

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Martina Zellerová

Existuje korelace mezi BMI a „posturální kondicí“?

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Stanislav Horák

Olomouc 2013

Anotace

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Název práce:

Existuje korelace mezi BMI a „posturální kondicí“?

Název práce v AJ:

Is there a correlation between BMI and „postural condition“?

Datum zadání: 2012-01-31

Datum odevzdání: 2013-05-17

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

Autor práce: Zellerová Martina, Bc.

Vedoucí práce: MUDr. Stanislav Horák

Oponent práce: Mgr. Iveta Lerchová

Abstrakt v ČJ:

Cílem diplomové práce je zjistit, jestli existuje vzájemný vztah mezi BMI a reakcí postury na zátěžové situace (translační výchylky, limity stability). V teoretické části práce je popsána problematika obezity společně se stravovacím doporučením a návodem, jak správně zvolit přiměřenou pohybovou aktivitu. Zmíněna je „vhodnost“ používání BMI jako kritéria nadváhy a obezity. V další kapitole se práce věnuje postuře, principům řízení a mechanismům zajištění posturální stability.

Sledovaný soubor tvořilo 15 žen, které se přihlásily do osmítýdenního programu řízené redukce hmotnosti. Posturální reakce těchto žen byly dvakrát měřeny pomocí posturografických testů Motor Control Test a Limits of Stability, a to při zahájení kurzu a po jeho skončení. Výsledné hodnoty jednotlivých parametrů zvolených testů před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní byly statisticky vyhodnoceny. Byla vypočtena signifikance rozdílu v hodnotách konkrétních parametrů v prvním a druhém

měření a zjištěna existence závislosti zlepšení nebo zhoršení jednotlivých parametrů po změně BMI.

Abstrakt v AJ:

The purpose of the master thesis is to discover if there exists a mutual relation between BMI and postural reactions on situations that are demanding for postural control (unexpected external disturbance, limits of stability). The theoretical part describes obesity issues. It comes with nutrition recommendations and advises how to choose appropriate physical activities. It also mentions the suitability of BMI as a criterion to assess adiposity. The next chapter deals with posture, posture control principles and mechanisms to maintain postural stability.

The studied group consisted of 15 women, that have participated in an eight-week controlled weight reduction course. Their postural reactions were measured twice (on the beginning and at the end of the course) using Motor Control Test and Limits of Stability. The results of all measured parameters were statistically evaluated. The significance of difference between values of parameters before the weight reduction and after it was computed and the existence of positive or negative relation between single parameters and BMI was discovered.

Klíčová slova v ČJ:

obezita, BMI, postura, redukce hmotnosti, pohybová aktivita, posturální stabilita, posturální řízení, posturografické testy, Motor Control Test, Limits of Stability, korelace

Klíčová slova v AJ:

obesity, BMI, posture, weight loss, physical activity, postural stability, postural control, posturographic tests, Motor Control Test, Limits of Stability, correlation

Rozsah: 130 s., 3 příl.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 17. května 2013

Podpis

Děkuji MUDr. Stanislavu Horákovi za odborné vedení diplomové práce, cenné rady, ochotu, čas a trpělivost. Děkuji doc. MUDr. Elišce Sovové, Ph.D., MBA za umožnění měření klientek programu řízené redukce hmotnosti. Děkuji Mgr. Kateřině Langové, Ph.D. za cenné rady při statistickém zpracování dat. Děkuji Ondřeji Vaverkovi za psychickou a technickou podporu.

Obsah

| | |
|--|----|
| Úvod..... | 9 |
| 1 Obezita | 10 |
| 1.1 Obezita jako civilizační choroba | 10 |
| 1.2 Obezita a její komplikace | 10 |
| 1.3 Výhody a nevýhody BMI jako kritéria nadváhy a obezity | 11 |
| 1.3.1 Historie vzniku BMI | 11 |
| 1.3.2 Klasifikace obezity podle BMI | 11 |
| 1.3.3 Výhody a nevýhody klasifikace obezity podle BMI | 11 |
| 1.4 Rozdělení hodnot BMI | 12 |
| 1.5 Obezita a genetické faktory..... | 13 |
| 1.5.1 Obezita jako multifaktoriálně podmíněná nemoc | 13 |
| 1.5.2 Vliv rodinných faktorů..... | 13 |
| 1.6 Extrémní obezita | 13 |
| 1.7 Farmakoterapie..... | 14 |
| 1.8 Chirurgické řešení obezity | 14 |
| 1.8.1 Bariatrická chirurgie..... | 14 |
| 1.8.2 Nejčastěji používané výkony | 14 |
| 1.9 Psychologický přístup | 14 |
| 1.10 Stravovací zvyklosti | 15 |
| 1.10.1 Faktory ovlivňující výběr stravy | 15 |
| 1.10.2 Výživová doporučení | 15 |
| 1.10.3 Centrum sytosti a hladu..... | 16 |
| 1.10.4 Stravovací návyky obézního jedince..... | 17 |
| 1.11 Pohybová aktivita | 17 |
| 1.11.1 Účinky fyzické aktivity | 17 |
| 1.11.2 Parametry fyzické aktivity | 17 |
| 1.12 Výskyt obezity a jejích komplikací v České republice | 19 |
| 1.12.1 Výskyt nadváhy a obezity v české populaci | 19 |
| 1.12.2 Vliv místa bydliště na BMI..... | 19 |
| 1.12.3 Vliv aktivního sportování v mládí na pozdější hodnotu BMI | 19 |
| 1.12.4 Srovnání fyzické aktivity mezi muži a ženami | 20 |

| | |
|---|-----|
| 1.12.5 Vztah mezi obezitou a přidruženými chorobami | 20 |
| 1.12.6 Význam tělesné výchovy ve školách | 20 |
| 2 Postura | 21 |
| 2.1 Definice postury | 21 |
| 2.2 Posturální a lokomoční motorika | 21 |
| 2.3 Posturální stabilita | 22 |
| 2.4 Terminologie a biomechanické principy..... | 23 |
| 2.5 Principy řízení a mechanismy zajištění posturální stability | 25 |
| 3 Posturografie | 27 |
| 3.1 Historie posturografie..... | 27 |
| 3.2 Posturograf firmy Neurocom® | 27 |
| 3.2.1 Smart Equitest System | 27 |
| 4 Program řízené redukce hmotnosti..... | 30 |
| 5 Cíle a hypotézy..... | 32 |
| 5.1 Cíl práce | 32 |
| 5.2 Zhodnocení odpovědí dotazníku k diplomové práci..... | 32 |
| 5.3 Vědecké otázky a hypotézy..... | 32 |
| 5.3.1 Vědecká otázka č. 1 | 32 |
| 5.3.2 Vědecká otázka č. 2 | 33 |
| 6 Metodika výzkumu..... | 34 |
| 6.1 Charakteristika testovaného souboru | 34 |
| 6.2 Postup měření..... | 34 |
| 6.3 Statistické zpracování dat..... | 36 |
| 7 Výsledky | 38 |
| 7.1 Zhodnocení odpovědí dotazníku k diplomové práci..... | 38 |
| 7.2 Vědecké otázky a hypotézy..... | 45 |
| 7.2.1 Vědecká otázka č. 1 | 45 |
| 7.2.2 Vědecká otázka č. 2 | 65 |
| 8 Diskuze..... | 77 |
| Závěr | 94 |
| Referenční seznam..... | 96 |
| Seznam zkratk | 109 |
| Seznam tabulek | 110 |

| | |
|--|-----|
| Seznam grafů..... | 111 |
| Seznam obrázků..... | 112 |
| Seznam příloh | 113 |
| Přílohy..... | 114 |
| Příloha 1 Poučení a souhlas probanda | 114 |
| Příloha 2 Dotazník k diplomové práci | 115 |
| Příloha 3 Tabulky a obrázky | 116 |

Úvod

„Edimus, ut vivamus, non vivimus, ut edamus.“ „Nežijeme proto, abychom jedli, ale jíme proto, abychom žili.“ (Sókratés, 470–400 př. n. l.)

Již staří Egyptané tvrdili, že z toho, co za život sníme, udržuje polovina při životě nás a polovina lékaře. Z období starého Říma je známo, že přejídáním přišlo o život více lidí než mečem. A podle starého čínského přísloví se praví, že at' bylo otcem nemoci cokoli, matkou byla vždy špatná strava (Klepšová, 2002).

V dnešním civilizovaném světě se stává obezita stále diskutovanějším tématem. V roce 1997 byla prohlášena Světovou zdravotnickou organizací za celosvětovou epidemii. Přesto všechno stále najdeme řadu zemí, jejíž obyvatelé trápí hlad...

Samotný název diplomové práce pokládá otázku, jestli je možné nalézt nějaký vztah mezi BMI a posturální reaktivitou. V teoretické části práce je popsán celkový náhled na problematiku obezity společně s výživovým doporučením. Součástí práce je i návod, jak správně zvolit přiměřenou pohybovou aktivitu. Dále je zmíněna vhodnost používání BMI jako kritéria nadváhy a obezity, včetně výhod a nevýhod využití tohoto výškově-hmotnostního indexu k vlastní diagnostice. Další kapitola je věnována postuře, principům řízení a mechanismům zajištění posturální stability.

Pro měření dat pro diplomovou práci byly využity dva dílčí testy (Motor Control Test a Limits of Stability) modulu Smart Equitest System posturografu firmy Neurocom®. Posturografii je v teoretické části také věnována krátká kapitola. Vlastního měření se zúčastnilo patnáct žen, které se rozhodly řešit svou tělesnou hmotnost a zapojily se do osmitýdenního programu řízené redukce hmotnosti pod vedením doc. MUDr. Elišky Sovové, Ph.D., MBA a prim. MUDr. Dalibora Pastuchy, Ph.D., MBA na Klinice tělovýchovného lékařství a kardiovaskulární rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc. Měření bylo provedeno dvakrát, a to na začátku programu a po jeho skončení. Vlastní popis aktivit, kterých se ženy během kurzu účastnily, je shrnut v poslední kapitole teoretické části.

Výsledky práce zahrnují odpovědi na zvolené nulové hypotézy, které nepředpokládají rozdíl v jednotlivých parametrech dílčích testů před řízenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní. Také se vyjadřují k přítomnosti korelace mezi BMI a rozdíly hodnot parametrů při prvním a druhém měření. V diskuzi jsou uvedeny studie, které s výsledky této práce korespondují, ale i nesouhlasí.

1 Obezita

1.1 Obezita jako civilizační choroba

Obezita je v dnešní době považována za jednu z nejzávažnějších civilizačních chorob. Prevalence obezity v Evropě je u mužů 10–20 %, u žen 15–25 %. Nadměrnou hmotností však trpí téměř polovina evropské populace (Braunerová, Hainer, 2010, s. 19–22). Vliv na tento stav mají především socioekonomické faktory, vzdělání, životní styl, významný podíl mají také genetické faktory (Bláha, 2002, s. 416–421).

Světová zdravotnická organizace (WHO) prohlásila v roce 1997 obezitu za světovou epidemii. Na léčbu obezity a zdravotních komplikací, které jsou s ní spojeny, je vynakládáno přibližně 7–10 % finančních prostředků z celkového rozpočtu na zdravotnictví. Roční přímé náklady na zdravotní péči u obézních osob, jejichž body mass index (BMI) je vyšší než 35, jsou v porovnání s náklady na péči o osoby s normální hmotností trojnásobné (Fried, 2008, s. 678–683). Při léčbě obezity je využíváno šesti postupů: dietní opatření, úprava fyzické aktivity, psychoterapie, farmakoterapie, chirurgická léčba a balneoterapie (Vlčková, 2010, s. 18–24; Matoulek, Šupová, 2008, s. 654–657). Obezita vzniká, pokud převládá energetický příjem nad výdejem. Dobře ovlivnitelný je ale pouze energetický příjem. Denní energetický výdej je možné rozdělit tři základní složky: klidový energetický výdej (60–75 %), fyzická aktivita (15–25 %) a postprandiální termogeneze (objevující se po jídle) (5–15 %) (Matoulek, Šupová, 2008, s. 654–657).

1.2 Obezita a její komplikace

Obezita a její komplikace jsou celosvětově řazeny mezi tři nejčastější příčiny úmrtí u populace ve věku 50 až 70 let. U věkové skupiny 25–35 let zvyšují závažné formy obezity riziko předčasné smrti oproti stejně starým neobézním desetinásobně (Fried, 2008, s. 678–683). Obezita je spojena s množstvím zdravotních rizik: metabolické komplikace (diabetes mellitus II. typu, dyslipidemie, hyperurikemie), kardiovaskulární nemoci (ischemická choroba srdeční, arteriální hypertenze, městnavé srdeční selhání, cévní mozková příhoda, tromboembolická nemoc), zvýšení rizika některých onkologických onemocnění, respiračních a gastrointestinálních nemocí, artrózy nosných kloubů, infertilita, psychologické dopady (nízké sebevědomí, deprese) a dopady společenské (diskriminace). Již od dětského věku je ontogenetický vývoj obézních jedinců rozdílný (Braunerová, Hainer, 2010, s. 19–22).

1.3 Výhody a nevýhody BMI jako kritéria nadváhy a obezity

K nejjednodušším způsobům hodnocení nadváhy a obezity patří metody klasické antropometrie. BMI, vybrané obvodové rozměry, tloušťka kožních řas měřená pomocí kaliperu jsou tělesné charakteristiky, které je možné určit bez antropologa. Jeho účast je však nutná při interpretaci rozměrů pro stanovení komponent složení těla podle Matiegkových rovnic, vybraných indexů tělesné hmotnosti, indexů centrality a dalších (Bláha, 2002, s. 416–421).

1.3.1 Historie vzniku BMI

Tělesná hmotnost je téměř univerzální obecný ukazatel zdravotního stavu a je uznáván po celá staletí. Jeden z prvních pokusů o vytvoření tabulky závislosti výšky a hmotnosti byl publikován roku 1846 anglickým lékařem Johnem Hutchinsonem, který byl přesvědčen, že by mohla pomoci odhalit některé choroby. BMI byl poprvé popsán až roku 1860 Adolphem Queteletem (Gropper, Smith, 2012, p. 275).

1.3.2 Klasifikace obezity podle BMI

Hodnota BMI je dána poměrem tělesné hmotnosti a druhé mocniny tělesné výšky v metrech. Ke klasifikaci obezity se využívají předem stanovené intervaly hodnot BMI. BMI ale nezohledňuje rozložení a procento tělesného tuku. S metabolickými a kardiovaskulárními nemocemi bývá spojen centrální (viscerální, abdominální, androidní, horního typu, tvaru jablka) typ obezity, proto bývá často hodnocen také obvod pasu. Tato hodnota významně koreluje s množstvím abdominálního tuku a odráží míru kardiometabolických rizik (Braunerová, Hainer, 2010, s. 19–22). Význam WHR indexu (Waist Hip Ratio, poměr obvodu pasu a gluteálního obvodu) ale bývá přeceňován, jelikož pro měření obvodu pasu existuje několik definic měření (Bláha, 2002, s. 416–421).

Hranice BMI jako kritéria nadváhy a obezity byly stanoveny WHO. Od jejich zavedení byly již několikrát přehodnoceny (Kunešová, 2011, s. 29–30; Vlčková, 2010, s. 18–24; Poděbradská, 2011, s. 50–58).

1.3.3 Výhody a nevýhody klasifikace obezity podle BMI

Výhodou BMI je především jednoduchý výpočet. Naopak mezi nevýhody BMI patří ostré hraniční hodnoty mezi normou a nadváhou, případně mezi nadváhou a obezitou. Protože BMI nedokáže rozlišit podíl tukové složky a beztukové tělesné

hmoty (svaly, kosti, tělesná voda), osoby s normálním BMI mohou mít zvýšený obsah tuku v těle. Naopak sportovci s normálním zastoupením tuku v těle se mohou pohybovat v pásmu nadváhy nebo lehké obezity. BMI má tedy ve stanovení adipozity (stanovení obsahu tuku v těle) vysokou specifitu, ale nízkou senzitivitu (Kunešová, 2011, s. 29–30; Vlčková, 2010, s. 18–24; Poděbradská, 2011, s. 50–58). Další slabou stránkou BMI je věkově závislý vývoj hmotnosti a složení těla. S přibývajícím věkem nebo u žen v období menopauzy obvykle dochází ke zvyšování hmotnosti, zároveň ke snížení obsahu beztukové tělesné hmoty. BMI tyto změny nezohledňuje, navíc v pozdějším věku dochází k poklesu BMI vlivem postupující involuce (Hainiš, Kunešová, 2000, s. 537–543).

I přes uvedené nevýhody zůstává BMI první volbou při hodnocení hmotnosti pacienta. V případě potřeby může být doplněna přesnějšími postupy, které měří složení těla (např. duální rentgenová absorpciometrie – DEXA, měření založené na bioelektrické impedanci – BIA), výpočetní tomografie – CT a magnetická rezonance – MR) (Kunešová, 2011, s. 29–30; Poděbradská, 2011, s. 50–58).

1.4 Rozdělení hodnot BMI

V běžné praxi se nejčastěji používá následující rozdělení hodnot BMI:

| | |
|-------------------------|-------------|
| Podváha: | pod 18,5 |
| Norma: | 18,5 – 24,9 |
| Nadváha: | 25,0 – 29,9 |
| Obezita prvního stupně: | 30,0 – 34,9 |
| Obezita druhého stupně: | 35,0 – 39,9 |
| Obezita třetího stupně: | nad 40,0 |

V některých případech bývá při stanovení optimální hmotnosti zohledňována stavba kostry. Pro rychlý odhad tělesné stavby se určuje biepikondylární šířka humeru. Mnozí autoři však používání stavby kostry jako kritéria při stanovení optimální hmotnosti neuznávají. Důvodem je fakt, že zpřesnění výpočtu optimální hmotnosti je po přihlednutí k tělesné stavbě poměrně nízké (Riegerová, Ulbrichová, 1998, s. 166).

1.5 Obezita a genetické faktory

1.5.1 Obezita jako multifaktoriálně podmíněná nemoc

Obezita je charakteristická zmožením tělesného tuku a vzniká na základě pozitivní energetické bilance v organismu. Jedná se o multifaktoriálně podmíněnou nemoc. Dědičnost má více než 50% vliv na množství tělesného tuku. Většina typů obezity je způsobena interakcí prostředí s geny, které vznik obezity podporují (tzv. obezigenní geny), nebo působením proti genům, které naopak jedince před manifestací obezity chrání (leptogenní geny). Prostředí může měnit expresi genů, které ovlivňují rozvoj obezity. V současné době je objeveno kolem 250 genů, které jsou vázány na fenotypové charakteristiky obezity nebo mají souvislost s rozvojem obezity. Genetické faktory mají vliv na energetický výdej klidový i postprandiální, spontánní pohybovou aktivitu, schopnost spalovat tuky, energetický příjem (působením na regulační centra v hypothalamu), výběr a preferenci potravin (Hainer, Kunešová, Bendlová, 2002, s. 399).

1.5.2 Vliv rodinných faktorů

Ze studie rodin a dvojčat vyplývá, že vliv rodinných faktorů je velmi podstatný (Pařízková, Lisá, 2009, s. 303–305). Byla prokázána závislost korelace BMI dětí a jejich biologických rodičů, korelace BMI mezi sourozenci a u jednovaječných dvojčat. BMI adoptovaných dětí koreluje s BMI biologických rodičů, nikoliv s BMI adoptivních rodičů (Hainer, Kunešová, Bendlová, 2002, s. 399).

1.6 Extrémní obezita

Zvláštní kategorií obezity 3. stupně s vysokou morbiditou i mortalitou je extrémní obezita. Její definice dosud chybí, v odborné literatuře bývá také označována jako „morbidní obezita“, „superobezita“ nebo dokonce „super-superobezita“. Většinou se jedná o jedince, jejichž BMI je vyšší než 60. Je zajímavé, že velká část extrémně obézních nemá metabolické ani kardiovaskulární potíže. Jsou však výrazně ohroženi respirační insuficiencí a mechanickými důsledky nadměrné hmotnosti. Základem léčby extrémně obézních jedinců jsou nízkenergetická strava a bariatrický zákrok (Sucharda, 2008, s. 688).

1.7 Farmakoterapie

Farmakoterapie bývá využívána v případech, kdy změny režimu k požadované redukci hmotnosti nedostačují. Je indikována u pacientů s BMI nad 30 nebo u pacientů s BMI nad 27 a další přidruženou nemocí, která je s obezitou spojena. Pro dlouhodobou léčbu obezity je v současné době používán pouze orlistat. Léky používané dříve měly množství nežádoucích účinků a bylo u nich riziko vzniku závislosti. V řadě zemí byly staženy z trhu. Orlistat omezuje činnost střevních lipáz a tím resorpci tuků (téměř o 30 %) (Braunerová, Hainer, 2010, s. 19–22; Vlčková, 2010, s. 18–24).

1.8 Chirurgické řešení obezity

1.8.1 Bariatrická chirurgie

Pro léčbu těžkých forem obezity jsou operační výkony (bariatrická chirurgie) v dnešní době již běžně dostupným řešením. Patří mezi bezpečné a velmi úspěšné postupy s dlouhodobými výsledky, vedou k výrazným hmotnostním úbytkům. Více než 80 % pacientů redukuje nad 40 % své hmotnosti a tyto úbytky hmotnosti si udrží po dobu minimálně deseti let. Mezi indikační kritéria k bariatrické chirurgii patří BMI nad 40 nebo BMI nad 35 s dalšími přidruženými chorobami, u nichž je předpoklad zlepšení nebo vyléčení po snížení hmotnosti. Jako kontraindikace je považována skutečnost, že se pacient dosud nepokusil o žádnou konzervativní (nechirurgickou) redukci hmotnosti (Fried, 2008, s. 678–683).

1.8.2 Nejčastěji používané výkony

Mezi nejčastěji používané výkony patří restriktivní výkony, které zmenšením kapacity žaludku snižují příjem potravy (adjustabilní bandáž žaludku, proximální žaludeční bypass a rukávová neboli sleeve resekce žaludku). Dále se často používají zákroky, které omezují resorpci živin a energie (biliopankreatická diverze) a kombinované zákroky (biliopankreatická diverze s duodenální výhybkou a distální žaludeční bypass) (Braunerová, Hainer, 2010, s. 19–22; Vlčková, 2010, s. 18–24).

1.9 Psychologický přístup

Psychologický přístup by měl být nedílnou součástí léčby obezity. Běžně se využívá kognitivně-behaviorální terapie, která vychází z předpokladu, že nesprávné stravovací a pohybové návyky jsou naučené, a proto je možné je i odnaučit. Pacient

podstupující tuto terapii se pod vedením psychologa snaží porozumět svým myšlenkám a na základě toho změnit své chování. Součástí terapie jsou techniky sebezpozorování (zapisování jídelníčku, okolností příjmu potravy) a techniky kontrolující tyto podněty. U mnoha pacientů vedou stresové situace ke zvýšenému příjmu potravy, proto jsou pacienti učeni zvládat tyto situace jiným způsobem. Základem je stanovit si dílčí cíle a odměňovat se za jejich splnění (Braunerová, Hainer, 2010, s. 19–22; Vlčková, 2010, s. 18–24).

1.10 Stravovací zvyklosti

Stravovací zvyklosti jedince jsou ovlivněny dostupností potravin (finanční dostupnost, přítomnost potravin na trhu), vlastnostmi stravy a faktory, které závisí na osobnosti spotřebitele (Müllerová, Matějková, 2002, s. 422).

1.10.1 Faktory ovlivňující výběr stravy

K nejdůležitějším faktorům, které mají vliv na výběr stravy spotřebitelem, patří časová a fyzická náročnost, která je s přípravou jídla spojená, chuťové preference spotřebitele závislé na genetických faktorech, vzhled jídla, jeho vůně, barva, konzistence, čerstvost. K dalším faktorům se řadí pocit hladu a fyziologické potřeby organismu, výchova, vzdělání, náročnost pracovního výkonu, náboženství, alternativní směry ve výživě, životní styl, emoční naladění, onemocnění, kuřáctví a drogové závislosti, pracovní podmínky, úroveň veřejných stravovacích služeb, ale také reklama, klimatické faktory, společenské a sociální faktory (Müllerová, Matějková, 2002, s. 422).

1.10.2 Výživová doporučení

Společnost pro racionální výživu (nyní Společnost pro výživu) vydala v roce 1986 první výživové doporučení s názvem „Směry výživy obyvatelstva ČSR“. Rada výživy Ministerstva zdravotnictví České republiky vydala roku 1994 doporučení o výživě „Jezte zdravě, žijte zdravě“. O deset let později, v roce 2004, byla Společností pro výživu vydána „Výživová doporučení pro obyvatelstvo ČR“ a v roce 2005 vydalo Ministerstvo zdravotnictví stejnojmenný leták. V roce 2007 byl přijat dokument Strategie pro Evropu, který vydala komise Evropských společenství. Tzv. bílá kniha se zabývá hlavními problémy, které jsou spojeny s výživou, nadváhou a obezitou (Dostálová, 2003, s. 136; Dostálová, Dlouhý, Tláskal, 2012, s. 80–82).

Doporučuje se udržet svou tělesnou hmotnost v rozmezí BMI 18–25, snížit příjem tuků tak, aby celkový podíl tuku v energetickém příjmu nepřesáhl 30 % (asi 70 g denně), snížit příjem nasycených mastných kyselin pod 10 % (20 g), polyenových 7–10 %. Poměr nenasycených mastných kyselin by měl být v poměru maximálně 5 : 1 (n-6 : n-3) a příjem trans-nenasycených mastných kyselin by neměl překročit 1 % (2,5 g) z celkového energetického příjmu. Denní příjem cholesterolu by neměl přesáhnout 300 mg za den (optimum je 100 mg na 1000 kcal). Spotřeba přidaných jednoduchých cukrů by měla být nejvýše 10 % (60 g) z celkové energetické dávky, je vhodné zvýšit podíl polysacharidů. Denní spotřeba kuchyňské soli (obohacené jodem) by měla být 5–6 g. Doporučuje se také zvýšení příjmu vitamínu C na 100 g denně, vlákniny na 30 g denně a zvýšení příjmu antioxidantů, zejména zinku, selenu, vápníku, jodu, karotenů, vitamínu E atd. (Dostálová, 2003, s. 136; Dostálová, Dlouhý, Tláskal, 2012, s. 80–82).

Aby bylo dosaženo těchto doporučení, je třeba se zaměřit na snížení podílu živočišných tuků a zvýšení příjmu rostlinných olejů, především olivového a řepkového (bez tepelné úpravy), snížení příjmu cukru (omezit náhradu fruktosou a sorbitolem), zvýšení příjmu zeleniny (včetně tepelně upravené) a ovoce na minimálně 600 g (poměr zeleniny a ovoce by měl být 2 : 1), zvýšení příjmu luštěnin. Dále se doporučuje nahradit výrobky z bílé mouky za výrobky z mouky tmavé nebo celozrnné, volit výrobky s nižším glykemickým indexem (pod 70), zvýšit spotřebu ryb včetně mořských, snížit příjem živočišných potravin s vysokým obsahem tuku, zajistit denní příjem 1,5–2 l nápojů neslazených cukrem a snížit denní příjem alkoholu na 20 g u mužů a 10 g u žen (Dostálová, 2003, s. 136; Dostálová, Dlouhý, Tláskal, 2012, s. 80–82).

1.10.3 Centrum sytosti a hladu

Centrum sytosti a hladu se nachází v hypotalamu. Signály, které tlumí nebo naopak povzbuzují chuť k jídlu, vznikají v jednotlivých orgánech a tkáních lidského těla. Mezi mechanické signály tlumící chuť k jídlu patří distenze žaludku a střeva, mezi nutriční signály se řadí hladina glukózy, mastných kyselin, laktátu, tyrozinu a tryptofanu a mezi termogenní signály zvýšená teplota prostředí. K neurohumorálním signálům tlumícím příjem stravy patří zejména glukagon, leptin a cholecystokinin, mezi signály podporující příjem potravy se řadí neuropeptid Y, β -endorfin a somatoliberin (Hlúbik, 2002, s. 98–99).

1.10.4 Stravovací návyky obézního jedince

Stravovací návyky obézního jsou charakteristické omezením frekvence jídla na jedno, maximálně dvě velmi vydatná jídla, výraznou nepravidelností konzumace jídla, vynecháváním snídaně, většími porcemi (především večer formou tzv. druhé večeře), uždibování potravy, neuvědomělá nezapočítaná konzumace stravy při sledování televize, cestou z nákupu apod., nárazové přejídání se, zvýšená rychlost konzumace stravy a preference sladkých a tučných jídel (Hlúbik, 2002, s. 98–99).

1.11 Pohybová aktivita

Snížení tělesné hmotnosti je možné docílit snížením energetického příjmu, zvýšením energetického výdeje nebo jejich kombinací. Pouze zvýšení fyzické aktivity však k redukci hmotnosti nestačí. Vede k nepatrným hmotnostním úbytkům, ale přispívá k výrazným změnám v metabolických parametrech a ke zvýšení fyzické zdatnosti. Fyzická aktivita je nezbytná pro udržení snížené hmotnosti (Matoulek, Šupová, 2008, s. 654–657). Pro svůj presorický účinek se nedoporučuje provádět intenzivní izometrické cvičení (Vlčková, 2010, s. 18–24). Obézní lidé, kteří jsou fyzicky aktivní, mají menší riziko morbidity a mortality než lidé neobézní se sedavým způsobem života (Poděbradská, 2011, s. 50–58).

1.11.1 Účinky fyzické aktivity

Účinky plánované fyzické aktivity můžeme rozdělit na krátkodobé (minuty, hodiny, dny), střednědobé (týdny) a dlouhodobé (měsíce). Ke krátkodobým patří ovlivnění glykémie a krevního tlaku v rámci okamžité reakce na zátěž, ke střednědobým účinkům snížení obvodu pasu a procenta tukové tkáně. K dlouhodobým účinkům patří snížení hmotnosti, dlouhodobá kompenzace diabetes mellitus a úprava spektra lipidů (Vlčková, 2010, s. 18–24; Matoulek, Šupová, 2008, s. 654–657). Mezi velmi časté důvody, proč lidé s nadváhou a obezitou necvičí, patří nereálná očekávání od vlastní fyzické aktivity nebo je-li cílem pokles hmotnosti v horizontu dní či týdnů (Matoulek, Šupová, 2008, s. 654–657).

1.11.2 Parametry fyzické aktivity

1.11.2.1 Frekvence a doba fyzické aktivity

Aby byla pohybová aktivita jako terapeutický postup účinná, je třeba dodržet optimální frekvenci, intenzitu, dobu trvání a druh pohybové aktivity. Fyzická aktivita

by měla být prováděna 3–4 krát týdně, případně obden. Jsou-li mezi jednotlivými cvičeními přestávky delší než 48 hodin, tak i když dojde ke zlepšení tolerance zátěže, většinou se nedostaví dostatečný dlouhodobý účinek tréninku. Zpravidla nedochází k odpovídajícímu zlepšení fyzické zdatnosti a zlepšení ostatních metabolických parametrů. Názory na délku trvání cvičení nejsou jednotné. Nejčastěji bývá doporučováno rozdělení cvičení do tří 10–15 minutových cvičebních bloků, které mají na rozdíl od 45 minutového provádění jedné aktivity lepší účinky např. na inzulínovou rezistenci (Matoulek, Šupová, 2008, s. 654–657).

Jakicic et al. (1999, pp. 219–227) ve své studii prokázali, že fyzická aktivita trvající alespoň 40–50 minut má pozitivní vliv na snížení hmotnosti či zlepšení fyzické zdatnosti.

1.11.2.2 Intenzita fyzické aktivity

Míra intenzity pohybové aktivity je pro její očekávaný účinek rozhodující. Existuje totiž poměrně úzké rozmezí, kdy je fyzická činnost při redukci tělesné hmotnosti účinná. K přednostní utilizaci mastných kyselin jako zdroje energie dochází spíše při nižší aktivitě o intenzitě mezi 50 a 60 % VO_2max (maximální využití kyslíku, ukazatel aerobní vytrvalosti). Velmi často se používá sledování tepové frekvence. Obecný vzorec, který by vedl k určení ideální tepové frekvence pro obézní pacienty, však neexistuje. V praxi bývá VO_2max a tréninková tepová frekvence vyšetřena pomocí spiroergometru, pro určení intenzity je využívána tzv. Borgova škála subjektivního vnímání zátěže (Matoulek, Šupová, 2008, s. 654–657). Obecně se uvádí, že nižší fyzická aktivita je pacienty lépe tolerována a procento vzniku úrazů je nižší než u příliš vysoké intenzity pohybové činnosti. Ta může vést u obézních pacientů k poškození pohybového aparátu a k vyčerpání (Poděbradská, 2011, s. 50–58).

1.11.2.3 Výběr fyzické aktivity

Při výběru pohybové aktivity by měla být jednoznačně preferována aerobní pohybová činnost. Upřednostňují se jednoduché fyzické aktivity, u nichž není nutné učení složitých pohybových vzorců (Matoulek, Šupová, 2008, s. 654–657). K největšímu energetickému výdeji dochází u aktivit, při nichž se bez dopomoci přemísťuje celé tělo (Poděbradská, 2011, s. 50–58). U mladších jedinců je vhodným druhem fyzické aktivity běh nebo rychlá chůze (např. v poslední době velmi oblíbený Nordic Walking), jízda na kole, běžkování a plavání. U osob s artrotickými potížemi

se doporučuje jízda na kole, bicyklovém ergometru nebo plavání (Vlčková, 2010, s. 18–24; Poděbradská, 2011, s. 50–58).

Energetický výdej při práci a různých pohybových aktivitách závisí kromě jiného i na tělesné hmotnosti. Pohyb jedince o vyšší tělesné hmotnosti je energeticky náročnější, odhaduje se, že dvakrát těžší člověk vydává asi dvakrát více energie při stejné rychlosti pohybu. Obézní lidé zpravidla chodí pomaleji než štíhlí. V prevenci obezity by mělo být minimálním cílem spálení přibližně 8000 kJ týdně. Tomu odpovídá např. více než 30 minutová ostrá chůze denně (Svačina, 2011, s. 2–5).

1.12 Výskyt obezity a jejích komplikací v České republice

Poslední průzkum výskytu obezity u české populace byl proveden agenturou STEM/MARK, a.s. v letech 2008–2009.

1.12.1 Výskyt nadváhy a obezity v české populaci

Výsledky průzkumu ukázaly, že zastoupení osob s nadváhou a obezitou se v naší populaci blíží 60 %. Výskyt nadváhy a obezity je nejčastější u osob nad 50 let, nejnižší výskyt byl zjištěn u jedinců do 30 let věku. Jako nejrizikovější období se udává věkové rozmezí 40–49 let, jelikož v této kategorii zvýší svou tělesnou hmotnost minimálně o 5 kg více než 50 % dospělé populace (tento vzestup hmotnosti je velmi podobný u žen i u mužů). Dále bylo zjištěno, že vyšší lidé mají nižší hodnotu BMI (Matoulek, Svačina, Lajka, 2010, s. 1019–1027).

