

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

POROVNÁNÍ POSTUROGRAFICKÉHO VYŠETŘENÍ POSTURÁLNÍ
STABILITY POMOCÍ SILOVÝCH PLOŠIN A BALANČNÍ POMŮCKY
GYM TOP USB PROFESSIONAL U ZDRAVÝCH JEDINCŮ

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Tereza Rousková, fyzioterapie
Vedoucí práce: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

Olomouc 2014

Jméno a příjmení autora: Bc. Tereza Rousková

Název diplomové práce: Porovnání posturografického vyšetření posturální stability pomocí silových plošin a balanční pomůcky Gym Top USB Professional u zdravých jedinců

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2014

Abstrakt:

Hlavním cílem diplomové práce bylo porovnání posturografického vyšetření posturální stability v různých modifikacích stoje pomocí silových plošin značky Kistler a balanční pomůcky Gym Top USB Professional u zdravých jedinců. Vedlejším cílem bylo posouzení vlivu různých modifikací stoje na posturální stabilitu a porovnání posturální stability stoje mezi skupinou mužů a žen. Dále jsme zkoumali souvislosti mezi výsledky klinického testování kvality somatognózie a posturální stabilitou ve stoji a hodnotili jsme vliv předchozí zkušenosti se senzomotorickým tréninkem na posturální stabilitu stoje. Výzkumný soubor tvořilo 53 zdravých probandů ve věku 19 až 25 let. V rámci souboru bylo 34 žen a 19 mužů. Celkem proběhlo 5 měření na silových plošinách a 11 měření na balanční pomůcce Gym Top USB Professional. Doba jednoho měření byla 30 s. Z výsledků práce vyplývá, že mezi naměřenými parametry na silových plošinách a balanční pomůcce Gym Top USB Professional jsme u většiny z nich nezaznamenali použitelnou míru závislosti. Vyloučení zrakové kontroly nebo zúžení opěrné báze při stoji na stabilní podložce zvyšuje nároky na udržení posturální stability stoje, naopak pomalý pohyb očí při stoji neměl výrazný vliv. Mezi skupinou mužů a žen nebyl zaznamenán u různých modifikací stoje na silových plošinách významný rozdíl. Výsledky testování kvality somatognózie neměly na většinu naměřených parametrů posturální stability stoje signifikantní vliv. Předchozí zkušenost se senzomotorickým tréninkem se nejvíce projevila v korigovaném stoji bez zrakové kontroly na silových plošinách.

Klíčová slova: posturální stabilita, silové plošiny, Gym Top USB Professional, senzomotorika, somatognózie

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Tereza Rousková

Title of the bachelor's thesis: Comparison of posturography examination of postural stability using force platforms and balance system Gym Top USB Professional with healthy persons

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

The year of presentation: 2014

Abstract:

The main aim of this thesis was to compare posturography examination of postural stability in various standing positions using force platforms Kistler and balance system Gym Top USB Professional with healthy persons. The secondary aim was to evaluate the influence of various modifications of the standing position on postural stability and to compare postural stability of standing between a group of men and women. Furthermore, we examined the relation between the results of clinical testing of quality of somatognosia and postural stability in standing and we evaluated the influence of previous experience with sensorimotor training on postural stability while standing. The research group consisted of 53 healthy persons age of 19–25 years. There were 34 women and 19 men in our research group. Five measurements on force platforms and eleven measurements on the balance system Gym Top USB Professional were conducted. Time of one measurement was 30 seconds. The results of this study show that with most of the measured parameters of the force platforms and balance system Gym Top USB Professional we have not recorded the applicable level of dependence. Elimination of visual field constriction or narrowing of support base in a standing position on a stable platform increases the demand on maintaining postural stability while standing. However, the slow movement of the eyes when standing did not have a significant impact. Between a group of men and women was not observed any significant difference in various modifications of the standing positions on the force platforms. Results of testing of the quality of somatognosia did not have any significant influence on most of the measured parameters of postural stability while standing. Previous experience with sensorimotor training became most evident in corrected standing posture with closed eyes on the force platforms.

Keywords: postural stability, force platforms, Gym Top USB Professional, sensorimotor training, somatognosia

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením
Mgr. Dagmar Dupalové, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje
a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 28. dubna 2014

.....

Děkuji Mgr. Dagmar Dupalové, Ph.D. za odborné vedení mé diplomové práce a za cenné rady, které mi poskytla při jejím zpracování. Dále děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za ochotu a pomoc při zpracování statistických dat.

OBSAH

1 ÚVOD.....	8
2 PŘEHLED POZNATKŮ.....	9
2.1 Posturální stabilita.....	9
2.1.1 Terminologie posturální stability.....	10
2.1.2 Posturální stabilita ve vzpřímené poloze.....	12
2.1.3 Systémy účastníci se posturální stability.....	13
2.1.3.1 Senzorická složka posturální stability.....	13
2.1.4 Strategie zajištění posturální kontroly.....	16
2.1.5 Ontogeneze posturální stability.....	18
2.1.6 Vliv věku na posturální stabilitu.....	19
2.1.7 Psychika a posturální stabilita.....	20
2.2 Posturální a lokomoční motorika.....	22
2.3 Senzomotorická stimulace.....	23
2.3.1 Senzomotorická stimulace a motorické učení.....	24
2.3.2 Indikace senzomotorické stimulace.....	25
2.3.3 Zásady při cvičení.....	25
2.4 Vyšetření posturální stability stoje.....	27
2.4.1 Klinické vyšetření posturální stability.....	27
2.4.1.1 Statické testy.....	27
2.4.1.2 Dynamické testy.....	28
2.4.1.3 Funkční testování.....	28
2.4.2 Přístrojová vyšetření posturální stability.....	29
2.4.2.1 Posturografie.....	30
2.5 Somatognózie a stereognózie.....	31
2.5.1 Ontogeneze somatognózie a stereognózie.....	32
2.5.2 Význam kvality somatognózie a stereognózie.....	33
3 CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY.....	35
3.1 Cíle práce.....	35
3.2 Výzkumné otázky.....	36
4 METODIKA.....	37
4.1 Charakteristika souboru.....	37
4.2 Standardní podmínky měření.....	37

4.3 Informovaný souhlas probandů s měřením	38
4.4 Souhlas etické komise	38
4.5 Dotazník pro účastníky měření	38
4.6 Vyšetření před měřením	39
4.7 Gym Top USB Professional	41
4.7.1 Představení pomůcky	41
4.7.2 Zásady pro cvičení	42
4.7.3 Programy pro cvičení a diagnostiku	42
4.7.4 Měření na Gym Top USB Professional	44
4.7.5 Postup měření na Gym Top USB Professional	45
4.8 Silové plošiny	49
4.8.1 Popis přístroje	49
4.8.2 Měření na silových plošinách	51
4.9 Statistické zpracování dat	54
5 VÝSLEDKY	55
5.1 Výzkumná otázka č. 1	55
5.2 Výzkumná otázka č. 2	58
5.3 Výzkumná otázka č. 3	62
5.4 Výzkumná otázka č. 4	66
5.5 Výzkumná otázka č. 5	70
6 DISKUZE	73
6.1 Diskuze k výzkumné otázce č. 1	74
6.2 Diskuze k výzkumné otázce č. 2	76
6.3 Diskuze k výzkumné otázce č. 3	79
6.4 Diskuze k výzkumné otázce č. 4	81
6.5 Diskuze k výzkumné otázce č. 5	83
7 ZÁVĚR	85
8 SOUHRN	87
9 SUMMARY	88
10 REFERENČNÍ SEZNAM	89
11 PŘÍLOHY	99

1 ÚVOD

„Posture follows movement like a shadow.“

Magnus

Postura doprovází každý pohyb od jeho začátku až k jeho konci. Pro člověka je typický stoj na dvou dolních končetinách a bipedální lokomoce. Tato schopnost přináší lidskému jedinci značné výhody oproti ostatním savcům, zároveň však klade vyšší nároky na udržení posturální stability. Zajištění posturální kontroly je komplexní motorický děj, který je ovlivněn řadou nejrůznějších vnitřních i vnějších faktorů. Porucha posturální stability je doprovázena zvýšeným rizikem pádu, který může mít nejen u starších lidí vážné a trvalé následky.

Vyšetření posturální stability stoje je proto velice důležité. V současné době se vedle nejrůznějších možností klinického testování využívá moderních přístrojů. Výhodou přístrojového měření posturální stability je rychlá analýza dat, která nám napomáhá při diagnostice poruch posturální stability nebo v hodnocení efektu terapie. Častou nevýhodou přístrojových metod hodnocení posturální stability jsou vysoké pořizovací náklady.

Novou pomůckou v oblasti rehabilitace je balanční plošina Gym Top USB Professional, která se využívá především v rámci senzomotorického tréninku. Pomůcka má tvar kulové úseče, je přenosná a dá se díky USB konektoru připojit k počítači. Mimo tréninkové programy je součástí i diagnostický režim, díky kterému si terapeut nebo sám uživatel může snadno vyhodnotit jednotlivé naměřené parametry.

Hlavním cílem této diplomové práce je porovnání posturografického vyšetření stability stoje u zdravých jedinců pomocí silových plošin, které jsou nejčastěji využívány k tomuto účelu, a pomocí nové balanční pomůcky Gym Top USB Professional.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Posturální stabilita

Slovo postura pochází původně z latinského slova „ponere“, které v překladu znamená „dát nebo umístit“. Během 16. století se rozšířením tohoto termínu do Anglie a Francie mění tento název na „positus“ či „positura“ a dává tak za vznik dnešnímu významu postury (Pastucha et al., 2013).

Posturální stabilitu definuje Vařeka (2002a) jako schopnost organismu zajistit vzpřímené držení těla a vhodným způsobem reagovat na změny v působení zevních i vnitřních sil tak, aby se dokázal vyhnout neřízenému pádu.

Podle Dylevského, Drugy a Mrázkové (2011) je možno posturální stabilitu specifikovat i jako pohybový regulační mechanismus těla, který předchází každému pohybu a po jeho ukončení se snaží udržet dosaženou polohu. Jde tedy o vyváženou a koordinovanou pozici lidského těla, při které organismus usiluje o udržení rovnováhy při neustále se měnícím prostředí a podmínkách.

Na posturální stabilitě lidského těla se účastní tři nejdůležitější složky - senzorická, řídicí a výkonná. Jejich vyvážená a vzájemná interakce je nezbytnou součástí při zajištění posturální kontroly organismu (Rougier & Boudrahem, 2010; Vařeka, 2002a).

Udržování rovnováhy je proces, při kterém je posturální stabilita zachována. Schopnost zajistit posturální kontrolu ve stoji nebo v sedu je definována jako statická rovnováha (Kejonen, 2002; Westcott, Lowes, & Pamela, 1997).

Měkkota a Novosad (2005) doplňují definici statické rovnováhy jako proces, který se uplatňuje v situaci, při které nedochází ke změně místa. Příkladem může být stoj na stabilní pevné podložce, třeba i prostorově omezené ploše (například stoj na kladině), ale také stoj na labilní podložce (například balanční úseči).

Termín dynamické rovnováhy se využívá při udržování posturální kontroly během pohybu (například při chůzi). Statická i dynamická posturální regulace tvoří nezbytnou součást pohybových schopností (Kejonen, 2002; Westcott, Lowes, & Pamela, 1997).

2.1.1 Terminologie posturální stability

Postura

Posturu definujeme jako aktivní držení jednotlivých pohybových segmentů těla proti působení zevních sil. Z těchto sil na nás v běžném životě nejvíce působí síla tíhová (Kolář et al., 2009).

Véle (1997) shrnuje popis postury jako zaujetí a udržování klidové polohy těla v gravitačním poli, ze které pohyb dále může vycházet.

Postura je základní podmínkou a také součástí každého pohybu. Nelze ji chápat jen jako synonymum pro vzpřímený stoj, ale je nepostradatelnou složkou i v dalších činnostech - například v sedu, při zvednutí a držení hlavy v lehu na břiše, při zvednutí končetiny proti gravitaci, u chůze a u další aktivní lokomoce. Posturu chápeme jako součást všech motorických programů řízených centrální nervovou soustavou (CNS). Zaujetí a udržení vzpřímeného držení vyžaduje zpevnění osového orgánu (trupu, krku a hlavy). Optimální postura provází optimální pohyb v jeho začátku, v průběhu i v jeho konci (Vařeka, 2002a, Vařeka & Dvořák, 1999).

Postura má antigravitační funkci, při které významnou roli hraje posturální tonus produkovaný převážně extenzorovou svalovou skupinou (Bronstein, Brandt, Woollacott, & Nutt, 2004).

Atituda

Aby bylo možné provést plánovaný pohyb, je nutné zaujmout určité nastavení postury, které označujeme jako atitudu (Vařeka, 2002a).

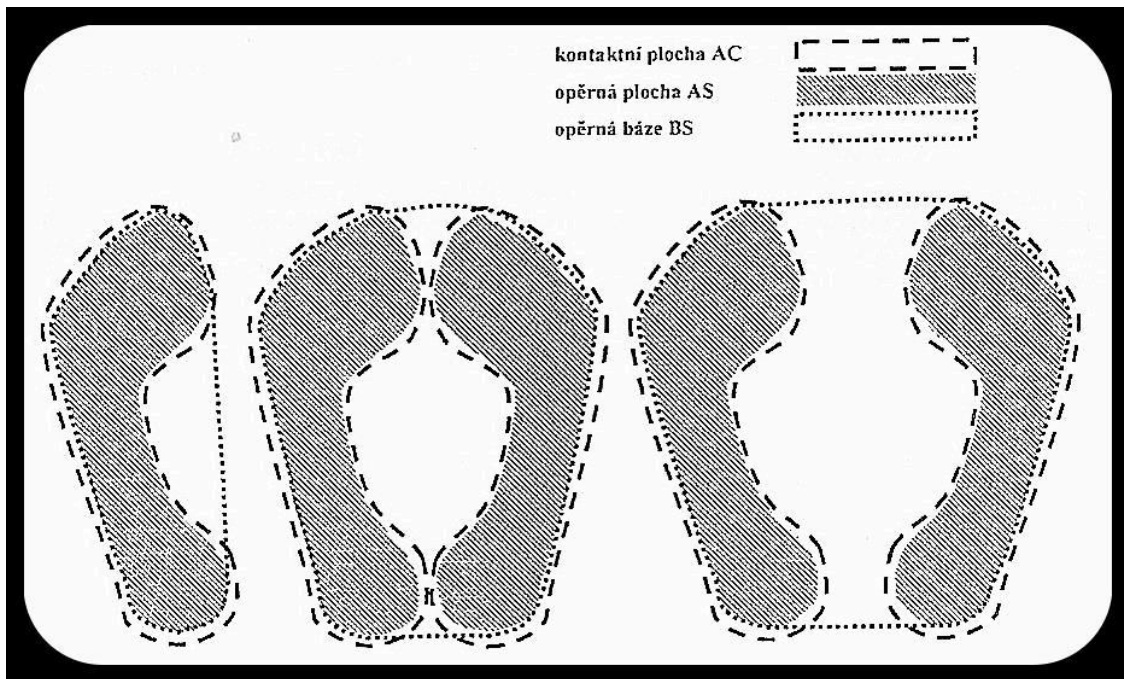
Véle (2006) popisuje atitudu neboli postoj jako zaujetí cílově zaměřené polohy, která je podmínkou pro následující pohybovou aktivitu.

Opěrná plocha, opěrná báze a plocha kontaktu

Opěrná plocha (Area of Support, AS) byla v minulosti mnoha autory definována jako plocha dotyku podložky s povrchem těla. Přesněji lze vyjádřit opěrnou plochu jako tu část plochy kontaktu (Area of Contact, AC), která je aktuálně nutná k vytvoření opěrné báze (Vařeka, 2002a).

Opěrná báze (Base of Support, BS) je ohraničena nejvzdálenějšími hranicemi jednotlivých částí opěrné plochy a leží v rovině, která je kolmá na výslednici zevních sil. Změny opěrné báze ovlivňují díky proprioreceptorům a exteroceptorům řízení

posturální stability. Vztah velikosti opěrné báze, plochy kontaktu a opěrné plochy (Obrázek 1) je možné vyjádřit následujícím vzorcem: $BS \geq AC \geq AS$ (Vařeka, 2002a).



