 1. stupně ( <i>n</i> = 7)			Obezita 2. stupně ( <i>n</i> = 7)			<i>p</i> (Kruskal- Wallisův test)
		Medián	Min	Max	Medián	Min	Max	Medián	Min	Max	
Directional Control (DCL) [%]	1	91	84	95	94	85	97	93	90	96	0,282
	2	88	30	94	83	49	91	77	0	89	0,296
	3	87	78	92	85	77	94	90	85	95	0,191
	4	77	72	87	69	41	77	70	59	87	0,119
	5	79	70	91	73	56	82	87	76	96	<b>0,011</b>
	6	68	60	83	68	14	79	67	54	82	0,624
	7	83	68	90	90	84	92	92	88	95	<b>0,007</b>
	8	88	82	96	77	72	87	71	0	85	<b>0,005</b>