1.12.2 Vliv místa bydliště na BMI

Přestože je v literatuře často zmiňován vliv místa bydliště (vesnice, malé město, velkoměsto atd.) na BMI, kromě vesnic s počtem obyvatel do 999 osob, kde byl jednoznačně zjištěn vyšší výskyt obézních než obyvatel s normální hmotností, nebyl prokázán zásadní vliv. Potvrdil se předpoklad, že lidé vlastníci kolo a chatu jsou štíhlejší. Naopak lidé, kteří vlastní auto, mají BMI vyšší. Na druhou stranu nebylo potvrzeno očekávání, že vlastnictví psa predikuje nižší BMI (Matoulek, Svačina, Lajka, 2010, s. 1019–1027).

1.12.3 Vliv aktivního sportování v mládí na pozdější hodnotu BMI

Dále byl zkoumán vliv aktivního sportování v mládí na pozdější hodnotu BMI. Bylo zjištěno, že svou hmotnost zvýší všichni přibližně stejně, ale bývalí sportovci mají konečné BMI nižší než lidé, kteří nikdy nespotovali. Provozování sportovní

aktivity v mládí většinou způsobuje, že je takový jedinec aktivnější i v průběhu dalších let a dokáže si i v pozdějším věku snadněji vybavit pohybové návyky (Matoulek, Svačina, Lajka, 2010, s. 1019–1027).

Představa, že obézní dítě nebo dítě s nadváhou z ní vyroste, zdaleka neplatí – z průzkumu vyplývá, že více než 80 % takových dětí se s nadměrnou hmotností potýká i v dospělosti (Matoulek, Svačina, Lajka, 2010, s. 1019–1027).

1.12.4 Srovnání fyzické aktivity mezi muži a ženami

Při srovnání pohybové aktivity a její četnosti mezi muži a ženami se zjistilo, že muži se věnují fyzické aktivitě častěji a déle než ženy. Více než 50 % žen a 40 % mužů pohybovou činnost nevykonávají vůbec. Potvrdilo se, že čím vyšší BMI jedinec má, tím méně hodin týdně stráví pohybovou činností. Zajímavým zjištěním bylo vlastní vnímání a hodnocení hmotnosti. Svou hmotnost nepovažovalo za problém 9 % žen a 19 % mužů ze sledovaných (a 78 % mužů s nadváhou, což může být způsobeno tím, že je v české populaci obecně vyšší tolerance k mužské obezitě). V průzkumu se také zjistilo, že fyzická činnost v nesesavém zaměstnání nevede k podstatnějším energetickým výdejím, který by mohl mít vliv na výši BMI. Je ale pravděpodobné, že vede k únavě a ta k omezení fyzické činnosti ve volném čase jedince (Matoulek, Svačina, Lajka, 2010, s. 1019–1027).

1.12.5 Vztah mezi obezitou a přidruženými chorobami

Při zkoumání vztahu mezi obezitou a přidruženými chorobami se zjistilo, že téměř 50 % obézních trpí hypertenzí (v běžné populaci je výskyt této nemoci asi 20 %) a 20 % trpí diabetes mellitus (oproti 7–8 % dospělé populace). Výskyt depresí byl pozorován nejen u lidí s nadměrnou hmotností, ale i u lidí s nižší než normální hmotností (Matoulek, Svačina, Lajka, 2010, s. 1019–1027).

1.12.6 Význam tělesné výchovy ve školách

Průzkum dále analyzoval význam tělesné výchovy ve vztahu k ovlivnění pohybové aktivity v pozdějších letech. Přes 20 % chlapců tělesná výchova podnítila k pravidelnému sportování, vztah dívek k pohybové činnosti byl tělesnou výchovou také významně ovlivněn, ale až dvakrát častěji je tělesná výchova od sportování odradila. Dospělá česká populace zpravidla končí se sportováním po 25. roce a jako důvod je nejčastěji uváděn nedostatek času (Matoulek, Svačina, Lajka, 2010, s. 1019–1027).

2 Postura

2.1 Definice postury

V literatuře je možné vyhledat množství různých definic postury. Pro příklad je zde uvedeno několik definic podle předních českých autorů.

„Posture follows movement like a shadow.“ Postura provází člověka nejen na počátku a konci každého cíleného pohybu, ale je i jeho součástí a základní podmínkou (Vařeka, 2002a, s. 115–121). Kolář (2009, s. 38) charakterizuje posturu jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil. Podle Véleho (1997, s. 81) se jedná o zaujetí a udržování klidové polohy organismu v gravitačním poli, ze které může pohyb vycházet. Gúth (2005, s. 80) uvádí, že postura je držení (poloha) těla a jednotlivých tělesných segmentů v prostředí zemské přitažlivosti. Podle Dylevského (2000, s. 31) je postura proces udržování polohy těla a jeho částí ve stále se měnícím prostředí. Definice postury podle Jandy (1966, s. 78) charakterizuje posturu jako složitý systém servomechanismů orientovaný gravitačním polem nebo exteroceptory a slouží k udržení zaujaté polohy, vzpřímeného postoje a takového postavení hlavy, které zajišťuje správnou funkci zraku.

2.2 Posturální a lokomoční motorika

Posturální a lokomoční motorika zajišťuje bezpečnost pohybu a rovnoměrnou zátěž kloubních ploch po celé ploše tak, aby nedocházelo k přetěžování a předčasnému opotřebením. Ovlivňuje také stabilní polohu segmentů v klidu i pohybu. Změna polohy je připravována už během rozhodování o pohybu. V té době je již zahájena logistická příprava, nastavení dráždivosti motoneuronů a cílová orientace postury (Véle, 2006, s. 97–109).

Udržení nastavené výchozí polohy je děj dynamický, i když se tak v porovnání s následujícím fyzickým pohybem nejeví. Nastavená poloha jednotlivých segmentů je zajišťována neustálým vyvažováním zaujaté polohy, balancováním kolem střední polohy. Přestože je udržování polohy trvale naprogramováno a probíhá podvědomě, dokáže se flexibilně přizpůsobovat aktuálnímu stavu okolního prostředí a při neočekávané změně podmínek vstupuje okamžitě do vědomí (Véle, 2006, s. 97–109).

Nesouhra mezi pohybem a posturální motorikou v lepším případě zhoršuje pohybový efekt, v horším případě může dojít k selhávání pohybového záměru (funkční porucha motoriky), k vadné zátěži podpůrného aparátu a vzniku mikrotraumat z přetížení nebo až k poruše struktury v podobě traumatu (Véle, 2006, s. 97–109).

Kromě segmentové stabilizace, kterou zajišťují krátké svaly uložené v hluboké vrstvě podél osy páteře, existuje i stabilizace sektorová, kterou umožňují svaly probíhající přes několik segmentů (např. m. erector trunci působící přes celou páteř) pro stabilizaci jednotlivých funkčních sektorů páteře. Celková stabilizace polohy je zajišťována dlouhými a silnými svaly, které povrchově vyvíjejí silný moment a stabilizují celý osový orgán (Véle, 2006, s. 97–109; Véle, Čumpelík, Pavlů, 2001, s. 103–105).

2.3 Posturální stabilita

Udržování vzpřímeného postavení je závislé nejen na fyzikálních parametrech, jako jsou např. gravitace, hmotnost, výška těla, struktura segmentů a vlastnosti oporné plochy, ale i na svalové aktivitě. Zajištění stability vzpřímeného stoje je tím náročnější, čím více se průmět těžiště (Centre of Pressure, COP) přibližuje okrajům oporné plochy. Držení těla zahrnuje pohotovostní držení (stand by) a orientované držení (atituda, postura nastavená tak, aby bylo možné provést plánovaný pohyb). Je důležité rozlišovat vzpřímené spontánní držení těla od napřímeného držení, protože spontánní vzpřímené držení je programově fixováno, zatímco napřímení je kontrolováno vědomě vůlí (Véle, 2006, s. 97–109; Vařeka, 2002a, s. 115–121).

Posturální stabilitu je možné dosáhnout součinností nervových, smyslových (zrakový, vestibulární, somatosenzorický) a motorických systémů. Ačkoliv jsou všechny tyto tři systémy pokládány za nezbytné k dosažení optimální kontroly nad statickou i dynamickou posturou, každý z nich dokáže do jisté míry nahrazovat funkci ostatních dvou a zdá se, že relativní důležitost každého ze systémů se mění podle konkrétního úkolu (Campbell, Palisano, Vander Linden, 2006, pp. 95–98).

Během každého pohybu a udržování polohy těla ve vertikále je nezbytná aktivita svalů a smyslových receptorů. Pokud dojde k výpadku některé ze sensorických složek, pohyb je dále možný, ale se zvýšenou aktivací jiné smyslové složky (Véle, 2006, s. 97–109; Tůmová, 2002, s. 100–104). Z tohoto důvodu bývá vyšetřování v klidném stoji zpochybňováno jako validní pro stanovení kvality posturální stability a kvantifikaci poruchy (Vařeka, 2002a, s. 115–121).

Při vzniku pohybového záměru dochází vlivem senzoričké aference ke zvýšení excitability mozku a ke tvorbě pohotovostního potenciálu v centrálním nervovém systému (CNS) (Véle, 2006, s. 97–109). Motivace může ke kontrole pohybu přispívat na několika úrovních. V některých případech může primárně sloužit ke spuštění aktivity, zatímco v jiných určuje podobu pohybu. Např. dráha ruky sahající po pohybučím se objektu je více přímá než dráha ruky sahající po objektu statickém. Kognitivní faktory se pravděpodobně objevují současně se zvládnutím pohybu a napomáhají k jeho zdokonalení. Při učení se novému druhu pohybu se člověk zároveň učí rozpoznat, která smyslová vodítka jsou pro předvídaní změny okolí během pohybu nejspolehlivější, a která je naopak třeba ignorovat (Campbell, Palisano, Vander Linden, 2006, pp. 95–98).

Informace z proprioreceptorů a exteroceptorů, tedy ze svalů, šlach a kloubů osového orgánu, jsou pro řízení stabilizace polohy i pro korekci pohybu nezbytné. Pokud se informace z různých receptorů neshodují, mohou se stát zdrojem pohybové nejistoty až závratě, která je často neprávem přisouzena poruše vestibulárního aparátu (Véle 2006, s. 97–109; Véle, Čumpelík, Pavlů, 2001, s. 103–105). Vestibulární aparát podává informace o směru působení gravitace v klidu i při pohybu. Ty jsou následně srovnávány s informacemi zrakovými a proprioreceptivními. Zrak poskytuje prostorové informace, čímž podstatně ovlivňuje proces stabilizace (stejně jako informace z interoreceptorů z vnitřních orgánů). Informace z nociceptorů ovlivňují stabilizaci polohy tím, že mění držení těla (Véle, 2006, s. 97–109; Vařeka, 2002a, s. 115–121).

Poruchy posturální stability jsou u dospělých často způsobeny centrální parézou, diabetickou neuropatií nebo snížením centrálních funkcí vlivem stáří, kdy dochází k omezení schopnosti lokomoce, sebeobsluhy, pádům a zraněním (Véle, 2006, s. 97–109; Tůmová, 2002, s. 100–104).

Lidské tělo je nestabilní systém, který je tvořen množstvím segmentů. Pro lidské tělo a vyjádření této nestability se používá model převráceného kyvadla, tedy malá plocha základny s vysoko uloženým těžištěm (Vařeka, 2002a, s. 115–121).

2.4 Terminologie a biomechanické principy

Opěrná plocha (Area of Support) byla dříve definována jako plocha kontaktu podložky s povrchem těla. Nemusí se však jednat o přímý kontakt, mezi podložkou a povrchem těla se může nacházet např. oděv. Přesněji se jedná o tu část plochy

kontaktu (Area of Contact), která je momentálně využita pro vytvoření opěrné báze (Base of Support) (Vařeka, 2002a, s. 115–121).

Opěrná báze (Base of Support) je ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy. Tuto definici je třeba uvažovat v souvislosti s upřesněním definice pro Area of Support (Vařeka, 2002a, s. 115–121). Čím je udržení stoje obtížnější, tím širší opěrnou bázi vyšetřovaný preferuje. Opěrná báze má tvar lichoběžníku. Zadní kratší strana je dána spojnici pat, boční strany jsou tvořeny laterálními hranami nohou, přední nejdelší strana je dána spojnici bříšek metatarzů. Osy nohou jsou odchýleny od střední čáry 15–20° laterálně (Véle, 1997, s. 151). Stojí-li člověk na jedné dolní končetině, je opěrná báze přibližně stejná, případně mírně větší než opěrná plocha. Při stoji spojném je situace podobná. Pokud člověk stojí ve stoji rozkročném, opěrná plocha se nemění, ale opěrná báze se zvětšuje. Ve vzporu ležmo (kliku) je rozdíl v opěrné ploše a opěrné bázi největší (Vařeka, 2002a, s. 115–121).

Dalším termínem je úložná plocha (Area of Load). Pokud není zorganizován segmentový systém těla, nazývá se úložnou plochou plocha kontaktu podložky a těla (Vařeka, 2002a, s. 115–121).

Aktuální tvar a velikost opěrné plochy a opěrné báze nejsou určeny jen anatomickými faktory, ale také svalovou aktivitou a tím i činností centrálního nervového systému. Změny opěrné báze ovlivňují prostřednictvím propiocepce a exterocepce řízení posturální stability a jejich vliv se odráží v chování celého posturálního systému (Vařeka, 2002a, s. 115–121).

Těžiště (COM, Centre of Mass) je hmotný bod, do něhož je soustředěna hmotnost celého těla (Vařeka, 2002a, s. 115–121; Winter, 1995, pp. 193–214). Při stoji na obou končetinách se těžiště promítá přibližně do středu (často však mírně doprava a dozadu) opěrné báze (Véle, 1997, s. 151). Těžiště se stanovuje různými metodami grafickými, experimentálními nebo matematickými jako vážený průměr COM všech segmentů. COM bývá často zaměněno s COG, což není v případě sledování pohybu jen v horizontální rovině považováno za zásadní chybu (Vařeka, 2002a, s. 115–121).

COG (Centre of Gravity) je průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze. Při zaujetí statické pozice (stoj, sed) by se mělo COG vždy nacházet v opěrné bázi. Dostane-li se COG mimo opěrnou bázi, není možný návrat zpět pouze působením vnitřních sil (svalové síly), ale musí dojít ke změně opěrné báze prostřednictvím změny plochy kontaktu (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 119–122).

COP (Centre of Pressure) je působíště vektoru reakční síly podložky. COP se shoduje s COG jen v případě dokonale tuhého tělesa, což lidské tělo tvořené množstvím segmentů není. Polohu COP je možné vypočítat z hodnot reakční síly, které jsou naměřeny pomocí silové plošiny. Další možností určení polohy COP je výpočet vážených průměrů všech tlaků, které jsou zaznamenány senzory přímo z opěrné plochy. Polohu COP ovlivňuje nejen poloha těžiště, ale i svalová aktivita. Příkladem může být zvýšená aktivita plantárních flexorů, která má za následek posun COP směrem vpřed nebo zvýšená aktivita svalů provádějících inverzi nohy, jenž posunuje COP laterálním směrem. Svalová aktivita je vždy řízena centrálním nervovým systémem tak, že těžnice prochází opěrnou bází a COG v této opěrné bázi zůstává (Vařeka, 2002a, s. 115–121; Winter, 1995, pp. 193–214).

2.5 Principy řízení a mechanismy zajištění posturální stability

Strategie, které se podílejí na zajištění posturální stability, je možné rozdělit na strategii proaktivní (anticipatorní) a reaktivní a strategii statickou a dynamickou (Vařeka, 2002b, s. 122–129; Horak, Henry, Shumway-Cook, 1997, pp. 517–533).

V případě posturální kontroly slouží anticipační strategie k tomu, aby se minimalizovalo vychýlení z rovnováhy, a mohou také pomáhat s provedením daného pohybu. V jiných případech anticipační strategie minimalizují míru pozornosti věnované zpětné vazbě a korekcím po zahájení pohybu. Anticipační strategie obvykle nejsou vědomým kognitivním procesem. Jejich součástí tvoří podvědomé procesy předvídání, které jsou nezbytné pro minimalizaci chybných pohybů při plnění percepčně-motorických úkolů, a někdy vyžadují značné množství tréninku. Existují dokonce názory, že jsou anticipační strategie naučené a ve stálých podmínkách pevně fixované (Campbell, Palisano, Vander Linden, 2006, pp. 95–98; Horak, Henry, Shumway-Cook, 1997, pp. 517–533). Obecně se předpokládá, že jsou anticipační posturální nastavení kontrolována spinální míchou, spoji mozkového kmene, transkortikálními smyčkami, premotorickými a motorickými korovými oblastmi (Campbell, Palisano, Vander Linden, 2006, pp. 95–98).

Reaktivní strategie zajišťují odpověď na méně standardní situace. Adaptují se na základě předchozích zkušeností, očekávání a vykonávaného úkolu. Tyto automatické reakce mohou být také modifikovány směrem a rychlostí vychýlení a výchozí pozicí jedince (Horak, Henry, Shumway-Cook, 1997, pp. 517–533).

Statickou strategií se rozumí například tzv. rovnovážné reakce. Pomocí těchto balančních mechanismů se snaží řídicí systém udržet posturální stabilitu v rámci nezměněné plochy kontaktu (hlezení a kyčelní strategie). Dynamická strategie (krok) je volena v případě, že byla v labilních polohách v opěrné bázi překročena hranice bezpečného udržení COP a COG. Dynamická strategie tak zajišťuje obnovení posturální stability. Úkrokem, případně uchopením pevné opory v okolí, dochází ke zvětšení opěrné báze. Není-li přesto situace zvládnuta, přechází systém na program „preventivního“ řízeného pádu. Pro zajištění posturální stability sensorický systém nejprve detekuje konkrétní situaci. Centrální nervový systém poté situaci vyhodnotí a zvolí vhodný program. Následně se aktivují příslušné svalové skupiny a generuje se kontrakční svalová síla, jejímž důsledkem je vyvolání reakční síly okolí (Vařeka, 2002b, s. 122–129).

Horak a Nashner popsali odlišné posturální strategie, které jedinec využívá k udržení rovnováhy, a to strategii hlezenní, kyčelní a krokovou. Zjistili také, že tyto posturální reakce nemají charakter reflexů, ale je možné se jim postupně naučit na základě získávání motorických zkušeností (Horak, Henry, Shumway-Cook, 1997, pp. 517–533; Horak, 2006, pp. 7–11).

Tyto strategie jsou charakteristické odlišnými svalovými synergemi. Zatímco u kotníkové strategie se využívá distoproximální svalové aktivity, u kyčelní strategie převažuje aktivita trupových a kyčelních svalů. Dynamická strategie (kroková) využívá svalovou aktivitu adduktorů kyčle a svalů v oblasti kotníku (Horak, Henry, Shumway-Cook, 1997, pp. 517–533).

Ve stoji spatném je v anteroposteriorním směru využíván převážně hlezenní mechanismus a ve směru laterolaterálním mechanismus kyčelní. Stabilita stoje je výrazně lepší ve směru laterolaterálním, což je dáno větším omezením volnosti pohybu dolních končetin i trupu oproti směru anteroposteriornímu. Ve směru předozadním probíhá přirozená lokomoce, proto je zde i velká volnost pohybu a malá stabilita. Hlezenní strategie se využívá v případě klidného stoje v anteroposteriorním směru, kyčelní strategie je volena, pokud na klidný stoj výrazně působí vnější síly (účinnost kyčelních svalů je podstatně vyšší než účinnost svalů hlezna) (Vařeka, 2002b, s. 122–129).

3 Posturografie

Posturografie je metoda, která se využívá k vyšetření posturální stability a reaktivity. Je založena na měření reakčních sil a jejich momentů na silové plošině při statických i dynamických situacích (Malinčiková, Pastucha, Beránková, 2011, s. 24–30). Principem statické posturografie (posturometrie) je měření výkyvů souřadnic centra opěrných sil během stoji vyšetřovaného. Posturometrie bývá někdy považována za pouhou objektivizaci Rombergova testu. Dynamická posturografie je složitější metoda, která ke kvantifikování využívá adaptivní mechanismy CNS podlejí se na regulaci postoje a rovnováhy za fyziologických i nefyziologických podmínek (Dršata, 2007, s. 44–46).

3.1 Historie posturografie

Giovanni Alfonso Borelli (1608–1679) je považován za zakladatele posturografie. Ve své knize *De motu animalium* popisuje výchylky lidského těla při klidovém stoji. První kvantitativní měření posturální stability provedl Romberg roku 1853. Roku 1938 zavedl Hellenbrandt termín COP (Centre of Pressure) a učinil první měření reakčních sil na dynamometrické plošině (Dršata, 2007, s. 44–46).

V šedesátých letech 20. století zjišťovali Thomas a Whitney časový průběh COP na osciloskopu. V této době také vznikla první publikace o elektronickém záznamu výkyvů těžiště při hodnocení Rombergových postojů. Rovněž byl v této době sestaven v Československu první přístroj na registraci vestibulospinálních odchylek, což stálo za vznikem metody bezkontaktní vestibulospinografie. Roku 1982 byla posturografie zásluhou Lewis M. Nashnera uvedena do klinické praxe. V roce 1986 byl vytvořen první komerčně dostupný testovací systém (Dršata, 2007, s. 44–46).

3.2 Posturograf firmy Neurocom®

Posturograf firmy Neurocom® používaný v kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice v Olomouci (viz obr. 1, s. 118) se skládá ze dvou modulů – Smart Equitest System a Balance Master System (Kolářová, 2012, s. 7–10).

3.2.1 Smart Equitest System

Smart Equitest System je složen z pohyblivé duální tenzometrické plošiny s vyznačenými liniemi pro umístění chodidel a pohyblivé kabiny. Tento modul hodnotí, jak efektivní je posturální stabilizace jedince ve vzpřímeném bipedním stoji

za předem definovaných podmínek. Pomocí různých testů je možné hodnotit schopnost adaptace na alterované senzorní vstupy, efektivitu automatických posturálních reakcí, schopnost volného ovlivnění pohybu těžiště předem vymezeným směrem (Kolářová, 2012, s. 7–10).

V průběhu vyšetření na posturografu musí mít vyšetřovaný oblečenu bezpečnostní vestu, pokud není stanoveno jinak. Dojde-li během vyšetření ke změně polohy chodidel, která je neustále kontrolována, vyšetření se přerušuje. Pro zamezení vzniku nepřesností a zkreslení výsledků nesmí mít vyšetřovaný žádnou zevní oporu (Kolářová, 2012, s. 7–10).

3.2.1.1 Smart Equitest System – vybrané testy

Motor Control Test (MCT)

Test hodnotí schopnost odpovědi automatických posturálních reakcí na posun plošiny v horizontále (translace) v závislosti na směru a rychlosti posunu. Testují se dva směry, translace plošiny dopředu a dozadu, která je normovaná podle tělesné výšky vyšetřovaného. Vždy ve třech opakováních jsou testovány tři rychlosti – malá, střední a vysoká. V průběhu měření stojí vyšetřovaná osoba vzpřímeně, ruce jsou spuštěny volně podél těla, nastavení chodidel nesmí být změněno. Při tomto testu je monitor uvnitř kabiny s vyšetřovaným vypnutý. Měřená osoba je pouze informována, že se bude podložka pohybovat (Kolářová, 2012, s. 7–10).

Výsledné parametry MCT: Weight Symmetry (průměrné rozložení tělesné hmotnosti během posunů plošiny), Latency (zpoždění reakce na zevní podnět v milisekundách), Amplitude Scaling (amplituda aktivní silové odpovědi na posun plošiny, pro každou končetinu zvlášť) a Strength Symmetry (silová symetrie obou dolních končetin) (Kolářová, 2012, s. 7–10).

Limits of Stability (LOS)

LOS zjišťuje, do jaké míry je vyšetřovaný schopen aktivně měnit polohu COP předem určeným směrem a dosažené maximum udržet. Trvání každého pokusu je osm sekund a hodnotí se osm směrů (dopředu, dopředu doprava, doprava, dozadu doprava, dozadu, dozadu doleva, doleva a dopředu doleva), které se vyšetřovaný snaží na základě vizuální zpětné vazby korigovat a v maximálním dosaženém bodě setrvat do zaznění zvukového signálu (Kolářová, 2012, s. 7–10).

K testovaným parametrům patří Reaction Time (čas v sekundách, za který vyšetřovaný zareaguje na zvukový podnět), Movement Velocity (průměrná rychlost ve stupních za sekundu při dosažení vyznačeného bodu), Endpoint Excursion (bod, do něhož se vychýlí těžiště během prvního pokusu o dosažení limitu stability bez zaváhání), Maximum Excursion (bod maximální výchylky těžiště v požadovaném směru) a Directional Control (vzdálenost od přímého směru v procentech; 100 % odpovídá přímému směru, hodnoty pod 100 % udávají odchylky od přímé trajektorie pohybu) (Kolářová, 2012, s. 7–10).

4 Program řízené redukce hmotnosti

Program řízené redukce hmotnosti je intenzivní moderní kurz hubnutí, jehož součástí je vstupní komplexní vyšetření, při kterém jsou provedeny laboratorní testy zaměřené na metabolické a hormonální poruchy, spiroergometrické vyšetření, zjištění fyzické zdatnosti a stanovení optimální tepové frekvence pro pohybovou aktivitu. V rámci komplexního vyšetření se provádí i analýza složení těla na přístroji Bodystat, tedy stanovení množství tuku a stanovení hodnoty bazálního metabolismu (Sovová, 2012).

Následuje: *(rozvrh jednotlivých lekcí je převzat od doc. MUDr. Elišky Sovové, Ph.D., MBA)*

1. týden: Úvodní lekce

V úvodní lekci se snaží klientky zodpovědět základní otázky: Proč chcete hubnout? Co Vám přináší jídlo? Jakou máte motivaci? Klientkám se také doporučuje uzavřít „smlouvu“ s partnerem (dětmi, kamarády, lékařem...), díky níž získají podporu od další, zpravidla blízké osoby. Stanovují se cíle, kterých je reálně možné dosáhnout. Základním pilířem celého kurzu je pozitivní myšlení a odměňování se za každý dílčí úspěch.

Klientky dostávají za úkol denně provádět zvolenou pohybovou aktivitu (minimálně půl hodiny denně, optimálně jednu hodinu denně) ve stanovené tepové frekvenci a úpravu jídelníčku podle probíraných doporučení. Během první lekce si klientky zakládají osobní deník, který bude na úvod každé další lekce kontrolován.

2. týden: Skupinová intervence – motivace ke změně životního stylu

Součástí druhé lekce je kontrola deníku, konfrontují se cíle a skutečnost, odhalují se chyby, kterých se klientky dopustily, a navrhuje se řešení těchto chyb. Dále se probírá problematika stresu – co je to stres a jak ho řešit, jak relaxovat, motivovat své okolí, dále jak řešit krizové situace, které by mohly narušit proces hubnutí (např. oslava, výlet, samota). Klientky v této lekci také absolvují test znalostí a na závěr představí své recepty.

3. týden: Nutriční poradenství - edukace o vhodném stravovacím režimu

Na úvod třetí lekce se opět kontroluje deník. Odpovídají cíle skutečnosti? Pokud ne, v čem je chyba? Hodnotí se poměr příjmu a výdeje, bazální metabolismus, probírá se ideální délka jídla, odhad jeho množství, studium kalorických tabulek, řeší se také povolené potraviny a skupiny potravin. Dalším tématem je vliv vnějších vlivů na stravování (televize, stres, automatické pojídání, dojíždání).

4. týden: Pohybová aktivita - její význam v redukci hmotnosti

V této lekci se po pravidelné kontrole deníku probírá pohyb, druhy pohybu, energetická náročnost aktivního a pasivního pohybu. Doporučuje se, jak správně pravidelně cvičit, klientkám jsou představeny nové sporty. Následuje praktická výuka – rotoped, Nordic Walking, TRX a bosu podložky.

5. - 7. týden: Individuální program s možností konzultace a individuálního cvičení

8. týden: Kontrolní vyšetření - vyhodnocení úspěšnosti redukce hmotnosti, kontrolní Bodystat

26. týden: Kontrolní vyšetření - vyhodnocení úspěšnosti redukce hmotnosti, kontrolní Bodystat (Sovová, 2012)

5 Cíle a hypotézy

5.1 Cíl práce

Cílem diplomové práce je zjistit, jestli existuje korelace mezi BMI a posturální reaktibilitou na zátěžové situace (translační výchylky, limity stability). Dílčím cílem je srovnat výsledky posturografických testů u žen, které se zúčastnily programu řízené redukce hmotnosti, před zahájením osmitýdenního programu a po jeho ukončení.

5.2 Zhodnocení odpovědí dotazníku k diplomové práci

Otázka č. 1: Jaké pohybové aktivitě (PA) se věnujete pravidelně?

Otázka č. 2: Jaké PA se věnujete nepravidelně?

Otázka č. 3: Kolikrát týdně se věnujete PA?

Otázka č. 4: Děláte / dělala jste nějaký sport závodně? Jaký? Jak dlouho?

Otázka č. 5: Zadýcháváte se při chůzi nebo běžných denních činnostech?

Otázka č. 6: Má ve Vaší rodině ještě někdo problém s nadváhou nebo obezitou?

5.3 Vědecké otázky a hypotézy

5.3.1 Vědecká otázka č. 1: Existuje rozdíl v posturální stabilitě u žen před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní?

H₀1: Není statisticky významný rozdíl v parametru Weight Symmetry MCT před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.

H₀2: Není statisticky významný rozdíl v parametru Latency MCT před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.

H₀3: Není statisticky významný rozdíl v parametru Amplitude Scaling MCT před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.

H₀4: Není statisticky významný rozdíl v parametru Strength Symmetry MCT před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.

H₀5: Není statisticky významný rozdíl v parametru Reaction Time LOS před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.

H₀6: Není statisticky významný rozdíl v parametru Movement Velocity LOS před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.

H₀7: Nemá statisticky významný rozdíl v parametru Endpoint Excursion LOS před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.

H₀8: Nemá statisticky významný rozdíl v parametru Maximum Excursion LOS před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.

H₀9: Nemá statisticky významný rozdíl v parametru Directional Control LOS před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.

5.3.2 Vědecká otázka č. 2: Existuje korelace mezi BMI a testovanými parametry testů Motor Control Test a Limits of Stability?

6 Metodika výzkumu

6.1 Charakteristika testovaného souboru

Do výzkumu bylo zařazeno celkem 15 žen (viz tab. 13 na s. 116 a tab. 14 na s. 117), které se zúčastnily osmitýdenního programu řízené redukce hmotnosti pod vedením doc. MUDr. Elišky Sovové, Ph.D., MBA a prim. MUDr. Dalibora Pastuchy, Ph.D., MBA na Klinice tělovýchovného lékařství a kardiiovaskulární rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc. Měření bylo provedeno dvakrát. První měření proběhlo na začátku programu řízené redukce hmotnosti a druhé měření po jeho skončení.

Průměrný věk měřených žen byl 43,5 let (směrodatná odchylka 5,6 let), průměrná výška 167,8 cm (směrodatná odchylka 7 cm) a průměrná hmotnost před zahájením osmitýdenního programu byla 89,4 kg (směrodatná odchylka 12,9 kg). U měřených žen nebylo zjištěno trauma, kloubní náhrady, poruchy propriocepce, neurologické onemocnění, vrozené vady ani další závažné stavy, které by mohly výsledky měření ovlivnit.

Pro objektivní posouzení stavu měřených žen před a po řízené redukci tělesné hmotnosti bylo využito měření dílčích testů modulu Smart Equitest System posturografu firmy Neurocom® v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc (viz obr. 1, s. 118).

6.2 Postup měření

Měření v kineziologické laboratoři se konalo ve dvou termínech, a to v časovém rozestupu osmi týdnů mezi prvním a druhým měřením. Měření probíhalo v klidném prostředí s minimem akustických a jiných rušivých vjemů. Měřené ženy byly seznámeny s přípravou a průběhem měření a podepsaly informovaný souhlas (viz Příloha 1, s. 114). Dále vyplnily dotazník k diplomové práci (viz Příloha 2, s. 115), který obsahoval osobní údaje (věk, výška, hmotnost na začátku a na konci kurzu, zaměstnání) a šest otázek, které zjišťovaly vztah k pohybové aktivitě, její četnost, pravidelnost a rodinnou anamnézu – přítomnost dalšího člena rodiny s nadváhou či obezitou.

V programu pro ovládnutí posturografu firmy Neurocom® byla založena karta s osobními údaji měřené osoby a tělesnou výškou, vzhledem ke které jsou testy normovány. Měřená osoba byla připravena pro vstup do kabiny posturografu.

Po oblečení vesty, připevnění popruhů kolem pasu a dolních končetin a po připevnění karabin za oka vesty byla nastavena pozice dolních končetin na silové plošině posturografu. Kolmice spuštěná z vnitřního kotníku procházela širokou vodorovnou linií a kolmice spuštěná ze zevního kotníku procházela v závislosti na tělesné výšce průsečíkem široké vodorovné linie s linií označenou písmenem S, pokud byla tělesná výška 76–140 cm, písmenem M, pokud byla tělesná výška 141–165 cm nebo písmenem T, pokud byla tělesná výška 166–203 cm. Špičky směřovaly mírně od sebe s instrukcí, že je možné jejich pozici upravit tak, aby byl stoj přirozený. Po celou dobu měření byla pozice nohou kontrolována a případně korigována. Rovněž byla měřená osoba informována o možnosti kdykoliv přerušit měření a odpočinout si.

V modulu Smart Equitest System byly zvoleny dva testy – Motor Control Test (MCT) (viz obr. 2 a 3, s. 119) a Limits of Stability (LOS) (viz obr. 4 a 5, s. 120). Motor Control Test hodnotí efektivitu automatických posturálních reakcí na horizontální posun silové plošiny v závislosti na směru translace a její rychlosti. Měřená osoba byla instruována, aby během měření stála v klidu bez změny postavení chodidel, pohled směřoval vpřed a ruce byly volně svěšeny podél těla. Monitor v kabině byl po celou dobu měření MCT vypnut. Měřená osoba dostala informaci, že se bude silová plošina pohybovat. Pohyb silové plošiny se realizuje ve dvou směrech – dopředu a dozadu (viz obr. 6, s. 121) vždy ve třech vzrůstajících rychlostech pro každý směr. Malá rychlost je označována jako prahový stimul, naopak vysoká rychlost se značí jako maximální odpověď. Míra translace je normována vzhledem k tělesné výšce měřené osoby.