Obrázek 1. Znáornění vztahu mezi kontaktní plochou, opěrnou plochou a opěrnou bází (Vařeka, 2002a, 117)

COM (Center of Mass, těžiště) můžeme hypoteticky označit jako hmotný bod. Do tohoto bodu je soustředěna hmotnost segmentového systému těla. COM je vážený průměr všech segmentů, který můžeme stanovit pomocí matematických, experimentálních nebo grafických metod. Z biomechanického hlediska lze COM stanovit i u bezvládného těla, naopak z pohledu kineziologie lze mluvit o těžišti jen v případě zaujetí postury (Vařeka, 2002a).

COG (Centre of Gravity) je definováno jako průmět těžiště těla do roviny opěrné báze. Podmínkou je, že se COG musí nacházet u statických poloh (sed, stoj atd.) v opěrné bází (Blaszcyk, Lowe, & Hansen, 1994; Vařeka, 2002a).

COP (Centre of Pressure) je působiště vektoru reakční síly podložky. COP nelze zaměňovat s COM nebo COG z toho hlediska, že lidské tělo není dokonalým tuhým tělesem, u kterého je COG shodné COP (Winter, 1995).

K objasnění vztahů mezi COP a COG při stoji o úzké bázi (stoj snožný) lze využít modelu obráceného kyvadla, který znázorňuje pouze pohyb v sagitální rovině.

Na oscilacích COP uvnitř opěrné báze, které jsou větší než oscilace COG, se podílí především aktivita svalů bérce a nohy, významně pak plantární flexory. Z tohoto jednoduchého modelu vyplývá, že rozsah pohybu COP je větší než COG. Centre of Pressure (COP) je možno stanovit z hodnot reakčních sil, které získáme měřením na silových plošinách (např. typu Kistler) nebo jako vážený průměr všech tlaků snímaných z opěrné plochy (Vařeka, 2002a).

2.1.2 Posturální stabilita ve vzpřímené poloze

Pojem vzpřímená poloha je definován jako držení segmentů proti působení zevních sil. Pro člověka je typické vzpřímené držení těla, tato poloha mu zajistí lepší orientaci v prostoru a uvolnění horních končetin pro úchop a manipulaci s předměty. Vzpřímené držení a bipedální lokomoce je spojena s vyšší polohou těžiště, užší opěrnou bází a se snížením stability (Vařeka & Dvořák, 1999; Winter, Patla, & Frank, 1990).

Ideální vzpřímené držení je za fyziologických okolností definováno jako stav, kdy jsou jednotlivé segmenty těla vyváženy takovým způsobem, že posturální napětí ve svalech je minimální (Kendall, McCreary, & Provance, 2005).

Zejména v sagitální rovině je vzpřímený stoj krajně labilní. Z hlediska mechanického popisu stoje jde o labilní rovnováhu dolních končetin nad kulatým tvarem talu, pánve nad sférickými hlavicemi femurů, hrudního koše zavěšeného na thorakolumbální části páteře a hlavy, které balancuje v jamkách atlasu pomocí kondylů (Lewit & Lepšíková, 2008).

V případě svalové aktivity je vzpřímené držení těla zajištěno vyváženou aktivitou kokontrakčních vzorců flexorového a extenzorového svalstva trupu a končetin, abduktorů a adduktorů, vnitřních a vnějších rotátorů na končetinách. Tyto vzorce se vyvíjejí v průběhu prvních měsíců dítěte (Lewit & Lepšíková, 2008).

Kolář et al. (2009) popisuje, že každá statická poloha, jako je i vzpřímený stoj, obsahuje také děje dynamické. Při zajišťování stálé polohy se nejedná o jednorázový statický stav, ale jde o kontinuální zaujímání stálé polohy.

Stabilitu osového orgánu můžeme označit jako stabilitu vnitřní (intersegmentální). Tato vnitřní stabilita je základem pro stabilitu vnější (celkovou). Účelové řízení pohybu je podmíněno stabilitou osového orgánu, která musí být sektorově proměnlivá neboli pružná. Na základě této vlastnosti jsou schopny jednotlivé

sektory stabilizovat svoji polohu tak, aby jiným sektorům bylo umožněno polohu účelově změnit (Véle, Čumpelík, & Pavlů, 2001).

2.1.3 Systémy účastníci se posturální stability

Na mechanismu zajištění posturální stability se účastní senzoričká, řídicí a výkonná složka (Vařeka, 2002a).

Senzoričká složka je zajištěna především vestibulárním aparátem, zrakem a pomocí propriocepce. Řídicí složkou je centrální nervová soustava, tedy mozek a mícha. Pohybový aparát tvoří složku výkonnou (Palm, Strobel, Achatz, Leubken, & Friemert, 2009; Redfern, Yardley, & Bronstein, 2001; Sasaki et al., 2002).

Pohybový aparát tvořící výkonnou složku posturální stability rozdělujeme na statickou komponentu, kterou tvoří kosterní a vazivový systém, a dynamickou funkci, kterou zajišťuje svalový aparát, především antigravitační svaly (Šmídová, 2010).

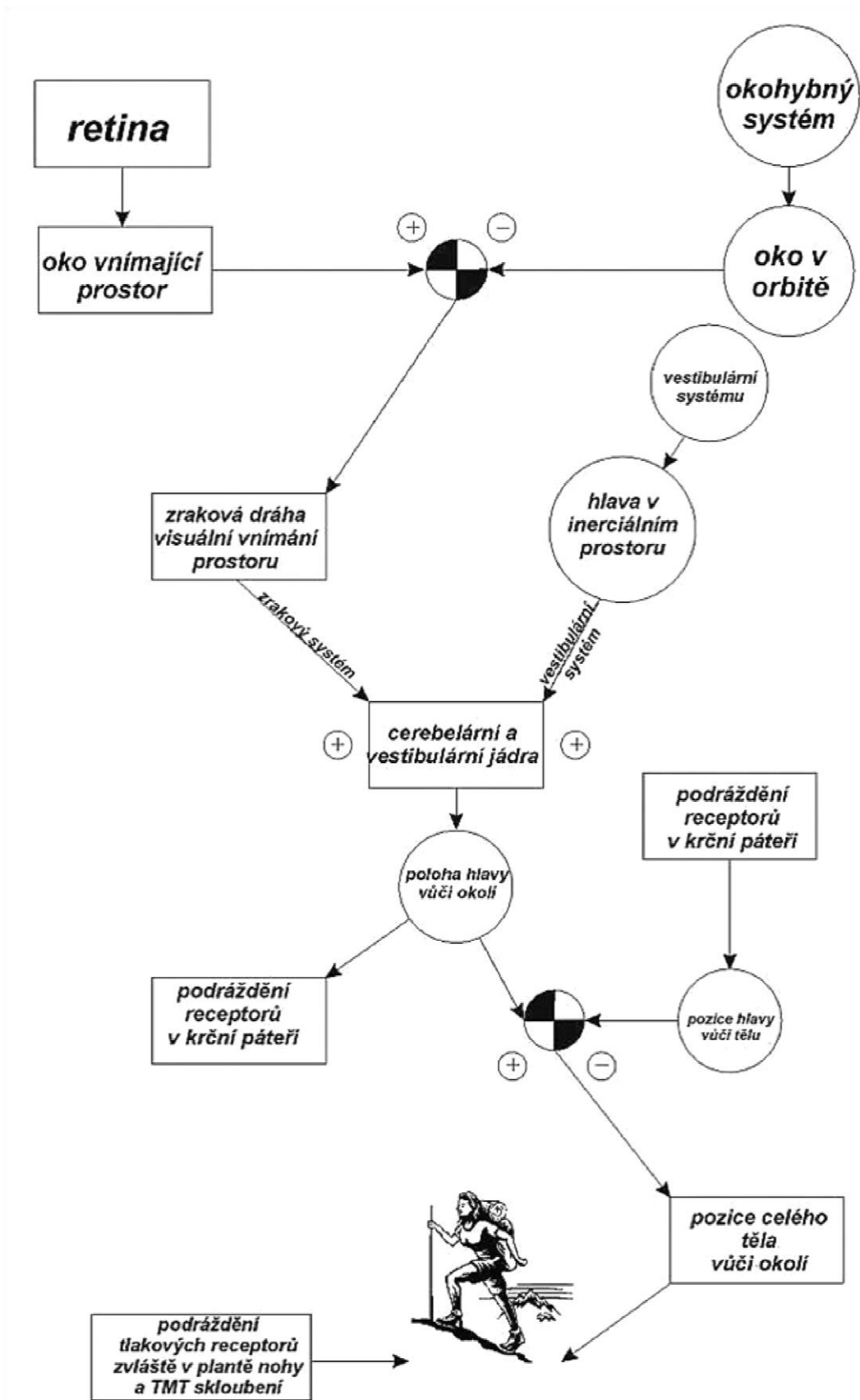
2.1.3.1 Senzoričká složka posturální stability

K dosažení a udržení posturální stability je potřebná správná funkce všech složek senzoričké kontroly (Obrázek 2). Názory na míru zastoupení těchto složek v roli udržení optimální stability se odlišují.

Véle (2006) udává, že rozhodující podíl na zajištění posturální stability v klidném stoji má vliv somatosenzoričkých informací ze svalů, šlach a kloubů.

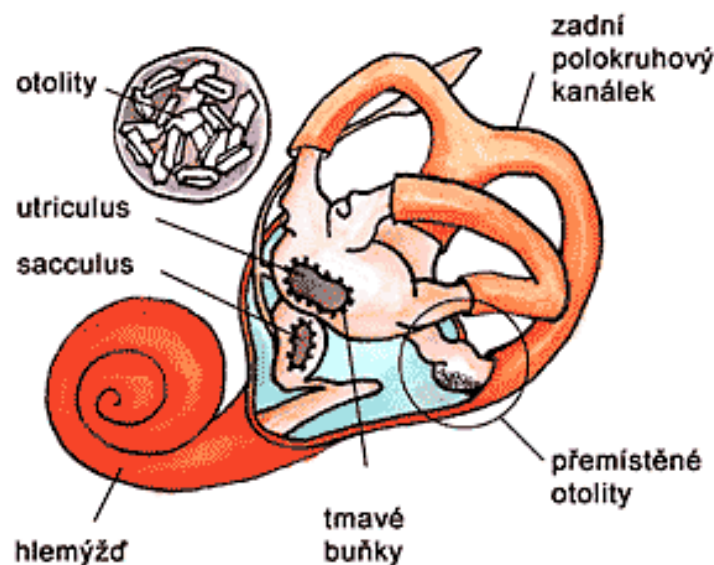
Peterka (2002) uvádí, že zdravý jedinec na pevné podložce spoléhá na tento somatosenzoričkový vliv až ze 70 %, dále spoléhá na informace z vestibulárního aparátu (okolo 20 %) a zrakové informace. Při stoji na nestabilním povrchu se zvyšuje poměr zastoupení zrakových a vestibulárních informací.

Porucha jakéhokoliv senzoričkého vstupu se projeví na posturální stabilitě. Organismus je ale schopný poruchy jednotlivých systémů do určité míry nahradit. Například deficit zraku může být do jisté míry zastoupen informacemi ze somatosenzoričké složky a dále informacemi z vestibulárního aparátu (Palm et al., 2009).



Obrázek 2. Schéma zapojení a kontroly postury (Pastucha et al., 2013, 230)

Uplatnění vestibulárního systému spočívá především v kontrole pohybů hlavy a těla, například při rotačních pohybech a rychlých změnách polohy hlavy. Vestibulární receptory jsou uloženy v pyramidě kosti skalní. Vestibulární systém je tvořen z kostěného labyrintu, ve kterém je blanitý labyrint vyplněný endolymfou a obsahuje vlasové buňky. Dále je složen ze třech polokruhovitých kanálků a ze sakulu a utrikulu, které obsahují otolity stimulující vlasové buňky (Obrázek 3). Receptory vestibulárního aparátu reagují na zrychlení úhlové, gravitační a zrychlení při přemísťování (Rokyta et al., 2000).



Obrázek 3. Vestibulární aparát (Neurofyzionet, n. d.)

Vařeka (2002b) popisuje zrak a v malé míře i sluch jako takzvané distanční receptory, které hrají zásadní roli při celkové orientaci v prostoru, při pohybu a v anticipaci změn působení zevních sil. V klidovém stoji se zvyšuje rychlost změn polohy COP, zvětšuje se plocha konfidenční elipsy a roste variabilita výchylek v situaci, kdy má jedinec zavřené oči.

Králíček (2002) uvádí, že pomocí zraku zachycujeme až 90 % veškerých informací z okolí, avšak nevidomí dokáží ve větší míře využít dalších smyslů.

Na somatosenzorické složce mají velký podíl proprioreceptory, mezi které řadíme svalová vřeténka, Golgiho svalová tělíska, receptory z kloubů a vaziva. Svalová vřeténka jsou intrafuzální vlákna uložená ve svalech paralelně s extrafuzálními

kontraktilními vlákny. Golgiho šlachová tělíska jsou na rozdíl od svalových vřetének méně dráždivá a jsou v sériovém uložení s extrafuzálními vlákny ve šlachách (Rokyta et al., 2002; Trojan et al., 2003).

Součástí somatosenzorické složky je i exterocepce, která z hlediska účasti na posturální stabilitě bývá často opomíjena. Informace z Maissnerových a Ruffiniho tělísek jsou potřebné k určení míst s různým zatížením a tedy i polohy COP. Jsou také důležité pro kontrolu tření, které je významným faktorem při zajištění posturální stability (Vařeka, 2002b).

2.1.4 Strategie zajištění posturální kontroly

Strategie podílející se na zajištění posturální stability je možné rozdělit na strategie anticipační (proaktivní) a kompenzační, dále na statické a dynamické (Santos, Kanekar, & Aruin, 2010; Vařeka, 2002b).

Anticipační strategie slouží k minimalizaci vychýlení z rovnovážného stavu aktivací svalů trupu a končetin. Můžeme tedy říci, že předchází reakci na zevní stimul, který bude mít destabilizační charakter. Aby došlo k realizaci této strategie, je nutné, aby byl podnět očekáván. Anticipační strategie je závislá na předešlé zkušenosti, v některých případech vyžaduje trénink a za stálých podmínek se fixuje (Campbell, Palisano, & Vander Linden, 2006; Horak, Henry, & Shumway-Cook, 1997; Santos, Kanekar, & Aruin, 2010).

Kompenzační strategie posturální stability zajišťuje obnovení výchozí polohy až poté, kdy je tělo z rovnovážné polohy vychýleno. Tato strategie je zajišťována pomocí zpětné vazby (Alexandrov et al., 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

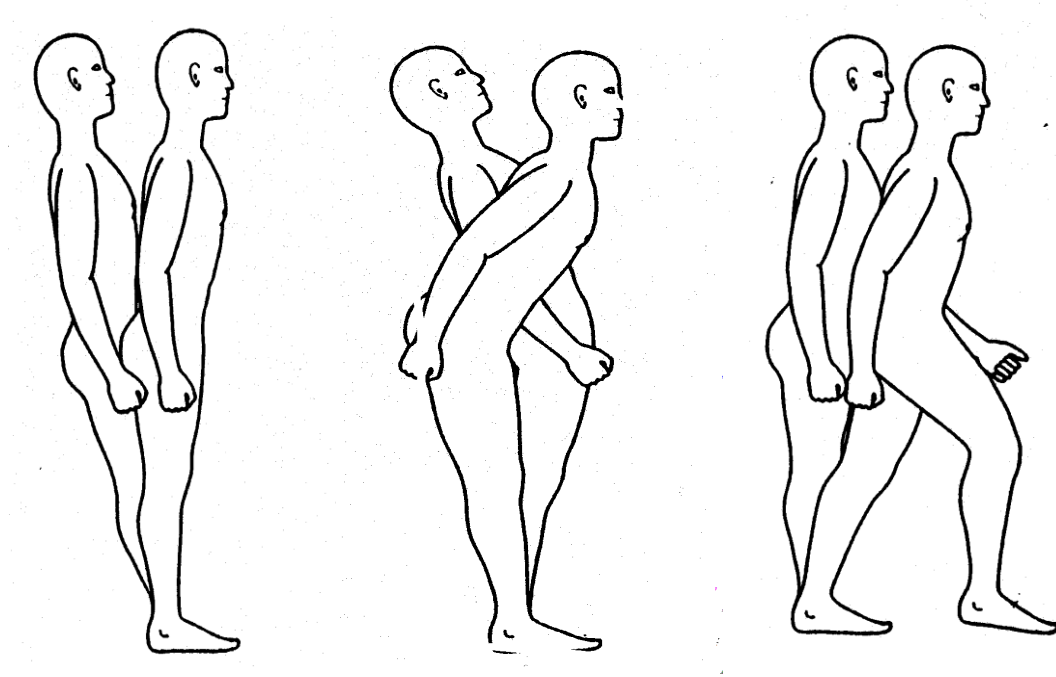
Jednotlivé strategie spolu souvisí a vzájemně se ovlivňují. Bylo prokázáno, že čím více se uplatňuje svalová aktivita během kompenzační strategie, tím menší je aktivita v rámci anticipační strategie a naopak (Santos, Kanekar, & Aruin, 2010).