Výslednými parametry MCT jsou Weight Symmetry, Latency, Amplitude Scaling a Strength Symmetry. Weight Symmetry [%] ukazuje průměrné rozložení tělesné hmotnosti během posunu silové plošiny. Pokud jsou obě dolní končetiny zatěžovány rovnoměrně, je výsledná hodnota 100. Výsledek nižší než 100 vyjadřuje větší zatížení levé dolní končetiny, naopak výsledná hodnota vyšší než 100 udává větší zatížení pravé dolní končetiny. Vzdálenost výsledné hodnoty od čísla 100 představuje procentuální rozdíl v zatížení obou dolních končetin. Parametr Latency [ms] udává zpoždění reakce měřené osoby na zevní podnět. Vyjadřuje čas mezi zahájením pohybu silové plošiny a reakcí měřené osoby. Vyšší hodnoty znamenají nižší efektivitu reakce na translační pohyb. Parametr Amplitude Scaling vyhodnocuje amplitudu aktivní silové odpovědi na horizontální pohyb plošiny, a to pro každou končetinu zvlášť.

Strength Symmetry [%] udává silovou symetrii obou dolních končetin. Vyhodnocení tohoto parametru je podobné jako u parametru Weight Symmetry.

Druhým zvoleným testem byl Limits of Stability. Test LOS zjišťuje schopnost měřené osoby aktivně měnit polohu Centre of Pressure (COP) předem určeným směrem a dosažené maximum udržet po dobu testování bez změny opěrné báze (viz obr. 7, s. 121). Před zahájením testování byl v kabině posturografu zapnut monitor pro možnost korekce aktivního přesunu COP náklonem těla na základě vizuální zpětné vazby. Dále byl mírně uvolněn závěs, a tím bylo umožněno měřené osobě vykonávat pohyb požadovaným směrem bez omezení, což bylo před měřením prakticky ověřeno. Měřená osoba byla instruována, aby se po zaznění signálu pokusila co nejrychleji a nejpřesněji dosáhnout žlutého čtverce a dosažené maximum po celou dobu testování (8 sekund) udržet. Žlutý čtverec na monitoru vyjadřuje 100 % limitů stability standardizovaných pro zdravou populaci. Měření bylo zahájeno ze středu obrazovky, který je také označen žlutým čtvercem. Test hodnotí 8 různých směrů – dopředu, dopředu doprava, doprava, dozadu doprava, dozadu, dozadu doleva, doleva a dopředu doleva. Pořadí testů (v programu označeny čísla 1–8) bylo u všech měřených osob následující: 1, 4, 3, 7, 2, 8, 6, 5 (směry dopředu, dozadu doprava, doprava, doleva, dopředu doprava, dopředu doleva, dozadu doleva a dozadu).

Testovanými parametry LOS jsou Reaction Time, Movement Velocity, Endpoint Excursion, Maximum Excursion a Directional Control. Reaction Time [s] vyjadřuje rychlost reakce na signál startující začátek testu. Movement Velocity je průměrná rychlost COP ve stupních za sekundu. Endpoint Excursion označuje bod vychýlení těžiště při prvním pokusu o dosažení limitů stability. Vyjadřuje se jako podíl dosažené vzdálenosti a normované vzdálenosti pro zdravou populaci a udává se v procentech. Maximum Excursion [%] udává bod maximálního vychýlení COP v daném směru. Výpočet je stejný jako u Endpoint Excursion. Directional Control posuzuje procentuálně vyjádřenou vzdálenost od přímého směru, 100 % označuje přímý směr, nižší hodnoty značí odchylku od přímé trajektorie pohybu (Kolářová, 2012, s. 7–10).

Po ukončení měření byly výsledky uloženy k dalšímu vyhodnocení.

6.3 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování dat byl použit software Microsoft Office Excel 2007. Ze získaných dat byly vypočteny základní veličiny popisné statistiky. Jednotlivé hypotézy byly testovány pomocí dvouvýběrového párového t-testu na střední hodnotu.

Statistická významnost byla určena na 5% hladině významnosti. Pokud byla výsledná hodnota hladiny statistické významnosti nižší než 0,05, byla nulová hypotéza zamítnuta, byla-li výsledná hodnota vyšší než 0,05, nebylo možné nulovou hypotézu zamítnout.

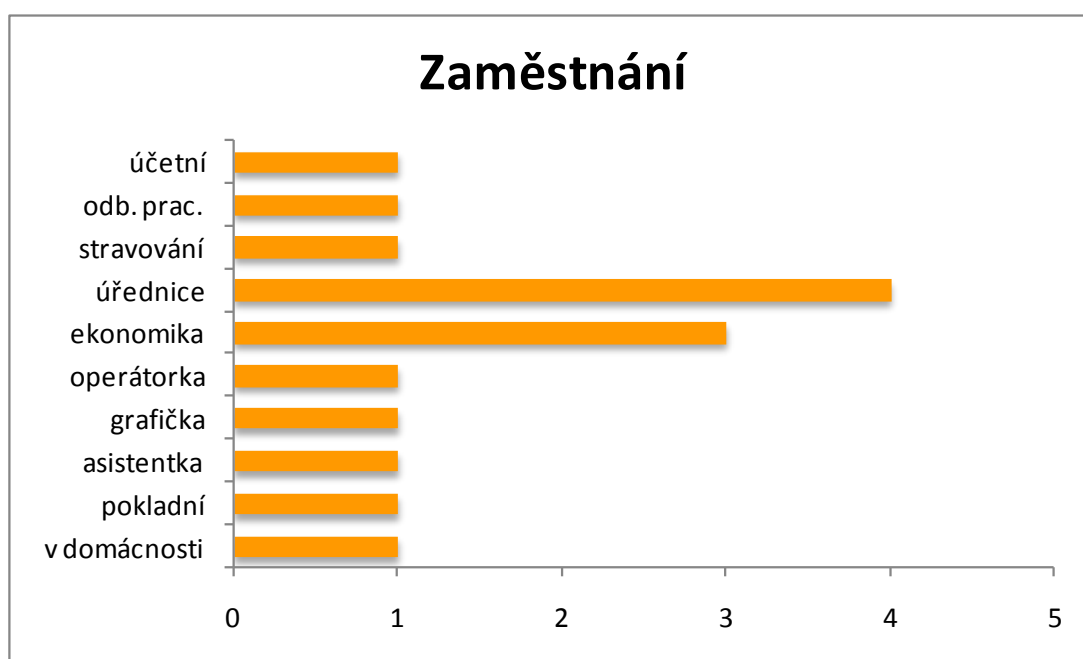
Dále byl pomocí analytického nástroje Korelace vyhodnocen vzájemný vztah mezi BMI a testovanými parametry testů Motor Control Test a Limits of Stability. Výsledné hodnoty korelace byly srovnány s tabulkovou hodnotou pro čtrnáct stupňů volnosti 0,482. Korelace vyšší než tato hodnota znamená statistickou významnost na hladině 0,05.

7 Výsledky

7.1 Zhodnocení odpovědí dotazníku k diplomové práci

Součástí měření pro diplomovou práci bylo také vyplnění krátkého dotazníku (viz Příloha 2, s. 115), který zjišťoval základní informace o účastnicích kurzu (věk, výška, hmotnost na začátku a na konci kurzu a zaměstnání (viz tab. 13 na s. 116 a tab. 14 na s. 117). Dotazník dále obsahoval otázky týkající se pohybové aktivity, její četnosti, pravidelnosti, dotaz na aktivní sportovní činnost, dušnost při fyzické aktivitě a rodinnou anamnézu – přítomnost dalšího člena rodiny s nadváhou či obezitou (viz tab. 12, s. 116).

Zaměstnání

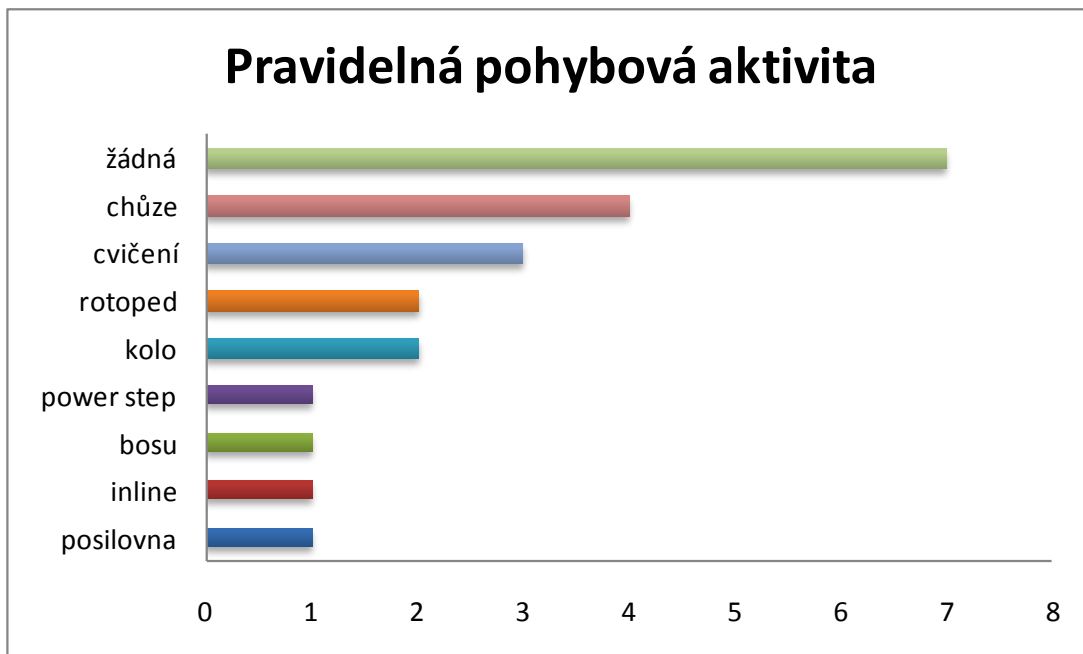


Graf 1 Zaměstnání

Graf 1 na s. 38 uvádí zaměstnání patnácti žen, které se zúčastnily programu řízené redukce hmotnosti. Z grafu vyplývá, že většina z těchto žen zastává tzv. sedavé zaměstnání, což může mít určitý vliv na jejich tělesnou hmotnost. Celkem čtyři klientky pracují jako úřednice, tři jsou zaměstnány v ekonomice, zbylá zaměstnání, t.j. účetní, odborná pracovnice medicíny a farmacie, vedoucí stravování, operátorka,

grafička, asistentka a pokladní, jsou zastoupena jedenkrát. Jedna klientka je v domácnosti.

Otázka č. 1: Jaké pohybové aktivitě se věnujete pravidelně?

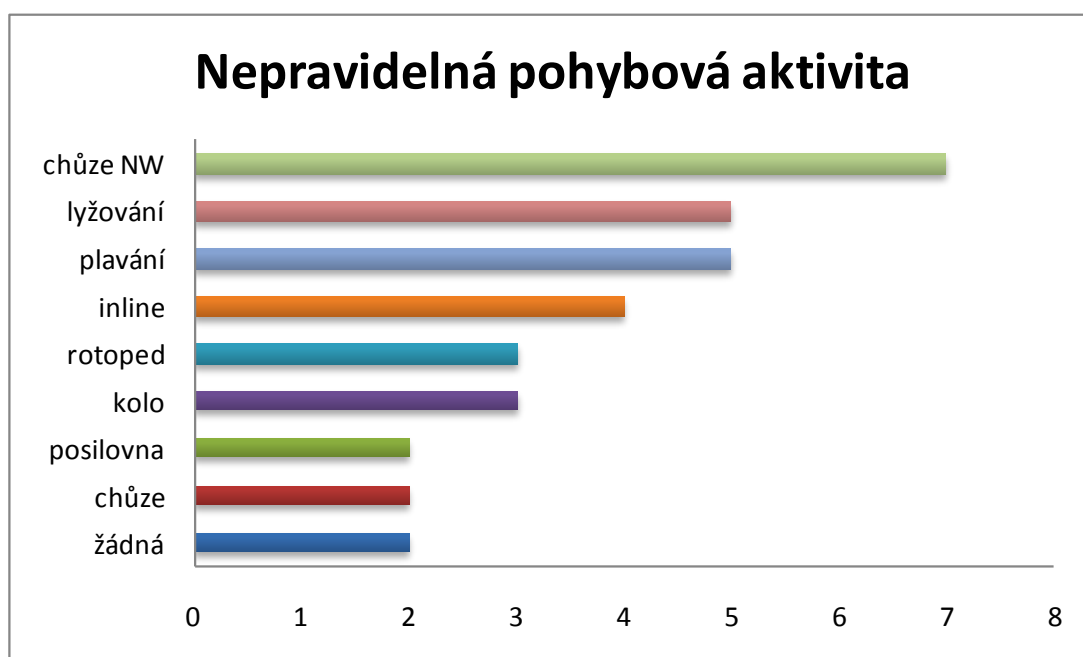


Graf 2 Pravidelná pohybová aktivita

Graf 2 na s. 39 zobrazuje pohybovou aktivitu, které se klientky věnují pravidelně. V této otázce nebyl omezen počet odpovědí, účastnice kurzu uvedly všechny aktivity, které ve volném čase provozují. V grafu jsou tyto aktivity uvedeny v sestupném pořadí.

Sedm klientek se nevěnuje pravidelně žádné pohybové aktivitě, čtyři uvedly chůzi jako svou pravidelnou pohybovou aktivitu, tři klientky pravidelně individuálně cvičí. Jíždě na kole se věnují dvě klientky, stejně tak jíždě na rotopedu. Power step, bosu, inline bruslení a posilovna byly ve výčtu zastoupeny vždy jednou.

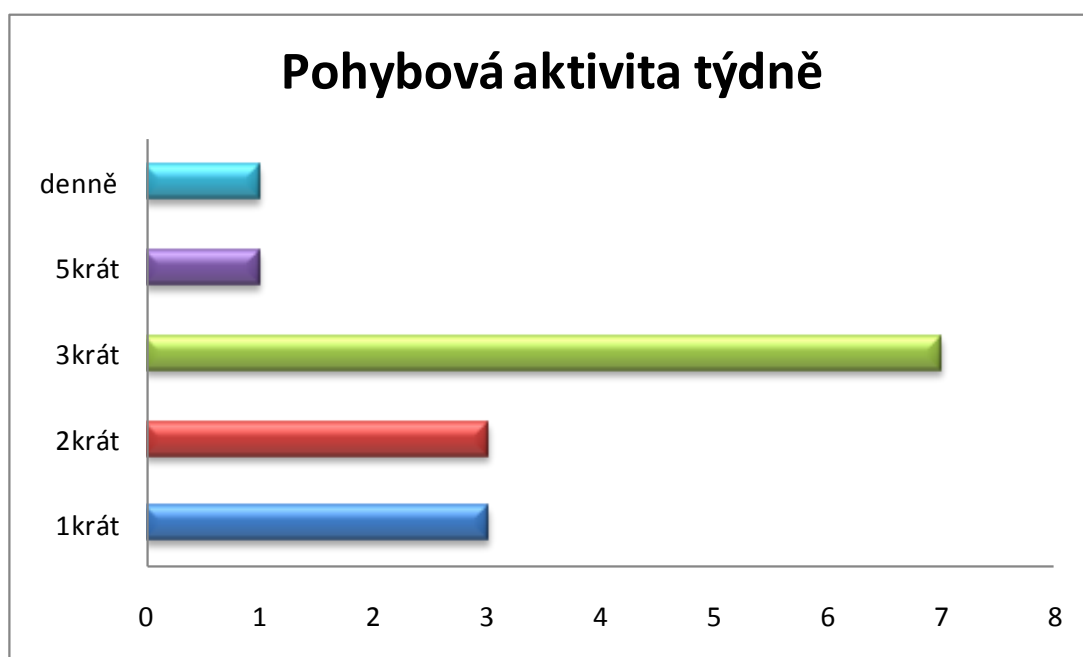
Otázka č. 2: Jaké pohybové aktivitě se věnujete nepravidelně?



Graf 3 Nepravidelná pohybová aktivita

Jak ukazuje graf 3 na s. 40, mezi pohybovou aktivitu, které se klientky nevěnují pravidelně, nejčastěji (v sedmi případech) řadily severskou chůzi (Nordic Walking), pětkrát klientky uváděly lyžování a plavání, čtyři se nepravidelně věnují inline bruslení, třikrát byla v dotazníku jako nepravidelná pohybová aktivita uvedena jízda na kole a na rotopedu, dvě účastnice kurzu navštěvují posilovnu, dvě klientky uvedly chůzi a dvě neprovozují žádnou pohybovou aktivitu nepravidelně.

Otázka č. 3: Kolikrát týdně se věnujete pohybové aktivitě?



Graf 4 Pohybová aktivita týdně

V dotazníku byla dále zjišťována četnost pohybové aktivity. Graf 4 na s. 41 zobrazuje, kolikrát týdně se účastnice kurzu věnují pohybové aktivitě.

Jedna klientka uvedla, že se některé z výše vyjmenovaných pohybových aktivit věnuje denně, jedna řadí fyzickou činnost do svého programu pětkrát týdně. Nejvíce klientek (sedm) odpovědělo, že se věnuje některé pohybové činnosti třikrát týdně. Tři klientky uvádí četnost pohybové aktivity dvakrát týdně a zbývající tři klientky pouze jedenkrát týdně.

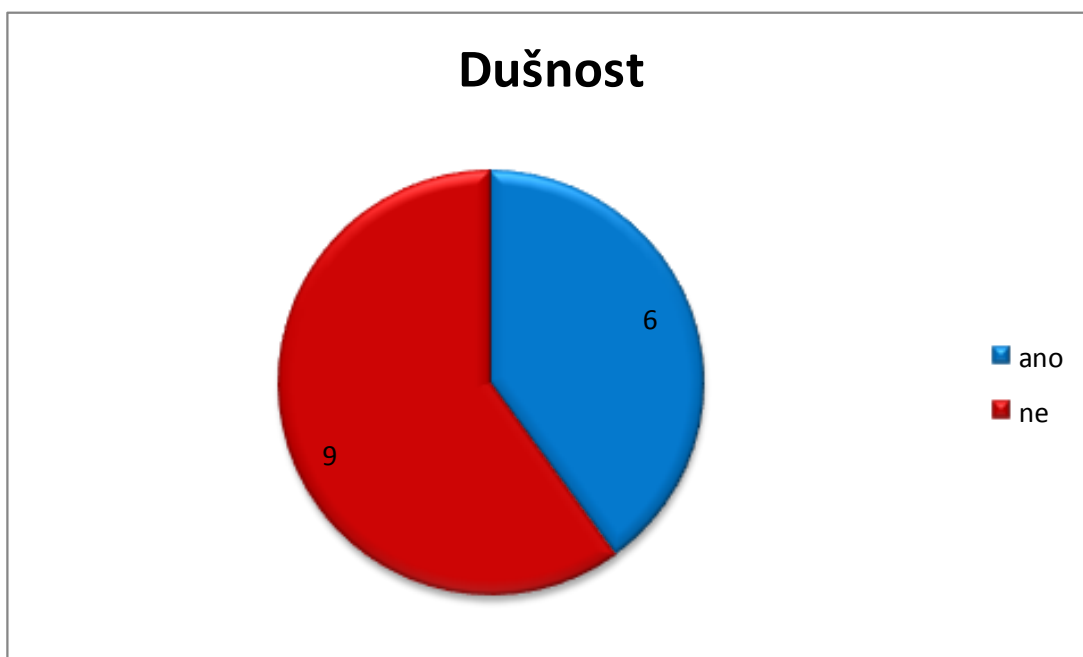
Otázka č. 4: Děláte / dělala jste nějaký sport závodně? Jaký? Jak dlouho?



Graf 5 Sport závodně

Na otázku, jestli klientky provozují nebo provozovaly některý sport závodně, odpověděly kladně pouze dvě ženy z patnácti zúčastněných (viz graf 5, s. 42). Obě se dříve aktivně věnovaly sportovní gymnastice, jedna po dobu pěti let, druhá šest let. Jedna kromě toho také čtyři roky závodně veslovala.

Otázka č. 5: Zadýcháváte se při chůzi nebo běžných denních činnostech?



Graf 6 Dušnost při běžných denních činnostech

Graf 6 na s. 43 uvádí odpovědi klientek na otázku, zda se zadýchávají při chůzi nebo běžných denních činnostech. Kladně na tuto otázku odpovědělo šest žen, záporně devět žen.

Otázka č. 6: Má ve Vaší rodině ještě někdo problém s nadváhou nebo obezitou?



Graf 7 Pozitivní rodinná anamnéza

Poslední otázka dotazníku zjišťovala problematiku nadváhy nebo obezity v nejbližším příbuzenstvu klientek. Graf 7 na s. 44 zobrazuje výsledky rodinné anamnézy. Pozitivní rodinnou anamnézu uvedlo 13 žen, pouze dvě ženy tuto otázku negují.

7.2 Vědecké otázky a hypotézy

7.2.1 Vědecká otázka č. 1: Existuje rozdíl v posturální stabilitě u žen před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní?

Parametry prvního vyšetřovaného testu Motor Control Test (MCT), kterými se zabývá hypotéza $H_01 - H_04$, byly statisticky vyhodnocovány v šesti základních podmínkách – translace silové plošiny dozadu při malé (small backward, SB), střední (medium backward, MB) a vysoké (large backward, LB) rychlosti a translace silové plošiny dopředu při malé (small forward, SF), střední (medium forward, MF) a vysoké (large forward, LF) rychlosti.

Výpočty (viz tab. 15–17, s. 122–124) byly provedeny pomocí dvouvýběrového párového t-testu na střední hodnotu. Na základě získané hodnoty hladiny statistické významnosti bylo určeno, jestli je možné nulovou hypotézu zamítnout, nebo nikoliv.

Graficky jsou vyjádřeny průměrné hodnoty testovaných parametrů při prvním a při druhém měření. V grafech je v procentech uvedeno zlepšení průměrných hodnot jednotlivých parametrů ve druhém měření (kladná hodnota), popřípadě zhoršení daných parametrů (záporná hodnota). Některé grafy poukazují na možnou existenci trendu zlepšení hodnoty testovaného parametru při druhém měření. Nicméně tento trend není statisticky významný (pravděpodobně v důsledku nízkého počtu měřených osob), anebo tento trend neexistuje.

Hypotéza H_01 : „*Není statisticky významný rozdíl v parametru Weight Symmetry MCT před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.*“

V tabulce 1 na str. 46 jsou zobrazeny dosažené hladiny statistické významnosti parametru Weight Symmetry v jednotlivých situacích. Do dvouvýběrového párového t-testu na střední hodnotu byly zadány absolutní hodnoty rozdílů naměřených hodnot od čísla 100 (vzdálenost naměřené hodnoty od čísla 100, tj. rozdíl = $|100 - \text{hodnota}|$), které udávají symetrii zatížení obou dolních končetin.

Tab. 1 Hladiny statistické významnosti parametru *Weight Symmetry* MCT.

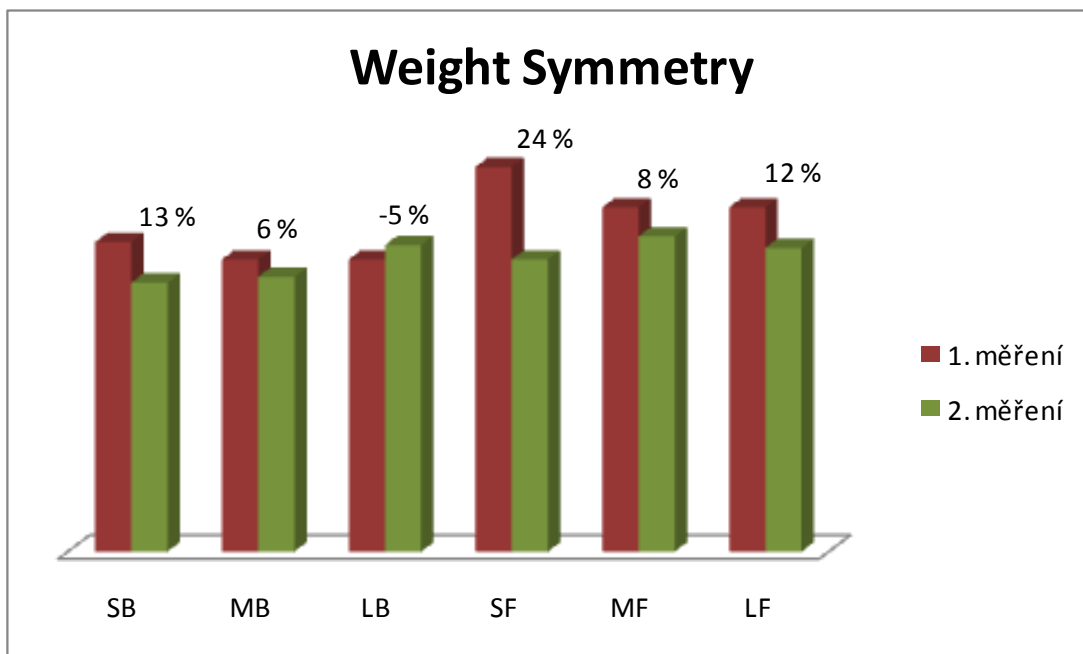
| <i>Weight Symmetry</i> | |
|------------------------|-------|
| situace | p |
| SB | 0,522 |
| MB | 0,787 |
| LB | 0,814 |
| SF | 0,183 |
| MF | 0,699 |
| LF | 0,508 |

Legenda: **SB** – podtrh vzad, nízká rychlost; **MB** – podtrh vzad, střední rychlost; **LB** – podtrh vzad, vysoká rychlost; **SF** – podtrh vpřed, nízká rychlost; **MF** – podtrh vpřed, střední rychlost; **LF** – podtrh vpřed, vysoká rychlost; **p** – hladina statistické významnosti, hodnota $p < 0,05$ je zvýrazněna

Na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ nebyly mezi testovanými situacemi nalezeny rozdíly, a proto tuto **hypotézu nelze v žádné z šesti situací zamítnout**.

Graf 8 na s. 47 zobrazuje průměry výsledných hodnot při prvním a druhém měření. Při druhém měření lze teoreticky předpokládat zlepšení průměrných rozdílů, tedy nižší asymetrii v rozložení tělesné hmotnosti na dolní končetiny.

Z grafu vyplývá, že tento předpoklad platí pro všechny testované situace kromě podtrhu vzad při vysoké rychlosti (LB). Tento výsledek však není statisticky významný.



Graf 8 Weight Symmetry

Legenda: **SB** – podtrh vzad, nízká rychlost; **MB** – podtrh vzad, střední rychlost; **LB** – podtrh vzad, vysoká rychlost; **SF** – podtrh vpřed, nízká rychlost; **MF** – podtrh vpřed, střední rychlost; **LF** – podtrh vpřed, vysoká rychlost; % – zlepšení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (kladná hodnota), zhoršení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (záporná hodnota)

Hypotéza H₀₂: „Není statisticky významný rozdíl v parametru Latency MCT před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.“

V tabulkách 2 a 3 na str. 48 jsou zobrazeny dosažené hladiny statistické významnosti parametru Latency (pro každou dolní končetinu zvlášť) v jednotlivých situacích.

Tab. 2 Hladiny statistické významnosti parametru Latency MCT, levá dolní končetina.

| Latency L | |
|-----------|-------|
| situace | p |
| SB | 0,250 |
| MB | 1,000 |
| LB | 0,849 |
| SF | 0,872 |
| MF | 0,792 |
| LF | 0,510 |

Legenda: **SB** – podtrh vzad, nízká rychlost; **MB** – podtrh vzad, střední rychlost; **LB** – podtrh vzad, vysoká rychlost; **SF** – podtrh vpřed, nízká rychlost; **MF** – podtrh vpřed, střední rychlost; **LF** – podtrh vpřed, vysoká rychlost; **p** – hladina statistické významnosti, hodnota $p < 0,05$ je zvýrazněna

Tab. 3 Hladiny statistické významnosti parametru Latency MCT, pravá dolní končetina.

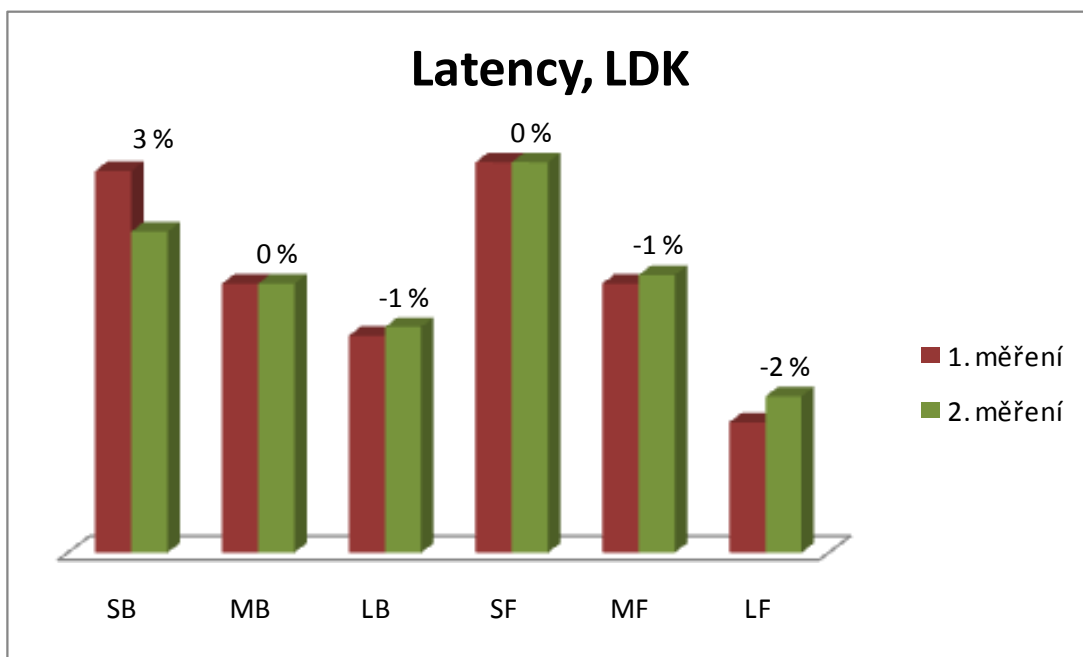
| Latency R | |
|-----------|-------|
| situace | p |
| SB | 0,068 |
| MB | 0,843 |
| LB | 0,698 |
| SF | 1,000 |
| MF | 0,818 |
| LF | 0,265 |

Legenda: **SB** – podtrh vzad, nízká rychlost; **MB** – podtrh vzad, střední rychlost; **LB** – podtrh vzad, vysoká rychlost; **SF** – podtrh vpřed, nízká rychlost; **MF** – podtrh vpřed, střední rychlost; **LF** – podtrh vpřed, vysoká rychlost; **p** – hladina statistické významnosti, hodnota $p < 0,05$ je zvýrazněna

Na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ nebyly mezi testovanými situacemi u obou dolních končetin nalezeny rozdíly, a proto tuto **hypotézu nelze v žádné z šesti situací zamítnout**.

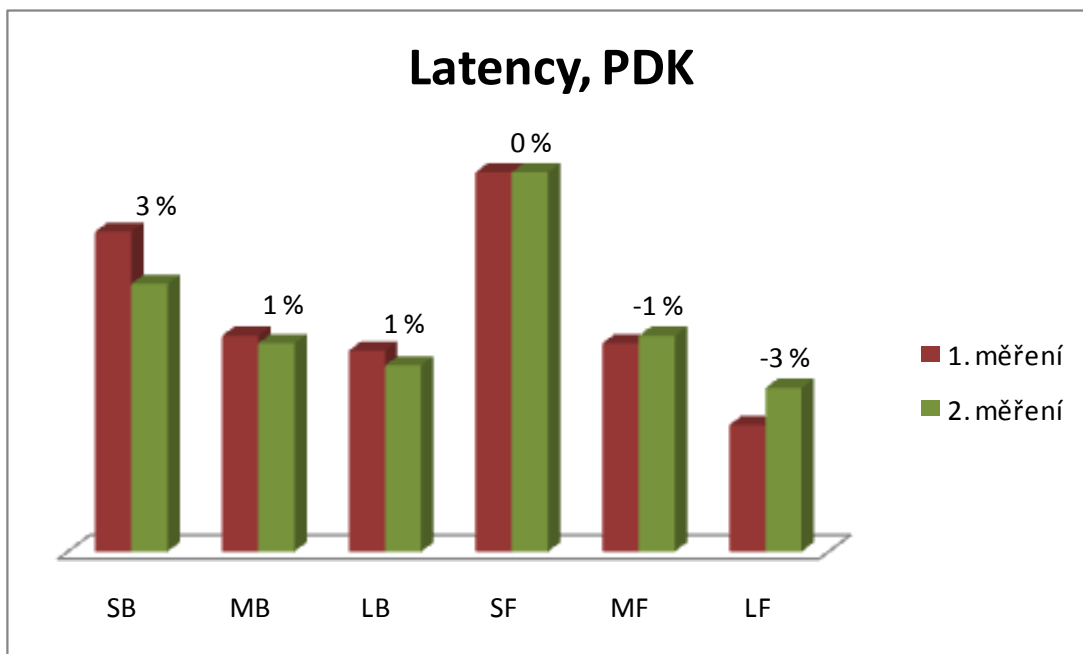
Graf 9 na s. 49 zobrazuje průměry výsledných hodnot při prvním a druhém měření pro levou dolní končetinu (LDK), graf 10 na s. 50 pro končetinu pravou (PDK). Při druhém měření lze teoreticky předpokládat zlepšení průměrných hodnot, tedy nižší reakční čas, a tím vyšší efektivitu reakce na translaci plošiny.

Z grafů vyplývá, že tento předpoklad platí u levé dolní končetiny při podtrhu plošiny vzad při nízké rychlosti (SB) a u pravé dolní končetiny při translaci plošiny vzad při všech rychlostech (SB, MB, LB). Při pohybu plošiny vpřed tento předpoklad neplatí u žádné z testovaných rychlostí. Tyto výsledky však nejsou statisticky významné.



Graf 9 Latency, LDK

Legenda: **SB** – podtrh vzad, nízká rychlost; **MB** – podtrh vzad, střední rychlost; **LB** – podtrh vzad, vysoká rychlost; **SF** – podtrh vpřed, nízká rychlost; **MF** – podtrh vpřed, střední rychlost; **LF** – podtrh vpřed, vysoká rychlost; % – zlepšení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (kladná hodnota), zhoršení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (záporná hodnota)



Graf 10 Latency, PDK

Legenda: **SB** – podtrh vzad, nízká rychlost; **MB** – podtrh vzad, střední rychlost; **LB** – podtrh vzad, vysoká rychlost; **SF** – podtrh vpřed, nízká rychlost; **MF** – podtrh vpřed, střední rychlost; **LF** – podtrh vpřed, vysoká rychlost; % – zlepšení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (kladná hodnota), zhoršení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (záporná hodnota)

Hypotéza H₀₃: „Není statisticky významný rozdíl v parametru *Amplitude Scaling MCT* před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.“

V tabulkách 4 a 5 na str. 51 jsou zobrazeny dosažené hladiny statistické významnosti parametru *Amplitude Scaling* (pro každou dolní končetinu zvlášť) v jednotlivých situacích.