Podle dalšího rozdělení rozeznáváme strategie statické a dynamické. Příkladem statické strategie jsou rovnovážné reakce, při kterých je snahou řídicího systému zachovat posturální stabilitu při nezměněné kontaktní ploše. V rámci strategie statické se využívají mechanismy hlezenní (ankle strategy) a kyčelní (hip strategy) (Obrázek 4). Ve stoji používáme hlezenní strategii především v anteroposteriorním směru, při kterém se uplatní souhra plantárních a dorzálních flexorů hlezenního kloubu.

V mediolaterálním směru dominuje strategie kyčelní zajištěná pomocí souhry svalů kyčelního kloubu. Je obecně známo, že stranová stabilita stoje je lepší než stabilita předozadní (Vařeka, 2002b; Winter, 1995).

Při vyšetření na posturografu za normálních okolností na stabilní plošině dominuje strategie hlezenní, strategie kyčelní se více uplatní ve stoji na instabilní plošině (Pastucha et al., 2013).

V situaci, při níž dojde k narušení hranice bezpečného udržení COP v opěrné bázi, zvolí řídicí systém dynamickou strategii. K obnovení posturální stability dochází částečným přemístěním kontaktní plochy, a to většinou v podobě úkroku (Obrázek 4). Nastane-li stav, při kterém ani dynamická reakce není dostačující k udržení posturální stability, řídicí systém přechází na program řízeného pádu (Vařeka, 2002b; Winter, 1995).



Obrázek 4. Znázornění statické strategie (hlezení a kyčelní) a dynamické (úkrok) (McDough, n. d.)

Především v zahraničních studiích se setkáváme s mechanismy posturální stability, které využívají principů otevřených smyček (open loop) a zavřených smyček (closed loop). Princip otevřené smyčky odpovídá rychlé balistické posturální strategii, při které jsou uplatňovány pohyby velkého rozsahu a rychlostí. U zavřených smyček se uplatňují pohyby malého rozsahu, nižších rychlostí a jsou lépe využívány senzoričké vstupy (Rival, Ceyte, & Olivier, 2005; Vařeka, 2002b).

2.1.5 Ontogeneze posturální stability

Z pohledu posturální (morfologické) ontogeneze je nejzřetelnější propojení anatomického a biomechanického principu s neurofyziologickým principem. Obecným principem motorické ontogeneze je vývoj postury, který zahrnuje schopnost optimálního zaujetí polohy v kloubech a jejich zpevnění díky koordinované aktivitě svalů a dále vývoj nákročné fáze a funkce opory. Schopnost udržet a cíleně změnit polohu těžiště je vázána na koordinovanou svalovou aktivitu řízenou z centrálního nervového systému, kterou lze ovlivnit tuhost jednotlivých tělesných segmentů (Kolář, 2006, 2009; Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2005).

Vařeka a Dvořák (1999) uvádí, že na začátku extrauterinního vývoje není novorozenec schopen funkčního propojení několika segmentů. Dítě v tomto stádiu vývoje není schopno cíleně zpevnit osový orgán a z biomechanického hlediska nemůžeme tudíž hovořit o opěrné bázi a ploše, ale pouze jako o úložné ploše, protože dítě nemá společné těžiště segmentů trupu. Novorozenec bez opěrné báze nemá *punctum fixum* (pevný bod) a tím je mu znemožněn cílený pohyb. Až se schopností zorganizovat si svůj segmentový systém a nalézt tak společné těžiště segmentů a zajistit opěrnou bázi, je dítěti umožněno cíleně měnit jeho polohu v prostoru.

V období prvních 12 až 18 měsíců probíhá zásadní a rozhodující vývoj posturální stability. O samotné posturální stabilitě stoje hovoříme až od 4. trimenonu vývoje dítěte, kdy se začíná objevovat první vertikalizace do stoje a v rozmezí 12. až 14. měsíce života se rozvíjí samostatná bipedální lokomoce (Kolář et al., 2009; Vařeka, 2002b).

Z hlediska stoje zapojuje dítě už ve věku 1,5 až 3 let stejné svalové skupiny trupu a dolních končetin jako dospělý jedinec, avšak jejich odpovědi mají delší reakční čas a dobu trvání, větší amplitudu a často přestřelují. To je dáno rychlou balistickou (open loop) posturální strategií. Malé děti nedokáží uplatnit anticipaci pohybu, a proto řeší až aktuálně vzniklou situaci (Riach & Starkes, 1993, 1994; Vařeka, 2002b).

Dalším mezníkem ve vývoji posturální strategie je schopnost dostatečné integrace sensorických informací a použití zpětné vazby v procesu posturální stability. To je typické pro děti v rozmezí 4. až 6. roku života. Tím kromě balistické strategie využívají i sensoricky provázenou strategii kontroly (close loop). Převaha této strategie se začne více projevovat u dětí okolo 7 let, kdy je při posturální kontrole využíváno

pohybů malého rozsahu a rychlostí a kdy korekce probíhá již v průběhu vzniklé situace (Riach & Starkes, 1994; Vařeka, 2002b).

Při měření na silových plošinách bylo zjištěno, že výchylky COP ve stoji se zráním dítěte ve věku od 4 do 15 let se postupně snižují. Zajímavostí je, že se u dětí kolem 8 let zaznamenaly menší hodnoty v rychlostních parametrech pohybů COP než u dospělých jedinců. Vysvětlení je pravděpodobně v tom, že dospělí jedinci využívají více open loop strategii, kterou však přiměřeně koordinují s close loop strategií (Riach & Starkes, 1994; Vařeka, 2002b).

Vařeka (2006) uvádí, že zásadní změny v řízení posturální kontroly a mechanismech zajištění posturální stability se projeví u dětí mezi 6. až 8. rokem. Rival, Ceyte a Olivier (2005) rozšiřují toto období od 6 do 10 let. Z neurofyziologického hlediska je toto období spojováno s dozráváním mozečkových funkcí.

Nemá-li dítě dostatečně vyzrálý systém posturální kontroly, negativně to ovlivní jeho posturální stabilitu a s tím spojené komplexnější motorické dovednosti. Spojitost nalézáme i mezi statickou a dynamickou posturální kontrolou. Není-li u dítěte zajištěna dostatečná stabilita při stoji, bude limitováno i při chůzi, běhu nebo skákání (Fujinaga, 2008; Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

2.1.6 Vliv věku na posturální stabilitu

S narůstajícím věkem u dospělých jedinců stoupá zastoupení poruch posturální stability a s nimi související riziko pádu. Proces stárnutí je doprovázen řadou změn postihujících nejrůznější systémy lidského těla. Tyto změny mohou mít přímý nebo nepřímý vliv na schopnost udržení rovnováhy při statických nebo dynamických činnostech (Jančová & Kohlíková, 2007; Toledo & Barela, 2010).

Vlivem stárnutí dochází na úrovni pohybového systému k úbytku svalové síly, snížení rychlosti kontrakce svalů, zmenšení rozsahu pohybů v kloubech a zhoršení pohybové koordinace. K degenerativním změnám dochází také na úrovni nervového systému, jako je snížení nebo ztráta citlivosti periferního nervového systému nebo ovlivnění funkcí CNS. Snižuje se adaptabilita na změny z vnitřního a vnějšího prostředí, klesá kapacita funkčních rezerv organismu, slábne fyzická i psychická reaktivita a kompenzační mechanismy. To vše má za následek nárůst únavy a zhoršení

kvality řízení posturální stability (Kalvacha et al., 2004; Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

Ovlivňovány jsou i hlavní sensorické složky, které se účastní na posturální stabilitě (zrak, propiocepce a vestibulární aparát). Pokles funkce jednotlivých složek je individuální, ale nejčastěji dochází ke kombinaci poruch sensorických složek (Abrahamová & Hlavačka, 2008; Kuo, 2005).

Bylo provedeno mnoho studií zkoumajících vliv věku na posturální stabilitu. Winter, Palta a Frank (1990) prokázali, že průměrné výchylky v anteroposteriorním a mediolaterálním směru byly výrazně větší u osob vyššího věku ve srovnání s mladými jedinci.

Studie dále poukazují na to, že senioři využívají více kyčelní strategie při reakci na vnější stimul ve srovnání s mladšími jedinci, kteří více uplatňují hlezenní strategie. Byla zaznamenána i zvýšená latence v anticipačních posturálních strategiích a v automatické reakci na externí stimul u seniorů (Liaw et al., 2009; Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

Posturální instabilita a s ní související pády jsou jedním ze zásadních medicínských a sociálních problémů u seniorů. Mnoho studií poukazuje na vzrůstající riziko pádů s narůstajícím věkem jedinců (Skalska et al., 2013). Gurndstorm, Guse a Layde (2012) popisují, že více jak jedna třetina lidí starších 65 let zažije minimálně jeden pád v průběhu jednoho roku. U lidí starších 80 let riziko pádu narůstá až o 50 % oproti jedincům mladším 69 let.

Jančová a Kohlíková (2007) udávají, že posturální výchylky u seniorů se zvyšují jak v průběhu pohybu, tak i za klidové situace. To se negativně projevuje na psychice a roste tak pocit nejistoty a obavy z pádu.

2.1.7 Psychika a posturální stabilita

Do skupiny neurofyziologických faktorů majících vliv na stabilitu patří také psychika. Jak již bylo zmíněno, klíčovým prvkem v řízení posturální stability je CNS. Součástí rovnovážného systému v CNS je kromě mozečku, kmenových a korových částí mozku, vestibulárních jader také retikulární formace, která převádí vliv amygdaly do míchy a thalamu a tím je jí přisuzován podíl na projevu funkce limbického systému. V tomto propojení vidíme vliv psychiky na motoriku člověka. Vlivem autonomního

nervového systému a hormonálního systému se fyziologické projevy týkají hlavně viscerálních a somatických funkcí organismu (Šmídová, 2010).

Působení limbického systému na systém zajišťující posturální stabilitu stoje popisuje Hinoki (1981) ve své studii. Uvádí mechanismus vzniku instability, případně až závratě, na podkladě psychosomatickém skrz působení limbického systému. Narušení vazby mezi hippocampem a temporální oblastí kortexu může být dále příčinou ztráty rovnováhy způsobené určitým sensorickým vjemem nebo tělesným pocitem.

Vařeka (2002b) popisuje výrazný vliv psychiky na držení těla a současně i vybrání optimálního programu pro zachování nebo obnovení posturální stability. Při určité míře soustředění dochází ke zlepšení rovnováhy. Na druhou stranu nadměrné úsilí, psychická tenze a strach z nezvládnutí dané situace je z hlediska udržení stability kontraproduktivní. Psychické rozpoložení ovlivňuje svalové napětí a tím i koordinaci pohybu.

Vztah mezi emocemi a posturální stabilitou je také předmětem zájmu některých kognitivně psychologických výzkumů. Hillman, Rosengren a Smith (2004) ve své studii zkoumali vliv vizuálních emočně zbarvených podnětů prostřednictvím obrázků na posturální stabilitu stoje. Zjistili, že vlivem toho působení se zvyšuje vychýlení těla v prostoru a zároveň zkoumali rozdíly mezi mediolaterálními a anteroposteriorními výchylkami u mužů a žen. Nejvíce se projevil rozdíl v posturálních reakcích při ukazování negativně laděných obrázků znázorňujících například zmrzačená těla nebo napadení zvířat či lidí. Při tomto pokusu u mužů převládaly výchylky v anteriorní směru a u žen naopak v posteriorním směru.

Naproti tomu Azevedo et al., (2005) ve své studii zaznamenal, že při vlivu velmi negativně laděného emočního podnětu dojde k výraznému snížení vychylek těla v prostoru. To popisuje jako tzv. freezing fenomén.

Véle, Čumpelík a Pavlů (2001) popisují, že pohybová nestabilita (nejistota) je doprovázena většinou i psychickou složkou ve smyslu obavy z pádu nebo problému s přesným dosažením cíle pohybového úkonu. Optimální posturální funkce vede ke zlepšení koordinace pohybu a tím i pohybové jistoty, což má významný vliv na psychiku a stav mysli.

2.2 Posturální a lokomoční motorika

Posturální a lokomoční motorika zajišťuje bezpečnost pohybu, ovlivňuje stabilitu jednotlivých segmentů těla v klidu i při pohybu a je provázena pocitem jistoty. Tělo se na změnu polohy připravuje již během rozhodování o pohybové činnosti, kdy dochází k zahájení logistické přípravy na pohyb, nastavení dráždivosti motoneuronů a k cílové orientaci postury. Udržení předem nastavené výchozí polohy je dynamický děj, ačkoliv se vzhledem k následujícímu pohybu fyzického charakteru tak nejeví. Posturální motorika zajistí udržení nastavené polohy jednotlivých segmentů těla prostřednictvím neustálého vyvažování dané polohy a balancováním kolem střední pozice. Při optimální funkci zajišťuje také rovnoměrné zatížení kloubních ploch, aby nedocházelo k nadbytečnému přetěžování a tím předčasné degeneraci kloubní chrupavky. Mechanismus udržující danou polohu probíhá podvědomě, avšak při nečekané změně podmínek okamžitě vstupuje do roviny vědomé (Véle, 2006).

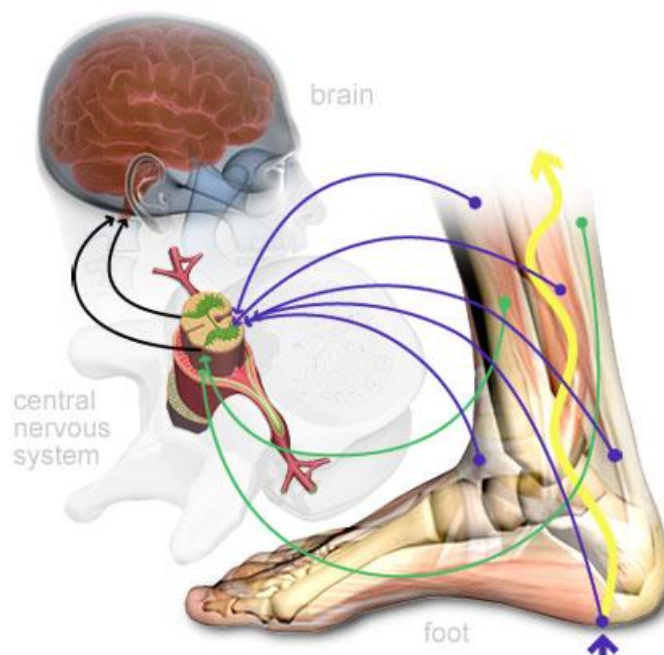
Véle (2006) dále udává, že nastane-li nerovnováha mezi pohybem a posturální motorikou, dochází ke zhoršení pohybového efektu, v horším případě až ke vzniku funkčních nebo strukturálních poruch pohybového aparátu. Aby k těmto situacím nedocházelo, je nutné zlepšit koordinaci a rychlost reakce na změnu polohy například využitím zvýšené propioceptivní aferentace do CNS. Toho lze docílit pomocí senzomotorické stimulace.