Tab. 4 Hladiny statistické významnosti parametru Amplitude Scaling MCT, levá dolní končetina.

| Amplitude Scaling L | |
|---------------------|-------|
| situace | p |
| SB | 0,271 |
| MB | 0,582 |
| LB | 0,521 |
| SF | 0,534 |
| MF | 0,751 |
| LF | 0,790 |

Legenda: **SB** – podtrh vzad, nízká rychlost; **MB** – podtrh vzad, střední rychlost; **LB** – podtrh vzad, vysoká rychlost; **SF** – podtrh vpřed, nízká rychlost; **MF** – podtrh vpřed, střední rychlost; **LF** – podtrh vpřed, vysoká rychlost; **p** – hladina statistické významnosti, hodnota $p < 0,05$ je zvýrazněna

Tab. 5 Hladiny statistické významnosti parametru Amplitude Scaling MCT, pravá dolní končetina

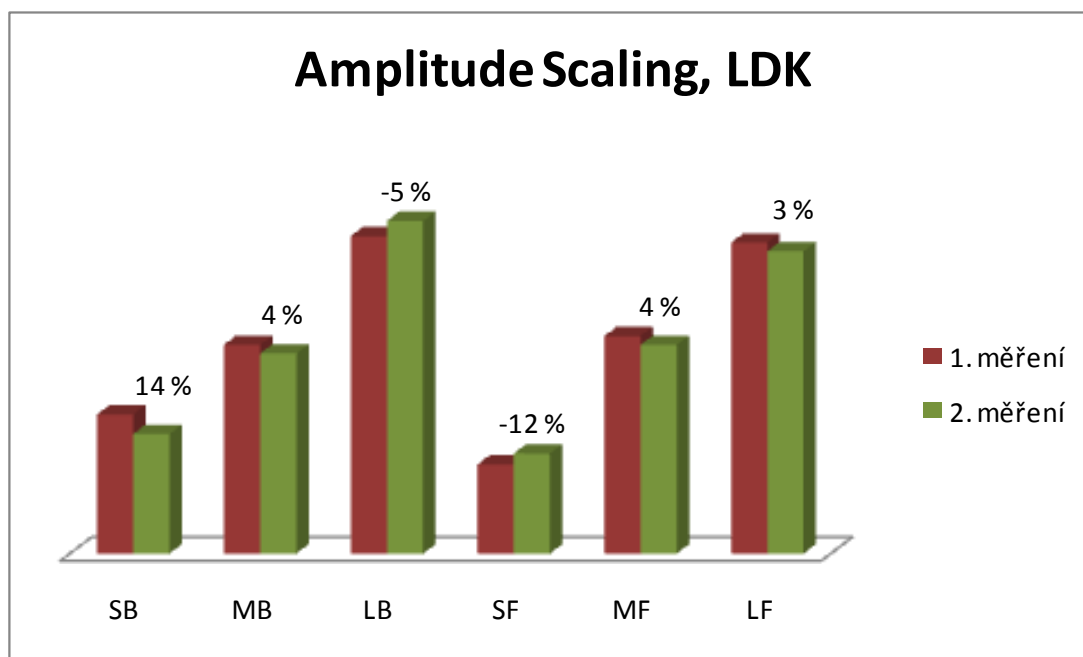
| Amplitude Scaling R | |
|---------------------|-------|
| situace | p |
| SB | 0,313 |
| MB | 0,403 |
| LB | 0,860 |
| SF | 0,465 |
| MF | 0,582 |
| LF | 0,825 |

Legenda: **SB** – podtrh vzad, nízká rychlost; **MB** – podtrh vzad, střední rychlost; **LB** – podtrh vzad, vysoká rychlost; **SF** – podtrh vpřed, nízká rychlost; **MF** – podtrh vpřed, střední rychlost; **LF** – podtrh vpřed, vysoká rychlost; **p** – hladina statistické významnosti, hodnota $p < 0,05$ je zvýrazněna

Na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ nebyly mezi testovanými situacemi u obou dolních končetin nalezeny rozdíly, a proto tuto **hypotézu nelze v žádné z šesti situací zamítnout**.

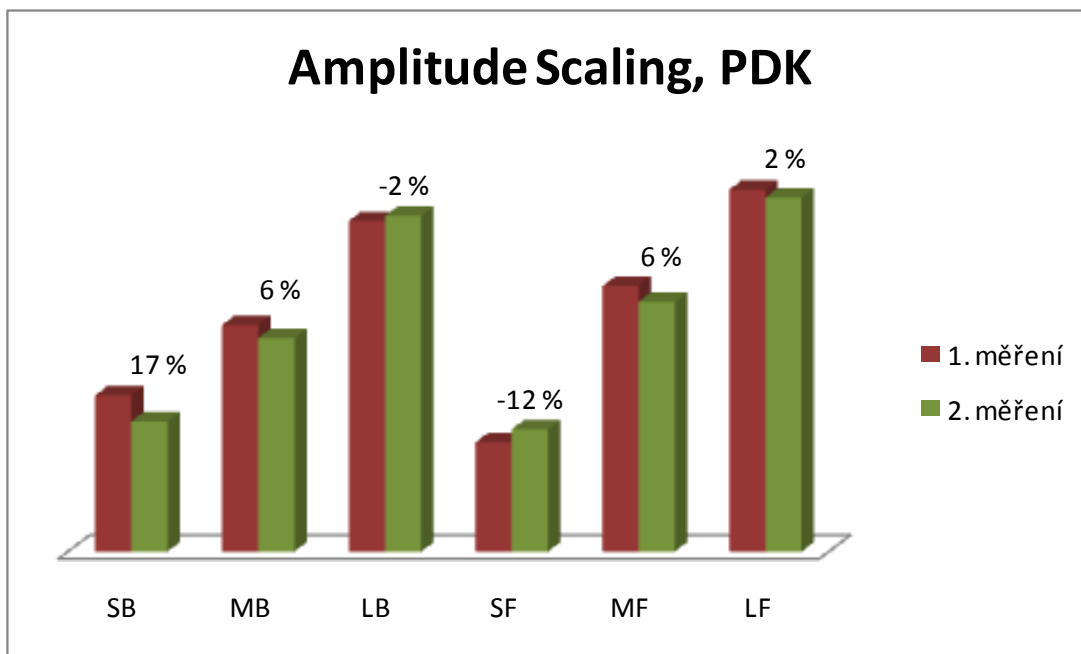
Graf 11 na s. 52 zobrazuje průměry výsledných hodnot při prvním a druhém měření pro levou dolní končetinu (LDK), graf 12 na s. 53 pro končetinu pravou (PDK). Při druhém měření lze teoreticky předpokládat zlepšení průměrných hodnot, tedy nižší amplitudu aktivní silové odpovědi na translaci plošiny.

Z grafů vyplývá, že tento předpoklad platí u levé i pravé dolní končetiny při podtrhu plošiny vzad nízkou (SB) a střední (MB) rychlostí podtrhu a při podtrhu plošiny směrem vpřed při střední (MF) a vysoké rychlosti (LF). Výsledky opět nejsou statisticky významné.



Graf 11 Amplitude Scaling, LDK

Legenda: **SB** – podtrh vzad, nízká rychlost; **MB** – podtrh vzad, střední rychlost; **LB** – podtrh vzad, vysoká rychlost; **SF** – podtrh vpřed, nízká rychlost; **MF** – podtrh vpřed, střední rychlost; **LF** – podtrh vpřed, vysoká rychlost; % – zlepšení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (kladná hodnota), zhoršení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (záporná hodnota)



Graf 12 Amplitude Scaling, PDK

Legenda: **SB** – podtrh vzad, nízká rychlost; **MB** – podtrh vzad, střední rychlost; **LB** – podtrh vzad, vysoká rychlost; **SF** – podtrh vpřed, nízká rychlost; **MF** – podtrh vpřed, střední rychlost; **LF** – podtrh vpřed, vysoká rychlost; % – zlepšení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (kladná hodnota), zhoršení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (záporná hodnota)

Hypotéza H₀₄: „Není statisticky významný rozdíl v parametru *Strength Symmetry* MCT před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.“

V tabulce 6 na str. 54 jsou zobrazeny dosažené hladiny statistické významnosti parametru *Strength Symmetry* v jednotlivých situacích. Do dvouvýběrového párového t-testu na střední hodnotu byly zadány absolutní hodnoty rozdílu naměřené hodnoty od čísla 100 (vzdálenost naměřené hodnoty od čísla 100, tj. rozdíl = $|100 - \text{hodnota}|$), které udávají silovou symetrii obou dolních končetin.

Tab. 6 Hladiny statistické významnosti parametru Strength Symmetry MCT.

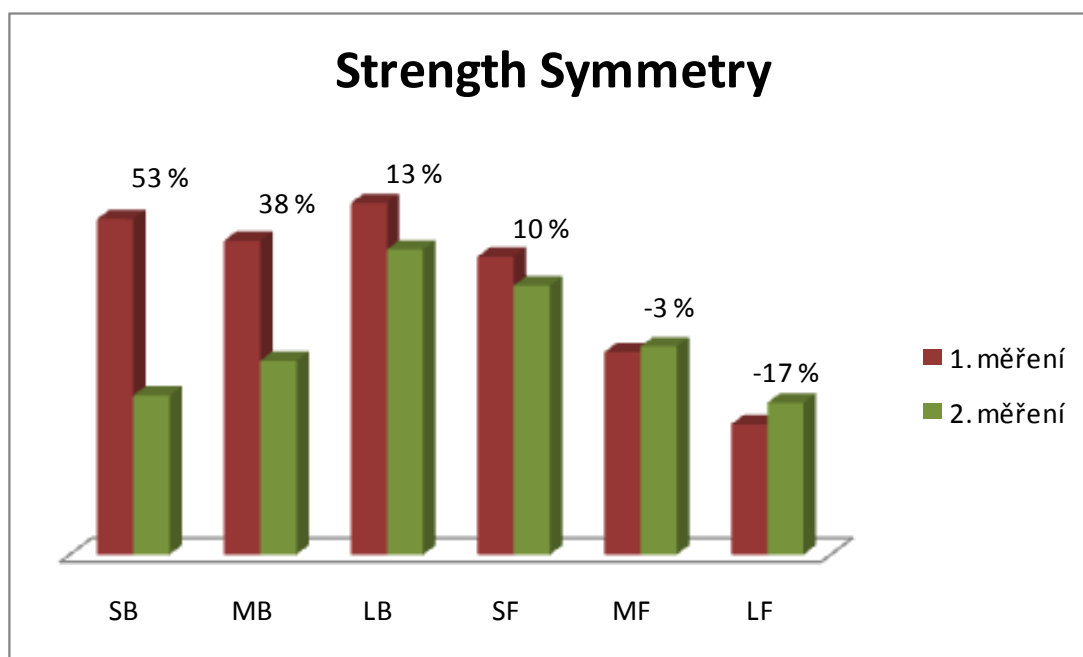
| Strength Symmetry | |
|-------------------|-------|
| situace | p |
| SB | 0,102 |
| MB | 0,077 |
| LB | 0,420 |
| SF | 0,804 |
| MF | 0,902 |
| LF | 0,490 |

Legenda: **SB** – podtrh vzad, nízká rychlost; **MB** – podtrh vzad, střední rychlost; **LB** – podtrh vzad, vysoká rychlost; **SF** – podtrh vpřed, nízká rychlost; **MF** – podtrh vpřed, střední rychlost; **LF** – podtrh vpřed, vysoká rychlost; **p** – hladina statistické významnosti, hodnota $p < 0,05$ je zvýrazněna

Na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ nebyly mezi testovanými situacemi nalezeny rozdíly, a proto tuto **hypotézu nelze v žádné z šesti situací zamítnout**.

Graf 13 na s. 55 zobrazuje průměry výsledných hodnot při prvním a druhém měření. Při druhém měření lze teoreticky předpokládat zlepšení průměrných rozdílů, tedy nižší silovou asymetrii končetin.

Z grafu vyplývá, že tento předpoklad platí ve všech případech kromě střední (MF) a vysoké rychlosti u podtrhu vpřed (LF). Výsledek není statisticky významný.



Graf 13 Strength Symmetry

Legenda: **SB** – podtrh vzad, nízká rychlost; **MB** – podtrh vzad, střední rychlost; **LB** – podtrh vzad, vysoká rychlost; **SF** – podtrh vpřed, nízká rychlost; **MF** – podtrh vpřed, střední rychlost; **LF** – podtrh vpřed, vysoká rychlost; % – zlepšení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (kladná hodnota), zhoršení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (záporná hodnota)

Parametry druhého vyšetřovaného testu Limits of Stability (LOS), kterými se zabývá hypotéza $H_{05} - H_{09}$, byly statisticky vyhodnocovány v osmi situacích (směrech, viz obr. 4 a 5, s. 120) – dopředu (1), dopředu doprava (2), doprava (3), dozadu doprava (4), dozadu (5), dozadu doleva (6), doleva (7) a dopředu doleva (8).

Výpočty (viz tab. 18–20, s. 125–127) byly provedeny pomocí dvouvýběrového párového t-testu na střední hodnotu. Na základě získané hodnoty hladiny statistické významnosti bylo určeno, jestli je možné nulovou hypotézu zamítnout, nebo nikoliv. U jednotlivých testovaných parametrů za daných podmínek jsou graficky znázorněny průměrné hodnoty jednotlivých parametrů v konkrétní testované situaci při prvním a druhém měření.

Graficky jsou vyjádřeny průměrné hodnoty testovaných parametrů při prvním a druhém měření. V grafech je opět v procentech uvedeno zlepšení průměrných hodnot jednotlivých parametrů ve druhém měření (kladná hodnota), popřípadě zhoršení daných parametrů (záporná hodnota). Některé grafy poukazují na možnou existenci

trendu zlepšení hodnoty testovaného parametru při druhém měření. Nicméně tento trend není statisticky významný (pravděpodobně v důsledku nízkého počtu měřených osob), anebo tento trend neexistuje. Jediný směr, ve kterém existuje statisticky významný trend u více parametrů, je směr dopředu, a to u testovaných parametrů Endpoint Excursion, Maximum Excursion a Directional Control. Tento výsledek je částečně v souladu s výsledky ve vědecké otázce č. 2, kde je tento výsledek dále diskutován.

Hypotéza H₀₅: „Není statisticky významný rozdíl v parametru Reaction Time LOS před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.“

V tabulce 7 na str. 56 jsou zobrazeny dosažené hladiny statistické významnosti parametru Reaction Time v jednotlivých situacích.

Tab. 7 Hladiny statistické významnosti parametru Reaction Time LOS.

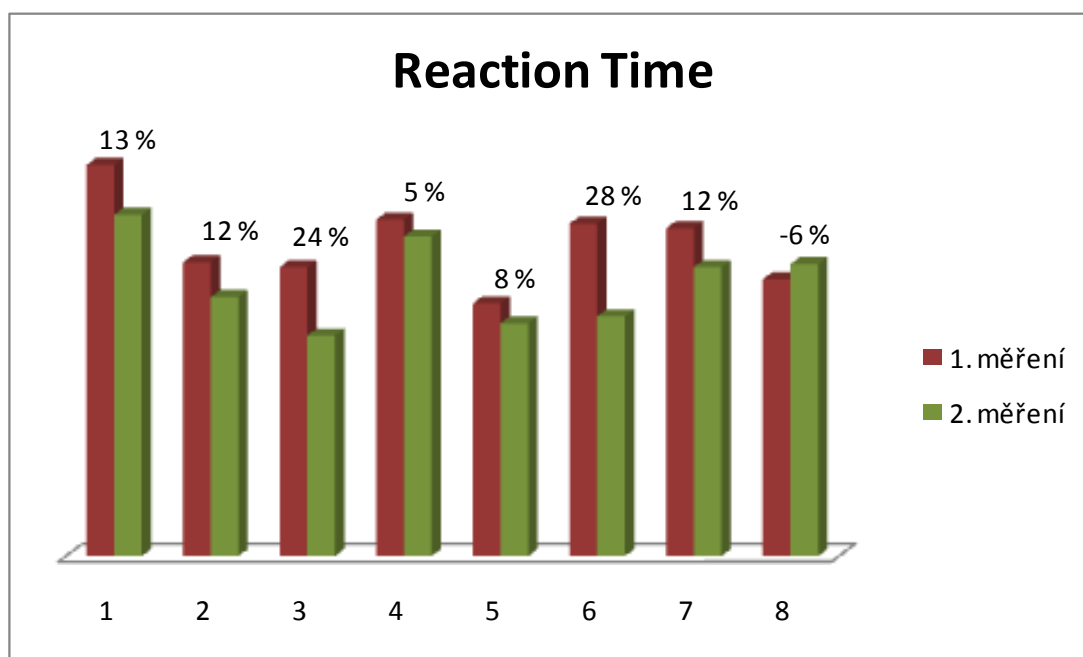
| Reaction Time | |
|---------------|-------|
| situace | p |
| 1 | 0,586 |
| 2 | 0,477 |
| 3 | 0,263 |
| 4 | 0,835 |
| 5 | 0,724 |
| 6 | 0,011 |
| 7 | 0,383 |
| 8 | 0,827 |

Legenda: 1–8 aktivní přesun COP daným směrem: 1 – dopředu; 2 – dopředu doprava; 3 – doprava; 4 – dozadu doprava; 5 – dozadu; 6 – dozadu doleva; 7 – doleva; 8 – dopředu doleva; p – hladina statistické významnosti, hodnota $p < 0,05$ je zvýrazněna

Na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ nebyly v sedmi testovaných směrech nalezeny rozdíly, a proto tuto **hypotézu nelze zamítnout**. Ve směru 6 (dozadu doleva) je hladina statistické významnosti nižší než 0,05, proto je možné v tomto případě nulovou **hypotézu zamítnout**.

Graf 14 na s. 57 zobrazuje průměry výsledných hodnot reakčních časů při prvním a druhém měření. Při druhém měření lze teoreticky předpokládat snížení průměrných hodnot reakčních časů v jednotlivých situacích.

Z grafu vyplývá, že tento předpoklad platí ve všech testovaných situacích kromě směru 8 (dopředu doleva), kdy se průměrná hodnota reakčních časů zvýšila. Předpoklad je statisticky významný pouze ve směru 6 (dozadu doleva). V ostatních směrech statisticky významný není, pravděpodobně v důsledku nedostatečného počtu měřených osob.



Graf 14 Reaction Time

Legenda: 1–8 aktivní přesun COP daným směrem: 1 – dopředu; 2 – dopředu doprava; 3 – doprava; 4 – dozadu doprava; 5 – dozadu; 6 – dozadu doleva; 7 – doleva; 8 – dopředu doleva; % – zlepšení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (kladná hodnota), zhoršení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (záporná hodnota)

Hypotéza H₀₆: „Není statisticky významný rozdíl v parametru Movement Velocity LOS před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.“

V tabulce 8 na str. 58 jsou zobrazeny dosažené hladiny statistické významnosti parametru Movement Velocity v jednotlivých situacích.

Tab. 8 Hladiny statistické významnosti parametru Movement Velocity LOS.

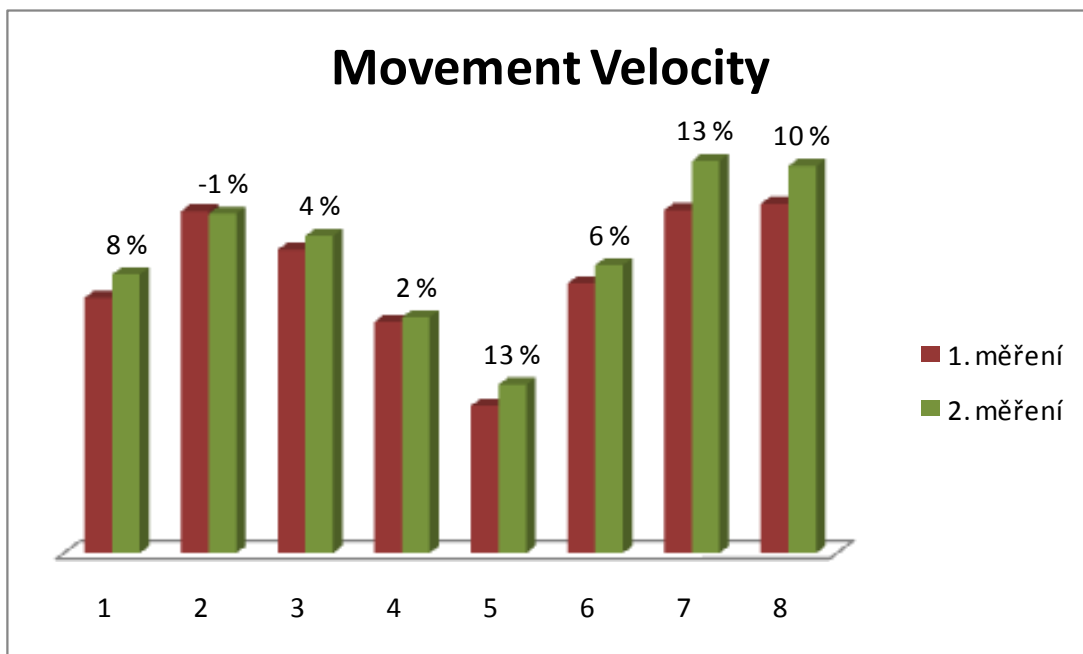
| Movement Velocity | |
|-------------------|-------|
| situace | p |
| 1 | 0,457 |
| 2 | 0,941 |
| 3 | 0,605 |
| 4 | 0,829 |
| 5 | 0,285 |
| 6 | 0,624 |
| 7 | 0,286 |
| 8 | 0,302 |

Legenda: 1–8 aktivní přesun COP daným směrem: 1 – dopředu; 2 – dopředu doprava; 3 – doprava; 4 – dozadu doprava; 5 – dozadu; 6 – dozadu doleva; 7 – doleva; 8 – dopředu doleva; p – hladina statistické významnosti, hodnota $p < 0,05$ je zvýrazněna

Na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ nebyly v žádném z osmi testovaných směrů nalezeny rozdíly, a proto tuto **hypotézu nelze zamítnout**.

Graf 15 na s. 59 zobrazuje průměry výsledných hodnot průměrných rychlostí při prvním a druhém měření. Při druhém měření lze teoreticky předpokládat zvýšení průměrných hodnot průměrných rychlostí v jednotlivých situacích.

Z grafu vyplývá, že tento předpoklad platí ve všech testovaných směrech kromě směru 2 (dopředu doprava), kdy ve druhém měření došlo ke zvýšení průměrné hodnoty testovaného parametru. Výsledek však není statisticky významný.



Graf 15 Movement Velocity

Legenda: 1–8 aktivní přesun COP daným směrem: 1 – dopředu; 2 – dopředu doprava; 3 – doprava; 4 – dozadu doprava; 5 – dozadu; 6 – dozadu doleva; 7 – doleva; 8 – dopředu doleva; % – zlepšení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (kladná hodnota), zhoršení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (záporná hodnota)

Hypotéza H₀₇: „Není statisticky významný rozdíl v parametru Endpoint Excursion LOS před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.“

V tabulce 9 na str. 60 jsou zobrazeny dosažené hladiny statistické významnosti parametru Endpoint Excursion v jednotlivých situacích.

Tab. 9 Hladiny statistické významnosti parametru Endpoint Excursion LOS.

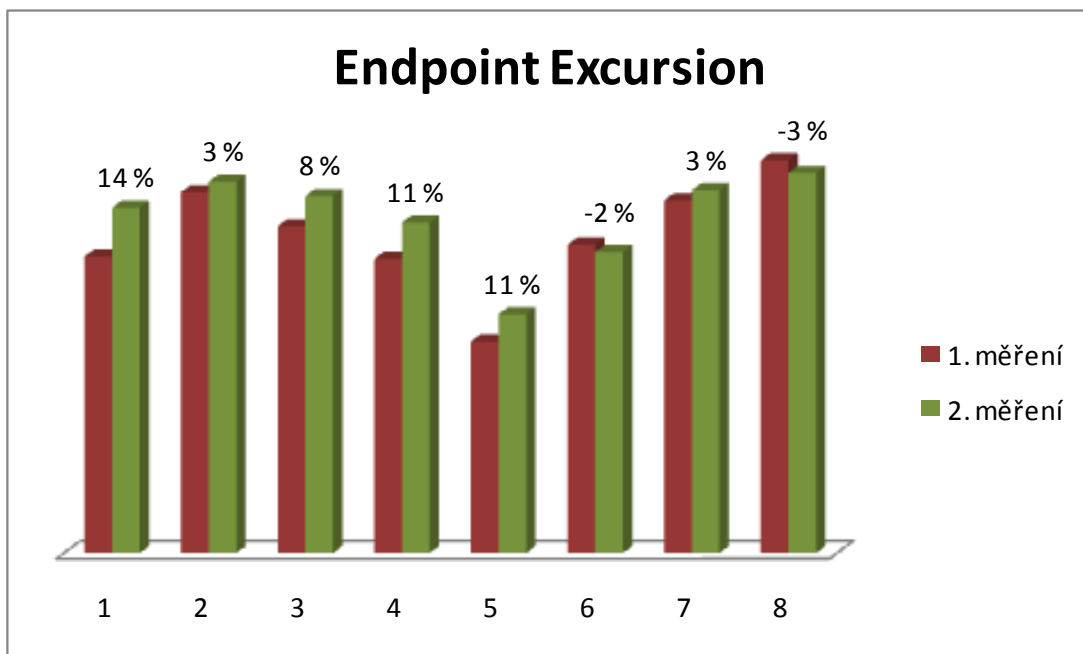
| Endpoint Excursion | |
|--------------------|-------|
| situace | p |
| 1 | 0,004 |
| 2 | 0,615 |
| 3 | 0,117 |
| 4 | 0,201 |
| 5 | 0,166 |
| 6 | 0,763 |
| 7 | 0,262 |
| 8 | 0,216 |

Legenda: 1–8 aktivní přesun COP daným směrem: 1 – dopředu; 2 – dopředu doprava; 3 – doprava; 4 – dozadu doprava; 5 – dozadu; 6 – dozadu doleva; 7 – doleva; 8 – dopředu doleva; p – hladina statistické významnosti, hodnota $p < 0,05$ je zvýrazněna

Na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ nebyly v sedmi testovaných směrech nalezeny rozdíly, a proto tuto **hypotézu nelze zamítnout**. Ve směru 1 (dopředu) je hladina statistické významnosti nižší než 0,05, proto **je možné** v tomto případě nulovou **hypotézu zamítnout**.

Graf 16 na s. 61 zobrazuje průměry výsledných hodnot prvního vychýlení těžiště při pokusu o dosažení limitů stability v prvním a druhém měření. Při druhém měření lze teoreticky předpokládat zvýšení průměrných hodnot testovaného parametru v jednotlivých situacích.

Z grafu vyplývá, že tento předpoklad platí ve všech testovaných směrech kromě směru 6 (dozadu doleva) a 8 (dopředu doleva), kdy došlo ke snížení průměrných hodnot parametru Endpoint Excursion. Tento výsledek je však statisticky významný pouze ve směru 1 (dopředu).



Graf 16 Endpoint Excursion

Legenda: 1–8 aktivní přesun COP daným směrem: 1 – dopředu; 2 – dopředu doprava; 3 – doprava; 4 – dozadu doprava; 5 – dozadu; 6 – dozadu doleva; 7 – doleva; 8 – dopředu doleva; % – zlepšení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (kladná hodnota), zhoršení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (záporná hodnota)

Hypotéza H₀₈: „Není statisticky významný rozdíl v parametru *Maximum Excursion* LOS před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.“

V tabulce 10 na str. 62 jsou zobrazeny dosažené hladiny statistické významnosti parametru *Maximum Excursion* v jednotlivých situacích.

Tab. 10 Hladiny statistické významnosti parametru Maximum Excursion LOS.

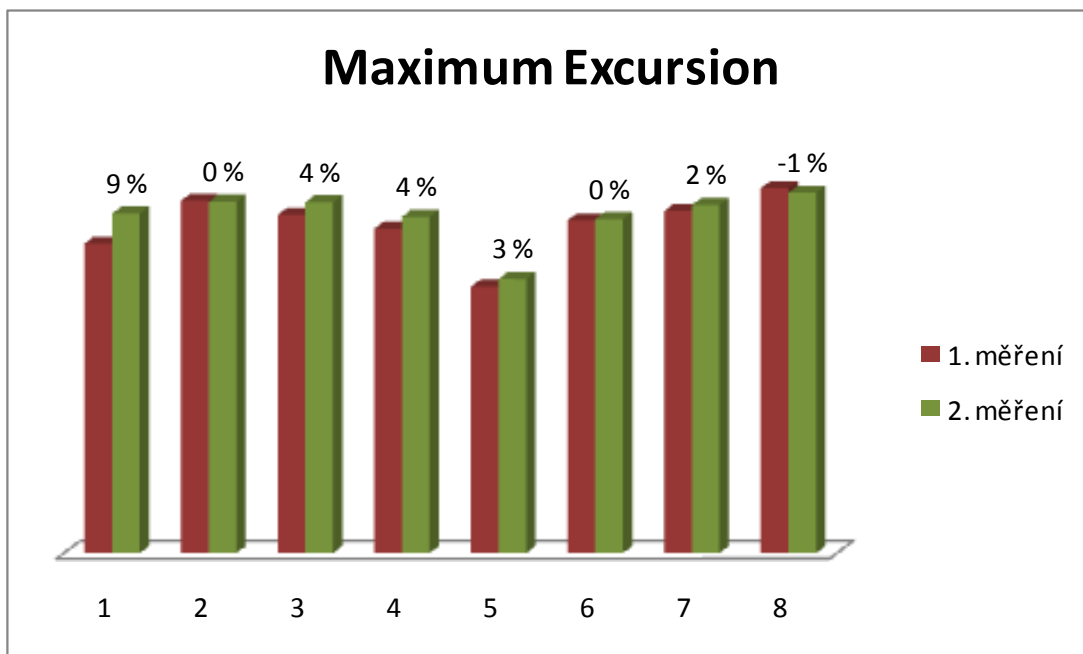
| Maximum Excursion | |
|-------------------|-------|
| situace | p |
| 1 | 0,015 |
| 2 | 0,947 |
| 3 | 0,221 |
| 4 | 0,341 |
| 5 | 0,593 |
| 6 | 0,924 |
| 7 | 0,486 |
| 8 | 0,481 |

Legenda: 1–8 aktivní přesun COP daným směrem: 1 – dopředu; 2 – dopředu doprava; 3 – doprava; 4 – dozadu doprava; 5 – dozadu; 6 – dozadu doleva; 7 – doleva; 8 – dopředu doleva; p – hladina statistické významnosti, hodnota $p < 0,05$ je zvýrazněna

Na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ nebyly v sedmi testovaných směrech nalezeny rozdíly, a proto tuto **hypotézu nelze zamítnout**. Ve směru 1 (dopředu) je hladina statistické významnosti nižší než 0,05, proto **je možné** v tomto případě nulovou **hypotézu zamítnout**.

Graf 17 na s. 63 zobrazuje průměry výsledných hodnot maximálního vychýlení těžiště při pokusu o dosažení limitů stability při prvním a druhém měření. Při druhém měření lze teoreticky předpokládat zvýšení průměrných hodnot testovaného parametru v jednotlivých situacích.

Z grafu vyplývá, že tento předpoklad platí ve všech testovaných směrech kromě směru 2 (dopředu doprava) a 8 (dopředu doleva), kdy došlo ke snížení průměrných hodnot parametru Maximum Excursion. Tento výsledek je ale statisticky významný pouze ve směru 1 (dopředu).



Graf 17 Maximum Excursion

Legenda: 1–8 aktivní přesun COP daným směrem: 1 – dopředu; 2 – dopředu doprava; 3 – doprava; 4 – dozadu doprava; 5 – dozadu; 6 – dozadu doleva; 7 – doleva; 8 – dopředu doleva; % – zlepšení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (kladná hodnota), zhoršení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (záporná hodnota)

Hypotéza H₀₉: „Není statisticky významný rozdíl v parametru *Directional Control LOS* před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní.“

V tabulce 11 na str. 64 jsou zobrazeny dosažené hladiny statistické významnosti parametru *Directional Control* v jednotlivých situacích.

Tab. 11 Hladiny statistické významnosti parametru Directional Control LOS.

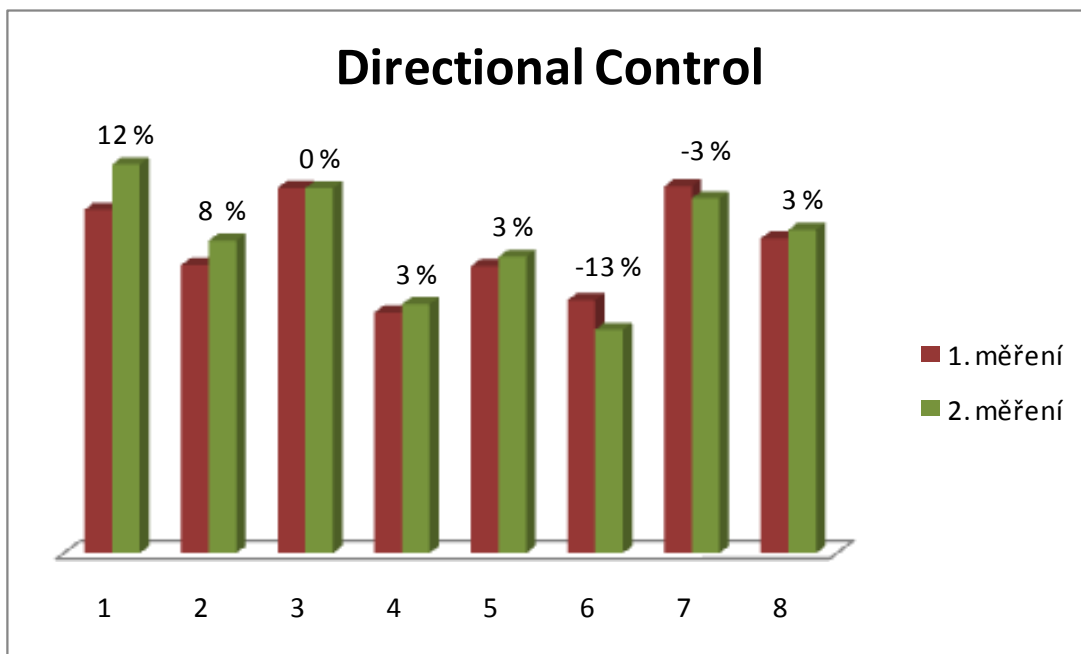
| Directional Control | |
|---------------------|-------|
| situace | p |
| 1 | 0,026 |
| 2 | 0,187 |
| 3 | 0,976 |
| 4 | 0,779 |
| 5 | 0,724 |
| 6 | 0,111 |
| 7 | 0,290 |
| 8 | 0,578 |

Legenda: 1–8 aktivní přesun COP daným směrem: 1 – dopředu; 2 – dopředu doprava; 3 – doprava; 4 – dozadu doprava; 5 – dozadu; 6 – dozadu doleva; 7 – doleva; 8 – dopředu doleva; p – hladina statistické významnosti, hodnota $p < 0,05$ je zvýrazněna

Na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ nebyly v sedmi testovaných směrech nalezeny rozdíly, a proto tuto **hypotézu nelze zamítnout**. Ve směru 1 (dopředu) je hladina statistické významnosti nižší než 0,05, proto **je možné** v tomto případě nulovou **hypotézu zamítnout**.