Pastucha et al. (2013) popisuje, že v terapii je nutné dosáhnout pružně nastavitelné stability řízené CNS. Získání této pružné stability je jedním z podmínek v řešení recidiv poruch v pohybovém systému.

2.3 Senzomotorická stimulace

Metodiku senzomotorické stimulace začal rozvíjet profesor V. Janda společně s M. Vávrovou v druhé polovině 20. století. Svou metodiku rozvinuli na základě studií anglického ortopeda Freemana, který prokázal vztah mezi podpůrně-pohybovým aparátem a centrálním nervovým systémem. Uváděl, že na základě úrazu dochází ke změně propiocepce, která vede ke svalové inkoordinaci, a to je hlavní příčinou vzniku instabilního kloubu. Na jeho práci navázali francouzští fyzioterapeuti Hervéu a Méssean, kteří přístup obohatili. Název metody zdůrazňuje vzájemné propojení aferentních a eferentních informací důležitých při vlastním řízení pohybu. Senzomotorická stimulace byla dříve využívána především k terapii instabilních kloubů dolních končetin. V současné době se tato metoda využívá při terapii funkčních poruch pohybového systému (Kolář et al., 2009; Pavlů & Novosádová, 2001).

Metoda senzomotorické stimulace (SMS) zahrnuje soustavu balančních cviků, které jsou prováděny v různě posturálně náročných polohách. Nejdůležitější roli v celé metodice hraje cvičení ve vertikále. Významnou úlohu hraje také facilitace pohybu z oblasti chodidla, při které dochází ke zvýšení toku aferentních informací přes dráždění propioceptorů ve svalech a kloubech a přes kožní exteroceptory (Obrázek 5). Při facilitaci se dále využívá cvičebního prvku „malá noha“, díky které dochází k aktivaci hlubokých svalů nohy. Další významné zdroje propioceptivních informací při celotělové senzomotorice jsou přiváděny z krátkých extenzorů šíje, ze sakrální oblasti a spinovestibulocerebelárního okruhu (Haladová, 2007; Kolář et al., 2009).



Obrázek 5. Zjednodušené znázornění přenosu aferentních informací do CNS (Liebenson, 2012)

Hlavními cíli senzomotorického tréninku jsou zlepšení koordinace svalů, pomocí proprioceptivní aktivace nástup svalové kontrakce, úprava proprioceptivních poruch a poruch rovnováhy především u pacientů s neurologickým onemocněním, stabilizace trupu a dosažení optimálního držení těla při stoji a chůzi. Cílem terapeuta by mělo být individuální zařazení nových pohybových programů do každodenních aktivit jedince (Kolář et al., 2009).

2.3.1 Senzomotorická stimulace a motorické učení

SMS pracuje v konceptu dvoustupňového modelu motorického učení. První stupeň je charakterizován snahou postupně zabudovat nový pohybový vzor na základě opakování, a tím si vytvořit základní funkční spoje. Při této fázi je důležité, aby terapeut kladl důraz na kvalitu prováděného pohybu z důvodu toho, že chybně zautomatizovaný pohybový program se velmi obtížně odbourává. První stadium učení je velmi únavné, protože je korově řízeno, především z oblasti kůry parietálního a frontálního laloku. Druhý stupeň motorického učení nazýváme jako automatizace. Řízení pohybových programů se přesouvá na subkortikální úroveň, což umožňuje rychlejší provádění

pohybu. Bylo prokázáno, že zrychlení nástupu svalové kontrakce je dáno balančním cvičením spolu s kvalitní propriorepcí. Tím je zajištěna rychlá reakce na nečekanou ztrátu rovnováhy, což hraje důležitou úlohu při prevenci úrazů (Janda & Vávrová, 1992; Kolář et al., 2009).

2.3.2 Indikace senzomotorické stimulace

Metodu SMS je vhodné terapeuticky využít u nestability a hypermobility pohybového aparátu, při svalových dysbalancích pohybového aparátu, u vadného držení těla a lehčí formy idiopatické skoliózy, při chronických bolestech páteře, u poúrazových či pooperačních stavů, u senzorických poruch, poruch rovnováhy, organických poruch mozečku, vestibulárních poruch nebo jako prevenci pádů u seniorů (Pavlu & Novosadová, 2001).

2.3.3 Zásady při cvičení

Dle metodického postupu začínáme cvičení facilitací plosky nohy, při které používáme masážní míčky, kartáčování nebo poklepy. Dále ke zvýšení afrentace nohy využíváme speciální cvičení s názvem „malá noha“, při kterém dochází k aktivaci hlubokých svalů chodidla a zároveň dráždění proprioreceptorů. Dalším bodem metodického plánu je posturální korekce stoje. Pacienta učíme korigovaný stoj, který je výchozím postavením pro další cvičení ve stoji. Prostřednictvím korigovaného stoje učíme pacienta vnímat kontakt chodidla a podložky, uvědomovat si svoje tělo v prostoru a zvyšujeme aktivitu svalů chodidla (Haladová, 2007; Kolář et al., 2009).

Kolář et al. (2009), popisuje korigovaný stoj, při kterém pacient zaujme postavení nohou na šířku pánve, má lehce pokrčené (odemknuté) kolenní klouby, mírnou zevní rotaci v kyčelních kloubech a posunuté těžiště lehce vpřed, aby na plosce nohy vznikla tříbodová opora (pod hlavičkou 1. metatarsu, pod hlavičkou 5. metatarsu a na patě), prstce směřují dopředu. Pacient se snaží o protažení v podélné ose páteře a oploštění břišní stěny. Křivka páteře si ponechává fyziologické postavení. Pacient napřímí hlavu a ramena nechá uvolněna a lehce je tlačí dolů a do šířky.

V metodickém postupu dále využíváme cvičení, která jsou zaměřena na nácvik správného držení těla pomocí přesunu těžiště. Zde používáme předozadní půlkroky, výpady, poskoky a tím cvičíme zlepšení reakční rychlosti svalů a svalovou koordinaci (Kolář et al., 2009).

Do metodické řady SMS patří i využívání nejrůznějších balančních pomůcek (Obrázek 6), jako jsou kulové a válcové úseče, bosu, pěnové podložky, fitter, twister, trampolína, balanční sandály, balancestep nebo také balanční točna Gym Top USB (Haladová, 2007; Kolář et al., 2009; Valjent, 2008).



Obrázek 6. Ukázka pomůcek používaných při senzomotorickém tréninku (upraveno dle Anonymous a, b, n. d.)

2.4 Vyšetření posturální stability stoje

Posturální kontrola je složena z mnoha dílčích komponent a systémů uplatňujících se během komplexního posturálního chování. Z tohoto důvodu neexistuje možnost globálního testování, která by vyhodnotila všechny komponenty posturální stability zároveň. Je prokázáno, že poškození jednotlivých systémů vede ke specifickým poruchám rovnováhy. Například pacient s deficitem v oblasti vestibulárního aparátu může být ohrožen zvýšeným rizikem pádu ve tmě na nestabilní podložce. V jiném případě například u jedince využívajícího krokovou strategii posturální kontroly bude problém s udržení stability při stoji na úzké úseči. Avšak málokdy na základě pouhého hodnocení posturální kontroly docházíme k jisté diagnóze. Proto je potřeba u pacienta udělat další cílená vyšetření (Horak, 1997; Kolářová, 2012).

Horák (1997) uvádí jako hlavní cíle vyšetření posturální kontroly identifikovat přítomnost posturální instability, určit její charakter, zachytit možné predikce k pádu, zvolit vhodný postup léčby a pomocí průběžných vyšetření hodnotit efekt dané terapie.

2.4.1 Klinické vyšetření posturální stability

Vařeka (2002b) rozděluje metody vyšetření posturální stability stoje na statické, dynamické a funkční.

2.4.1.1 Statické testy

Mezi statické testy řadíme nejružnější modifikace stoje. Nejzákladnějším testem je volný bipedální stoj, u kterého posuzujeme celkovou posturu, šířku opěrné báze a hodnotíme stabilitu dle „hry šlach“ extenzorů v oblasti chodidla a bérce a míru titubací během testování. Postupně zvyšujeme náročnost stoje. Příkladem postupného zvyšování obtížnosti je Rombergova zkouška, u které rozeznáváme 3 druhy stoje. Za Stoj I označujeme takový stoj, při kterém má proband chodidla od sebe vzdálena na šířku svých ramen. Stoj II je stoj o úzké bázi neboli stoj spojný a Stoj III je stoj spojný bez zrakové kontroly (Opavský, 2005; Věle, 2006).

Dalšími modifikacemi stoje jsou například tandemový stoj, stoj na molitanu nebo stoj na jedné dolní končetině, který je nezbytnou součástí krokového cyklu.

Netrénovaný dospělý jedinec by měl vydržet v tomto postoji minimálně po dobu 10 s (Vařeka, 2002b; Véle, 2006).

Směr a míra titubací ve postoji při různých situacích nám pomáhá v topické diagnostice. U poruch propiocepce se stabilita zhorší zavřením očí a můžeme zaznamenat titubace v různých směrech, naopak u mozečkových poruch se při zkoušce bez zrakové kontroly přítomnost titubací výrazněji nemění. K tahu na stranu až pádu dochází u periferních vestibulárních poruch, kdy se jedinec vychyluje na stranu funkčně slabšího vestibulárního aparátu (Opavský, 2005; Vařeka, 2002b; Véle, 2006).

2.4.1.2 Dynamické testy

K dynamickým testům řadíme vyšetření chůze v různých modifikacích a s postupným zvyšováním náročnosti například chůzi po špičkách, po patách, po molitanu, o zúžené bázi nebo při zavřených očích. Sledujeme rytmus chůze, délku a frekvenci kroku, odvíjení plosky, souhyb horních končetin a posturální jistotu při lokomoci (Opavský, 2005).

Vařeka (2002b) k dynamickým testům dále přiřazuje např. člunkový běh, vertikální skok nebo skok na jedné dolní končetině.

2.4.1.3 Funkční testování

Další kategorií je tzv. funkční hodnocení posturální stability, které se zaměřuje na funkční limity v běžných denních aktivitách. Patří sem například *Funcional Reach Test* (test funkčního dosahu), při kterém se posuzuje maximální dosažená vzdálenost horní končetiny z počáteční vertikální pozice, bez toho aniž by vyšetřovaný udělal krok vpřed (Maranesi, Ghetti, Rabini, & Fioretti, 2014). Ducan, Weiner, Chandler a Studenski (1990) uvádějí, že riziko pádu představuje dosažená vzdálenost nižší než 15 cm.

Dalším z funkčních testů je například *Bergova balanční škála*, což je komplexní testovací baterie, při které se hodnotí 14 funkčně orientovaných činností jako je například otočka, stoj na jedné dolní končetině, sed ze stoje nebo zvednutí předmětu z podlahy. Hodnocení probíhá na pětibodové škále dle kvality provedení jednotlivých

testů. Maximální počet bodů je 56. Celkové skóre určuje míru rizika pádu především u seniorů (Godi et al., 2013).

Mezi funkční testy dále patří *Timed Up and Go Test*, *Balance Evaluation Systems Test*, *Multidirectional Reach Test* a další (Kolářová, 2012; Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

2.4.2 Přístrojová vyšetření posturální stability

V posledních letech se vedle klinického testování posturální stability využívá moderní přístrojová technika, která nám umožňuje lépe objektivizovat a vyhodnocovat naměřená data. Její výhody spatřujeme především v možnosti rychlé analýzy dat bezprostředně po ukončení testu. Přístrojové vyšetření není závislé na subjektivním hodnocení, přináší specifitější data a je senzitivnější k malým změnám než vyšetření klinické. Nevýhody přístrojového vyšetření jsou především ve vysoké pořizovací ceně, v časové a prostorové náročnosti daného vyšetření a v požadavcích na odbornost personálu, který umí vyhodnotit a interpretovat výsledky z daných specifických měřících systémů (Kolářová, 2012; Mancini & Horák, 2010).

Kolářová (2012) uvádí, že z hlediska aspektů posturální kontroly se nejvíce využívají metody kinetické, které hodnotí působení a produkci sil, dále jsou to kinematické metody analyzující časoprostorové charakteristiky pohybu a metody hodnotící neurální mechanismy (například funkční magnetická rezonance nebo elektromyografie). Metody kinematické a kinetické snímají v rámci analýzy posturální kontroly zejména data o velikosti posturálních výchylek probanda při měnících se podmínkách vnějšího i vnitřního prostředí. Dále monitorují, jakým způsobem se instabilita jedince projeví v jeho celkovém pohybovém projevu. Metody snímající neurální aktivitu nám pomáhají objasnit, které mechanismy a lokality na úrovni nervového systému jsou spjaty s poruchou posturální kontroly.

2.4.2.1 Posturografie

Posturografie je jednou z metod přístrojového vyšetření posturální stability, která měří reakční síly a získává data o míře titubací jedince během stoje. Vyšetření se provádí pomocí silových plošin (Kolářová, 2012; Vařeka, 2002a).

Posturografické vyšetření se dělí na statické a dynamické. Statická posturografie kvantifikuje posturální výchylky těla při stoji na pevné stabilní plošině. Dynamické posturografické vyšetření probíhá na pohyblivé plošině a snímá reakce na předem nepředvídatelné vychylující stimuly. Dále analyzuje relativní podíl somatosenzorických, vestibulárních a vizuálních systémů při snaze zachovat nebo obnovit posturální kontrolu. Vyšetření pomocí statické a dynamické posturografie nám poskytují různé informace. Jsou zaznamenány i odlišné strategie posturální kontroly v průběhu vyšetření. Při statickém stoji jsou využívány anticipační strategie a u dynamické posturografie, jak již bylo zmíněno, jsou výchylky neočekávané, a tak tělo využívá více kompenzačních mechanismů a reflexních odpovědí (Barrato, Morasso, & Spada, 2002; Timmann-Braun, 2012).

Příkladem přístrojové techniky pro měření posturální stability v rámci statické posturografie jsou piezoelektrické plošiny (například Kistler) nebo plošiny tenzometrické (například AMTI, Bertec). Příkladem dynamické posturografie je počítačový testovací systém od firmy NeuroCom (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012; Kolářová, 2012).

2.5 Somatognózie a stereognózie

Tělesné schéma je definováno jako představa o vlastním těle a jeho jednotlivých částech. Rozpoznávání tělesného schématu u člověka nazýváme somatognózií (Tichý, 2003).

Kolář et al. (2009) popisuje somatognózií jako schopnost správné identifikace svého těla. Jde o vědomí vlastního těla ve vztahu k okolí. Somatognózie se postupně utváří v průběhu dozrávání řídicích center CNS.

Tělesné schéma je tvořeno souborem paměťových vzorců, které jsou uloženy ve strukturách mozku, především v temenních lalocích (Tichý, 2003).

Temenní lalok neboli lobus parietalis je v mozku umístěn tak, že komunikuje se všemi ostatními laloky. Rolandova rýha ho odděluje od lakolu čelního, od temporálního laloku je oddělen prostřednictvím Sylviova zářezu a s okcipitálním lalokem téměř splývá. Z hlediska funkčního dělíme temenní lalok na část přední, zadní a spodní. Somatosenzitivní oblast (gyrus precentralis) se nachází v přední část temenního laloku a jsou do ní díky propojení s thalamem směřovány signály z exteroceptorů a proprioreceptorů z kontralaterální poloviny těla. Spodní část je spojena s oblastí Wernickemanovou. Oblasti asociální somatosenzitivní a polymodální jsou zahrnuty v zadní části. Tato část se pojí k dalším významným anatomickým strukturám jako je retikulární formace, limbický systém, sluchový a zrakový analyzátor. Tímto uspořádáním hraje tato část mozku specifickou úlohu jako integrační systém kognitivních funkcí (Kolář et al., 2009).

Podle Tichého (2003) je tělesné schéma spojeno s informacemi z našich proprioceptivních, taktilních, zrakových, vestibulárních a dalších smyslů. Somatomotorické vzorky tělového schématu jsou utvářeny na základě genetického naprogramování a zajišťovány zpětnovazebnými mechanismy. Postnatálně vývoj tělového schématu souvisí s motorickým učením a dále utvářením řeči a tím i možností pojmenovat jednotlivé části těla. Schopnost somatognózie je individuálně variabilní.