Graf 18 na s. 65 zobrazuje průměry výsledných hodnot kontroly směru pohybu při prvním a druhém měření. Při druhém měření lze teoreticky předpokládat zvýšení průměrných hodnot testovaného parametru v jednotlivých situacích.

Z grafu vyplývá, že tento předpoklad platí ve všech testovaných směrech kromě směru 3 (doprava), 6 (dozadu doleva) a 7 (doleva), kdy došlo ke snížení průměrných hodnot parametru Directional Control. Výsledek je statisticky významný pouze ve směru 1 (dopředu).



Graf 18 Directional Control

Legenda: 1–8 aktivní přesun COP daným směrem: 1 – dopředu; 2 – dopředu doprava; 3 – doprava; 4 – dozadu doprava; 5 – dozadu; 6 – dozadu doleva; 7 – doleva; 8 – dopředu doleva; % – zlepšení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (kladná hodnota), zhoršení průměrných hodnot parametru ve 2. měření (záporná hodnota)

7.2.2 Vědecká otázka č. 2: Existuje korelace mezi BMI a testovanými parametry testů Motor Control Test a Limits of Stability?

Pomocí analytického nástroje Korelace byl vyhodnocen vzájemný vztah mezi BMI a testovanými parametry testů Motor Control Test a Limits of Stability. Pro výpočet byly použity hodnoty rozdílů BMI před redukcí tělesné hmotnosti a po ní. U některých testů znamenala nižší hodnota lepší výsledek, u jiných testů byl lepší výsledek reprezentován vyšší hodnotou. Pro výpočet korelace se proto odečítal výsledek prvního měření od druhého nebo výsledek druhého měření od prvního tak, aby kladná hodnota znamenala zlepšení testovaného parametru.

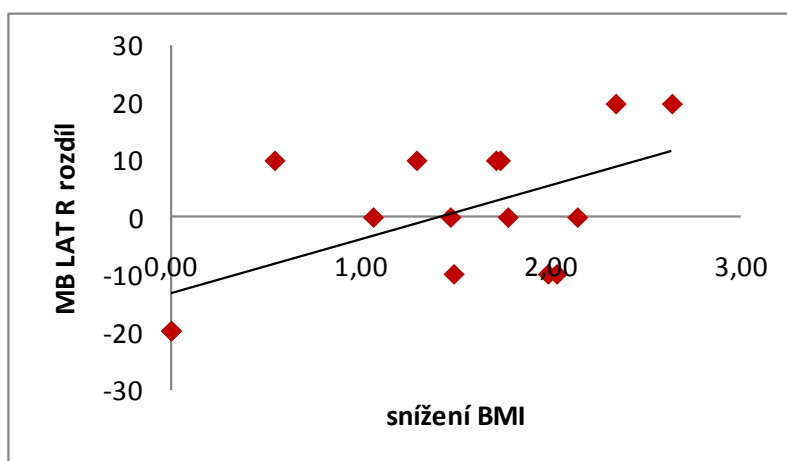
Výsledné hodnoty korelace (viz tab. 21–24, s. 128–130) byly srovnány s tabulkovou hodnotou pro čtrnáct stupňů volnosti, tedy číselnou hodnotou 0,482. Korelace vyšší než tato hodnota znamená statistickou významnost.

Statisticky významné korelace mezi BMI a testovanými parametry testu MCT.

Celkový počet testovaných parametrů testu Motor Control Test na korelaci s BMI byl třicet šest. Statisticky významná korelace byla zjištěna pouze u tří parametrů. V parametru Latency byla při podtrhu plošiny vzad střední rychlostí u pravé dolní končetiny zjištěna pozitivní korelace. Tedy se snížením BMI došlo ke zlepšení tohoto parametru. U parametru Amplitude Scaling byla při podtrhu plošiny vzad i vpřed u levé dolní končetiny vyhodnocena záporná korelace. Trend tedy ukazuje zhoršení parametru při snížení BMI.

Latency, Medium Backward, PDK

Korelace 0,583



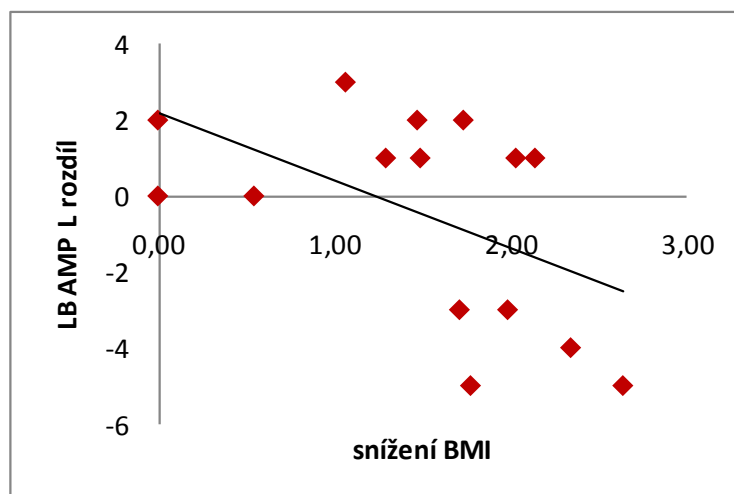
Graf 19 Korelace BMI a Latency, Medium Backward, PDK

Legenda: snížení BMI – rozdíl BMI (BMI 1. měření - BMI 2. měření); MB LAT R rozdíl – parametr Latency při podtrhu plošiny vzad střední rychlostí (pravá dolní končetina), kladná hodnota rozdílu znamená zlepšení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu, záporná hodnota rozdílu ukazuje zhoršení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu

V grafu 19 na s. 66 je zobrazena závislost změny parametru Latency při podtrhu plošiny vzad střední rychlostí u pravé dolní končetiny na změně BMI včetně lineárního trendu. Protože kladné hodnoty rozdílu parametru reprezentují jeho zlepšení ve druhém měření, vyplývá z grafu existence závislosti zlepšení parametru Latency za dané podmínky se snížením BMI.

Amplitude Scaling, Large Backward, LDK

Korelace -0,513



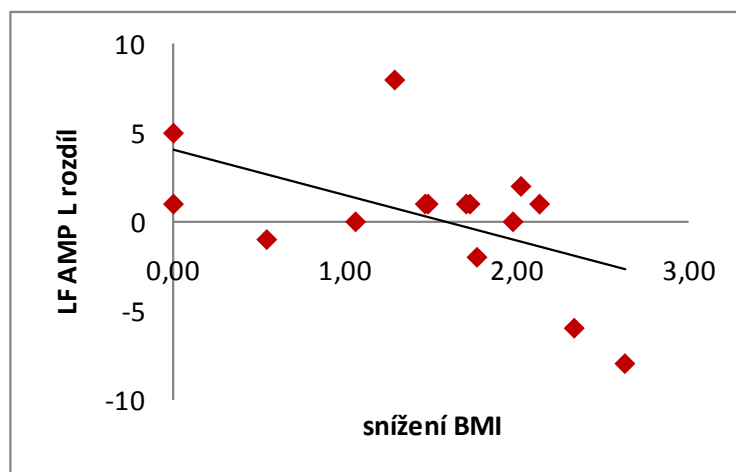
Graf 20 Korelace mezi BMI a Amplitude Scaling, Large Backward, LDK

Legenda: snížení BMI – rozdíl BMI (BMI 1. měření - BMI 2. měření); LB AMP L rozdíl – parametr Amplitude Scaling při podtrhu plošiny vzad vysokou rychlostí (levá dolní končetina), kladná hodnota rozdílu znamená zlepšení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu, záporná hodnota rozdílu ukazuje zhoršení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu

V grafu 20 na s. 67 je zobrazena závislost změny parametru Amplitude Scaling při podtrhu plošiny vzad vysokou rychlostí u levé dolní končetiny na změně BMI včetně lineárního trendu. Protože kladné hodnoty rozdílu parametru reprezentují jeho zlepšení ve druhém měření, vyplývá z grafu existence závislosti zhoršení parametru Amplitude Scaling za dané podmínky se snížením BMI.

Amplitude Scaling, Large Forward, LDK

Korelace -0,528



Graf 21 Korelace mezi BMI a Amplitude Scaling, Large Forward, LDK

Legenda: snížení BMI – rozdíl BMI (BMI 1. měření - BMI 2. měření); LF AMP L rozdíl – parametr Amplitude Scaling při podtrhu plošiny vpřed vysokou rychlostí (levá dolní končetina), kladná hodnota rozdílu znamená zlepšení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu, záporná hodnota rozdílu ukazuje zhoršení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu

V grafu 21 na s. 68 je zobrazena závislost změny parametru Amplitude Scaling při podtrhu plošiny vpřed vysokou rychlostí u levé dolní končetiny na změně BMI včetně lineárního trendu. Protože kladné hodnoty rozdílu parametru reprezentují jeho zlepšení ve druhém měření, vyplývá z grafu existence závislosti zhoršení parametru Amplitude Scaling za dané podmínky se snížením BMI.

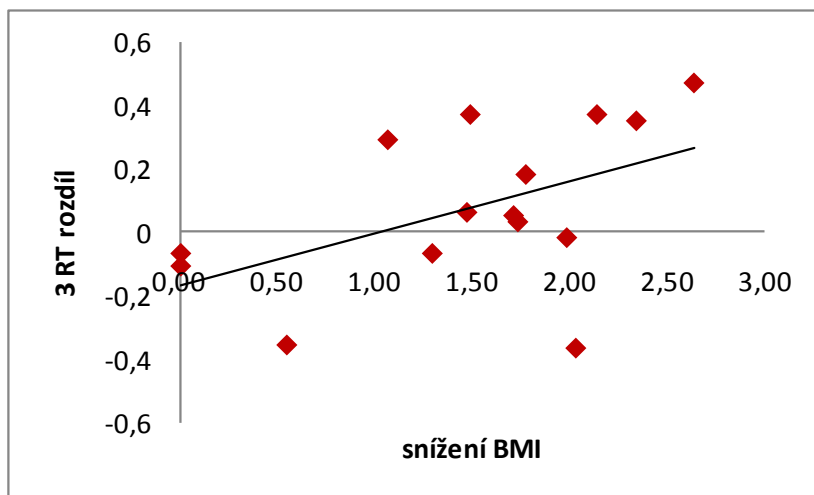
Statisticky významné korelace mezi BMI a testovanými parametry testu LOS.

Celkový počet testovaných parametrů byl čtyřicet. U osmi (20 %) byla zjištěna statisticky významná korelace. V těchto případech vždy došlo ke zlepšení parametru při snížení BMI. Statisticky významná korelace se vyskytovala převážně u směrů dopředu a doprava, jednou u směru dozadu. U směrů dopředu a doprava tedy existuje statisticky významné zlepšení testovaných parametrů Endpoint Excursion a Maximum Excursion v těchto směrech vzhledem ke snížení BMI. Tento výsledek je částečně podpořen výsledkem z vědecké otázky č. 1. U ostatních parametrů toto tvrdit nelze. Vzhledem k tomu, že většina populace má dominantní pravou dolní končetinu a lokomoce je spjata s pohybem vpřed, je možné, že se zlepšení nejdříve nebo nejvíce

projeví právě v těchto směrech. Pro prokázání ostatních směrů by bylo nutné provést měření s větším množstvím osob.

Reaction Time, směr doprava

Korelace 0,505



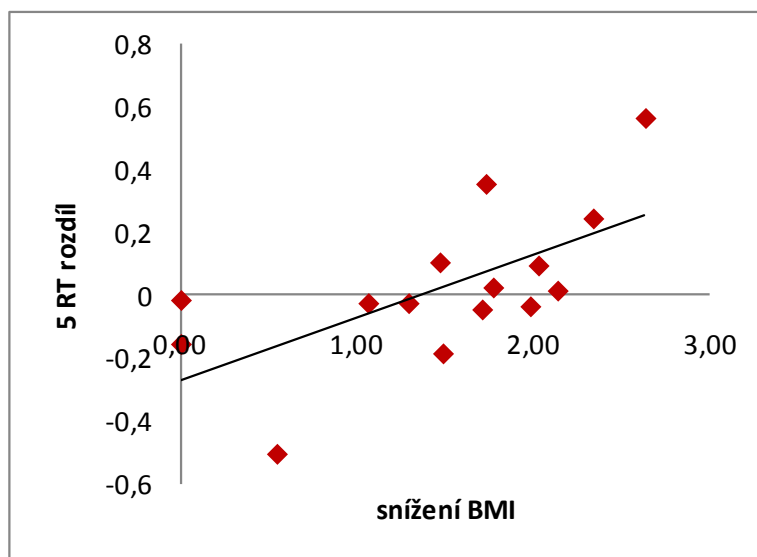
Graf 22 Korelace mezi BMI a Reaction Time, směr 3

Legenda: snížení BMI – rozdíl BMI (BMI 1. měření - BMI 2. měření); 3 RT rozdíl – parametr Reaction Time, směr doprava, kladná hodnota rozdílu znamená zlepšení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu, záporná hodnota rozdílu ukazuje zhoršení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu

V grafu 22 na s. 69 je zobrazena závislost změny parametru Reaction Time, směr doprava na změně BMI včetně lineárního trendu. Protože kladné hodnoty rozdílu parametru reprezentují jeho zlepšení ve druhém měření, vyplývá z grafu existence závislosti zlepšení parametru Reaction Time, směr doprava se snížením BMI.

Reaction Time, směr dozadu

Korelace 0,642



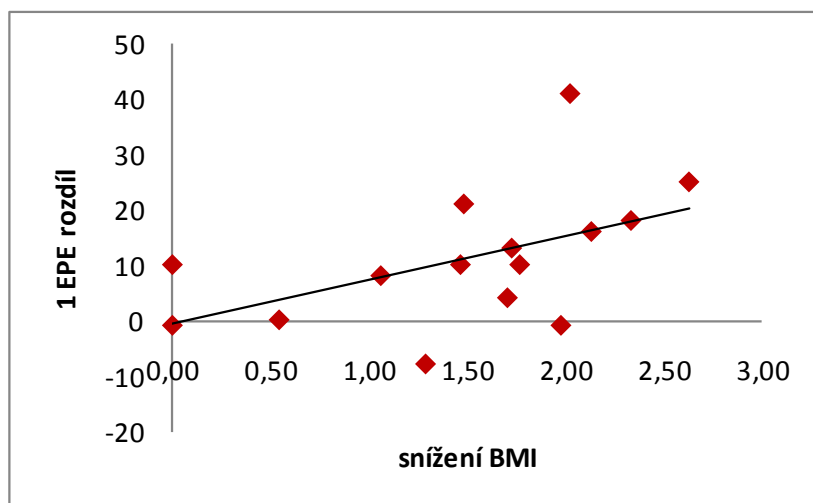
Graf 23 Korelace mezi BMI a Reaction Time, směr 5

Legenda: snížení BMI – rozdíl BMI (BMI 1. měření - BMI 2. měření); 5 RT rozdíl – parametr Reaction Time, směr dozadu, kladná hodnota rozdílu znamená zlepšení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu, záporná hodnota rozdílu ukazuje zhoršení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu

V grafu 23 na s. 70 je zobrazena závislost změny parametru Reaction Time, směr dozadu na změně BMI včetně lineárního trendu. Protože kladné hodnoty rozdílu parametru reprezentují jeho zlepšení ve druhém měření, vyplývá z grafu existence závislosti zlepšení parametru Reaction Time, směr dozadu se snížením BMI.

Endpoint Excursion, směr dopředu

Korelace 0,509



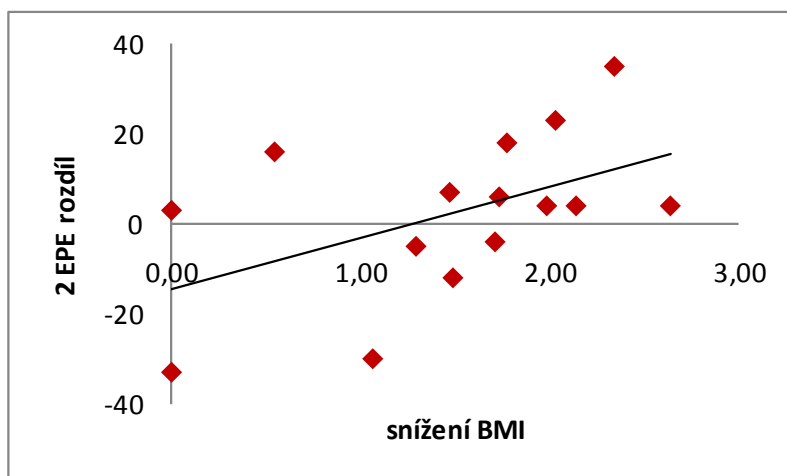
Graf 24 Korelace mezi BMI a Endpoint Excursion, směr 1

Legenda: snížení BMI – rozdíl BMI (BMI 1. měření - BMI 2. měření); 1 EPE rozdíl – parametr Endpoint Excursion, směr dopředu, kladná hodnota rozdílu znamená zlepšení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu, záporná hodnota rozdílu ukazuje zhoršení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu

V grafu 24 na s. 71 je zobrazena závislost změny parametru Endpoint Excursion, směr dopředu na změně BMI včetně lineárního trendu. Protože kladné hodnoty rozdílu parametru reprezentují jeho zlepšení ve druhém měření, vyplývá z grafu existence závislosti zlepšení parametru Endpoint Excursion, směr dopředu se snížením BMI.

Endpoint Excursion, směr dopředu doprava

Korelace 0,504



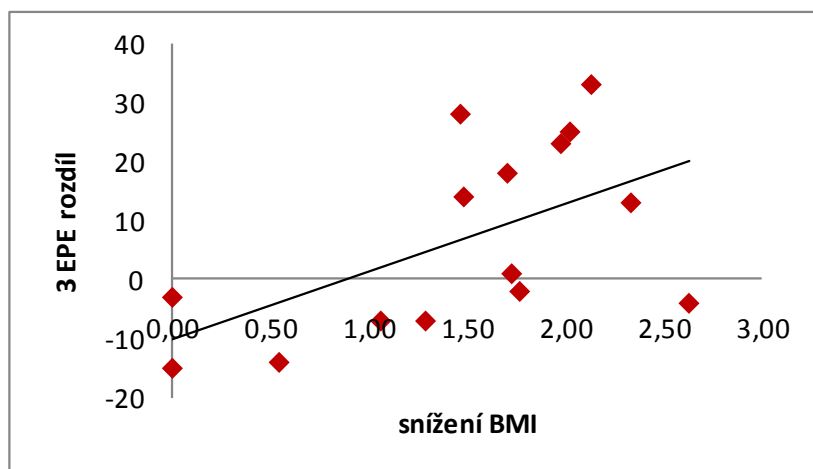
Graf 25 Korelace mezi BMI a Endpoint Excursion, směr 2

Legenda: snížení BMI – rozdíl BMI (BMI 1. měření - BMI 2. měření); 2 EPE rozdíl – parametr Endpoint Excursion, směr dopředu doprava, kladná hodnota rozdílu znamená zlepšení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu, záporná hodnota rozdílu ukazuje zhoršení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu

V grafu 25 na s. 72 je zobrazena závislost změny parametru Endpoint Excursion, směr dopředu doprava na změně BMI včetně lineárního trendu. Protože kladné hodnoty rozdílu parametru reprezentují jeho zlepšení ve druhém měření, vyplývá z grafu existence závislosti zlepšení parametru Endpoint Excursion, směr dopředu doprava se snížením BMI.

Endpoint Excursion, směr doprava

Korelace 0,574



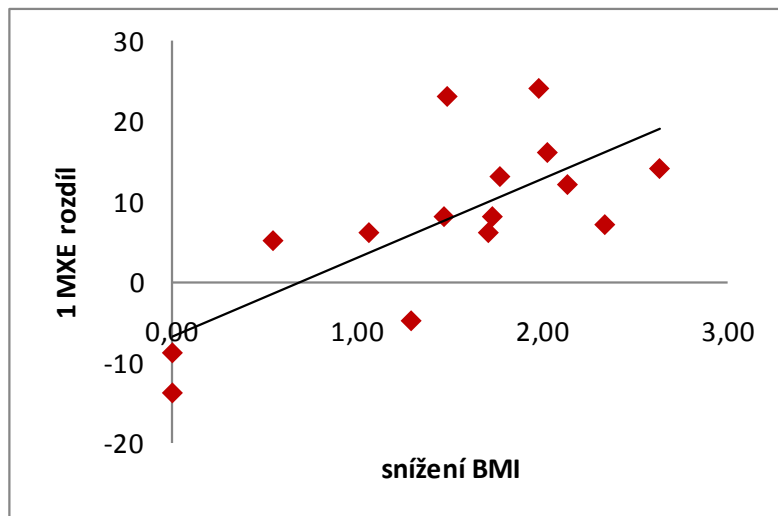
Graf 26 Korelace mezi BMI a Endpoint Excursion, směr 3

Legenda: snížení BMI – rozdíl BMI (BMI 1. měření - BMI 2. měření); 3 EPE rozdíl – parametr Endpoint Excursion, směr doprava, kladná hodnota rozdílu znamená zlepšení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu, záporná hodnota rozdílu ukazuje zhoršení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu

V grafu 26 na s. 73 je zobrazena závislost změny parametru Endpoint Excursion, směr doprava na změně BMI včetně lineárního trendu. Protože kladné hodnoty rozdílu parametru reprezentují jeho zlepšení ve druhém měření, vyplývá z grafu existence závislosti zlepšení parametru Endpoint Excursion, směr doprava se snížením BMI.

Maximum Excursion, směr dopředu

Korelace 0,733



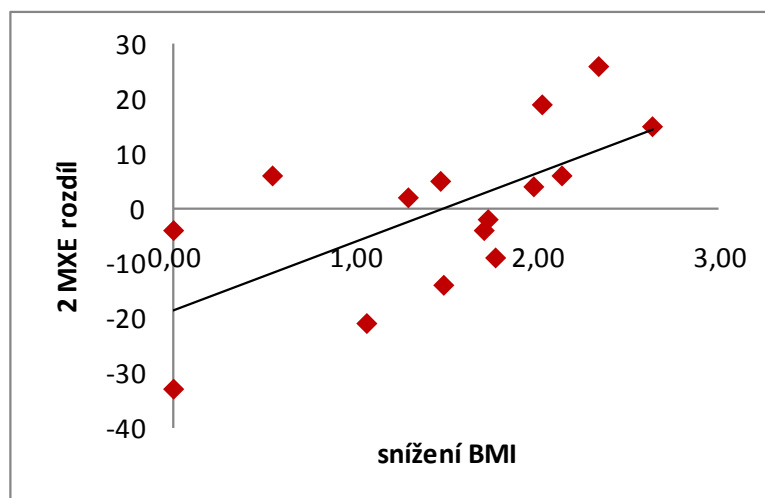
Graf 27 Korelace mezi BMI a Maximum Excursion, směr 1

Legenda: **snížení BMI** – rozdíl BMI (BMI 1. měření - BMI 2. měření); **1 MXE rozdíl** – parametr Maximum Excursion, směr dopředu, kladná hodnota rozdílu znamená zlepšení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu, záporná hodnota rozdílu ukazuje zhoršení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu

V grafu 27 na s. 74 je zobrazena závislost změny parametru Maximum Excursion, směr dopředu na změně BMI včetně lineárního trendu. Protože kladné hodnoty rozdílu parametru reprezentují jeho zlepšení ve druhém měření, vyplývá z grafu existence závislosti zlepšení parametru Maximum Excursion, směr dopředu se snížením BMI.

Maximum Excursion, směr dopředu doprava

Korelace 0,652



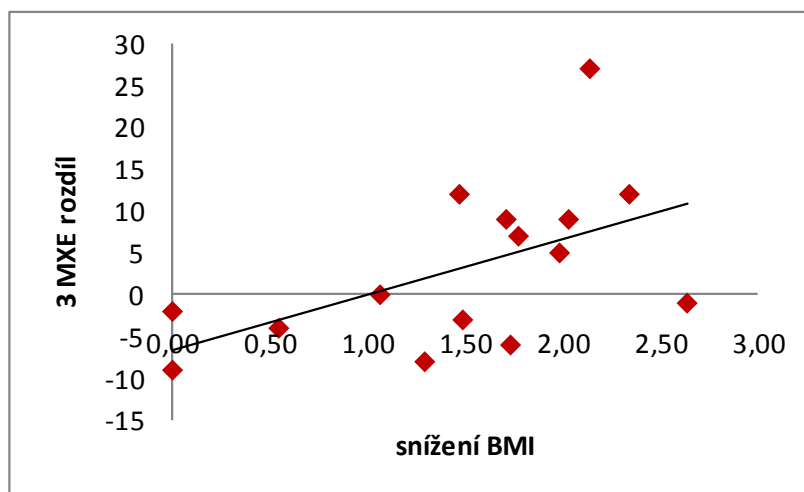
Graf 28 Korelace mezi BMI a Maximum Excursion, směr 2

Legenda: snížení BMI – rozdíl BMI (BMI 1. měření - BMI 2. měření); 2 MXE rozdíl – parametr Maximum Excursion, směr dopředu doprava, kladná hodnota rozdílu znamená zlepšení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu, záporná hodnota rozdílu ukazuje zhoršení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu

V grafu 28 na s. 75 je zobrazena závislost změny parametru Maximum Excursion, směr dopředu doprava na změně BMI včetně lineárního trendu. Protože kladné hodnoty rozdílu parametru reprezentují jeho zlepšení ve druhém měření, vyplývá z grafu existence závislosti zlepšení parametru Maximum Excursion, směr dopředu doprava se snížením BMI.

Maximum Excursion, směr doprava

Korelace 0,546



Graf 29 Korelace mezi BMI a Maximum Excursion, směr 3

Legenda: snížení BMI – rozdíl BMI (BMI 1. měření - BMI 2. měření); 3 MXE rozdíl – parametr Maximum Excursion, směr doprava, kladná hodnota rozdílu znamená zlepšení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu, záporná hodnota rozdílu ukazuje zhoršení parametru ve druhém měření o hodnotu rozdílu

V grafu 29 na s. 76 je zobrazena závislost změny parametru Maximum Excursion, směr doprava na změně BMI včetně lineárního trendu. Protože kladné hodnoty rozdílu parametru reprezentují jeho zlepšení ve druhém měření, vyplývá z grafu existence závislosti zlepšení parametru Maximum Excursion, směr doprava se snížením BMI.

8 Diskuze

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, jestli existuje vzájemný vztah mezi BMI a posturální reaktibilitou na zátěžové situace (translační výchylky, limity stability). Měření bylo provedeno na posturografu firmy Neurocom® v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc. Pro práci byly zvoleny dva testy modulu Smart Equitest System – MCT a LOS. Měření se zúčastnilo 15 žen, které se přihlásily do osmítýdenního programu řízené redukce hmotnosti na Klinice tělovýchovného lékařství a kardiovaskulární rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc. Měření bylo provedeno dvakrát, a to na začátku a na konci osmítýdenního programu.

Průměrný věk žen byl 43,5 let (směrodatná odchylka 5,6 let), průměrná výška 167,8 cm (směrodatná odchylka 7 cm). Při druhém měření bylo očekáváno snížení tělesné hmotnosti a nižší hodnota BMI. Tohoto předpokladu bylo docíleno, protože průměrná hmotnost měřených žen před zahájením programu redukce hmotnosti byla 89,4 kg (směrodatná odchylka 12,9 kg) a počáteční průměrná hodnota BMI byla 31,9 (směrodatná odchylka 5,5). Po absolvování programu se průměrná hmotnost snížila na 85,3 kg (směrodatná odchylka 11,8 kg) a hodnota BMI poklesla na hodnotu 30,4 (směrodatná odchylka 5,2). Ženám se podařilo za dva měsíce trvání redukčního programu snížit svou tělesnou hmotnost v průměru o 4,2 kg. Dvěma ženám se podařilo snížit hmotnost o 7 kg, naopak dvěma ženám se hmotnost nezměnila vůbec. Žádné z patnácti měřených žen se BMI po absolvování programu nezvýšilo.

Dotazníkovou metodou byly zjištěny základní údaje. Ženy, které se přihlásily do programu řízené redukce hmotnosti, měly téměř výhradně sedavá zaměstnání (pokladní, asistentka, grafička, ekonomka, úřednice, operátorka, účetní). Sedavé zaměstnání bývá mnohdy spojeno s nedostatkem pohybové aktivity během dne, často společně s nevhodnou a dlouhodobě drženou pracovní pozicí, nemožností krátkých pauz během práce a pravidelného stravování – několik menších porcí během dne. Celkově může vést sedavé zaměstnání ke vzniku problémů pohybového aparátu a také k obtížnějšímu udržení ideální tělesné hmotnosti.

Dále bylo pomocí dotazníku zjišťováno, jestli tyto ženy ve svém volném čase provozují pohybové aktivity, ať už pravidelně či nikoliv. Tyto aktivity měly uvést i s údajem, kolikrát týdně se pohybové činnosti věnují. Sedm žen z patnácti

se nevěnuje žádné pohybové aktivitě pravidelně, a to převážně z důvodu časové vytíženosti v zaměstnání. Dvě ženy uvedly, že se nevěnují žádné fyzické činnosti ani nepravidelně. Nejvíce žen (sedm) se věnuje pohybové činnosti třikrát týdně, denně provozuje sportovní aktivitu jedna žena.

Mezi nejčastěji uváděné aktivity patří severská chůze (Nordic Walking), lyžování, plavání, inline, chůze, kolo, rotoped a posilovna. Ve čtvrtém týdnu programu řízené redukce tělesné hmotnosti byly klientkám představeny pohybové činnosti – rotoped, Nordic Walking, TRX a bosu podložky, které byly pro některé ženy nové. Tyto aktivity si ženy měly možnost vyzkoušet a řada z nich některou z uvedených pohybových aktivit zařadila do svého denního programu. Devět žen pocíťovalo dušnost i při běžných denních činnostech, což může být jedním z důvodů, proč pohybovou aktivitu dobrovolně nevyhledávají, nebo jen v omezené míře.

Přítomnost dalšího člena rodiny, který trpí nadváhou či obezitou, potvrdilo v dotazníku třináct žen z patnácti. Jak uvádí Hainer, Kunešová, Bendlová (2002, s. 399), dědičnost má na množství tělesného tuku více než 50% vliv. Bylo ale také prokázáno, že prostředí, v němž jedinec žije, může měnit expresi genů, které ovlivňují rozvoj obezity (Hainer, Kunešová, Bendlová, 2002, s. 399). Dá se předpokládat, že potomci žen s nadváhou nebo obezitou, které se ve volném čase nevěnují žádné pohybové aktivitě, se ve svém volném čase rovněž nebudou věnovat fyzické činnosti. Nebo naopak, pohybové aktivitě se věnují s cílem snížení své tělesné hmotnosti, ale požadovaný efekt stále není uspokojivý.

První vědecká otázka zjišťovala, jestli existuje statisticky významný rozdíl v posturální stabilitě žen před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní. Otázkou však také je, zda je vůbec možné očekávat nějakou změnu v posturální reaktivitě po snížení hodnoty BMI. Nabízí se i otázky další. Měl by mít jedinec s vyšším BMI i lepší schopnost balance a stability oproti člověku s nižším BMI (za předpokladu shodné výšky obou jedinců)? Může schopnost balance a stability ovlivnit níže umístěné těžiště těla obézního člověka vzhledem k člověku stejné výšky a normální hodnoty BMI? Může vést snížení BMI ke zlepšení výsledků posturografických testů, pokud ke změně BMI došlo pouze úpravou jídelníčku bez zařazení vhodné a pravidelné pohybové aktivity? Nebo je pro prokazatelnější změnu testovaných parametrů výhodnější nezměněná hodnota BMI kvůli nárůstu aktivní svalové hmoty způsobené zařazením pohybové činnosti do denních aktivit jedince?

Pro zodpovězení první vědecké otázky byly statisticky vyhodnoceny testované parametry dvou využitých testů MCT a LOS. Ověřováno bylo devět nulových hypotéz, které nepředpokládaly rozdíl v měřených parametrech před zahájením programu řízené redukce hmotnosti a po jeho absolvování. První čtyři hypotézy se vyjadřují k parametrům testu MCT, zbylých pět k parametrům testu LOS. Pro statistické zhodnocení nulových hypotéz bylo využito dvouvýběrového párového t-testu na střední hodnotu. Na základě získané hodnoty hladiny statistické významnosti bylo určeno, jestli je možné nulovou hypotézu zamítnout, nebo nikoliv.

Parametry testu MCT (Weight Symmetry, Latency, Amplitude Scaling a Strength Symmetry) byly vyhodnocovány zvlášť pro každou testovanou podmínku – směr podtrhu plošiny vpřed nebo vzad rychlostí nízkou, střední a vysokou, tedy šest možností měření.

Výsledné hodnoty parametrů Weight Symmetry a Strength Symmetry byly hodnoceny jako absolutní hodnoty rozdílu naměřené hodnoty od čísla 100 (vzdálenost naměřené hodnoty od čísla 100), které udává symetrické zatížení (Weight Symmetry) a silovou odpověď (Strength Symmetry) obou dolních končetin. V práci tedy není hodnoceno, jestli se symetrie při druhém měření změnila více ve prospěch pravé či levé dolní končetiny, ale jestli došlo ke snížení vzdálenosti naměřených hodnot od symetrického zatížení a silové odpovědi obou dolních končetin. Snížení výsledné absolutní hodnoty tedy znamená nižší odchýlení od optima, kterým je maximální možná symetrie zatížení a silové odpovědi obou dolních končetin. Parametry Latency a Amplitude Scaling byly vyhodnoceny zvlášť pro pravou a levou dolní končetinu.

Na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ ale nebyly mezi testovanými situacemi v žádném případě nalezeny rozdíly, a proto nelze první čtyři nulové hypotézy týkající se parametrů testu MCT v žádné z šesti situací zamítnout. Tento výsledek může být způsoben nedostatečným počtem měřených žen. Ze získaných dat byly vypočteny průměrné hodnoty výsledných hodnot jednotlivých parametrů a znázorněny graficky. U jednotlivých parametrů byly určeny teoreticky předpokládané výsledky konkrétních parametrů při druhém měření – po řízené redukci tělesné hmotnosti.

Při druhém měření lze v parametru Weight Symmetry teoreticky předpokládat zlepšení průměrných rozdílů, tedy nižší asymetrii v rozložení tělesné hmotnosti na dolní končetiny. Z grafů by mohlo vyplývat, že tento předpoklad platí ve všech

testovaných situacích kromě podtrhu plošiny vzad při vysoké rychlosti. Platnost tohoto předpokladu však není statisticky významná. Nižší výsledná průměrná hodnota parametru při druhém měření mohla být způsobena tím, že pro adaptaci na podtrh vzad při vysoké rychlosti nebyl počet opakování (tři), který byl pro všechny podmínky shodný, dostatečný. Dalším důvodem mohla být vyšší obtížnost této testované situace. Zraková kontrola, a tím zpětná vazba o pohybu těla v prostoru, byla směrem podtrhu vzad snížena.

V dalším testovaném parametru testu MCT Latency lze při druhém měření teoreticky předpokládat zlepšení průměrných hodnot, tedy nižší reakční čas, a tím vyšší efektivitu reakce na translaci plošiny. Z vypočtených průměrných výsledných hodnot i graficky by mohlo vyplývat, že tento předpoklad platí u levé dolní končetiny při podtrhu plošiny vzad i vpřed při nízké rychlosti, zatímco u střední a vysoké rychlosti v obou směrech se latence při druhém měření zvýšila. U pravé dolní končetiny při translaci plošiny vzad došlo při druhém měření ve všech testovaných rychlostech podtrhu plošiny ke zvýšení průměrných hodnot reakčních časů. Tyto výsledky opět nejsou statisticky významné.

U parametru Amplitude Scaling můžeme teoreticky při druhém měření předpokládat zlepšení průměrných hodnot, tedy nižší amplitudu aktivní silové odpovědi na translaci plošiny. Číselně tento předpoklad platí, ale není statisticky významný, u levé i pravé dolní končetiny při podtrhu plošiny vzad nízkou a střední rychlostí podtrhu a při podtrhu plošiny směrem vpřed při střední a vysoké rychlosti. Zbylé testované situace vykazují po řízené redukci tělesné hmotnosti vyšší aktivní silovou odpověď na podtrh plošiny v obou směrech.

Posledním vyhodnocovaným parametrem testu MCT je Strength Symmetry. Při druhém měření lze teoreticky předpokládat zlepšení průměrných rozdílů, tedy nižší silovou asymetrii končetin. Předpoklad platí, ale není statisticky významný, ve všech případech kromě střední a vysoké rychlosti u podtrhu vpřed, kde naopak došlo při druhém měření k nárůstu silové asymetrie obou dolních končetin.

Následujících pět nulových hypotéz se zabývá rozdílem mezi výslednými parametry testu LOS v prvním a druhém měření. 100% limity stability jsou přístrojově vyhodnoceny na základě nastavené tělesné výšky konkrétní měřené osoby a následně graficky znázorněny na monitoru v kabině posturografu.

Prvním vyhodnocovaným parametrem tohoto testu byl parametr Reaction Time. V jediném z osmi testovaných směrů, směru 6 (dozadu doleva), je možné zamítnout nulovou hypotézu. V tomto případě tedy není možné vyloučit vliv redukce tělesné hmotnosti na snížení času, který uplyne od zvukového signálu zahajujícího test po vlastní reakci měřené osoby. Ze srovnání průměrných hodnot reakčních časů při prvním a druhém měření je zřejmé, že i v dalších směrech (kromě směru 8, dopředu doleva) došlo po redukci tělesné hmotnosti ke snížení sledovaného parametru. Tyto výsledky však nejsou statisticky významné, proto pro zbylé směry nulovou hypotézu, zřejmě z důvodu nedostatku probandů, nelze zamítnout.

Druhým testovaným parametrem byl Movement Velocity. Po statistickém zhodnocení tohoto parametru nebylo možné nulovou hypotézu v žádném sledovaném směru zamítnout. Po grafickém znázornění průměrných hodnot by se mohlo zdát, že kromě směru 2 (dopředu doprava) došlo ve všech případech k nárůstu průměrné hodnoty parametru při druhém měření, což lze považovat za určité, i když statisticky nevýznamné, zlepšení po redukci tělesné hmotnosti.

Nulovou hypotézu měřeného parametru Endpoint Excursion je možné zamítnout pouze ve směru 1 (dopředu). V tomto směru existuje statisticky významný rozdíl v hodnotách před řízenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní. Z průměrných hodnot testovaného parametru během jednotlivých měření by mohlo vyplývat, že je ve všech hodnocených směrech kromě směru 6 (dozadu doleva) a 8 (dopředu doleva) hodnota prvního vychýlení těžiště při pokusu o dosažení limitů stability po redukci tělesné hmotnosti vyšší. Tedy že se ženám při druhém měření podařilo více přiblížit individuálním limitům stability než při měření prvním. Tento výsledek ale není kromě směru 1 (dopředu) statisticky významný.

I v parametru Maximum Excursion, kde byl hodnocen limit stability pro daný směr, byl statisticky významný rozdíl mezi oběma měřeními, stejně jako v předchozím parametru, ve směru 1 (dopředu). Nelze tedy tvrdit, že v měřeném parametru není rozdíl při prvním a druhém měření. Po redukci tělesné hmotnosti došlo ke zvýšení průměrných hodnot individuálních limitů stability ve všech směrech kromě směru 2 (dopředu doprava) a 8 (dopředu doleva), kdy došlo ke snížení průměrných hodnot parametru Maximum Excursion. Tyto výsledky opět nejsou kromě směru 1 (dopředu) statisticky významné.

Posledním hodnoceným parametrem tohoto testu byl Directional Control. Podobně jako u parametrů Endpoint Excursion a Maximum Excursion byl statisticky významný rozdíl pouze ve směru 1 (dopředu). Ve směru vpřed je tedy možné nulovou hypotézu zamítnout a prohlásit, že je rozdíl ve výsledných hodnotách před a po redukcii tělesné hmotnosti měřených žen. Z průměrných hodnot jednotlivých měření by mohlo vyplývat, že došlo ke zlepšení přímosti trajektorie směřující k limitu stability pro daný směr ve všech případech kromě směru 3 (doprava), 6 (dozadu doleva) a 7 (doleva). Tyto výsledky jsou statisticky významné pouze ve směru 1 (dopředu).

Druhá vědecká otázka zjišťovala, jestli existuje korelace mezi BMI a testovanými parametry testů MCT a LOS. Pro výpočet byly použity hodnoty rozdílů BMI před redukcí tělesné hmotnosti a po ní. U některých testů znamenala nižší hodnota lepší výsledek, u jiných testů byl lepší výsledek reprezentován vyšší hodnotou. Pro výpočet korelace se proto odečítal výsledek prvního měření od druhého nebo výsledek druhého měření od prvního tak, aby kladná hodnota znamenala zlepšení testovaného parametru. Číselná hodnota rozdílu pak reprezentovala absolutní zlepšení daného parametru. Z třiceti šesti testovaných parametrů MCT byla zjištěna statisticky významná korelace pouze u tří parametrů. Prvním z parametrů byla latence u pravé dolní končetiny při podtrhu plošiny vzad střední rychlostí. Bylo vyhodnoceno, že existuje závislost mezi měřenými parametry a snížení BMI souvisí se zlepšením parametru Latency při dané podmínce. Dalším z parametrů byl parametr Amplitude Scaling při podtrhu plošiny vzad i vpřed vysokou rychlostí u levé dolní končetiny. V obou případech vyšla výsledná korelace mezi měřenými parametry záporná, tedy že se snížením BMI došlo ke zhoršení parametru Amplitude Scaling za daných podmínek.

Při vyhodnocování druhého posturografického testu LOS byla zjištěna statisticky významná korelace u osmi podmínek ze čtyřiceti měřených, což odpovídá jedné pětině případů. Ve všech těchto případech vždy došlo ke zlepšení parametru při snížení BMI. Statisticky významná korelace se vyskytovala převážně u směrů dopředu a doprava, jednou u směru dozadu. U směrů dopředu a doprava tedy existuje statisticky významné zlepšení testovaných parametrů Endpoint Excursion a Maximum Excursion v těchto směrech vzhledem ke snížení BMI. U ostatních parametrů toto tvrdit nelze. Vzhledem k tomu, že většina populace (81 %) má dominantní pravou dolní končetinu, což zjistili Porac a Coren (1981, p. 283) ve své studii již v roce 1981, a lokomoce je spjata

s pohybem vpřed, je možné, že se zlepšení nejdříve nebo nejvíce projeví právě v těchto směrech. Pro prokázání zlepšení v ostatních směrech by bylo pravděpodobně nutné provést měření s větším množstvím osob.

Podstatou práce bylo zjistit, jestli se po redukci tělesné hmotnosti žen s nadváhou a obezitoulepší jejich posturální stabilita a reaktibilita. Protože se BMI běžně používá jako hlavní kritérium pro definici obezity, byl zkoumán právě vztah mezi BMI a „posturální kondicí“. BMI se doporučuje jako vhodný indikátor obezity, který se snadno počítá. Tento index ale zohledňuje pouze stav výživy, skutečnou kompozici těla udává množství tělesného tuku (Cole et al., 2000, pp. 1–6). Mnoho studií upozorňuje na riziko nesprávné diagnostiky obezity dětí i dospělých pomocí výpočtu BMI, což zdůvodňují nekonzistencí mezi BMI a tělesným tukem. BMI totiž nerozlišuje mezi hmotností tuku, svalstva a kostry. Jejich poměr se může lišit bez změny celkové hmotnosti těla (Srdić et al., 2012, pp. 167–173). Pasco et al. (2012, pp. 1–7) navrhuje, aby byly při používání BMI k indikaci obezity nastaveny hranice, které zohledňují pohlaví a věk.

Ve studii, která se zabývala hodnocením obezity, bylo využito měření tělesného tuku pomocí bioelektrické impedance. Zjistilo se, že BMI spolehlivě diagnostikuje obezitu až od hodnot BMI vyšších než 30. Hodnotit tělesný stav pouze podle BMI tedy není ideální. U lidí s hodnotou BMI nižší než 30 je pro zjištění obezity vhodné změřit i procento tělesného tuku (Frankenfield et al., 2001, pp. 26–30).

Obezita ovlivňuje geometrii těla. Kvůli změně biomechaniky těla jsou obézní lidé náchylnější ke vzniku poranění při vykonávání běžných denních činností, protože vysoké BMI významně zvyšuje posturální výchylky těchto jedinců. Dospělí lidé, kteří se běžně věnují pohybovým aktivitám, vykazují menší posturální variabilitu než lidé neaktivní (King et al., 2012, pp. 261–265).

King et al. (2012, pp. 261–265) provedli studii, ve které se zabývali vlivem vybraných parametrů – BMI, množstvím tělesného tuku, momentem setrvačnosti a silou dolních končetin na posturu. Zjistili, že obezita snižuje tělesnou kondici, a tím schopnost regulovat zvýšené nároky na posturální řízení. Dále uvádí, že se účinek faktorů spojených s obezitou příliš neprojevuje v klidném stoji, ale pokud se obézní jedinec přiblíží svým limitům stability, tento účinek se projeví mnohem více. Podle autorů studie nepůsobí obezita na rovnováhu jen změnou tělesných parametrů jako

je hmotnost, BMI, složení těla, ale také prostřednictvím zhoršení tělesné kondice (King et al., 2012, pp. 261–265).

Chiari et al. (2002, pp. 666–677) zjistili, že mezi biomechanické faktory, které jsou spojeny s řízením postury, patří výška, váha, opěrná báze, maximální šířka chodidla a úhel rozevření nohou. Různé úkoly a prostředí mění biomechanické podmínky pro řízení rovnováhy (Huxham, Goldie, Patla, 2001, pp. 89–100). Greve et al. (2007, pp. 717–720) píší, že existují biomechanické důkazy, podle kterých se posturální rovnováha se vzrůstající tělesnou hmotností vyjádřenou pomocí BMI zhoršuje.

Pro měření byly zvoleny testy MCT a LOS, protože jsou považovány za zlatý standard dynamické posturografie. Tato měření závisí na věku, pohybové aktivitě a stavu muskuloskeletálního systému. Vliv na výsledky měření mají také emoce a další faktory. Výpočetní dynamická posturografie je technika využívaná k analýze rovnováhy, schopností adaptace postury na změny podmínek. Ke stabilizaci těžiště se využívá i senzorických informací. Analýza limitů stability kvantifikuje charakteristiku pohybu spojeného se schopností pacienta volně změnit pozici a zůstat v této nové pozici stabilní (Faraldo-García, 2011, pp. 333–338).

Použití těchto testů podporují následující autoři. Colné et al. (2008, pp. 164–169) zjistili, že významné změny, které ovlivňují rovnováhu obézních lidí, jsou ve vztahu s dynamickou částí řízení rovnováhy. Výsledky ukazují, že pokud se pozice COP ve stoji u obézních a kontrolní skupiny neliší, schopnost obézních lidí naklánět se dopředu a dozadu je zřejmě menší než u kontrolní skupiny, což ve studii dokazují menšími posuny COP. Snížená schopnost obézních je patrná především v záklonu, protože pozice COP v této situaci zůstává blízko pozici COP ve stoji.

Schieppati et al. (1994, pp. 286–298) ve studii tvrdí, že testování limitů stability slouží pro zhodnocení posturální stability jako lepší indikátor než měření výchylek. Bylo zjištěno, že většina parametrů spojených s dynamikou těžiště je u obézních snižena. Pokud se ale u obézních jedinců i kontrolní skupiny zvýšila rychlost chůze, došlo ke stejné změně parametrů u obou skupin. Nadměrná hmotnost obézních lidí snižuje jejich výkon a zpomaluje je, mají také větší problémy v udržení vertikální stability těla. Studie dále uvádí, že obézní lidé pro zachování stability těla volí nižší rychlost svého pohybu.

Naproti tomu Blaszczyk et al. (2009, pp. 1295–1300) píše, že u všech obézních žen v jejich studii bylo pozorováno výrazné snížení posturálních výchylek, což může znamenat, že jejich statická posturální stabilita je zachována. Parametr testu Limits of Stability Maximum Excursion, který je v posturografii mírou dynamické stability, vykazoval pouze nevýznamný pokles u jedinců s obezitou prvního stupně. U skupiny pacientů s hodnotou BMI nad 40 byl pozorován výrazný pokles v hodnotách parametru. Zvýšená tělesná hmotnost vytvořila nové biomechanické podmínky, jejichž výsledkem je funkční adaptace řízení vzpřímené postury. Tato adaptace byla charakterizována sníženými posturálními výchylkami a výrazným snížením dynamické stability u lidí s hodnotou BMI nad 40.

Obezita zvyšuje požadavky na pozornost nutnou k zachování posturální stability. Tento vliv může vést ke snížení rovnováhy při vykonávání běžných denních činností, které vyžadují pozornost člověka a rozptylují jej (Mignardot et al., 2010, pp. 1–6). Test Limits of Stability je náročný na pozornost, proto se může na základě této studie vliv obezity ve výsledcích testu projevit.

Ženy se mezi měřeními účastnily kurzu řízené redukce hmotnosti. Studie provedená Levinem et al. (2007, pp. 1267–1277) hodnotila výsledky kurzu, který se věnoval prevenci nárůstu tělesné hmotnosti. Studie vznáší jistou obavu ohledně efektivity těchto kurzů, protože se mnoha ženám navštěvujících tento kurz nepodařilo udržet současnou váhu. Vyšší pravděpodobnost úspěšného udržení své hmotnosti měly ženy, které se nesnažily aktivně držet dietu a na začátku kurzu uváděly, že tolik netrpí pocitem hladu. Ve studii bylo zjištěno, že kurz neměl žádný účinek na udržení váhy. Jeho součástí byla sezení s výživovými poradci a také s poradci pro zdravý životní styl. Ženy si kontrolovaly svůj energetický příjem a výdej, učily se upravit jídelníček a vhodně zařadit pohybovou aktivitu. Dostaly úkoly – snížit sedavý způsob života, především omezit sledování televize a zvýšit kalorický výdej na 1000–1500 kalorií týdně. Na každé lekci byly váženy. Pokud přibraly, následovalo individuální sezení s terapeutem.

Jeffery a French (1999, pp. 747–751) tvrdí, že kurzy, které jsou málo intenzivní, nezabrání zvýšení hmotnosti, a to ani v homogenní skupině lidí s vysokým rizikem vzniku obezity. Simkin-Silverman et al. (2003, pp. 212–220) sledovali ženy, které se jednou týdně účastnily kurzů o stravování a fyzické aktivitě. Zjistili, že tyto ženy byly s vyšší pravděpodobností schopny zabránit přírůstku tělesné hmotnosti

v menopauze než ženy, které se kurzů neúčastnily. Výsledky tohoto výzkumu naznačují, že mohou existovat faktory spojené s úspěšným udržením hmotnosti. Ženy, které si svou váhu udržely, s větší pravděpodobností nedržely v průběhu kurzu žádnou dietu a měly na začátku kurzu menší pocit hladu než ty, kterým se udržet váhu nepodařilo. Náchylnost k pocitům hladu může podle autorů souviset s problémy s pevnou vůlí. Pokud si ženy během kurzu měřily svou hmotnost samy, docílily nižší hodnoty BMI a vyššího úbytku hmotnosti v průběhu kurzů (Linde et al., 2005, pp. 210–216).

Bulbulian a Hargan (2000, pp. 319–325) uvádí, že fyzická aktivita má velký vliv na kvalitu rovnováhy u dospělých a že je možné dostatečnou a adekvátní fyzickou aktivitou potlačit negativní účinky obezity na řízení postury. Jebb a Moore (1999, pp. 534–541) ve studii poznamenali, že ve vztahu obezity a fyzické neaktivity není jasné, jestli zvýšená hmotnost vede ke snížené posturální stabilitě, nebo jestli posturální nestabilita a snížená aktivita vede k obezitě.

Síla dolních končetin je nedílnou součástí posturální rovnováhy, proto by mělo být součástí kurzů redukce hmotnosti i posilování. Samotné snížení tělesné hmotnosti zajišťuje výrazné zlepšení posturální rovnováhy i přes případnou ztrátu absolutní svalové síly (Handrigan et al., 2010, pp. 936–942; Hue et al., 2008, pp. 1112–1118). Handrigan et al. (2010, pp. 936–942) dále uvádí, že síla není primárním mechanismem zlepšujícím rovnováhu po ztrátě hmotnosti. Matrangola a Madigan (2009, pp. 1488–1493) se ve své práci snažili zjistit, jestli je pro zlepšení rovnováhy více prospěšný úbytek hmotnosti nebo posilování. Na základě této znalosti chtěli navrhnout kurzy pro maximální zlepšení rovnováhy. Dospěli k závěru, že posilování a ztráta hmotnosti u obézních osob měly vliv na zlepšení schopnosti udržet rovnováhu po vychýlení, nicméně úbytek hmotnosti měl větší vliv. Existují důkazy, že i když redukce tělesné hmotnosti zlepšuje rovnováhu, je mnohem účinnější, když se do programu zařadí i posilování.

Kurz, kterého se ženy měřené pro diplomovou práci účastnily, byl zaměřený prakticky. Kromě důležitých informací obsahoval i cvičení, a tedy splňuje požadavky, které na takový kurz kladou předchozí studie.

Posturální stabilita je pro udržení rovnováhy ve stoji i lokomoci zásadní. Ku et al. (2012, pp. 1638–1642) ve studii prokázali, že existuje vztah mezi tělesnou hmotností a stabilitou. Hlavním cílem této studie bylo zjistit vliv BMI a pohlaví

mladých dospělých na posturální stabilitu. Studie prokázala, že posturální stabilita byla lepší u lidí s podváhou a že posturální aktivita je nepřímo úměrná zvyšujícímu se BMI. Tato studie také tvrdí, že mladé ženy mají v porovnání s mladými muži větší posturální výchylky v anteroposteriorních a mediolaterálních směrech.

Teasdale et al. (2007, pp. 153–160) zjistili, že redukce hmotnosti obézních jedinců zlepšuje jejich posturální řízení. Výzkum také odhalil trend, že ženy mají větší posturální výchylky než muži. Tyto rozdíly byly signifikantní ve skupinách jedinců s normální váhou a podváhou. Du Pasquier et al. (2003, pp. 213–218) zjistili, že existuje korelace mezi věkem a rychlostí výchylek COP v anteroposteriorním směru u obou dolních končetin. Je zajímavé, že tato korelace nebyla závislá na faktorech, jako jsou výška, hmotnost a pohlaví. Pau, Kim a Nussbaum (2012, pp. 378–382) zjistili, že obézní děti a děti s normální hmotností volí odlišné posturální strategie, ačkoliv obě váhové skupiny mají srovnatelné hodnoty rychlosti změny COP.

Laughton et al. (2003, pp. 101–108) zjistili, že obézní lidé mají větší výchylky COP v průběhu klidného stoje než štíhlí lidé. Udržení rovnováhy závisí na svalové aktivitě. V této studii byla prokázána korelace mezi posunem COP a svalovou aktivitou. Posturální stabilita je optimální jen v určitém rozmezí svalové aktivity. Velmi velká i velmi malá svalová aktivita vede k posturální nestabilitě (Newman et al., 1996, pp. 1102–1108). Důsledkem vyšší gravitační síly působící na tělo jedince s nadváhou či obezitou je zvýšení otáčivého momentu v kotnících, a tím i zvýšení svalové aktivity potřebné k udržení stabilního stoje (Winter, 1996, pp. 2334–2343; Rougier, 2007, pp. 2477–2482).

Colné et al. (2008, pp. 164–169) píše, že obézní lidé nejsou schopni generovat dostatečnou svalovou sílu k řízení posunu těžiště. Ve studii zjistili, že skupina obézních jedinců měla v klidném stoji větší posturální výchylky. Z tohoto výsledku usuzují, že rozložení tělesné hmotnosti může být ve vztahu se zvýšenými posturálními výchylkami.

Ačkoliv může být vysoké BMI u sportovců vnímáno jako zavádějící, následující studie opravňuje zkoumání korelace mezi BMI a posturální stabilitou i u těchto osob. Handrigan et al. (2012, pp. 88–91) ve studii sledovali dvě skupiny lidí – hráče amerického fotbalu a skupinu obézních jedinců. Obě skupiny měly podobné BMI, ale jinou sílu a trénovanost. V této práci zjišťovali, jaký má síla přínos k redukci posturálních výchylek. Výsledky ukazují, že i když má skupina hráčů amerického

fotbalu výrazně větší sílu svalstva dolních končetin, měla podobné výchyly jako skupina obézních. Je zajímavé, že obě skupiny měly větší posturální výchyly než kontrolní skupina. Výsledky naznačují, že velikost posturálních výchytek nezávisí na síle dolních končetin. Hue et al. (2007, pp. 32–38) a Teasdale et al. (2007, pp. 153–160) uvádí, že primárním faktorem, ovlivňujícím posturální výchyly lidí s vyšším BMI, je hmotnost.

Výsledky Handrigana et al. (2012, pp. 88–91) podporují názor, že má svalová síla menší vliv na posturální výchyly než tělesná hmotnost, ale jen u lidí s hodnotou BMI větší než 30. Matrangola a Madigan (2009, pp. 1488–1493) a Corbeil et al. (2001, pp. 126–136) ve svých experimentálních pracích uvádějí, že je svalová síla více důležitá při situacích, které jsou náročnější na udržení rovnováhy. Zdá se, že význam svalové síly pro obnovení rovnováhy se může během klidného stoje měnit (Matrangola, Madigan, 2009, pp. 1488–1493). Podle Handrigana et al. (2012, pp. 88–91) má svalová síla minimální vztah s posturálními výchyly u obézních lidí během klidného stoje.

Studie provedené Hullensem et al. (2001, pp. 676–681) a Lafortunou et al. (2005, pp. 833–841) zjistily vyšší absolutní sílu svalů trupu a dolních končetin obézních v porovnání s jedinci s normální hmotností. Nicméně při přepočtu síly na kilogramy byli obézní ve skutečnosti slabší. Posturální stabilita u obézních může být omezena kvůli zvýšené setrvačnosti končetin (Blaszczuk et al., 2009, pp. 1295–1300). Obézní jedinci mají omezenou schopnost generovat sílu. U těchto lidí bylo také zjištěno, že mohou mít nižší koordinaci rychlých pohybů, nutných k obnovení posturální stability (Blaszczuk et al., 2009, pp. 1295–1300; Corbeil et al., 2001, pp. 126–136; Wearing et al., 2006, pp. 13–24).

Nagai et al. (2013, pp. 129–133) zjišťovali vztah mezi koaktivací svalstva v oblasti kotníku při vzpřímeném klidném stoji a dynamickém řízení postury. Z práce vyvodili, že koaktivace svalů v oblasti kotníku během klidného stoje je významně korelována se schopností statického i dynamického řízení postury.

Člověk ve vzpřímeném stoji je často přirovnáván k modelu převráceného kyvadla s rotačními pohyby kolem kotníků. U obézních lidí je těžiště kvůli větší koncentraci hmotnosti v oblasti břicha posunuto dopředu. Proto je k udržení rovnováhy nutná vyšší otáčivá síla v kotnících a větší podíl kyčelní strategie. Tento fakt byl citován jako jeden z hlavních důvodů vysokého rizika pádů u obézních starších lidí při

vykonávání běžných denních aktivit (Corbeil et al., 2001, pp. 126–136; Hue et al., 2007, pp. 32–38).

Kejonen, Kauranen a Vanharanta (2003, pp. 17–22) tvrdí, že BMI je jediná charakteristika, která koreluje s anteroposteriorním pohybem kotníků během klidného stoje na obou nohou. Wearing et al. (2006, pp. 13–24) ve studii píší, že velikost a tvar těla jedinců s nadváhou ovlivňují kvůli změně umístění těžiště statickou posturální stabilitu. Zvýšené anteroposteriorní výchylky, které jsou u obézních lidí pozorovány, pravděpodobně ukazují jisté omezení ve schopnosti reakce na setrvačné síly. Toto omezení je spojeno s větší hmotností tuku, nikoliv s poškozením samotného systému řízení postury.

Tato práce zkoumala vztah mezi změnou hmotnosti vyjádřenou BMI a "posturální kondicí", ve které je zahrnuta i rovnováha jedince.

Metaanalýza provedená Del Portem et al. (2012, pp. 301–320) podporuje tvrzení, že redukce tělesné hmotnosti vede ke zlepšení rovnováhy u obézních. Obezita významně mění způsob pohybu těla. Existuje korelace mezi množstvím abdominálního tuku a vyšším BMI (Janssen, Katzmarzyk, Ross, 2002, pp. 2074–2079). Tuková tkáň uložená v oblasti břicha přispívá k posunu těžiště těla ventrálně, čímž se zvyšuje moment otáčení v kotnicích. Stabilitu těla ve vzpřímeném stoji také ohrožuje posun těžiště k okraji opěrné báze. Zvýšení tělesné hmotnosti vyžaduje vyšší sílu potřebnou pro pohyb i vyšší sílu nutnou k udržení postury (Corbeil et al., 2001, pp. 126–136; Li, Aruin, 2009, pp. 931–941).

Costello, Matrangola a Madigan (2012, pp. 1–13) ve studii zjišťovali účinky přidávání hmotnosti a setrvačnosti na rovnováhu během klidného stoje. Přidání 30 % setrvačnosti, které bylo docíleno přidáním závaží na ramena spojená s plošinou, na níž stál člověk, samo o sobě nemělo měřitelný vliv na rovnováhu. Přidáním 30 % hmotnosti mělo negativní vliv na rovnováhu, protože v pokusu došlo ke zhoršení šesti z devíti testovaných parametrů. Společné přidání 30 % setrvačnosti a 30 % hmotnosti také mělo negativní vliv na rovnováhu, ale ke zhoršení došlo pouze u čtyř z devíti testovaných parametrů. Z tohoto pokusu autoři usuzují, že přidání setrvačnosti do jisté míry utlumilo negativní účinek hmotnosti na rovnováhu během klidného stoje.

Hmotnost, a s ní související setrvačnost těla, se u obézních jedinců zvyšuje ve všech tělesných segmentech, což mění pohyby a reakce na působení sil. Tělo je schopné do jisté míry tyto antropometrické změny kompenzovat. Na výchylky

těžiště se ale bez změny normálních vzorů pohybu přizpůsobuje těžko. Obézní navíc nemusí být schopen vyvinout sílu nutnou k udržení postury. Obezita snižuje relativní svalovou sílu a snižuje odolnost svalů proti únavě. Tato omezení mohou vést ke zpoždění motorické odpovědi na výchyly (Del Porto et al., 2012, pp. 301–320).

Greve et al. (2007, pp. 717–720) uvádí, že existuje pozitivní korelace mezi BMI a zvýšenou posturální nestabilitou (pro udržení posturální rovnováhy byly zaznamenány větší výchyly). 20% nárůst tělesné hmotnosti snižuje schopnost reagovat na vnější změny, a tím zvyšuje posturální nestabilitu. Pacienti s hodnotou BMI větší než 30 setrvávají více času v nestabilní než stabilní poloze. Obezita ovlivňuje limity posturální stability. Autoři tvrdí, že obezita ovlivňuje výběr motorických strategií použitých k udržení posturální rovnováhy. Většina studií zdůrazňuje přímý vztah mezi obezitou a zvýšenou posturální nestabilitou, ale otázkou zůstává, jestli se míra posturální stability mění se vzrůstajícím BMI.

Teasdale et al. (2007, pp. 153–160) uvádí, že ztráta hmotnosti zlepšuje posturální stabilitu a toto zlepšení je přímo úměrné velikosti úbytku tělesné hmotnosti. Po redukci hmotnosti vykazovaly posturální parametry, jako například rychlost a dosah výchylek COP, vyšší posturální stabilitu. Celkové schopnosti akce a reakce systému řízení postury se s úbytkem hmotnosti zlepšily. Měření pro tuto studii byla oddělena několika měsíci. Nabízí se otázka, jestli nejsou pozorované výsledky zkresleny tím, že měli lidé při opakování měření reakce na testy naučeny. Tato možnost je však nepravděpodobná, protože kontrolní skupina žádné zlepšení během měření nevykázala. Geurts, Nienhuis a Mulder (1993, pp. 1144–1150) ukázali, že rychlostní komponenty změn COP v anteroposteriorním a mediolaterálním směru byly v pětidenním testování stejné. Tímto pokusem potvrdili, že k případnému naučení se „správné“ reakce na testy nedochází.

Měření v této práci proběhla v časovém rozestupu dvou měsíců. Na základě předchozích studií lze předpokládat, že výsledky při druhém měření nebyly ovlivněny zkušeností z prvního měření.

Následující studie uvádějí možné teorie, které vysvětlují příčiny problémů se stabilitou u obézních jedinců. Hue et al. (2007, pp. 32–38) tvrdí, že obezita je obecně spojena s větší nestabilitou. Toto tvrzení vysvětlují zvýšením kontaktní plochy chodidla a tlaku, což má za následek nižší množství sensorických informací z plantárních mechanoreceptorů. Podle Hue et al. (2007, pp. 32–38) je rovnováha

v silné korelaci s tělesnou hmotností. Jeden z důvodů souvisí s mechanoreceptory v plantární oblasti zodpovídající za kožní citlivost, která se na udržení rovnováhy podílí. Obézní lidé mají větší kontaktní plochu nohy a působí vyšším tlakem na podložku, což může snížit kvalitu a / nebo kvantitu informací přijímaných mechanoreceptory.

Maki et al. (1999, pp. 281–287), Meyer, Oddsson a De Luca (2004, pp. 505–512) ve studii vysvětlují, proč je rovnováha silně korelována s tělesnou hmotností. Tvrdí, že tato korelace souvisí se zapojením plantárních mechanoreceptorů a kožní citlivosti v řízení rovnováhy. Obezita pravděpodobně způsobuje snížení senzitivity mechanoreceptorů. Tuto hypotézu podporují současné výzkumy, ve kterých byl u obézních osob měřen kontakt planty a tlak působící na podložku. Při srovnání s neobézními lidmi měli obézní obecně větší kontaktní plochu a větší průměrný tlak (Birtane, Tuna, 2004, pp. 1055–1059). Je pravděpodobné, že plantární mechanoreceptory se účastní zpětnovazebného řídicího systému regulujícího tělesné výchylky (Morasso, Schieppati, 1999, pp. 1622–1626).

Podle Teasdale et al. (2007, pp. 153–160) existují nejméně dvě hypotézy, které vysvětlují zlepšení stability po redukci hmotnosti. První hypotéza tvrdí, že u obézních lidí, kteří mají velké množství tukové tkáně v oblasti břicha, je těžiště posunuté vzhledem ke kotníkům vpřed. Toto posunutí vpřed vytváří nelineární nárůst otáčivé síly, která je pro stabilizaci těla potřebná. Druhá hypotéza se zabývá využitím plantárních mechanoreceptorů pro řízení rovnováhy. Několik současných experimentů, u nichž byla měřena plocha a tlak kontaktu plosky s podložkou, tuto hypotézu podporují.

Autoři následujících studií poukazují na vyšší riziko pádů u obézních jedinců. Tento fakt může podporovat tvrzení, že existuje vztah mezi BMI a „posturální kondicí“.

Corbeil et al. (2001, pp. 126–136) tvrdí, že nadměrná tělesná hmotnost zvyšuje riziko pádu. Ledin a Odkvist (1993, pp. 249–252) a McGraw et al. (2000, pp. 484–489) ve studiích zjistili, že nahromadění tukové tkáně může snížit rovnováhu a přispět k pádům u extrémně obézních teenagerů i dospělých.

Cruz-Gómez et al. (2011, pp. 212–217) ve studii píší, že obézní jedinci mají vzhledem k lidem s normální váhou nižší kvalitu života, vyšší prevalenci pádů a při chůzi klopýtají. Fjeldstad et al. (2008, pp. 1–6) uvádí, že zvýšené riziko pádů a strachu

z pádů se již dlouho považuje za běžný problém u starších jedinců, ale neexistuje mnoho studií, které by zkoumaly vztahy mezi pády, obezitou a kvalitou života. Studie provedená Corbeilem et al. (2001, pp. 126–136) zjistila, že obézní lidé s distribucí tělesného tuku v oblasti břicha mohou mít vyšší riziko pádů než lidé s normální tělesnou hmotností. Pády u obézních jedinců během stoje jsou více spojeny s dynamickými testy rovnováhy než se statickými. Mezi BMI a fyzickou aktivitou u obézních jedinců existuje negativní vztah, z čehož lze usoudit, že obézní jedinci mají většinou sedavý životní styl. Zvýšené BMI má také vliv na snížení funkčních schopností těla, což může vést ke zhoršení rovnováhy a zvýšenému riziku pádu. K dalšímu snížení fyzické aktivity u obézních lidí vede strach z pádu (Bruce, Devine, Prince, 2002, pp. 84–89).