Stereognózie je definovaná jako schopnost prostorového vnímání a kontaktu s okolním prostředím bez zrakové kontroly ve vztahu k našemu vlastnímu tělesnému schématu (Kolář, 2007).

Podle jiných autorů se definice stereognózie vztahuje pouze k identifikaci předmětu bez kontroly zraku pouze pomocí hmatu (Opavský, 2005; Vojta & Peters, 2010).

2.5.1 Ontogeneze somatognózie a stereognózie

Schopnost vnímat vlastní tělesné schéma je geneticky determinovaná. Začíná již v intrauterinním vývoji a pokračuje postnatálně. V období prvního roku ontogenetického vývoje dítěte se postupně do tělového schématu dostávají v zákonité posloupnosti jednotlivé části těla. Vývoj somatognostických a stereognostických funkcí je v souladu s vývojem motorických funkcí (Lepšíková, Čech, & Kolář, 2013).

Kraus et al. (2005) na základě této souvislosti uvádí možnost určit stupeň vývoje somatognostických a stereognostických funkcí na základě motorické zralosti a naopak.

Když je porušeno propioceptivní a kožní vnímání, není možno provést účelový pohyb. To můžeme vidět především u dětí. Až do doby než se vytvoří stereognostické vnímání ruky, je možné u dítěte vybavit úchopový reflex a zároveň není možná opěrná a úchopová funkce ruky. Z ontogenetického hlediska mizí úchopový reflex na ulnární a později na radiální straně. V závislosti na tom se objevuje první ulnární úchop v období čtyř a půl měsíce věku dítěte a v šestém měsíci vzniká úchop radiální. (Lepšíková, Čech, & Kolář, 2013).

V období kojeneckém mají děti až 20 % času v bdělém stavu ruce v kontaktu se svým obličejem, to výrazně přispívá k vytváření tělesného schématu (Lungarell, Matthey, Pfeiferz, & Sandiniy, 2003).

Jedním z mezníků rozvoje somatognózie je 8. týden postnatálního života, kdy si dítě vleže na zádech spojí obě ruce před sebou. Postupně poznává i další části svého těla, ve věku kolem 3. měsíce ohmatává třísla a genitál a spojuje nohy v oblasti prstců. Spojení nohou v oblasti mediální strany plosek je spojeno s věkem 4,5 měsíce a dokonalý kontakt noha versus noha je okolo 6. měsíce. Postupně se dítě dostává od ohmatávání třísel ke kolenům (5. – 6. měsíc), na chodidla (6. – 7. měsíc). Od sedmého měsíce pak můžeme pozorovat, jak si dítě dává nohu do úst. Těmito sebezpoznavacími aktivitami dostává dítě sensorické a senzitivní informace

z nejrůznějších čidel. Díky jejich vzájemné časové korelaci se dítě učí předpovídat následky své aktivity (Kolář et al., 2009; Vařeka, 2006).

2.5.2 Význam kvality somatognózie a stereognózie

Kvalita somatosenzorických funkcí tvoří základní stavební kameny motorických funkcí. Právě kvalita somatognózie a stereognózie je dávana do přímého kontextu se schopností pohybové diferenciaci neboli selektivní hybnosti, kterou není možné provést bez kvalitní relaxační schopnosti (Kolář et al., 2009).

Stránecký (2009) popisuje, že pacienti s poruchou představy svého tělesného schématu nejsou schopni kvalitně procítit držení svého těla v prostoru a nemají dostačující schopnosti korigovat držení různých částí těla (například postavení hlavy a krku, opření plosek o podložku).

Vnímání jednotlivých částí těla je fyziologicky zajišťováno prostřednictvím receptorů, z nichž největší podíl mají proprioreceptory (Stackeová, 2007). Jak již bylo uvedeno dříve, rozhodující podíl na zajištění posturální stability stoje má rovněž proprioceptivní systém, který přináší informace do CNS ze svalů a šlach (Véle, 2006).

Stackeová (2007) poukazuje na důležitý vztah mezi vnímáním vlastního těla a funkcí posturálního systému. Tento vztah je klíčem pro pochopení vzniku funkčních poruch pohybového systému a bolesti.

U většiny pacientů s chronickou bolestí diagnostikujeme sníženou kvalitu čítí a sníženou schopnost vnímání svého těla. Pacienti s poruchou somatognózie tvoří hlavní skupinu, u které není snadné opravit vadné pohybové stereotypy a u které selhává i operační řešení problému (například po výhřezu ploténky). U této skupiny pacientů hovoříme o tzv. tělesné slepotě. U těchto osob je orientace v prostoru převážně zraková a výrazně chybí orientace proprioceptivní (Kolář, 2006; Stránecký, 2009).

Stackeová (2007) uvádí, že sportovci na rozdíl od nesportující populace se vyznačují diferencovanějším tělovým schématem. Především pak jedinci, kteří se věnují estetickým sportům (například gymnastice).

U pacientů s poruchou somatognostických a stereognostických funkcí se doporučuje specifický výcvik stabilizačních funkcí a cvičení, které klade důraz na uvědomění si pohybu a držení těla. Pro zlepšení vnímání vlastního těla lze využít Feldenkraisovu či Alexandrovu metodu (Kolář et al., 2009; Stackeová, 2007).

Dále se doporučují také prvky z tai chi a čchi kungu, které mají rovněž vliv na posturální stabilitu (Fuzhong et al. 2012; Stránecký, 2009).

3 CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Cíle práce

Hlavní cíl:

1. Porovnání posturografického vyšetření posturální stability v různých modifikacích stoje pomocí silových plošin a balanční pomůcky Gym Top USB Professional u zdravých jedinců.

Vedlejší cíle:

1. Posouzení vlivu různých modifikací stoje na posturální stabilitu měřenou pomocí silových plošin.
2. Porovnání posturální stability u mužů a žen při různých typech stoje na silových plošinách.
3. Zhodnotit, zda existují korelace mezi kvalitou somatognózie a posturální stabilitou měřenou na silových plošinách a balanční plošině Gym Top USB Professional.
4. Hodnocení výsledků posturální stability u probandů s/bez předchozí zkušenosti se senzomotorickým tréninkem na silových plošinách a balanční plošině Gym Top USB Professional.

3.2 Výzkumné otázky

1. Korelují výsledky posturální stability v různých modifikacích stoje (volný stoj, korigovaný stoj, volný stoj o úzké bázi, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí, korigovaný stoj se zavřenýma očima) naměřené na balanční plošině Gym Top USB Professional s výsledky naměřenými na silových plošinách?
2. Mají různé modifikace stoje (volný stoj, korigovaný stoj, volný stoj o úzké bázi, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí, korigovaný stoj bez zrakové kontroly) vliv na sledované parametry měřené na silových plošinách?
3. Existuje rozdíl v hodnocených parametrech posturální stability měřené na silových plošinách mezi skupinou žen a mužů v různých modifikacích stoje (volný stoj, korigovaný stoj, volný stoj o úzké bázi, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí, korigovaný stoj bez zrakové kontroly)?
4. Jak se projeví výsledky klinického testování kvality somatognózie na posturální stabilitu měřenou na silových plošinách a na balanční pomůcce Gym Top USB Professional?
5. Projeví se předchozí zkušenost se senzomotorickým tréninkem na sledovaných parametrech měřených na silových plošinách a balanční pomůcce Gym Top USB Professional?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika souboru

Výzkumný soubor tvořilo 53 studentů Univerzity Palackého v Olomouci. Věk probandů byl v rozmezí 19 až 25 let (průměrný věk byl 21,8 let). V rámci souboru bylo 34 žen a 19 mužů. U všech probandů byly anamnesticky a následně na základě úvodního vyšetření vyloučeny vestibulární a mozečkové poruchy. Probandi byli před začátkem výzkumu seznámeni s průběhem vyšetření, následným měřením a s cílem výzkumu. Všichni účastníci výzkumu podepsali informovaný souhlas o zařazení výsledků měření do studie a mohli od měření kdykoliv odstoupit.

4.2 Standardní podmínky měření

Měření probíhalo v průběhu listopadu 2012 na katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. V rámci projektu diplomové práce jsme na měření spolupracovali spolu s Martinou Středovou, která zkoumala opakovatelnost měření posturální stability v krátkém časovém úseku na balanční pomůcce Gym Top USB Professional u zdravých jedinců (Středová, 2013).

V biomechanické laboratoři byly zachovány standardní podmínky měření a zajištěna bezpečnost probandů při vyšetření a měření. Měření zajišťovaly dvě diplomantky: Tereza Rousková a Martina Středová. První z nich informovala probandy o vlastním průběhu vyšetření, měření a prováděla úvodní vyšetření, které zahrnovalo vyplnění dotazníku a vybrané neurologické a kineziologické testy. Dále prováděla měření probandů na silových plošinách Kistler. Druhá diplomantka zajišťovala bezpečnost a vlastní měření na balanční pomůcce Gym Top USB Professional. Laboratoř byla upravena tak, aby se účastníci měření vzájemně nerušili a bylo zajištěno klidné prostředí pro vyšetření a měření.

4.3 Informovaný souhlas probandů s měřením

Každý jedinec zapojený do studie stvrdil svým podpisem souhlas s měřením a dalším zpracováním dat do diplomové práce, při kterém byla zajištěna ochrana osobních údajů a zachována anonymita probanda. Účastníci měření byli seznámeni s cílem diplomové práce a informováni o průběhu vyšetření a měření. Účast probandů na měření byla dobrovolná (viz kapitola 11 Přílohy, Příloha 2).

4.4 Souhlas etické komise

Před zahájením měření byla zpracována a odeslána žádost etické komisi o schválení výzkumu a následně získán souhlas od Etické komise Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého s tímto projektem (viz kapitola 11 Přílohy, Příloha 1).

4.5 Dotazník pro účastníky měření

Součástí sběru dat pro diplomovou práci byl i dotazník pro účastníky měření na balanční pomůcce Gym Top USB a silových plošinách. Probandi ho vyplňovali samostatně před začátkem vlastního měření. Dotazník obsahoval základní informace o účastníkovi studie (pohlaví, věk, studijní obor (ročník)/zaměstnání, váhu, výšku, stranovou dominanci horních končetin). Dalším bodem byly otázky na osobní anamnézu, jež by poukazovala na onemocnění nebo úrazy, které by mohly ovlivnit výsledky měření. Dotazník zahrnoval i sportovní anamnézu, kde se zjišťovala sportovní aktivita jedince, její úroveň a frekvence. Dále byly otázky v dotazníku zaměřené na zkušenosti se senzomotorickým tréninkem. Zda proband zná provedení korigovaného stoje, jestli se již setkal s termínem „malá noha“ a ví, co tento termín znamená. Další otázkou bylo, zda proband již někdy cvičil dle zásad senzomotorického (balančního) tréninku a jestli při cvičení využívá nějaké balanční pomůcky nebo se věnuje jiné metodě ovlivňující posturální stabilitu – například tai chi, jóga. Poslední otázka se orientačně dotazovala, jak často se tomuto tréninku věnují (viz kapitola 11 Přílohy, Příloha 3).

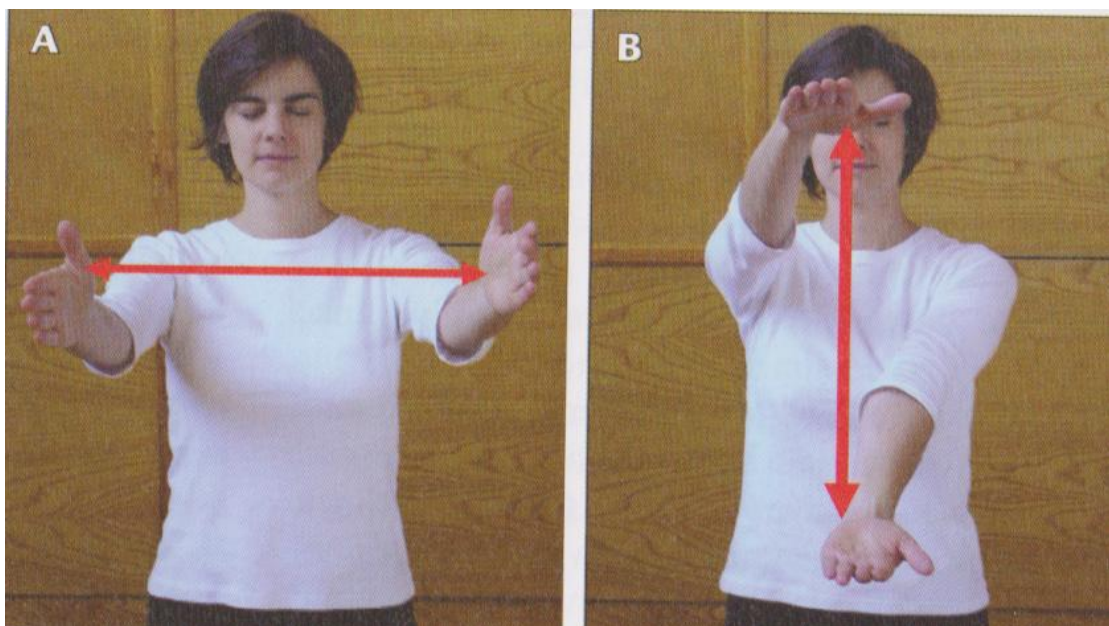
4.6 Vyšetření před měřením

Vyšetření před měřením zahrnovalo kineziologické a neurologické vyšetřovací metody. Orientačně byla provedena aspekce probanda, následovalo vyšetření stoje a rovnováhy (Romberg I, II, III, stoj na jedné dolní končetině a stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima). Dále následovaly zkoušky k vyloučení mozečkových a vestibulárních poruch (viz kapitola 11 Přílohy, Příloha 4).

V rámci diplomové práce jsme se zaměřili na testování somatognózie a propiocepce.

Podle Koláře et al. (2009) jsme pro vyšetření somatognózie vybrali následující testy:

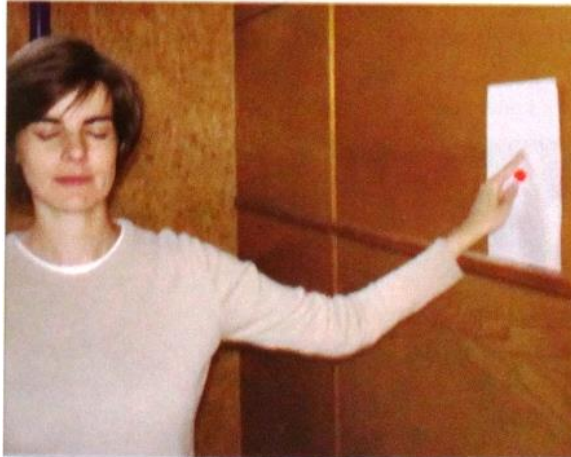
- Probanda vyzveme, aby při zavřených očích ukázal rozpětím svých paží šířku svých ramen a to v rovině horizontální a vertikální (Obrázek 7).
- Probanda vyzveme, aby při zavřených očích ukázal rozpětím svých paží hloubku svého hrudníku.



Obrázek 7. Vyšetření somatognózie – udání šířky ramen pomocí rozpětí paží bez zrakové kontroly v horizontální (A) a vertikální (B) rovině (Kolář et al., 2009, 93)

Pro orientační vyšetření propioceptivní percepce na horních končetinách jsme zvolili test dle Koláře, Smržové a Kobesové (2011): pasivně nastavíme probandovu horní končetinu do určité polohy, kterou si má zapamatovat, poté ho necháme připažit

a vyzveme ho, aby zaujal výchozí pozici. Testujeme obě končetiny při zavřených očích probanda a hodnotíme rozdíl v nastavení (Obrázek 8).



Obrázek 8. Vyšetření propioceptivní percepce (Kolář, Smržová, & Kobesová, 2011, 74)

Jako zkoušku k vyloučení poruch propiocepce na dolních končetinách jsme zvolili následující vyšetření (Opavský, 2005):

1. Vyšetření kinestézie s modifikací zkoušky pro hlezenní kloub.
2. Vyšetření statestézie – nastavíme pasivně hlezenní kloub do určité polohy a probandovým úkolem je při zavřených očích dát druhou končetinu do stejné pozice.