Názor Teasdalea et al. (2007, pp. 153–160), že se posturální stabilita významně zlepší po snížení hmotnosti, je v rozporu s několika pozorováními, která vycházejí z epidemiologických studií. Ty tvrdí, že vysoké BMI chrání proti zlomeninám (Grisso et al., 1991, pp. 1326–1331; Owusu et al., 1998, pp. 12–19). Studie uvádí, že vyšší BMI může poskytnout vyšší zatížení kostry, což může způsobit kompenzační zvýšení hmotnosti kostí. Dále může vytvářet určitou výstelku, která chrání proti zlomeninám, které by při pádu mohly vzniknout. Tento názor odmítá Nguyen et al. (2005, pp. 1921–1928). Ve své studii zjistili, že vztah z předchozí studie není statisticky významný. Fabris de Souza et al. (2005, pp. 1013–1016) ve své studii píší, že morbidně obézní jedinci mají oproti lidem s normální hmotností významné posturální změny a tyto změny souvisí s bolestmi kloubů v důsledku obezity. Podle Blouina, Corbeila, Teasdalea (2003, pp. 1–9; 2004, pp. 43–50) snižuje bolest dolních končetin posturální stabilitu. Autoři v těchto studiích demonstrovali výhody úbytku hmotnosti na celkovou posturální stabilitu obézních lidí. Získaná data ukazují, že výhody redukce tělesné hmotnosti jsou téměř lineárně závislé na velikosti úbytku hmotnosti.

Obezita může způsobit snížení odolnosti proti únavě. Únava svalů zhoršuje řízení rovnováhy a vyžaduje větší množství pozornosti pro koordinaci rovnováhy (Simoneau, Bégin, Teasdale, 2006, pp. 1–9). S tělesnou hmotností se zvyšuje incidence pádů. Riziko pádu by tedy mělo být při jakékoli redukci hmotnosti nižší – nejen při návratu k normální hmotnosti. V literatuře se uvádí, že redukce tělesné hmotnosti má potenciál zredukovat nebo zcela odstranit některé adaptace na obezitu. Při vyšších úbytcích hmotnosti lze u pacientů pozorovat výrazné zlepšení relativní síly

a posturální stability. Ztráta hmotnosti společně s posilováním a tréninkem rovnováhy mohou být nejúčinnějším způsobem jak zlepšit rovnováhu u obézních a snížit riziko pádu a zlomenin (Del Porto et al., 2012, pp. 301–320).

Corbeil et al. (2001, pp. 126–136) zkoumali dopad tukové tkáně v oblasti břicha na posturální stabilitu. Dospěli k tomu, že obézní jedinci, kteří byli vystaveni vychýlení z neutrálního stoje, mohou mít vyšší riziko pádu než štíhlí. Usuzují, že je obtížnější vychýlit obézní jedince z rovnováhy. Obtížnější je však i jejich návrat k rovnováze.

Závěr

Hlavním cílem diplomové práce bylo zjistit, jestli je možné nalézt nějaký vztah mezi BMI a posturální reaktibilitou na zátěžové situace. Sledovaný soubor tvořilo 15 žen, které se přihlásily do osmítýdenního programu řízené redukce hmotnosti. Posturální reakce těchto žen byly měřeny pomocí posturografických testů Motor Control Test a Limits of Stability dvakrát, a to při zahájení kurzu a po jeho skončení.

Ženy, které se přihlásily do programu řízené redukce hmotnosti, měly téměř výhradně sedavá zaměstnání. Sedavé zaměstnání bývá mnohdy spojeno s nedostatkem pohybové aktivity během dne. Celkově může vést ke vzniku problémů pohybového aparátu a také k obtížnějšímu udržení ideální tělesné hmotnosti. Během programu řízené redukce hmotnosti byly tyto ženy seznámeny s vhodným stravovacím režimem a správnou volbou pohybové aktivity. Také jim byly představeny tyto pohybové aktivity – rotoped, Nordic Walking, TRX a bosu podložky, kterým se věnovaly v dalších lekcích.

První vědecká otázka zjišťovala, jestli existuje statisticky významný rozdíl v posturální stabilitě žen před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní. Po statistickém vyhodnocení výsledných hodnot jednotlivých parametrů testu Motor Control Test v prvním a druhém měření nebyly na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ mezi testovanými situacemi nalezeny rozdíly. Tedy nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v žádném z testovaných parametrů tohoto testu před cílenou redukcí tělesné hmotnosti a po ní. V případě druhého měřeného testu Limits of Stability byl nalezen statisticky významný rozdíl v parametru Reaction Time ve směru dozadu doleva a dále v parametrech Endpoint Excursion, Maximum Excursion i Directional Control ve směru dopředu.

Pomocí analytického nástroje Korelace byl vyhodnocen vzájemný vztah mezi BMI a testovanými parametry testů Motor Control Test a Limits of Stability. Z výsledků vyplývá, že se snížením BMI došlo ke zlepšení hodnot těchto parametrů: Latency (MCT) při podtrhu plošiny vzad střední rychlostí u pravé dolní končetiny, Reaction Time (LOS), směr doprava a dozadu, Endpoint Excursion a Maximum Excursion (LOS), směr dopředu, dopředu doprava a doprava. U parametru Motor Control Testu Amplitude Scaling při podtrhu plošiny vzad i vpřed vysokou rychlostí

u levé dolní končetiny vyšla výsledná korelace negativní, tedy se snížením BMI došlo ke zhoršení v tomto parametru po redukci tělesné hmotnosti.

Většina výsledných hodnot jednotlivých testovaných parametrů vykazovala jistý trend, který ukazoval zlepšení měřených parametrů po redukci tělesné hmotnosti. Tento trend však nebyl statisticky významný, což mohlo být způsobeno buď nedostatečným počtem probandů, nebo tento trend ve skutečnosti neexistuje.

V další práci by bylo vhodné rozšířit počet měřených osob, do měření zařadit některé další posturografické testy, srovnávat výsledné hodnoty s kontrolní skupinou a také porovnávat výsledky účastnic dvou různých kurzů, např. stávajícího a více intenzivního kurzu, případně kurzu, který by trval déle než osm týdnů.

Referenční seznam

BIRTANE, M. – TUNA, H. 2004. The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. *Clinical Biomechanics* [online]. 2004, Vol. 19, Issue 10, pp. 1055–1059. [cit. 2013-03-23]. ISSN 0268-0033. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15531056>>.

BLÁHA, P. 2002. Využití antropometrických metod v obezitologii. *Postgraduální medicína* [online]. 2002, roč. 4, č. 4, s. 416–421. [cit. 2012-09-20]. ISSN 1212-4184. Dostupné na WWW: <<http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/vyuziti-antropometrickych-metod-v-obezitologii-145102>>.

BLASZCZYK, J. W., et al. 2009. Effects of excessive body weight on postural control. *Journal of Biomechanics* [online]. 2009, Vol. 42, Issue 9, pp. 1295–1300. [cit. 2013-03-24]. ISSN 0021-9290. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19386313>>.

BLOUIN, J. B. – CORBEIL, P. – TEASDALE, N. 2003. Postural stability is altered by the stimulation of pain but not warm receptors in humans. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2003, Vol. 4, Issue 23, pp. 1–9. [cit. 2013-03-23]. ISSN 1471-2474. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC270027/>>.

BLOUIN, J. B. – CORBEIL, P. – TEASDALE, N. 2004. Effects of intensity and locus of painful stimulation on postural stability. *Pain* [online]. 2004, Vol. 108, Issues 1–2, pp. 43–50. [cit. 2013-03-23]. ISSN 0304-3959. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15109506>>.

BRAUNEROVÁ, R. – HAINER, V. 2010. Obezita – diagnostika a léčba v praxi. *Medicína pro praxi* [online]. 2010, roč. 7, č. 1, s. 19–22. [cit. 2012-09-20]. ISSN 1803-5310. Dostupné na WWW: <www.solen.cz/pdfs/med/2010/01/05.pdf>.

BRUCE, D. G. – DEVINE, A. – PRINCE, R. L. 2002. Reactional physical activity levels in healthy older women: the importance of fear of falling. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 2002, Vol. 50, Issue 1, pp. 84–89. [cit. 2013-02-

02]. ISSN 1532-5415. Dostupné na WWW:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12028251>>.

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, Issues 1–2, pp. 319–325. [cit. 2013-03-21]. ISSN 0031-9384. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11006430>>.

CAMPBELL, S. K. – PALISANO, R. J. – VANDER LINDEN, D. W. 2006. *Physical therapy for children*. 3rd Edition. Elsevier Saunders, 2006, pp. 95–98. ISBN 9780721603780.

COLE, T. J., et al. 2000. Establishing a standard definition for child overweight and obesity worldwide: international survey. *BMJ* [online]. 2000, Vol. 320, Issue 6, pp. 1–6. [cit. 2013-09-21]. ISSN 1756-1833. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10797032>>.

COLNÉ, P., et al. 2008. Postural control in obese adolescents assessed by limits of stability and gain initiation. *Gait & Posture* [online]. 2008, Vol. 28, Issue 1, pp. 164–169. [cit. 2013-03-18]. ISSN 1879-2219. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18191568>>.

CORBEIL, P., et al. 2001. Increased risk for falling associated with obesity: mathematical modeling of postural control. *IEEE* [online]. 2001, Vol. 9, Issue 2, pp. 126–136. [cit. 2012-10-25]. ISSN 1534-4320. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11474965>>.

COSTELLO, K. E. – MATRANGOLA, S. L. – MADIGAN, M. L. 2012. Independent effects of adding weight and inertia on balance during quiet standing. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 2012, Vol. 11, Issue 20, pp. 1–13. [cit. 2013-02-02]. ISSN 1573-9686. Dostupné na WWW: <<http://www.biomedical-engineering-online.com/content/11/1/20>>.

CRUZ-GÓMEZ, N. S., et al. 2011. Influence of obesity and gender on the postural stability during upright stance. *Obesity Facts* [online]. 2011, Vol. 4, Issue 7, pp. 212–

217. [cit. 2013-01-16]. ISSN 1662-4025. Dostupné na WWW: <www.karger.com/Article/Pdf/329408>.

DEL PORTO, H. C., et al. 2012. Biomechanical effects of obesity on balance. *International Journal of Exercise Science* [online]. 2012, Vol. 5, Issue 4, pp. 301–320. [cit. 2013-03-23]. ISSN 1939-795X. Dostupné na WWW: <<http://digitalcommons.wku.edu/ijes/vol5/iss4/1/>>.

DOSTÁLOVÁ, J. 2003. Výživová doporučení v Evropě. *Výživa a potraviny*, 2003, roč. 58, září, říjen, s. 136. ISSN 1211-846X.

DOSTÁLOVÁ, J. – DLOUHÝ, P. – TLÁSKAL, P. 2012. Výživová doporučení pro obyvatelstvo České republiky. *Výživa a potraviny* [online]. 2012, roč. 67, č. 3, s. 80–82. [cit. 2013-04-03]. ISSN 1211-846X. Dostupné na WWW: <<http://www.vyzivaspol.cz/rubrika-dokumenty/konecne-zneni-vyzivovych-doporuceni.html>>.

DRŠATA, J. 2007. *Počítačová posturografie v diagnostice a rehabilitaci závrativých stavů*. Hradec Králové, 2007, s. 44–46. Disertační práce.

DU PASQUIER, R. A., et al. 2003. The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2003, Vol. 33, Issue 5, pp. 213–218. [cit. 2013-03-18]. ISSN 1388-2457. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14672821>>.

DYLEVSKÝ, I. 2000. *Funkční anatomie člověka*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2000, s. 31. ISBN 80-7169-681-1.

FABRIS DE SOUZA, S. A., et al. 2005. Postural changes in morbidly obese patients. *Obesity Surgery* [online]. 2005, Vol. 15, Issue 7, pp. 1013–1016. [cit. 2013-01-27]. ISSN 1708-0428. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16105399>>.

FARALDO-GARCÍA, A. 2011. Influence of gender on the sensory organisation test and the limits of stability in healthy subjects. *Acta Otorrinolaringológica Española*

[online]. 2011, Vol. 62, Issue 5, pp. 333–338. [cit. 2012-10-03]. ISSN 2173-5735. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21531358>>.

FJELDSTAD, C., et al. 2008. The influence obesity on falls and quality of life. *Dynamic Medicine* [online]. 2008, Vol. 7, Issue 4, pp. 1–6. [cit. 2013-02-02]. ISSN 1476-5918. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2288598/>>.

FRANKENFIELD, D. C., et al. 2001. Limits of body mass index to detect obesity and predict body composition. *Nutrition* [online]. 2001, Vol. 17, Issue 1, pp. 26–30. [cit. 2013-02-02]. ISSN 0899-9007. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11165884>>.

FRIED, M. 2008. Bariatrická chirurgie a obézní pacient. *Postgraduální medicína* [online]. 2008, roč. 10, č. 6, s. 678–683. [cit. 2012-09-20]. ISSN 1212-4184. Dostupné na WWW: <<http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/bariatricka-chirurgie-a-obezni-pacienti-369046>>.

GEURTS, A. C. – NIENHUIS, B. – MULDER, T. W. 1993. Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 1993, Vol. 74, Issue 11, pp. 1144–1150. [cit. 2013-01-27]. ISSN 0003-9993. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8239951>>.

GREVE, J., et al. 2007. Correlation between body mass index and postural balance. *Clinics* [online]. 2007, Vol. 62, Issue 6, pp. 717–720. [cit. 2012-12-15]. ISSN 1807-5932. Dostupné na WWW: <http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1807-59322007000600010&script=sci_arttext>.

GRISSE, J. A., et al. 1991. Risk factors for falls as a cause of hip fracture in women. The Northeast hip fracture study group. *The New England Journal of Medicine* [online]. 1991, Vol. 324, Issue 19, pp. 1326–1331. [cit. 2013-01-27]. ISSN 0028-4793. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2017229>>.

GROPPER, S. S. – SMITH, J. L. 2012. *Advanced Nutrition and Human Metabolism*. 6th Edition. Wadsworth Publishing, 2012, p. 275. ISBN 978-1-133-10405-6.

GÚTH, A. 2005. *Liečebné metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov*. 1. vydání. Bratislava: Liečreh Gúth, 2005, s. 80. ISBN 80-88932-13-0.

HAINER, V. – KUNEŠOVÁ, M. – BENDLOVÁ, B. 2002. Úloha genetických faktorů v etiopatogenezi obezity. *Postgraduální medicína*, 2002, roč. 4, č. 4, s. 399. ISSN 1212-4184.

HAINIŠ, K. – KUNEŠOVÁ, M. 2000. Vývoj obvodu břicha a gluteu (pasu a boků) u dospělých. *Časopis lékařů českých*, 2000, roč. 139, č. 17, s. 537–543. ISSN 0008-7335.

HANDRIGAN, G. A., et al. 2010. Weight loss and muscular strength affect static balance control. *International journal of obesity* [online]. 2010, Vol. 34, Issue 5, pp. 936–942. [cit. 2013-03-20]. ISSN 0307-0565. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20101249>>.

HANDRIGAN, G. A., et al. 2012. The effects of muscle strength on center of pressure – based measures of postural sway in obese and heavy athletic individuals. *Gait & Posture*, 2012, Vol. 35, Issue 2, pp. 88–91. ISSN 1879-2219.

HLÚBIK, P. 2002. Možnosti ovlivňování stravovacích zvyklostí. *Výživa a potraviny*, 2002, roč. 57, č. 4, s. 98–99. ISSN 1211-846X.

HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age ad Ageing* [online]. 2006, 35–S2, pp. 7–11. [cit. 2012-12-12]. ISSN 1468-2834. Dostupné na WWW: <www.cs.cmu.edu/~cga/legs/chamr1.pdf>.

HORAK, F. B. – HENRY, S. M. – SHUMWAY-COOK, A. 1997. Postural perturbations: New insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy*, 1997, Vol. 77, Issue 5, pp. 517–533. ISSN 0031-9023.

HUE, O., et al. 2007. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture* [online]. 2007, Vol. 26, Issue 1, pp. 32–38. [cit. 2013-03-18]. ISSN 1879-2219. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16931018>>.

HUE, O., et al. 2008. Muscle force and force control after weight loss in obese and morbidly obese men. *Obesity Surgery* [online]. 2008, Vol. 18, Issue 9, pp. 1112–1118. [cit. 2013-03-24]. ISSN 1708-0428. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18584262>>.

HULLENS, M., et al. 2001. Study of differences in peripheral muscle strength of lean versus obese women: an allometric approach. *International journal of obesity and related metabolic disorders* [online]. 2001, Vol. 25, Issue 5, pp. 676–681. [cit. 2013-03-24]. ISSN 1476-5497. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11360150>>.

HUXHAM, F. E. – GOLDIE, P. A. – PATLA, A. E. 2001. Theoretical considerations in balance assessment. *The Australian journal of physiotherapy* [online]. 2001, Vol. 47, Issue 2, pp. 89–100. [cit. 2012-11-11]. ISSN 0004-9514. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11552864>>.

CHIARI, L. – ROCCHI, L. – CAPPELLO, A. 2002. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics* [online]. 2002, Vol. 17, Issues 9–10, pp. 666–677. [cit. 2013-03-18]. ISSN 0268-0033. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12446163>>.

JAKICIC, J. M., et al. 1999. Effects of intermittent exercise and use of home exercise equipment on adherence, weight loss, and fitness in overweight women. A randomized trial. *JAMA*, 1999, Vol. 282, Issue 16, pp. 219–227. ISSN 0098-7484.

JANDA, V. 1966. *Funkce hybného systému*. 1. vydání. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1966, s. 78. ISBN 08-054-66.

JANSSEN, I. – KATZMARZYK, P. T. – ROSS, R. 2002. Body mass index, waist circumference, and health risk: evidence of support of current National Institutes of Health guidelines. *Archives of internal medicine* [online]. 2002, Vol. 162, Issue 18, pp. 2074–2079. [cit. 2013-03-23]. ISSN 0888-2479. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12374515>>.

JEBB, S. A. – MOORE, M. S. 1999. Contribution of sedentary lifestyle and inactivity to the etiology of overweight and obesity: current evidence and research issues.

Medicine and science in sports and exercise [online]. 1999, Vol. 31, Issue 11, pp. 534–541. [cit. 2013-03-21]. ISSN 0195-9131. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10593524>>.

JEFFERY, R. W. – FRENCH, S. A. 1999. Preventing weight gain in adults: the pound of prevention study. *American Journal of Public Health* [online]. 1999, Vol. 89, Issue 5, pp. 747–751. [cit. 2012-12-07]. ISSN 1541-0048. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1508711/>>.

KEJONEN, P. – KAURANEN, K. – VANHARANTA, H. 2003. The relationship between anthropometric factors and body-balancing movements in postural balance. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 2003, Vol. 84, Issue 1, pp. 17–22. [cit. 2013-03-21]. ISSN 0003-9993. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12589615>>.

KING, A. C., et al. 2012. Obesity, mechanical and strength relationships to postural control in adolescence. *Gait & Posture*, 2012, Vol. 35, Issue 2, pp. 261–265. ISSN 1879-2219.

KLEPIŠOVÁ, K. 2002. *Zdraví a životní styl*. [online]. 2002 [cit. 2013-03-14]. Dostupné na WWW: <http://www.ecmost.cz/cd/data/zdravi/klepisova/vazte_si_zdravi.htm>.

KOLÁŘ, P., et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání. Praha: Galén, 2009, s. 38. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ, B. 2012. *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi*. 1. vydání. Olomouc, 2012, s. 7–10. ISBN 978-80-260-1645-8.

KU, P. X., et al. 2012. Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index. *Journal of Biomechanics* [online]. 2012, Vol. 45, Issue 9, pp. 1638–1642. [cit. 2013-03-18]. ISSN 0021-9290. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22507349>>.

KUNEŠOVÁ, M. 2011. Obezita, body mass index, obvod pasu a mortalita. *Vnitřní lékařství*, 2011, roč. 57, č. 1, s. 29–30. ISSN 0042-773X.

LAFORTUNA, C. L., et al. 2005. Gender variations of body composition, muscle strength and power output in morbid obesity. *International journal of obesity* [online]. 2005, Vol. 29, Issue 7, pp. 833–841. [cit. 2013-03-24]. ISSN 0307-0565. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15917862>>.

LAUGHTON, C. A., et al. 2003. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait & Posture* [online]. 2003, Vol. 18, Issue 2, pp. 101–108. [cit. 2013-03-18]. ISSN 1879-2219. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14654213>>.

LEDIN, T. – ODKVIST, L. M. 1993. Effects of increased inertial load in dynamic and randomized perturbed posturography. *Acta oto-laryngologica* [online]. 1993, Vol. 113, Issue 3, pp. 249–252. [cit. 2012-12-15]. ISSN 1651-2251. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8517122>>.

LEVINE, M. D., et al. 2007. Weight gain prevention among women. *Obesity (Silver Spring)* [online]. 2007, Vol. 15, Issue 5, pp. 1267–1277. [cit. 2012-12-07]. ISSN 1930-739X. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2531237/>>.

LI, X. – ARUIN, A. S. 2009. The effect of short-term changes in body mass distribution on feed-forward postural control. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2009, Vol. 19, Issue 5, pp. 931–941. [cit. 2013-03-23]. ISSN 1050-6411. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18614379>>.

LINDE, J. A., et al. 2005. Self-weighing in weight gain prevention and weight loss trials. *Annals of behavioral medicine* [online]. 2005, Vol. 30, Issue 3, pp. 210–216. [cit. 2012-12-07]. ISSN 0883-6612. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16336072>>.

MAKI, B. E., et al. 1999. Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *The journals of Gerontology* [online]. 1999, Vol. 54, Issue 6, pp. 281–287. [cit. 2013-03-23]. ISSN 1079-5006. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10411014>>.

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, s. 24–30. ISSN 1210-5481.

MATOULEK, M. – SVAČINA, Š. – LAJKA, J. 2010. Výskyt obezity a jejich komplikací v České republice. *Vnitřní lékařství*, 2010, roč. 56, č. 10, s. 1019–1027. ISSN 0042-773X.

MATOULEK, M. – ŠUPOVÁ, R. 2008. Fyzická aktivita a v léčbě obezity v praxi. *Postgraduální medicína* [online]. 2008, roč. 10, č. 6, s. 654–657. [cit. 2012-09-20]. ISSN 1212-4184. Dostupné na WWW: <<http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/fyzicka-aktivita-v-lecbe-obezity-v-praxi-369041>>.

MATRANGOLA, S. L. – MADIGAN, M. L. 2009. Relative effects of weight loss and strength training on balance recovery. *Medicine and science in sports and exercise* [online]. 2009, Vol. 41, Issue 7, pp. 1488–1493. [cit. 2013-02-02]. ISSN 0195-9131. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19516151>>.

McGRAW, B., et al. 2000. Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 2000, Vol. 81, Issue 4, pp. 484–489. [cit. 2012-12-15]. ISSN 0003-9993. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10768540>>.

MEYER, P. F. – ODDSSON, L. I. – DE LUCA, C. J. 2004. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Experimental brain research* [online]. 2004, Vol. 156, Issue 4, pp. 505–512. [cit. 2013-03-23]. ISSN 1432-1106. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14968274>>.

MIGNARDOT, J. B., et al. 2010. Obesity impact on the attentional cost for controlling posture. *PLoS ONE* [online]. 2010, Vol. 5, Issue 12, pp. 1–6. [cit. 2012-09-21]. ISSN 1932-6203. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3004786/>>.

MORASSO, P. G. – SCHIEPPATI, M. 1999. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *Journal of neurophysiology* [online]. 1999, Vol. 82, Issue 3, pp.

1622–1626. [cit. 2013-03-23]. ISSN 1522-1598. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10482776>>.

MÜLLEROVÁ, D. – MATĚJKOVÁ, D. 2002. Hodnocení stravovacích zvyklostí. *Postgraduální medicína*, 2002, roč. 4, č. 4, s. 422. ISSN 1212-4184.

NAGAI, K., et al. 2013. Effect of the muscle coactivation during quiet standing on dynamic postural control in older adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics* [online]. 2013, Vol. 56, Issue 1, pp. 129–133. [cit. 2013-03-16]. ISSN 0167-4943. Dostupné na WWW: <http://www.unboundmedicine.com/evidence/ub/citation/22959815/Effect_of_the_muscle_coactivation_during_quiet_standing_on_dynamic_postural_control_in_older_adults_>.

NEWMAN, D. J. – SCHULZ, K. U. – ROCHLIS, J. L. 1996. Closed-loop, estimator based model of human posture following reduced gravity exposure. *Journal of Guidance, Control, and Dynamics* [online]. 1996, Vol. 19, Issue 5, pp. 1102–1108. [cit. 2013-03-18]. ISSN 1533-3884. Dostupné na WWW: <arc.aiaa.org/doi/pdf/10.2514/3.21751>.

NGUYEN, N. D., et al. 2005. Identification of high-risk individuals for hip fracture: a 14-year prospective study. *Journal of bone and mineral research* [online]. 2005, Vol. 20, Issue 11, pp. 1921–1928. [cit. 2013-01-27]. ISSN 1523-4681. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16234964>>.

OWUSU, W., et al. 1998. Body anthropometry and the risk of hip and wrist fractures in men: results from a prespective study. *Obesity research* [online]. 1998, Vol. 6, Issue 1, pp. 12–19. [cit. 2013-01-27]. ISSN 1071-7323. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9526965>>.

PAŘÍZKOVÁ, J. – LISÁ, L. 2009. Rané faktory ovlivňující vznik obezity na začátku života. *Praktický lékař*, 2009, roč. 89, č. 6, s. 303–305. ISSN 0032-6739.

PASCO, J. A., et al. 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. 2012-11-11]. ISSN 1932-6203. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3258232/>>.

PAU, M. – KIM, S. – NUSSBAUM, M. A. 2012. Does load carriage differentially affect postural sway in overweight vs. normal-weight schoolchildren? *Gait & Posture*, 2012, Vol. 35, Issue 2, pp. 378–382. ISSN 1879-2219.

PODĚBRADSKÁ, R. 2011. Pohybová intervence jako součást léčby nadváhy a obezity. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2011, roč. 18, č. 2, s. 50–58. ISSN 1211-2658.

PORAC, C. – COREN, S. 1981. *Lateral preferences and human behavior*. 1st Edition. New York: Springer-Verlag, 1981, p. 283. ISBN 3-540-90596-0.

RIEGEROVÁ, J. – ULBRICHOVÁ, M. 1998. *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu*. 2. vydání. Vydavatelství Univerzity Palackého v Olomouci, 1998, s. 166. ISBN 80-7067-847-X.

ROUGIER, P. R. 2007. Relative contribution of the pressure variations under the feet and body weight distribution over both legs in the control of upright stance. *Journal of Biomechanics* [online]. 2007, Vol. 40, Issue 11, pp. 2477–2482. [cit. 2013-03-01]. ISSN 0021-9290. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17196210>>.

SCHIEPPATI, M., et al. 1994. The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in parkinsonians. *Electroencephalography and clinical neurophysiology* [online]. 1994, Vol. 93, Issue 4, pp. 286–298. [cit. 2013-02-02]. ISSN 0921-884X. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7521289>>.

SIMKIN-SILVERMAN, L. R., et al. 2003. Lifestyle intervention can prevent weight gain during menopause: results from a 5-year randomized clinical trial. *Annals of behavioral medicine* [online]. 2003, Vol. 26, Issue 3, pp. 212–220. [cit. 2012-12-07]. ISSN 0883-6612. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14644697>>.

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. 2013-03-24]. ISSN 1743-0003. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1592501/>>.

SOVOVÁ, E. 2012. *Program řízené redukce tělesné hmotnosti*. [online]. 2012 [cit. 2012-11-02]. Dostupné na WWW: <http://www.fnol.cz/klinika-telovychovneho-lekarstvi-a-kardiovaskularni-rehabilitace-sluzby-sekce_190.html>.

SRDIĆ, B., et al. 2012. Relationship between body mass index and body fat in children – Age and gender differences. *Obesity Research & Clinical Practice* [online]. 2012, Vol. 6, Issue 2, pp. 167–173. [cit. 2013-09-21]. ISSN 1871-403X. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1871403X11001955>>.

SUCHARDA, P. 2008. Extrémní obezita. *Postgraduální medicína*, 2008, roč. 10, č. 6, s. 688. ISSN 1212-4184.

SVAČINA, Š. 2011. Diety a pohybová aktivnost v prevenci obezity. *Tělesná výchova a sport mládeže*, 2011, roč. 77, č. 1, s. 2–5. ISSN 1210-7689.

TEASDALE, N., et al. 2007. Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. *International journal of obesity* [online]. 2007, Vol. 31, Issue 1, pp. 153–160. [cit. 2013-03-18]. ISSN 0307-0565. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16682978>>.

TŮMOVÁ, J. 2002. Ověření vlivu pohybového programu na zlepšení stability u starších osob pomocí posturografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002, roč. 9, č. 3, s. 100–104. ISSN 1211-2658.

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

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

- VAŘEKA, I. – VAŘEKOVÁ, R. 2009. *Kineziologie nohy*. 1. vydání. Vydavatelství Univerzity Palackého v Olomouci, 2009, s. 119–122. ISBN 978-80-244-2432-3.
- VÉLE, F. 1997. *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 1997, s. 81, 151. ISBN 80-7169-256-5.
- VÉLE, F. 2006. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vydání. Praha: Triton, 2006, s. 97–109. ISBN 80-7254-837-9.
- VÉLE, F. – ČUMPELÍK, J. – PAVLŮ, D. 2001. Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, roč. 8, č. 3, s. 103–105. ISSN 1211-2658.
- VLČKOVÁ, J. 2010. Obezita a možnosti její léčby – II. diagnostika a léčba obezity. *Hygiena*, 2010, roč. 55, č. 1, s. 18–24. ISSN 1802-6281.
- WEARING, S. C., et al. 2006. The biomechanics of restricted movement in adult obesity. *Obesity reviews* [online]. 2006, Vol. 7, Issue 1, pp. 13–24. [cit. 2012-12-07]. ISSN 1467-789X. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16436099>>.
- WINTER, D. A. 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 1995, Vol. 3, Issue 4, pp. 193–214. ISSN 1879-2219.
- WINTER, D. A., et al., 1996. Unified theory regarding A / P and M / L balance in quiet stance. *Journal of neurophysiology* [online]. 1996, Vol. 75, Issue 6, pp. 2334–2343. [cit. 2013-03-18]. ISSN 1522-1598. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8793746>>.

Seznam zkratk

| | |
|-------------|-----------------------------------|
| BIA | bioelektrická impedance |
| BMI | Body Mass Index |
| COG | Centre of Gravity |
| COM | Centre of Mass |
| COP | Centre of Pressure |
| CNS | centrální nervový systém |
| CT | computerová tomografie |
| DEXA | duální rentgenová absorpciometrie |
| LB | large backward |
| LDK | levá dolní končetina |
| LF | large forward |
| LOS | Limits of Stability |
| MB | medium backward |
| MF | medium forward |
| MCT | Motor Control Test |
| MR | magnetická rezonance |
| PDK | pravá dolní končetina |
| SB | small backward |
| SF | small forward |
| WHO | World Health Organization |
| WHR | Waist Hip Ratio |

Seznam tabulek

| | |
|---|-----|
| Tab. 1 Hladiny statistické významnosti Weight Symmetry MCT. | 46 |
| Tab. 2 Hladiny statistické významnosti Latency MCT, LDK. | 48 |
| Tab. 3 Hladiny statistické významnosti Latency MCT, PDK. | 48 |
| Tab. 4 Hladiny statistické významnosti Amplitude Scaling MCT, LDK. | 51 |
| Tab. 5 Hladiny statistické významnosti Amplitude Scaling MCT, PDK. | 51 |
| Tab. 6 Hladiny statistické významnosti parametru Strength Symmetry MCT. | 54 |
| Tab. 7 Hladiny statistické významnosti parametru Reaction Time LOS. | 56 |
| Tab. 8 Hladiny statistické významnosti parametru Movement Velocity LOS. | 58 |
| Tab. 9 Hladiny statistické významnosti parametru Endpoint Excursion LOS. | 60 |
| Tab. 10 Hladiny statistické významnosti parametru Maximum Excursion LOS. | 62 |
| Tab. 11 Hladiny statistické významnosti parametru Directional Control LOS. | 64 |
| Tab. 12 Vyhodnocení dotazníku | 116 |
| Tab. 13 Základní údaje | 116 |
| Tab. 14 Popisná statistika | 117 |
| Tab. 15 Motor Control Test – výpočty, 1. část | 122 |
| Tab. 16 Motor Control Test – výpočty, 2. část | 123 |
| Tab. 17 Motor Control Test – výpočty, 3. část | 124 |
| Tab. 18 Limits of Stability – výpočty, 1. část | 125 |
| Tab. 19 Limits of Stability – výpočty, 2. část | 126 |
| Tab. 20 Limits of Stability – výpočty, 3. část | 127 |
| Tab. 21 Výsledky korelací Motor Control Test, 1. část | 128 |
| Tab. 22 Výsledky korelací Motor Control Test, 2. část | 129 |
| Tab. 23 Výsledky korelací Limits of Stability, 1. část | 130 |
| Tab. 24 Výsledky korelací Limits of Stability, 2. část | 130 |

Seznam grafů

| | |
|---|----|
| Graf 1 Zaměstnání..... | 38 |
| Graf 2 Pravidelná pohybová aktivita | 39 |
| Graf 3 Nepravidelná pohybová aktivita | 40 |
| Graf 4 Pohybová aktivita týdně | 41 |
| Graf 5 Sport závodně | 42 |
| Graf 6 Dušnost při běžných denních činnostech..... | 43 |
| Graf 7 Pozitivní rodinná anamnéza..... | 44 |
| Graf 8 Weight Symmetry | 47 |
| Graf 9 Latency, LDK | 49 |
| Graf 10 Latency, PDK | 50 |
| Graf 11 Amplitude Scaling, LDK | 52 |
| Graf 12 Amplitude Scaling, PDK | 53 |
| Graf 13 Strength Symmetry | 55 |
| Graf 14 Reaction Time | 57 |
| Graf 15 Movement Velocity | 59 |
| Graf 16 Endpoint Excursion | 61 |
| Graf 17 Maximum Excursion | 63 |
| Graf 18 Directional Control..... | 65 |
| Graf 19 Korelace BMI a Latency, Medium Backward, PDK..... | 66 |
| Graf 20 Korelace mezi BMI a Amplitude Scaling, Large Backward, LDK..... | 67 |
| Graf 21 Korelace mezi BMI a Amplitude Scaling, Large Forward, LDK | 68 |
| Graf 22 Korelace mezi BMI a Reaction Time, směr 3 | 69 |
| Graf 23 Korelace mezi BMI a Reaction Time, směr 5 | 70 |
| Graf 24 Korelace mezi BMI a Endpoint Excursion, směr 1 | 71 |
| Graf 25 Korelace mezi BMI a Endpoint Excursion, směr 2 | 72 |
| Graf 26 Korelace mezi BMI a Endpoint Excursion, směr 3 | 73 |
| Graf 27 Korelace mezi BMI a Maximum Excursion, směr 1 | 74 |
| Graf 28 Korelace mezi BMI a Maximum Excursion, směr 2 | 75 |
| Graf 29 Korelace mezi BMI a Maximum Excursion, směr 3 | 76 |

Seznam obrázků

| | |
|--|-----|
| Obr. 1 Posturograf, Kineziologická laboratoř FNOL | 118 |
| Obr. 2 Motor Control Test, úvodní obrazovka | 119 |
| Obr. 3 Motor Control Test, testování..... | 119 |
| Obr. 4 Limits of Stability, úvodní obrazovka | 120 |
| Obr. 5 Limits of Stability, testování..... | 120 |
| Obr. 6 Translace silové plošiny testu Motor Control Test | 121 |
| Obr. 7 COM Limits of Stability | 121 |

Seznam příloh

| | |
|--|-----|
| Příloha 1 Poučení a souhlas probanda | 114 |
| Příloha 2 Dotazník k diplomové práci | 115 |
| Příloha 3 Tabulky a obrázky | 116 |

Přílohy

Příloha 1 Poučení a souhlas probanda

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
ÚSTAV FYZIOTERAPIE

Poučení a souhlas probanda

Klientka souhlasí s provedením posturografického vyšetření v kineziologické laboratoři FNOL pro potřeby diplomové práce **Existuje korelace mezi BMI a „posturální kondicí“?**, kterou vypracovává Bc. Martina Zellerová pod odborným vedením MUDr. Stanislava Horáka.

Byla jsem srozumitelně seznámena s průběhem laboratorního vyšetření. Souhlasím s jeho provedením a anonymním použitím získaných údajů s respektováním pravidel ochrany osobních údajů.

V Olomouci dne

.....
podpis klientky

Příloha 2 Dotazník k diplomové práci

**Dotazník k diplomové práci
Existuje korelace mezi BMI a „posturální
kondicí“?**

Jméno:

Věk:

Výška:

Váha:

Zaměstnání:

Datum vyplnění:

1. Jaké pohybové aktivitě (PA) se věnujete pravidelně?
2. Jaké PA se věnujete nepravidelně?
3. Kolikrát týdně se věnujete PA?
4. Děláte / dělala jste nějaký sport závodně? Jaký? Jak dlouho?
5. Zadýcháváte se při chůzi nebo běžných denních činnostech?
6. Má ve Vaší rodině ještě někdo problém s nadváhou či obezitou?

Příloha 3 Tabulky a obrázky

Tab. 12 Vyhodnocení dotazníku

| | | | | | | | | | | |
|-----------------|--------------|----------|------------|------------|------------|-----------|----------|------------|------------|--------|
| Zaměstnání | v domácnosti | pokladní | asistentka | grafička | operátorka | ekonomika | úřednice | stravování | odb. prac. | účetní |
| | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 3 | 4 | 1 | 1 | 1 |
| PA pravidelně | posilovna | inline | bosu | power step | kolo | rotoped | cvičení | chůze | žádná | |
| | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 3 | 4 | 7 | |
| PA nepravidelně | žádná | chůze | posilovna | kolo | rotoped | inline | plavání | lyžování | chůze NW | |
| | 2 | 2 | 2 | 3 | 3 | 4 | 5 | 5 | 7 | |
| PA týdně | 1krát | 2krát | 3krát | 5krát | denně | | | | | |
| | 3 | 3 | 7 | 1 | 1 | | | | | |
| Sport závodně | ano | ne | | | | | | | | |
| | 2 | 13 | | | | | | | | |
| Dušnost | ano | ne | | | | | | | | |
| | 6 | 9 | | | | | | | | |
| RA pozitivní | ano | ne | | | | | | | | |
| | 13 | 2 | | | | | | | | |
| Redukce o [kg] | 0 | 1,5 | 3 | 4 | 4,5 | 5 | 5,2 | 6 | 7 | |
| | 2 | 1 | 1 | 3 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | |

Legenda: PA pravidelně – pravidelná pohybová aktivita; PA nepravidelně – nepravidelná pohybová aktivita; RA pozitivní – pozitivní rodinná anamnéza; číselně – počet žen

Tab. 13 Základní údaje

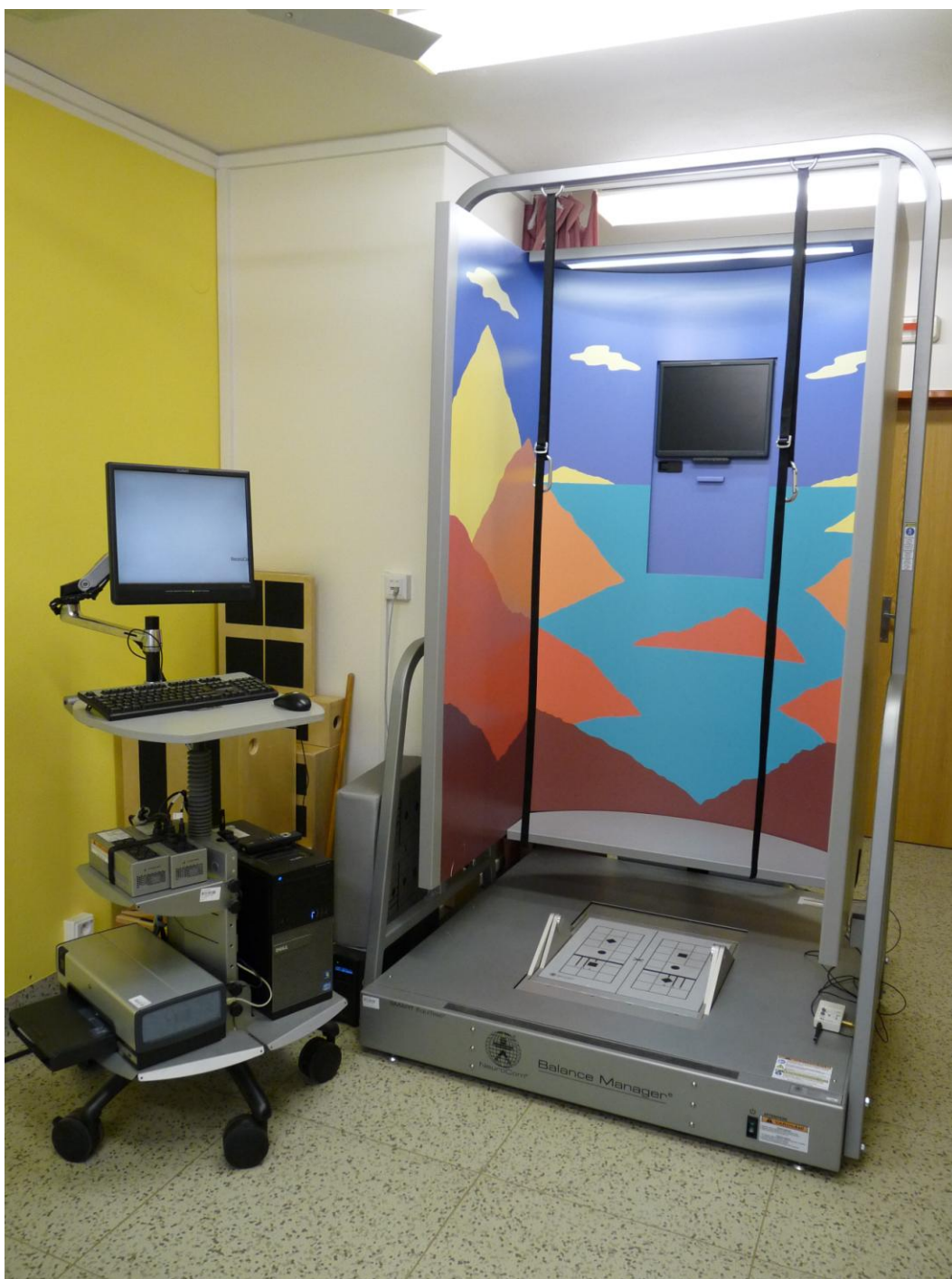
| Klientka č. | Věk | Výška | Váha před | BMI před | Váha po | BMI po | BMI rozdíl | Redukce o |
|-------------|-----|-------|-----------|----------|---------|--------|------------|-----------|
| 1 | 33 | 1,62 | 73 | 27,82 | 73 | 27,82 | 0,00 | 0 |
| 2 | 52 | 1,53 | 96 | 41,01 | 92 | 39,30 | 1,71 | 4 |
| 3 | 41 | 1,66 | 67,5 | 24,50 | 66 | 23,95 | 0,54 | 1,5 |
| 4 | 47 | 1,74 | 87 | 28,74 | 82,5 | 27,25 | 1,49 | 4,5 |
| 5 | 37 | 1,56 | 102,2 | 42,00 | 97 | 39,86 | 2,14 | 5,2 |
| 6 | 37 | 1,74 | 98 | 32,37 | 92 | 30,39 | 1,98 | 6 |
| 7 | 49 | 1,63 | 106 | 39,90 | 99 | 37,26 | 2,63 | 7 |
| 8 | 41 | 1,73 | 108 | 36,09 | 101 | 33,75 | 2,34 | 7 |
| 9 | 48 | 1,65 | 82 | 30,12 | 78 | 28,65 | 1,47 | 4 |
| 10 | 45 | 1,75 | 92,6 | 30,24 | 87,3 | 28,51 | 1,73 | 5,3 |
| 11 | 51 | 1,72 | 98 | 33,13 | 98 | 33,13 | 0,00 | 0 |
| 12 | 47 | 1,72 | 87 | 29,41 | 81 | 27,38 | 2,03 | 6 |
| 13 | 44 | 1,68 | 73 | 25,86 | 68 | 24,09 | 1,77 | 5 |
| 14 | 42 | 1,68 | 75 | 26,57 | 72 | 25,51 | 1,06 | 3 |
| 15 | 39 | 1,76 | 96 | 30,99 | 92 | 29,70 | 1,29 | 4 |

Legenda: výška – v metrech; váha – v kilogramech; redukce o – kilogramy

Tab. 14 Popisná statistika

| Popisná statistika | Věk | Výška | Váha před | BMI před | Váha po | BMI po | BMI rozdíl | Redukce o |
|--------------------|------|-------|-----------|----------|---------|--------|------------|-----------|
| Průměr | 43,5 | 1,68 | 89,4 | 31,9 | 85,3 | 30,4 | 1,5 | 4,2 |
| Chyba stř. hodnoty | 1,4 | 0,02 | 3,3 | 1,4 | 3,0 | 1,3 | 0,2 | 0,6 |
| Medián | 44,0 | 1,68 | 92,6 | 30,2 | 87,3 | 28,7 | 1,7 | 4,5 |
| Modus | 41,0 | 1,74 | 73,0 | | 92,0 | | 0,0 | 4,0 |
| Směr. odchylka | 5,6 | 0,07 | 12,9 | 5,5 | 11,8 | 5,2 | 0,8 | 2,2 |
| Rozptyl výběru | 31,1 | 0,00 | 165,8 | 30,5 | 139,3 | 26,6 | 0,6 | 4,9 |
| Minimum | 33,0 | 1,53 | 67,5 | 24,5 | 66,0 | 24,0 | 0,0 | 0,0 |
| Maximum | 52,0 | 1,76 | 108,0 | 42,0 | 101,0 | 39,9 | 2,6 | 7,0 |
| Počet | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 |

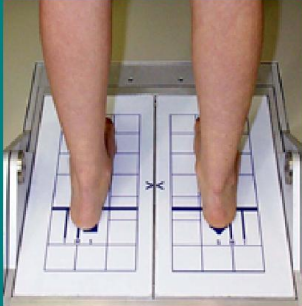
Legenda: **výška** – v metrech; **váha** – v kilogramech; **redukce o** – kilogramy



Obr. 1 Posturograf, Kineziologická laboratoř FNOL

Motor Control Test

Align medial malleolus to center horizontal line and lateral calcaneus to 'T' line.




Check safety straps for proper tension. When patient is properly positioned, click on Continue button.

| | | | | |
|----------|-----------|---------|-----------------|-----------|
| Continue | Next Test | Default | Assessment Menu | Main Menu |
|----------|-----------|---------|-----------------|-----------|

Obr. 2 Motor Control Test, úvodní obrazovka

Motor Control Test

Latency (msec)



| | | | | | | | | | | | | |
|----------|---|---|-------|---|---|---------|---|---|-------|---|---|------|
| S | M | L | S | M | L | S | M | L | S | M | L | COMP |
| Left | | | Right | | | Left | | | Right | | | |
| BACKWARD | | | | | | FORWARD | | | | | | |

Small Backward Translations

| | | | | |
|-------|-----------|---------|-----------------|-----------|
| Start | Next Test | Default | Assessment Menu | Main Menu |
|-------|-----------|---------|-----------------|-----------|

Obr. 3 Motor Control Test, testování

Limits Of Stability

Align medial malleolus to center horizontal line and lateral calcaneus to 'T' line.

Click on Start button to begin test.

☑ Auto Advance

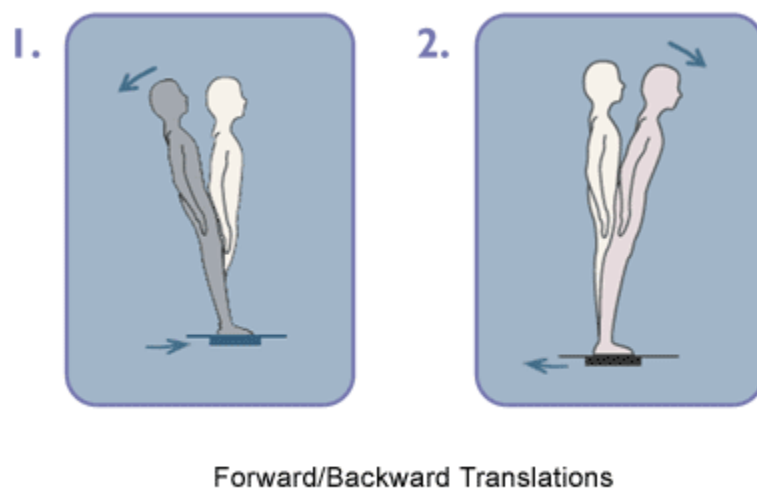
| | | | | |
|-------|-----------|---------------|-----------------|-----------|
| Start | Next Test | Select Cursor | Assessment Menu | Main Menu |
|-------|-----------|---------------|-----------------|-----------|

Obr. 4 Limits of Stability, úvodní obrazovka

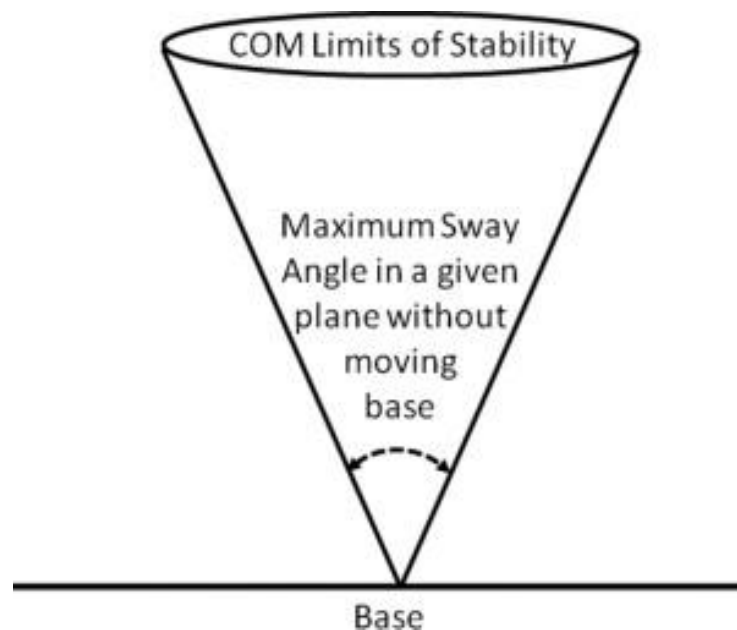
Hold and Keep Cursor in Center Target...

When ready, press any key or click on a mouse button to score.

Obr. 5 Limits of Stability, testování



Obr. 6 Translace silové plošiny testu Motor Control Test
 (<http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/mct.aspx>)



Obr. 7 COM Limits of Stability
 (<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999312001591>)

Tab. 15 Motor Control Test – výpočty, 1. část

| | | | | | |
|--------------|-----------|-----------|-----------------|-----------|-----------|
| WS SB | 1. měření | 2. měření | LAT SB L | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 7,133 | 6,200 | Průměr | 139,333 | 134,667 |
| p | 0,522 | | p | 0,250 | |
| WS MB | 1. měření | 2. měření | LAT MB L | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 6,733 | 6,333 | Průměr | 130,667 | 130,667 |
| p | 0,787 | | p | 1,000 | |
| WS LB | 1. měření | 2. měření | LAT LB L | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 6,733 | 7,067 | Průměr | 126,667 | 127,333 |
| p | 0,814 | | p | 0,849 | |
| WS SF | 1. měření | 2. měření | LAT SF L | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 8,867 | 6,733 | Průměr | 140,667 | 140,000 |
| p | 0,183 | | p | 0,872 | |
| WS MF | 1. měření | 2. měření | LAT MF L | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 7,933 | 7,267 | Průměr | 130,667 | 131,333 |
| p | 0,699 | | p | 0,792 | |
| WS LF | 1. měření | 2. měření | LAT LF L | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 7,933 | 7,000 | Průměr | 120,000 | 122,000 |
| p | 0,508 | | p | 0,510 | |

Legenda: **WS SB** – Weight Symmetry, small backward; **WS MB** – Weight Symmetry, medium backward; **WS LB** – Weight Symmetry, large backward; **WS SF** – Weight Symmetry, small forward; **WS MF** – Weight Symmetry, medium forward; **WS LF** – Weight Symmetry, large forward; **LAT SB L** – Latency, small backward, levá dolní končetina (LDK); **LAT MB L** – Latency, medium backward, LDK; **LAT LB L** – Latency, large backward, LDK; **LAT SF L** – Latency, small forward, LDK; **LAT MF L** – Latency, medium forward, LDK; **LAT LF L** – Latency, large forward, LDK; **p** – hladina statistické významnosti

Tab. 16 Motor Control Test – výpočty, 2. část

| | | | | | |
|-----------------|-----------|-----------|-----------------|-----------|-----------|
| LAT SB R | 1. měření | 2. měření | AMP SB L | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 138,667 | 134,000 | Průměr | 4,267 | 3,667 |
| p | 0,068 | | p | 0,271 | |
| LAT MB R | 1. měření | 2. měření | AMP MB L | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 129,333 | 128,667 | Průměr | 6,400 | 6,133 |
| p | 0,843 | | p | 0,582 | |
| LAT LB R | 1. měření | 2. měření | AMP LB L | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 128,000 | 126,667 | Průměr | 9,733 | 10,200 |
| p | 0,698 | | p | 0,521 | |
| LAT SF R | 1. měření | 2. měření | AMP SF L | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 144,000 | 144,000 | Průměr | 2,733 | 3,067 |
| p | 1,000 | | p | 0,534 | |
| LAT MF R | 1. měření | 2. měření | AMP MF L | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 128,667 | 129,333 | Průměr | 6,667 | 6,400 |
| p | 0,818 | | p | 0,751 | |
| LAT LF R | 1. měření | 2. měření | AMP LF L | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 121,333 | 124,667 | Průměr | 9,533 | 9,267 |
| p | 0,265 | | p | 0,790 | |

Legenda: **LAT SB R** – Latency, small backward, pravá dolní končetina (PDK); **LAT MB R** – Latency, medium backward, PDK; **LAT LB R** – Latency, large backward, PDK; **LAT SF R** – Latency, small forward, PDK; **LAT MF R** – Latency, medium forward, PDK; **LAT LF R** – Latency, large forward, PDK; **AMP SB L** – Amplitude Scaling, small backward, levá dolní končetina (LDK); **AMP MB L** – Amplitude Scaling, medium backward, LDK; **AMP LB L** – Amplitude Scaling, large backward, LDK; **AMP SF L** – Amplitude Scaling, small forward, LDK; **AMP MF L** – Amplitude Scaling, medium forward, LDK; **AMP LF L** – Amplitude Scaling, large forward, LDK; **p** – hladina statistické významnosti

Tab. 17 Motor Control Test – výpočty, 3. část

| | | | | | |
|-----------------|-----------|-----------|--------------|-----------|-----------|
| AMP SB R | 1. měření | 2. měření | SS SB | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 4,000 | 3,333 | Průměr | 15,467 | 7,333 |
| p | 0,313 | | p | 0,102 | |
| AMP MB R | 1. měření | 2. měření | SS MB | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 5,800 | 5,467 | Průměr | 14,467 | 8,933 |
| p | 0,403 | | p | 0,077 | |
| AMP LB R | 1. měření | 2. měření | SS LB | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 8,467 | 8,600 | Průměr | 16,200 | 14,067 |
| p | 0,860 | | p | 0,420 | |
| AMP SF R | 1. měření | 2. měření | SS SF | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 2,800 | 3,133 | Průměr | 13,733 | 12,400 |
| p | 0,465 | | p | 0,804 | |
| AMP MF R | 1. měření | 2. měření | SS MF | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 6,800 | 6,400 | Průměr | 9,333 | 9,600 |
| p | 0,582 | | p | 0,902 | |
| AMP LF R | 1. měření | 2. měření | SS LF | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 9,267 | 9,067 | Průměr | 6,000 | 7,000 |
| p | 0,825 | | p | 0,490 | |

Legenda: **AMP SB R** – Amplitude Scaling, small backward, pravá dolní končetina (PDK); **AMP MB R** – Amplitude Scaling, medium backward, PDK; **AMP LB R** – Amplitude Scaling, large backward, PDK; **AMP SF R** – Amplitude Scaling, small forward, PDK; **AMP MF R** – Amplitude Scaling, medium forward, PDK; **AMP LF R** – Amplitude Scaling, large forward, PDK; **SS SB** Strength Symmetry, small backward; **SS MB** – Strength Symmetry, medium backward; **SS LB** – Strength Symmetry, large backward; **SS SF** – Strength Symmetry, small forward; **SS MF** – Strength Symmetry, medium forward; **SS LF** – Strength Symmetry – large forward; **p** – hladina statistické významnosti

Tab. 18 Limits of Stability – výpočty, 1. část

| | | | | | |
|------------|-----------|-----------|-------------|-----------|-----------|
| RT1 | 1. měření | 2. měření | MVL1 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 0,445 | 0,388 | Průměr | 5,160 | 5,633 |
| p | 0,586 | | p | 0,457 | |
| RT2 | 1. měření | 2. měření | MVL2 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 0,334 | 0,295 | Průměr | 6,913 | 6,860 |
| p | 0,477 | | p | 0,941 | |
| RT3 | 1. měření | 2. měření | MVL3 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 0,329 | 0,251 | Průměr | 6,133 | 6,413 |
| p | 0,263 | | p | 0,605 | |
| RT4 | 1. měření | 2. měření | MVL4 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 0,383 | 0,363 | Průměr | 4,673 | 4,767 |
| p | 0,835 | | p | 0,829 | |
| RT5 | 1. měření | 2. měření | MVL5 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 0,287 | 0,265 | Průměr | 2,980 | 3,407 |
| p | 0,724 | | p | 0,285 | |
| RT6 | 1. měření | 2. měření | MVL6 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 0,378 | 0,273 | Průměr | 5,453 | 5,820 |
| p | 0,011 | | p | 0,624 | |
| RT7 | 1. měření | 2. měření | MVL7 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 0,373 | 0,329 | Průměr | 6,933 | 7,927 |
| p | 0,383 | | p | 0,286 | |
| RT8 | 1. měření | 2. měření | MVL8 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 0,315 | 0,332 | Průměr | 7,060 | 7,827 |
| p | 0,827 | | p | 0,302 | |

Legenda: **RT** – Reaction Time; **MVL** – Movement Velocity; **1** – směr dopředu; **2** – směr dopředu doprava; **3** – směr doprava; **4** – směr dozadu doprava; **5** – směr dozadu; **6** – směr dozadu doleva; **7** – směr doleva; **8** – směr dopředu doleva; **p** – hladina statistické významnosti

Tab. 19 Limits of Stability – výpočty, 2. část

| | | | | | |
|-------------|-----------|-----------|-------------|-----------|-----------|
| EPE1 | 1. měření | 2. měření | MXE1 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 67,467 | 78,533 | Průměr | 78,200 | 85,800 |
| p | 0,004 | | p | 0,015 | |
| EPE2 | 1. měření | 2. měření | MXE2 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 82,067 | 84,467 | Průměr | 89,067 | 88,800 |
| p | 0,615 | | p | 0,947 | |
| EPE3 | 1. měření | 2. měření | MXE3 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 74,333 | 81,200 | Průměr | 85,467 | 88,667 |
| p | 0,117 | | p | 0,221 | |
| EPE4 | 1. měření | 2. měření | MXE4 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 66,933 | 75,200 | Průměr | 82,000 | 85,000 |
| p | 0,201 | | p | 0,341 | |
| EPE5 | 1. měření | 2. měření | MXE5 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 48,133 | 54,333 | Průměr | 67,333 | 69,267 |
| p | 0,166 | | p | 0,593 | |
| EPE6 | 1. měření | 2. měření | MXE6 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 70,133 | 68,467 | Průměr | 84,067 | 84,400 |
| p | 0,763 | | p | 0,924 | |
| EPE7 | 1. měření | 2. měření | MXE7 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 80,200 | 82,533 | Průměr | 86,467 | 87,933 |
| p | 0,262 | | p | 0,486 | |
| EPE8 | 1. měření | 2. měření | MXE8 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 89,333 | 86,467 | Průměr | 92,200 | 91,067 |
| p | 0,216 | | p | 0,481 | |

Legenda: **EPE** – Endpoint Excursion; **MXE** – Maximum Excursion; **1** – směr dopředu; **2** – směr dopředu doprava; **3** – směr doprava; **4** – směr dozadu doprava; **5** – směr dozadu; **6** – směr dozadu doleva; **7** – směr doleva; **8** – směr dopředu doleva; **p** – hladina statistické významnosti

Tab. 20 Limits of Stability – výpočty, 3. část

| | | |
|-------------|-----------|-----------|
| DCL1 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 78,067 | 88,400 |
| p | 0,026 | |
| DCL2 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 65,533 | 71,067 |
| p | 0,187 | |
| DCL3 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 83,067 | 83,000 |
| p | 0,976 | |
| DCL4 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 54,733 | 56,600 |
| p | 0,779 | |
| DCL5 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 65,267 | 67,400 |
| p | 0,724 | |
| DCL6 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 57,533 | 50,800 |
| p | 0,111 | |
| DCL7 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 83,400 | 80,667 |
| p | 0,290 | |
| DCL8 | 1. měření | 2. měření |
| Průměr | 71,600 | 73,533 |
| p | 0,578 | |

Legenda: DCL – Directional Control; **1** – směr dopředu; **2** – směr dopředu doprava; **3** – směr doprava; **4** – směr dozadu doprava; **5** – směr dozadu; **6** – směr dozadu doleva; **7** – směr doleva; **8** – směr dopředu doleva; **p** – hladina statistické významnosti

Tab. 21 Výsledky korelací Motor Control Test, 1. část

| | | | | | |
|-----|--------|-----|----------|-----|----------|
| BMI | WS SB | BMI | LAT SB L | BMI | LAT SB R |
| | 0,047 | | 0,372 | | 0,193 |
| BMI | WS MB | BMI | LAT MB L | BMI | LAT MB R |
| | -0,141 | | 0,231 | | 0,583 |
| BMI | WS LB | BMI | LAT LB L | BMI | LAT LB R |
| | -0,173 | | 0,366 | | 0,336 |
| BMI | WS SF | BMI | LAT SF L | BMI | LAT SF R |
| | -0,088 | | -0,157 | | -0,010 |
| BMI | WS MF | BMI | LAT MF L | BMI | LAT MF R |
| | -0,276 | | -0,238 | | -0,087 |
| BMI | WS LF | BMI | LAT LF L | BMI | LAT LF R |
| | -0,159 | | -0,109 | | 0,135 |

Legenda: **WS SB** – Weight Symmetry, small backward; **WS MB** – Weight Symmetry, medium backward; **WS LB** – Weight Symmetry, large backward; **WS SF** – Weight Symmetry, small forward; **WS MF** – Weight Symmetry, medium forward; **WS LF** – Weight Symmetry, large forward; **LAT SB L** – Latency, small backward, levá dolní končetina (LDK); **LAT MB L** – Latency, medium backward, LDK; **LAT LB L** – Latency, large backward, LDK; **LAT SF L** – Latency, small forward, LDK; **LAT MF L** – Latency, medium forward, LDK; **LAT LF L** – Latency, large forward, LDK; **LAT SB R** – Latency, small backward, pravá dolní končetina (PDK); **LAT MB R** – Latency, medium backward, PDK; **LAT LB R** – Latency, large backward, PDK; **LAT SF R** – Latency, small forward, PDK; **LAT MF R** – Latency, medium forward, PDK; **LAT LF R** – Latency, large forward, PDK

Tab. 22 Výsledky korelací Motor Control Test, 2. část

| | | | | | |
|-----|----------|-----|----------|-----|--------|
| BMI | AMP SB L | BMI | AMP SB R | BMI | SS SB |
| | -0,107 | | -0,267 | | 0,316 |
| BMI | AMP MB L | BMI | AMP MB R | BMI | SS MB |
| | -0,030 | | -0,058 | | 0,062 |
| BMI | AMP LB L | BMI | AMP LB R | BMI | SS LB |
| | -0,513 | | -0,349 | | 0,238 |
| BMI | AMP SF L | BMI | AMP SF R | BMI | SS SF |
| | -0,471 | | -0,470 | | -0,350 |
| BMI | AMP MF L | BMI | AMP MF R | BMI | SS MF |
| | -0,371 | | -0,238 | | 0,190 |
| BMI | AMP LF L | BMI | AMP LF R | BMI | SS LF |
| | -0,528 | | -0,378 | | 0,031 |

Legenda: **AMP SB L** – Amplitude Scaling, small backward, levá dolní končetina (LDK); **AMP MB L** – Amplitude Scaling, medium backward, LDK; **AMP LB L** – Amplitude Scaling, large backward, LDK; **AMP SF L** – Amplitude Scaling, small forward, LDK; **AMP MF L** – Amplitude Scaling, medium forward, LDK; **AMP LF L** – Amplitude Scaling, large forward, LDK; **AMP SB R** – Amplitude Scaling, small backward, pravá dolní končetina (PDK); **AMP MB R** – Amplitude Scaling, medium backward, PDK; **AMP LB R** – Amplitude Scaling, large backward, PDK; **AMP SF R** – Amplitude Scaling, small forward, PDK; **AMP MF R** – Amplitude Scaling, medium forward, PDK; **AMP LF R** – Amplitude Scaling, large forward, PDK; **SS SB** Strength Symmetry, small backward; **SS MB** – Strength Symmetry, medium backward; **SS LB** – Strength Symmetry, large backward; **SS SF** – Strength Symmetry, small forward; **SS MF** – Strength Symmetry, medium forward; **SS LF** – Strength Symmetry – large forward

Tab. 23 Výsledky korelací Limits of Stability, 1. část

| | | | | | |
|-----|--------|-----|--------|-----|--------|
| BMI | 1 RT | BMI | 1 MVL | BMI | 1 EPE |
| | -0,357 | | 0,048 | | 0,509 |
| BMI | 2 RT | BMI | 2 MVL | BMI | 2 EPE |
| | 0,097 | | 0,393 | | 0,504 |
| BMI | 3 RT | BMI | 3 MVL | BMI | 3 EPE |
| | 0,505 | | 0,151 | | 0,574 |
| BMI | 4 RT | BMI | 4 MVL | BMI | 4 EPE |
| | 0,142 | | 0,132 | | -0,194 |
| BMI | 5 RT | BMI | 5 MVL | BMI | 5 EPE |
| | 0,642 | | 0,079 | | -0,027 |
| BMI | 6 RT | BMI | 6 MVL | BMI | 6 EPE |
| | 0,018 | | -0,021 | | -0,252 |
| BMI | 7 RT | BMI | 7 MVL | BMI | 7 EPE |
| | 0,398 | | 0,220 | | 0,012 |
| BMI | 8 RT | BMI | 8 MVL | BMI | 8 EPE |
| | 0,096 | | 0,245 | | 0,076 |

Legenda: RT – Reaction Time; MVL – Movement Velocity; EPE – Endpoint Excursion **1** – směr dopředu; **2** – směr dopředu doprava; **3** – směr doprava; **4** – směr dozadu doprava; **5** – směr dozadu; **6** – směr dozadu doleva; **7** – směr doleva; **8** – směr dopředu doleva

Tab. 24 Výsledky korelací Limits of Stability, 2. část

| | | | |
|-----|--------|-----|--------|
| BMI | 1 MXE | BMI | 1 DCL |
| | 0,733 | | 0,207 |
| BMI | 2 MXE | BMI | 2 DCL |
| | 0,652 | | 0,131 |
| BMI | 3 MXE | BMI | 3 DCL |
| | 0,546 | | -0,015 |
| BMI | 4 MXE | BMI | 4 DCL |
| | 0,065 | | -0,248 |
| BMI | 5 MXE | BMI | 5 DCL |
| | -0,210 | | 0,002 |
| BMI | 6 MXE | BMI | 6 DCL |
| | -0,255 | | -0,407 |
| BMI | 7 MXE | BMI | 7 DCL |
| | -0,092 | | 0,413 |
| BMI | 8 MXE | BMI | 8 DCL |
| | -0,038 | | -0,048 |

Legenda: MXE – Maximum Excursion; DCL – Directional Control; **1** – směr dopředu; **2** – směr dopředu doprava; **3** – směr doprava; **4** – směr dozadu doprava; **5** – směr dozadu; **6** – směr dozadu doleva; **7** – směr doleva; **8** – směr dopředu doleva