Vyšetření somatognózie a propioceptivní percepce na horních končetinách jsme objektivizovali pomocí antropometru a krejčovského metru. Pro potřeby diplomové práce jsme ze tří zkoušek na testování somatognózie (testování šířky ramen v horizontální a vertikální rovině a hloubky hrudníku) vypočítali z absolutních hodnot rozdílů mezi skutečnou a probandem ukázanou vzdáleností celkovou průměrnou chybu odhadu.

4.7 Gym Top USB Professional

4.7.1 Představení pomůcky

Balanční plošina Gym Top USB Professional od firmy Jakobs (Obrázek 9) patří k nově využívaným rehabilitačním pomůckám. Balanční plošina má tvar kulové úseče. Používá se především ve fyzioterapii a při sportovním tréninku, pomůcku lze také uplatnit v rámci autoterapie při cvičení na doma a ve volném čase.

Součástí je i USB konektor, díky němuž je možno pomůcku připojit k počítači a pomocí nainstalovaného programu je umožněno uživateli využít principu zpětné vazby. Tím jsou kromě proprioreceptorů a exteroceptorů oslovovány i receptory zraku a sluchu. Balanční plošinu Gym Top USB Professional lze využít i pro účely diagnostiky, protože umožňuje zaznamenat a vyhodnotit dále definované parametry.



Obrázek 9. Balanční pomůcka Gym Top USB Professional (Anonymous c, n. d.)

4.7.2 Zásady pro cvičení

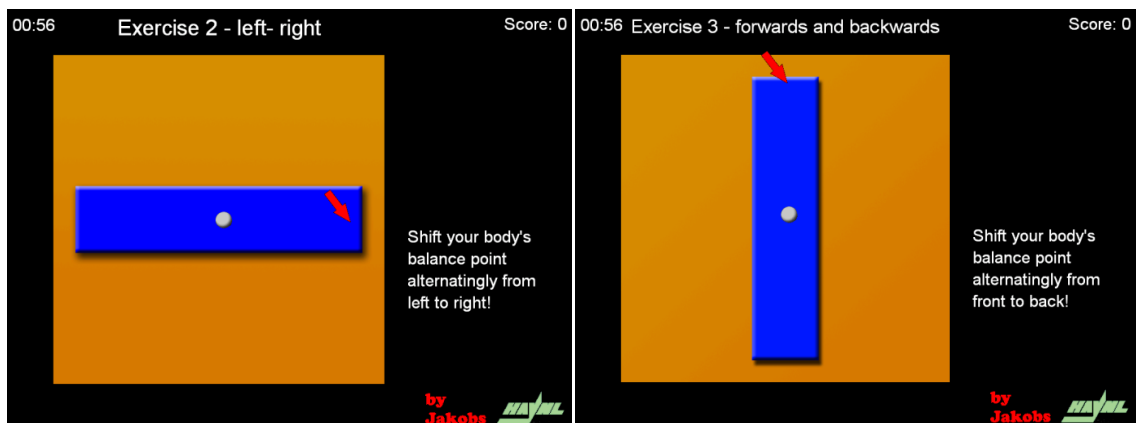
Podle manuálu Gym Top USB Professional (Jacobs GmbH, 2006) je při používání pomůcky nutno dodržovat daná bezpečnostní opatření. Pro cvičení i diagnostiku musí být balanční točna umístěna na rovné protiskluzové ploše a v její blízkosti by se neměly vyskytovat předměty, o které je možno se poranit. Je také vhodné postavit plošinu tak, aby uživatel měl při nástupu, sestupu či hrozícím pádu možnost se o něco opřít nebo zachytit (o zeď, žebřiny, madlo či stůl). Obrazovku počítače je důležité umístit v rovině očí, a to z důvodu zachování optimálního držení těla probanda při cvičení na balanční točně. Maximální nosnost Gym Top USB Professional dosahuje 120 kg. Na balanční točně se doporučuje cvičit naboso nebo v uzavřené protiskluzové sportovní obuvi. V případě, že pomůcku užívá více uživatelů, je nutné dodržovat hygienická opatření a povrch před použitím dezinfikovat.

Před prvním cvičením na balanční ploše Gym Top USB Professional se doporučuje otestovat stabilitu stoje bez balanční pomůcky. Například testujeme vzpřímený stoj, stoj se zavřenýma očima, stoj na jedné noze po dobu 20 s. Důležitý je také nácvik bezpečného nástupu a sestupu na balanční točnu.

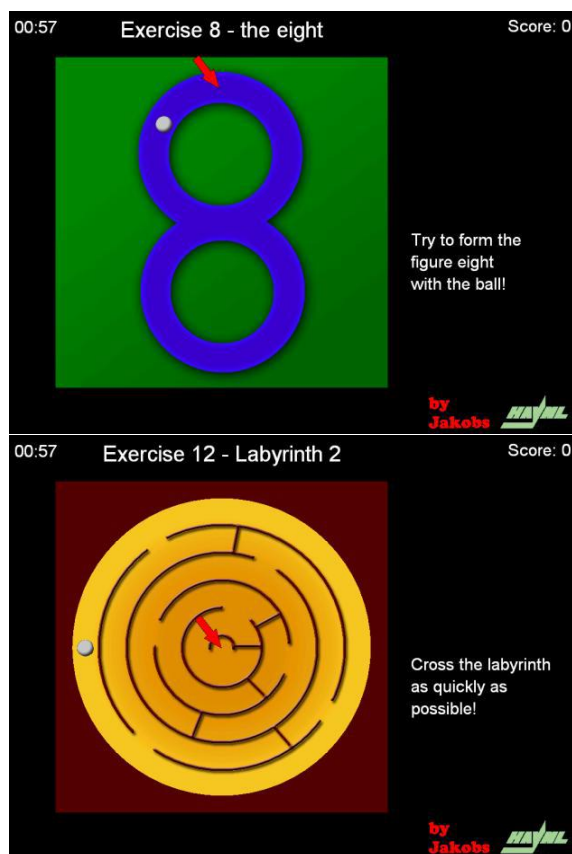
Trénink na balanční točně je nutné vést systematicky a začínat od nejjednodušších programů, nižších počtů opakování jednotlivých cviků a kratší délky trvání tréninku. Rovněž i postavení dolních končetin je možno při tréninku modifikovat, a tím měnit obtížnost provedení jednotlivých pohybových úkonů.

4.7.3 Programy pro cvičení a diagnostiku

Program Gym Top USB Professional v sobě zahrnuje 14 cvičení a dvě hry. Jednotlivé cvičební programy na sebe navazují a začíná se postupně od cvičebního programu číslo 1 až po cvičení číslo 12. Tyto programy představují postupný nácvik stability. V rámci tréninkového programu se začíná od nácviku mediolaterální a anteroposteriorní stability (Obrázek 10) až po jejich kombinaci (Obrázek 11). U každého programu je možné nastavit stupeň obtížnosti a dobu cvičení. Po ukončení tréninku se na monitoru objevuje vyhodnocení daného cvičení, které je možno uložit a vytvořit tak krátkodobou a následně dlouhodobou statistiku výsledků uživatele. Program číslo 13 a 14 se využívá k diagnostice.



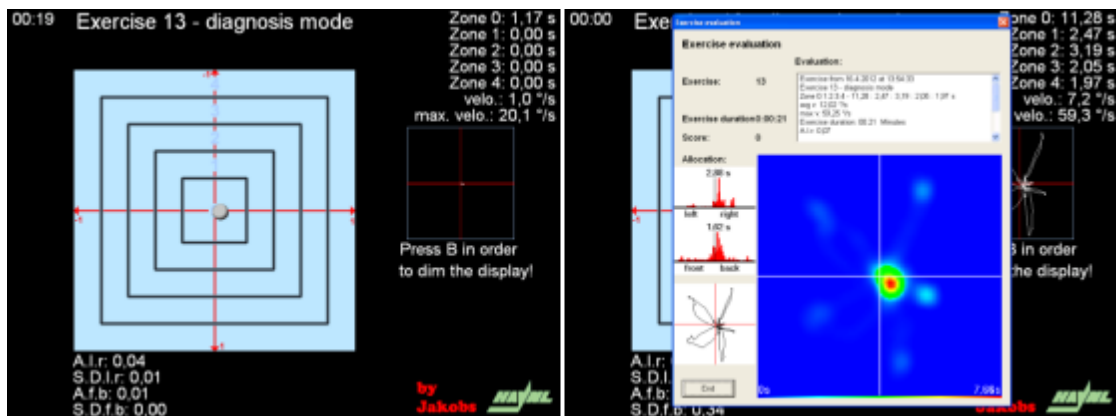
Obrázek 10. Ukázka cvičení č. 2 a 3 (program Gym Top USB Professional)



Obrázek 11. Ukázka cvičení č. 8 a 12 (program Gym Top USB Professional)

4.7.4 Měření na Gym Top USB Professional

Pro tuto diplomovou práci byl k měření vybrán diagnostický režim č. 13 (Obrázek 12). V tomto režimu je úkolem uživatele udržet horizontální polohu pomůcky po zvolenou dobu testování. Na konci testování se objeví tabulka, která ukazuje výsledky. Tabulka znázorňuje náklon a zatížení balanční plošiny, dobu, kdy je pomůcka ve výchozí poloze, nebo je vychýlena v zónách (0 – 4) v případě, že proband nebyl schopen udržet pomůcku v horizontální rovině.



Obrázek 12. Diagnostický režim, cvičení č. 13 (program Gym Top USB Professional)

Pro další zpracování výsledků diplomové práce jsme využili parametrů, které byly vypočítány na základě náklonů plošiny, které snímá akcelerometr. Polohu kuličky na monitoru počítače můžeme definovat souřadnicemi φ_x (mediolaterální úhel) a φ_y (anteroposteriorní úhel). V krátkodobé statistice výsledků měření jsou pak znázorněna číselná data, ze kterých jsme pro potřeby diplomové práce vybrali 6 parametrů uvedených v Tabulce 1.

Tabulka 1. Sledované parametry pomůcky Gym Top USB Professional

Zkratka sledovaných parametrů	Název sledovaných parametrů	Jednotka
Avg v	průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny	[°/s]
Max v	maximální úhlová rychlost náklonu plošiny	[°/s]
S.D.f.b	směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru	[°]
S.D.l.r.	směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru	[°]
A.f.b	průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru	[°]
A.l.r.	průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru	[°]

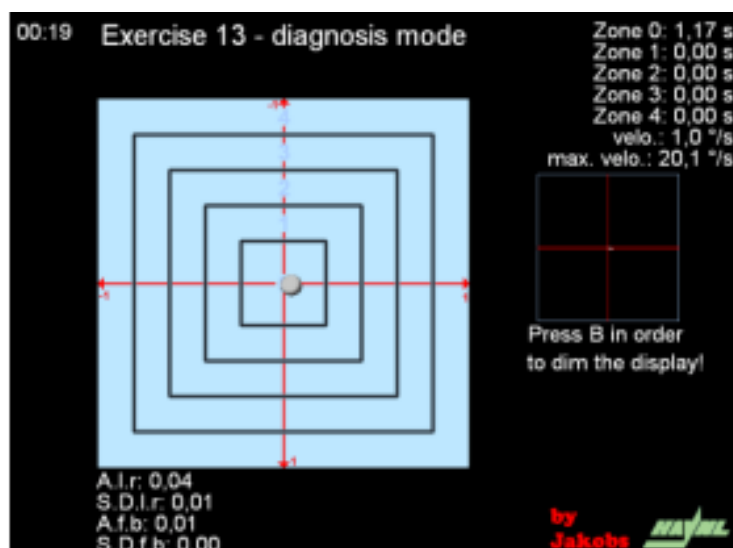
Vysvětlivky: °/s – stupeň za sekundu, ° - stupeň

4.7.5 Postup měření na Gym Top USB Professional

Gym Top USB Professional byl umístěn dle pokynů manuálu na protiskluzovou a rovnou plochu, monitor byl umístěn tak, aby přibližně odpovídal úrovni očí probanda a tím bylo zajištěno optimální držení těla při stoji (Obrázek 13). V přiměřené vzdálenosti od balanční pomůcky se nacházel stůl, kterého se mohli probandi při nástupu a sestupu přidržet. Před vlastním měřením se provedla kalibrace přístroje. Bylo provedeno orientační měření, při kterém se pomocí značky vyobrazené na monitoru počítače zkontrolovalo, zda je pomůcka ve správné výchozí horizontální poloze (Obrázek 14).



Obrázek 13. Umístění pomůcky Gym Top USB Professional a monitoru s počítačem v biomechanické laboratoři (vlastní fotografie)



Obrázek 14. Výchozí stav, diagnostický režim, cvičení č. 13 (program Gym Top USB Professional)

Před vlastním měřením probíhala instruktáž probanda o bezpečném nástupu a sestupu a proband si na balanční plošině vyzkoušel volný stoj, přenesení těžiště v anteroposteriorním a mediolaterálním směru, stoj se zavřenými očima a mírný podřep. Měření probíhalo na bosu a testující diplomant kontroloval, aby postavení na pomůcku po každém pokusu bylo shodné. Z hygienických důvodů byl povrch pomůcky po každém probandovi vydezinfikován.

K měření byl vybrán diagnostický program číslo 13, stupeň obtížnosti 5 a jedno měření trvalo 30 s. U jednoho probanda se provádělo 11 měření. Probandi měli možnost si v případě únavy mezi pokusy odpočinout nebo se napít. Měření zahrnovalo: volný stoj, tři opakování korigovaného stoje s vizuální zpětnou vazbou, tři opakování korigovaného stoje bez vizuální zpětné vazby, korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu, volný stoj o úzké bázi, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí a korigovaný stoj bez zrakové kontroly.

Z důvodu eliminace vlivu učení a únavy proběhla dvojí randomizace. První náhodné rozdělení probandů bylo dle mechanismu „sudý – lichý“ do dvou skupin, kdy 26 probandů začínalo měřením na Gym Top USB Professional a 27 na silových plošinách. Druhá randomizace byla provedena dle pořadí. První polovina účastníků (1. – 27. proband) měla jiné pořadí testovaných modifikací stojů než druhá polovina (28. – 53. proband). Rozdíly v pořadí testovaných stojů na balanční pomůcce Gym Top USB Professional jsou uvedeny v následující Tabulce 2.

Tabulka 2. Pořadí testovaných stojů na pomůcce Gym Top USB Professional (upraveno dle Středové, 2013, 44)

Pořadí stojů	Měřené stoje u 1. poloviny probandů (1. – 27. proband)	Měřené stoje u 2. poloviny probandů (28. – 53. proband)
1.	Volný stoj	Volný stoj
2.	Korigovaný stoj bez/s vizuální zpětnou vazbou	Korigovaný stoj bez/s vizuální zpětnou vazbou
3.	Korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu	Korigovaný stoj bez zrakové kontroly
4.	Volný stoj o úzké bázi	Korigovaný stoj s pomalým pohybem očí
5.	Korigovaný stoj bez/s vizuální zpětnou vazbou	Korigovaný stoj bez/s vizuální zpětnou vazbou
6.	Korigovaný stoj s pomalým pohybem očí	Volný stoj o úzké bázi
7.	Korigovaný stoj bez zrakové kontroly	Korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu

Pro korelaci parametrů s hodnotami naměřenými na silových plošinách Kistler jsme využili naměřených dat z následujících modifikací stoje:

- Volný stoj

U probandů byl jako první měřen volný stoj s povel: „Stůjte volně a snažte se udržet co největší stabilitu“.

- Korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby

Dále proběhla instruktáž a nácvik korigovaného stoje mimo plošinu u probandů, kteří neměli žádnou předchozí zkušenost s tímto stojem. Při vysvětlování diplomant používal vždy stejné následující instrukce: postavte se na šířku kyčelních kloubů, prsty na nohou směřují dopředu, mírně pokrčte kolena a vytočte je zevně, vnímejte tři body opory na plosce – pod hlavičkou 1. metatarsu, pod hlavičkou 5. metatarsu a na patě. Protáhněte se v podélné ose páteře, srovnejte hlavu, spusťte křížovou kost dolů, ramena

nechte uvolněná a lehce je tlačte dolů (Kolář et al., 2009). Proband se při měření díval před sebe do pevného bodu bez sledování kuličky na monitoru.

- Volný stoj o úzké bázi

Při volném stoju o úzké bázi byl probandovi dán následující pokyn: „Dejte nohy k sobě, stůjte volně a snažte se udržet stabilitu“.

- Korigovaný stoj s pomalým pohybem očí

U korigovaného stoje s pomalým pohybem očí měl proband za úkol představit si velkou ležatou osmičku a prostřednictvím maximální exkurze pohybu očí ji po celou dobu měření obkreslovat.

- Korigovaný stoj bez zrakové kontroly

U korigovaného stoje s vyloučením zraku byl dotyčný vyzván k zavření očí v korigovaném stoju. Zde testující dbal zvýšené pozornosti a stál blízko u testovaného jedince, aby zamezil případnému pádu.

4.8 Silové plošiny

4.8.1 Popis přístroje

Součástí diplomové práce byla také analýza posturální stability stoje na silových plošinách. Byly použity dvě silové plošiny značky Kistler 9286AA (Kistler Instrumente AG Winterthur, Switzerland) (Obrázek 15).



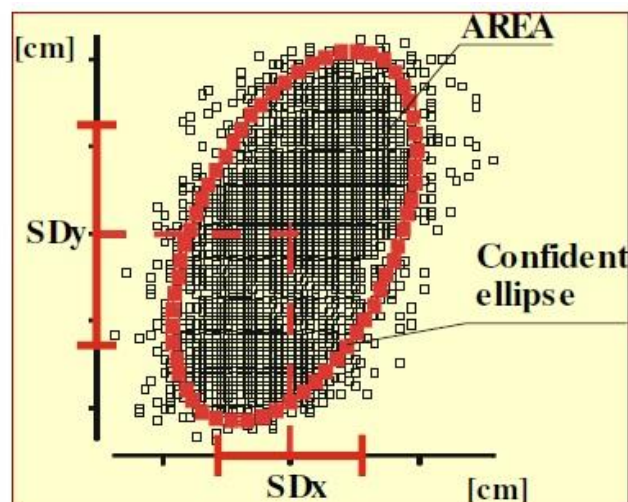
Obrázek 15. Silová plošina Kistler (Anonymous d, n. d.)

Silová (piezoelektrická, tenzometrická) plošina je přístroj ve tvaru desky, který má v sobě umístěné snímače síly. Jako snímač síly se využívá piezoelektrický krystal (například v plošině Kistler) nebo snímač tenzometrický (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2004).

K analýze pohybu slouží naměřené reakční síly vznikající kontaktem těla s povrchem plošiny. Výsledná reakční síla má tři složky ve směru mediolaterálním, anteroposteriorním a vertikálním (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012).

Mediolaterální složka reakční síly (F_x) je nejvíc variabilní složkou a dává nám informaci o korekci stability stoje. Anteroposteriorní složka reakční síly (F_y) popisuje akcelerační (posteriórní část) a decelerační (anteriorní část) fázi. Vertikální složka (F_z) poskytuje informaci o průběhu zatížení plošiny (Gladiš, 2013).

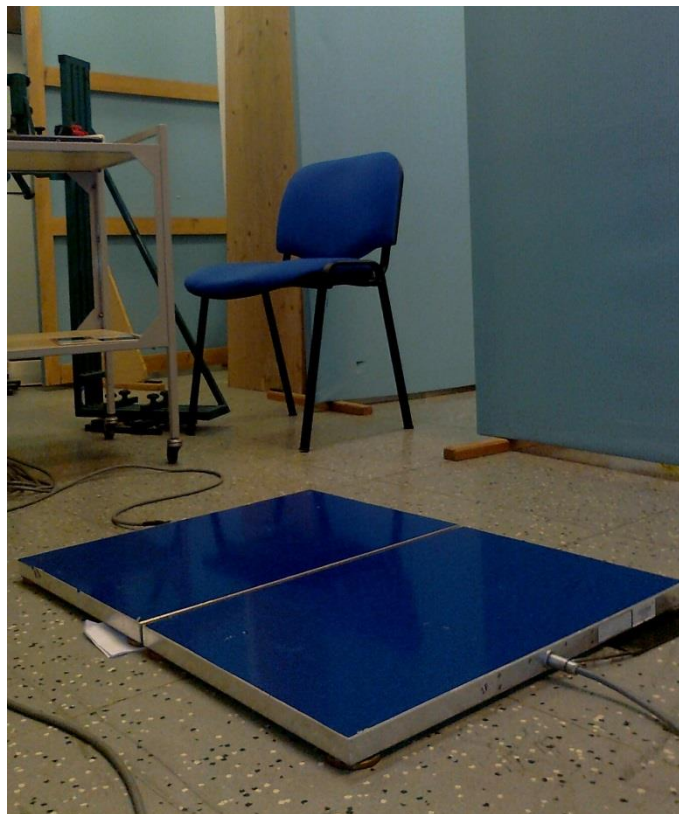
Silové plošiny se využívají k posouzení posturální stability při statických i dynamických činnostech díky analýze trajektorie váženého průměru tlakových sil působících na kontakt těla s podložkou – COP (Center of Pressure). Při stoji člověk reaguje na měnící se podmínky titubacemi, které se promítají do kontaktní plochy. Konfidenční elipsa znázorňuje výsledek těchto průmětů za určitý čas. Parametry konfidenční elipsy nám ukazují velikost změn v průběhu sledovaného úkonu (Janura et al., 2012) (Obrázek 16).



Obrázek 16. Konfidenční elipsa zobrazující 95 % poloh COP v průběhu měření (Míková, Bastlová, & Tomsová, n. d.)

4.8.2 Měření na silových plošinách

Analýza posturální stability stoje na silových plošinách značky Kistler probíhala paralelně s průběhem měření na Gym Top USB Professional v biomechanické laboratoři (Obrázek 17). Jak již bylo dříve uvedeno, probandi byli náhodně rozděleni do dvou skupin, kdy 27 probandů začínalo měření na silových plošinách a 26 na balanční pomůcce Gym Top USB Professional. Po ukončení analýzy posturální stability stoje na jednom přístroji měl proband krátkou pauzu a poté přešel k testování na druhém přístroji. Testování na silových plošinách zahrnovalo 5 modifikací stoje, každá v trvání 30 s. Měření zahrnovalo: volný stoj, korigovaný stoj, volný stoj o úzké bázi, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí a korigovaný stoj bez zrakové kontroly. Instruktaž k jednotlivým modifikacím stoje byla totožná s instruktaží při měření na Gym Top USB Professional.



Obrázek 17. Silové plošiny v biomechanické laboratoři (vlastní fotografie)

Před měřením byla provedena kalibrace silových plošin. Vlastní měření probíhalo tak, že si proband stoupl na plošiny, aby každou nohu měl na jedné silové plošině. Po každém naměřeném pokusu byl proband vyzván, aby sestoupil z plošiny

a na nový pokus opět nastoupil zpět. Měření probíhalo na bosu a po každém probandovi byl povrch silových plošin vydezinfikován.

I zde z důvodu eliminace vlivu učení a únavy proběhla randomizace pořadí měřených stojů uvedena v následující Tabulce 3.

Tabulka 3. Pořadí testovaných stojů

Pořadí stojů	Měřené stoje u 1. poloviny probandů (1. – 27. proband)	Měřené stoje u 2. poloviny probandů (28. – 53. proband)
1.	Volný stoj	Volný stoj
2.	Korigovaný stoj	Korigovaný stoj
3.	Volný stoj o úzké bázi	Korigovaný stoj bez zrakové kontroly
4.	Korigovaný stoj s pomalým pohybem očí	Volný stoj o úzké bázi
5.	Korigovaný stoj bez zrakové kontroly	Korigovaný stoj s pomalým pohybem očí

Pro účely diplomové práce jsme na silových plošinách měřili a vyhodnocovali parametry uvedené v Tabulce 4.

Tabulka 4. Sledované proměnné

Zkratka sledovaných parametrů	Název sledovaných parametrů	Jednotka
SD_X	Směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru	[m]
SD_Y	Směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru	[m]
V_Ax	Průměrná rychlost COP v mediolaterálním směru	[m/s]
V_Ay	Průměrná rychlost COP v anteroposteriorním směru	[m/s]
V_A	Průměrná celková rychlost COP	[m/s]

4.9 Statistické zpracování dat

Data byla statisticky zpracována v programu Statistica 10. Byly vypočítány základní statistické veličiny pro každou z proměnných (průměr a směrodatná odchylka). Na základě testu normality jsme zjistili, že data jsou neparametrického charakteru a dále jsme pracovali s neparametrickými testy.

Pro vyjádření síly asociace při porovnávání posturografických metod jsme zvolili Spearmanovu korelaci. K zjišťování vlivu různých modifikací stoje na posturální stabilitu byl použit Wilcoxonův párový test. U porovnání naměřených hodnot mezi skupinami mužů a žen, skupinami rozdělených dle kvality somatognózie a dále u skupin rozdělených podle předchozí zkušenosti se senzomotorickým tréninkem byl aplikován nepárový Mann-Whitney U test. Hladina statistické významnosti byla určena na 0,05.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výzkumná otázka č. 1

Korelují výsledky posturální stability v různých modifikacích stoje (volný stoj, korigovaný stoj, volný stoj o úzké bázi, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí, korigovaný stoj bez zrakové kontroly) naměřené na balanční pomůcce Gym Top USB Professional s výsledky naměřenými na silových plošinách?

Tato výzkumná otázka hodnotí sílu asociace mezi zvolenými parametry naměřenými na silových plošinách a balanční pomůcce Gym Top USB Professional v různých modifikacích stoje měřených po dobu 30 s.

Pro korelaci výsledků posturální stability stoje jsme z parametrů naměřených na silových plošinách zvolili směrodatné odchytky COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru (SD_X , SD_Y) a průměrnou celkovou rychlost COP (V_A). Z parametrů naměřených na balanční pomůcce Gym Top USB Professional byly vybrány směrodatné odchytky náklonu plošiny v mediolaterální a anteroposteriorním směru ($S.D.l.r.$, $S.D.f.b.$) a průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny ($Avg \nu$).

Použili jsme Spearmanovu korelaci pro zhodnocení síly asociace mezi jednotlivými parametry.

Pro interpretaci korelačního koeficientu (r) jsme se řídili dle následujících hodnot uvedených v následující tabulce (Tabulka 5).

Tabulka 5. Přibližná interpretace hodnot korelačního koeficientu (Chrástka, 2000, 201)

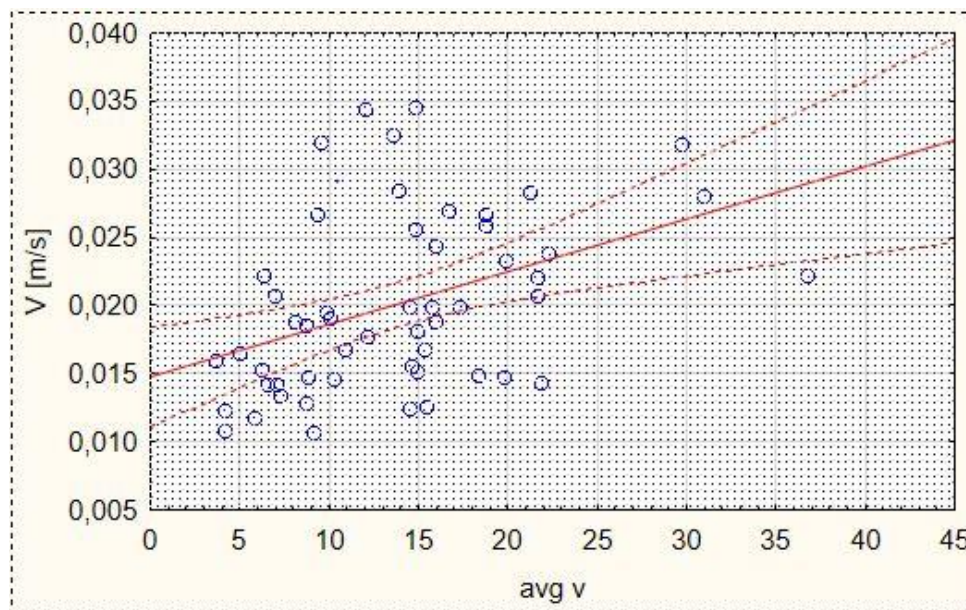
Koeficient korelace	Interpretace
$r = 1$	naprostá závislost (funkční závislost)
$1,00 > r \geq 0,90$	velmi vysoká závislost
$0,90 > r \geq 0,70$	vysoká závislost
$0,70 > r \geq 0,40$	střední závislost
$0,40 > r \geq 0,20$	nízká závislost
$0,20 > r \geq 0,00$	slabá (nepoužitelná) závislost
$r = 0$	naprostá nezávislost

Hodnoty koeficientu Spearmanovy korelace v jednotlivých modifikacích stoje jsou uvedeny v následujících tabulkách (Tabulka 6, 7, 8, 9, 10). Hodnoty na hladině statistické významnosti ($p \leq 0,05$) jsou v tabulkách označeny červeně.

Střední míru závislosti jsme ve sledovaných parametrech zaznamenali mezi V_A (průměrná celková rychlost COP) a $Avg \nu$ (průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny) ve stoji o úzké bázi, v korigovaném stoji s pomalým pohybem očí a v korigovaném stoji bez zrakové kontroly. Nejvyšší hodnota korelačního koeficientu je $r = 0,455$ mezi parametrem V_A a $Avg \nu$ v korigovaném stoji se zavřenými očima. Pro ilustraci uvádíme tuto střední míru závislosti v grafickém znázornění (Obrázek 18).

Nízkou míru závislosti v porovnání rychlostí (V_A a $Avg \nu$) jsme zjistili v korigovaném stoji, slabou závislost pro tyto parametry pak ve stoji volném.

Mezi parametry SD_X (směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru) a $S.D.l.r.$ (směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru) a mezi parametry SD_Y (směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru) a $S.D.f.b.$ (směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru) jsme ve všech modifikacích stoje zaznamenali nízké nebo slabé míry závislosti.



Obrázek 18. Grafické znázornění vztahu V_A (průměrná celková rychlost COP) a $Avg \nu$ (průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny) v korigovaném stoji bez zrakové kontroly

Výsledky Spearmanovy korelace vybraných parametrů naměřených na silových plošinách a balanční pomůcce Gym Top USB Professional (Tabulka 6, 7, 8, 9, 10).

Tabulka 6. Hodnoty koeficientu Spearmanovy korelace ve volném stoji

VS	S.D.l.r.	S.D.f.b	Avg v
SD_X	0,192		
SD_Y		-0,062	
V_A			0,077

Tabulka 7. Hodnoty koeficientu Spearmanovy korelace v korigovaném stoji

KS	S.D.l.r.	S.D.f.b	Avg v
SD_X	0,239		
SD_Y		0,090	
V_A			0,373*

Tabulka 8. Hodnoty koeficientu Spearmanovy korelace ve stoji o úzké bázi

UB	S.D.l.r.	S.D.f.b	Avg v
SD_X	0,334*		
SD_Y		0,201	
V_A			0,419*

Tabulka 9. Hodnoty koeficientu Spearmanovy korelace v korigovaném stoji s pomalým pohybem očí

8	S.D.l.r.	S.D.f.b	Avg v
SD_X	0,216		
SD_Y		0,255	
V_A			0,448*

Tabulka 10. Hodnoty koeficientu Spearmanovy korelace v korigovaném stoji bez zrakové kontroly

ZO	S.D.l.r.	S.D.f.b	Avg v
SD_X	0,378*		
SD_Y		0,393*	
V_A			0,455*

Vysvětlivky pro tabulky 6, 7, 8, 9, 10: SD_X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SD_Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; V_A – průměrná celková rychlost COP; S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru; S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; VS – volný stoj; KS – korigovaný stoj, UB – volný stoj o úzké bázi, 8 – korigovaný stoj s pomalým pohybem očí, ZO – korigovaný stoj se zavřenými očima, hodnoty na statistické hladině * $p \leq 0,05$

5.2 Výzkumná otázka č. 2

Mají různé modifikace stoje (volný stoj, korigovaný stoj, volný stoj o úzké bázi, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí, korigovaný stoj bez zrakové kontroly) vliv na sledované parametry měřené na silových plošinách?

Součástí této výzkumné otázky je porovnání vlivu různých typů stoje na posturální stabilitu měřenou na silových plošinách. V následujících tabulkách uvádíme průměrné hodnoty, směrodatné odchylky (SD) sledovaných parametrů a hladinu statistické významnosti (p) (Tabulka 11, 12, 13, 14). Červeně označené hodnoty zobrazují statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$). Pro porovnání jednotlivých modifikací stoje jsme použili Wilcoxonův párový test.

a) Porovnání sledovaných parametrů u korigovaného stoje s rozdílnými vizuálními podněty (otevřené oči, pomalý pohyb očí, zavřené oči) na silových plošinách.

V porovnání korigovaného stoje s otevřenými očima a korigovaného stoje s pomalým pohybem očí byl zjištěn statisticky významný rozdíl v parametru V_{Ax} (průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru). Průměrná hodnota V_{Ax} byla u korigovaného stoje s otevřenými očima vyšší než u korigovaného stoje s pomalým pohybem očí.

Statisticky významný rozdíl jsme zaznamenali při porovnání korigovaného stoje s otevřenými očima a korigovaného stoje se zavřenými očima ve všech naměřených parametrech (SD_X , SD_Y , V_{Ax} , V_{Ay} , V_A). Průměrné hodnoty těchto parametrů jsou u korigovaného stoje se zavřenými očima vyšší než u průměrných hodnot korigovaného stoje s otevřenými očima.

Ve všech naměřených parametrech (SD_X , SD_Y , V_{Ax} , V_{Ay} , V_A) byl statisticky významný rozdíl i v případě porovnání korigovaného stoje s pomalým pohybem očí a korigovaného stoje se zavřenými očima. Naměřené průměrné hodnoty u všech parametrů jsou u korigovaného stoje se zavřenými očima vyšší než u korigovaného stoje s pomalým pohybem očí.

V následujících tabulkách (Tabulka 11, 12) jsou uvedeny průměrné hodnoty a výše popsané výsledky.

Tabulka 11. Popisná statistika parametrů naměřených na silových plošinách v korigovaném stoju s rozdílnými vizuálními podněty

Parametr	KS		8		ZO	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
SD_X [cm]	0,217	0,085	0,225	0,097	0,288	0,132
SD_Y [cm]	0,475	0,161	0,495	0,179	0,600	0,202
V_Ax [cm/s]	0,834	0,319	0,784	0,303	1,065	0,431
V_Ay [cm/s]	1,042	0,283	1,092	0,282	1,449	0,450
V_A [cm/s]	1,497	0,438	1,499	0,428	2,007	0,647

Vysvětlivky: SD_X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SD_Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; V_Ax – průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_Ay – průměrná rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V_A – průměrná celková rychlost COP; KS – korigovaný stoj s otevřenými očima; 8 – korigovaný stoj s pomalým pohybem očí; ZO – korigovaný stoj se zavřenými očima

Tabulka 12. Výsledky Wilcoxonova testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách v korigovaném stoju s rozdílnými vizuálními podněty

Parametr	hladina p		
	KS x 8	KS x ZO	8 x ZO
SD_X [cm]	0,454	0,000*	0,000*
SD_Y [cm]	0,774	0,000*	0,000*
V_Ax [cm/s]	0,036*	0,000*	0,000*
V_Ay [cm/s]	0,145	0,000*	0,000*
V_A [cm/s]	0,996	0,000*	0,000*

Vysvětlivky: SD_X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SD_Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; V_Ax – průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_Ay – průměrná rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V_A – průměrná celková rychlost COP; KS – korigovaný stoj s otevřenými očima; 8 – korigovaný stoj s pomalým pohybem očí; ZO – korigovaný stoj se zavřenými očima; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

b) Porovnání sledovaných parametrů korigovaného stoje s volným stojem na silových plošinách.

V porovnání parametrů korigovaného stoje a volného stoje jsme zaznamenali statisticky významné rozdíly v následujících parametrech: SD_X , V_{Ax} , V_{Ay} , V_A . Průměrné hodnoty u těchto parametrů dosahují v korigovaném stoju vyšších hodnot oproti volnému stoju (Tabulka 13).

Tabulka 13. Popisná statistika a výsledky Wilcoxonova testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách v korigovaném a volném stoju

Parametr	KS		VS		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	KS x VS
SD_X [cm]	0,217	0,085	0,159	0,064	0,000*
SD_Y [cm]	0,475	0,161	0,478	0,203	0,757
V_{Ax} [cm/s]	0,834	0,319	0,574	0,217	0,000*
V_{Ay} [cm/s]	1,042	0,283	0,935	0,330	0,015*
V_A [cm/s]	1,497	0,438	1,221	0,414	0,000*

Vysvětlivky: SD_X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SD_Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; V_{Ax} – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_{Ay} – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V_A – průměrná celková rychlost COP; KS – korigovaný stoj s otevřenýma očima; VS – volný stoj; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

c) Porovnání sledovaných parametrů volného stoje o úzké bázi s volným stojem na silových plošinách.

V porovnání volného stoje o úzké bázi a volného stoje jsme zjistili statisticky významné rozdíly v těchto parametrech: SD_X , V_{Ax} , V_{Ay} , V_A . Průměrné hodnoty u daných parametrů dosahují u volného stoje o úzké bázi vyšších hodnot oproti volnému stoju (Tabulka 14).

Tabulka 14. Popisná statistika a výsledky Wilcoxonova testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách ve volném stoju a ve volném stoju o úzké bázi

Parametr	UB		VS		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	UB x VS
SD_X [cm]	0,278	0,069	0,159	0,064	0,000*
SD_Y [cm]	0,474	0,169	0,478	0,203	0,579
V_Ax [cm/s]	0,788	0,197	0,574	0,217	0,000*
V_Ay [cm/s]	1,016	0,214	0,935	0,330	0,002*
V_A [cm/s]	1,436	0,282	1,221	0,414	0,000*

Vysvětlivky: SD_X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SD_Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; V_{Ax} – průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_{Ay} – průměrná rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V_A – průměrná celková rychlost COP; UB – volný stoj o úzké bázi; VS – volný stoj; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

5.3 Výzkumná otázka č. 3

Existuje rozdíl v hodnocených parametrech posturální stability měřené na silových plošinách mezi skupinou žen a mužů v různých modifikacích stoje (volný stoj, korigovaný stoj, volný stoj o úzké bázi, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí, korigovaný stoj bez zrakové kontroly)?

Pro porovnání hodnocených parametrů posturální stability mezi skupinou mužů a žen jsme zvolili Mann-Whitney U test. Výsledky pro různé modifikace stoje jsou uvedeny v následujících tabulkách (Tabulka 15, 16, 17, 18, 19). Tabulky obsahují průměrné hodnoty daných parametrů, směrodatné odchytky (SD) a hladinu statistické významnosti (p) v rozdílech mezi skupinami. Červeně označené hodnoty zobrazují statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$).

Statisticky významné rozdíly mezi skupinou mužů a žen jsme zaznamenali ve směrodatných odchytkách COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru (SD_X , SD_Y) u korigovaného stoje s pomalým pohybem očí a ve směrodatné odchytkě COP v anteroposteriorním směru (SD_Y) u korigovaného stoje se zavřenými očima. Průměrné hodnoty těchto parametrů byly v obou typech stoje vyšší u skupiny mužů (Tabulka 18, 19).

V ostatních modifikacích stoje (volný stoj, korigovaný stoj a volný stoj o úzké bázi) byly průměrné hodnoty SD_X a SD_Y také vyšší u skupiny mužů, ale bez statisticky významných rozdílů. V parametrech průměrných rychlostí (V_{Ax} , V_{Ay} , V_A) nebyly pozorovány statisticky významné rozdíly mezi skupinou mužů a žen (Tabulka 15, 16, 17).

Tabulka 15. Popisná statistika a výsledky Mann-Whitneyova U testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách ve volném stoji u skupiny žen a mužů

Parametr	VS Ženy		VS Muži		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
SD_X [cm]	0,156	0,064	0,166	0,064	0,463
SD_Y [cm]	0,477	0,227	0,481	0,152	0,417
V_Ax [cm/s]	0,581	0,233	0,561	0,191	1,000
V_Ay [cm/s]	0,937	0,380	0,931	0,215	0,440
V_A [cm/s]	1,228	0,472	1,207	0,285	0,654

Vysvětlivky: SD_X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SD_Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; V_Ax – průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_Ay – průměrná rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V_A – průměrná celková rychlost COP; VS – volný stoj

Tabulka 16. Popisná statistika a výsledky Mann-Whitneyova U testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách v korigovaném stoji u skupiny žen a mužů

Parametr	KS ženy		KS muži		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
SD_X [cm]	0,209	0,078	0,231	0,098	0,514
SD_Y [cm]	0,450	0,151	0,521	0,170	0,136
V_Ax [cm/s]	0,819	0,339	0,860	0,286	0,213
V_Ay [cm/s]	1,012	0,296	1,096	0,257	0,187
V_A [cm/s]	1,461	0,459	1,561	0,401	0,199

Vysvětlivky: SD_X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SD_Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; V_Ax – průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_Ay – průměrná rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V_A – průměrná celková rychlost COP; KS – korigovaný stoj

Tabulka 17. Popisná statistika a výsledky Mann-Whitneyova U testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách ve volném stoju o úzké bázi u skupiny žen a mužů

Parametr	UB ženy		UB muži		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
SD_X [cm]	0,273	0,065	0,287	0,076	0,639
SD_Y [cm]	0,473	0,174	0,476	0,164	0,934
V_Ax [cm/s]	0,779	0,208	0,803	0,180	0,626
V_Ay [cm/s]	1,020	0,237	1,007	0,170	0,905
V_A [cm/s]	1,433	0,310	1,441	0,233	0,652

Vysvětlivky: SD_X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SD_Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; V_Ax – průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_Ay – průměrná rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V_A – průměrná celková rychlost COP; UB – volný stoj o úzké bázi

Tabulka 18. Popisná statistika a výsledky Mann-Whitneyova U testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách v korigovaném stoju s pomalým pohybem očí u skupiny žen a mužů

Parametr	8 ženy		8 muži		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
SD_X [cm]	0,205	0,096	0,259	0,090	0,016*
SD_Y [cm]	0,445	0,151	0,584	0,194	0,004*
V_Ax [cm/s]	0,788	0,309	0,779	0,301	0,993
V_Ay [cm/s]	1,061	0,305	1,146	0,235	0,187
V_A [cm/s]	1,473	0,454	1,545	0,384	0,324

Vysvětlivky: SD_X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SD_Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; V_Ax – průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_Ay – průměrná rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V_A – průměrná celková rychlost COP; 8 – korigovaný stoj s pomalým pohybem očí; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

Tabulka 19. Popisná statistika a výsledky Mann-Whitneyova U testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách v korigovaném stoju se zavřenými očima u skupiny žen a mužů

Parametr	ZO ženy		ZO muži		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
SD_X [cm]	0,266	0,113	0,326	0,156	0,199
SD_Y [cm]	0,549	0,169	0,691	0,227	0,019*
V_Ax [cm/s]	1,056	0,481	1,083	0,334	0,490
V_Ay [cm/s]	1,409	0,442	1,522	0,469	0,343
V_A [cm/s]	1,967	0,686	2,080	0,581	0,352

Vysvětlivky: SD_X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SD_Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; V_Ax – průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_Ay – průměrná rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V_A – průměrná celková rychlost COP; ZO – korigovaný stoj se zavřenými očima; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

5.4 Výzkumná otázka č. 4

Jak se projeví výsledky klinického testování kvality somatognózie na posturální stabilitu měřenou na silových plošinách a na balanční pomůcce Gym Top USB Professional?

V rámci výzkumné otázky č. 4 jsme probandy rozdělili do dvou skupin na základě výsledků klinického testování kvality somatognózie. Ze tří testovaných zkoušek jsme u každého probanda vypočítali průměrnou chybu odhadu. Pro potřebu diplomové práce jsme zvolili hranici 15% průměrné chyby odhadu a rozdělili probandy na dvě skupiny. Skupina označená jako S1 zahrnovala 28 probandů, kteří dosáhli průměrné chyby odhadu do 15 % a ve skupině S2 bylo 25 probandů, kteří byli nad hranicí 15% průměrné chyby odhadu.

Z hlediska přehlednosti jsme z vybraných testů pro porovnání skupin S1 a S2 vybrali dvě modifikace stoje: korigovaný stoj (KS) a korigovaný stoj se zavřenými očima (ZO). Výsledky ostatních typů stoje (volný stoj, volný stoj o úzké bázi a korigovaný stoj s pomalým pohybem očí), zde nebudou prezentovány. Tabulky s výsledky jsou uvedeny v příloze (kapitola 11 Přílohy, Příloha 5).

Pro porovnání hodnocených parametrů posturální stability mezi skupinou S1 a S2 jsme použili Mann-Whitney U test. Výsledky v korigovaném stoji a v korigovaném stoji se zavřenými očima jsou uvedeny v následujících tabulkách (Tabulka 20, 21).

V tabulkách jsou obsaženy průměrné hodnoty daných parametrů, směrodatné odchylky (SD) a hladina statistické významnosti (p) v rozdílech mezi skupinami. Červeně označené hodnoty zobrazují statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$).

Součástí tabulek jsou parametry naměřené na silových plošinách (SD_X , SD_Y , V_{Ax} , V_{Ay} , V_A) a dále na balanční pomůcce Gym Top USB Professional (Avg v, Max v, $A.l.r.$, $S.D.l.r.$, $A.f.b.$, $S.D.f.b.$).

Při hodnocení posturální stability v korigovaném stoji jsme na silových plošinách mezi skupinou S1 a S2 zaznamenali statisticky významný rozdíl ve směrodatné odchylce COP v anteroposteriorním směru (SD_Y), průměrné hodnoty SD_Y byly u skupiny S1 vyšší než u skupiny S2. V ostatních parametrech nebyl zjištěn žádný statisticky významný rozdíl mezi skupinou S1 a S2.

Tabulka 20. dále uvádí výsledky posturální stability v korigovaném stoji u skupiny S1 a S2 měřené na balanční plošině Gym Top USB Professional. Statisticky významný rozdíl byl zaznamenán v maximální rychlosti náklonu plošiny (*Max v*), kde průměrné hodnoty byly vyšší u skupiny S2 (Obrázek 19). Průměrné hodnoty ostatních parametrů (*Avg v*, *A.l.r.*, *S.D.l.r.*, *A.f.b.*, *S.D.f.b.*) byly vyšší taktéž u skupiny S2, ale bez statisticky významných rozdílů. Nejvíce se hladině statistické významnosti blížil rozdíl mezi skupinami S1 a S2 v parametru *Avg v*.

Tabulka 20. Popisná statistika a výsledky Mann-Whitneyova U testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách a na Gym Top USB Professional v korigovaném stoji u skupiny S1 a S2

Parametr	KS S1		KS S2		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
SD_X [cm]	0,224	0,085	0,212	0,087	0,525
SD_Y [cm]	0,525	0,173	0,440	0,144	0,035*
V_Ax [cm/s]	0,793	0,295	0,863	0,336	0,425
V_Ay [cm/s]	0,986	0,277	1,082	0,285	0,147
V_A [cm/s]	1,416	0,422	1,554	0,446	0,205
Avg v [°/s]	2,462	0,842	2,859	0,996	0,064
Max v [°/s]	34,169	13,338	41,382	13,497	0,043*
A.l.r. [°]	0,071	0,022	0,072	0,036	0,573
S.D.l.r. [°]	0,023	0,016	0,024	0,009	0,147
A.f.b. [°]	0,101	0,062	0,102	0,070	0,837
S.D.f.b. [°]	0,025	0,010	0,030	0,015	0,147

Vysvětlivky: SD_X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SD_Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; V_Ax – průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_Ay – průměrná rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V_A – průměrná celková rychlost COP; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru, A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru

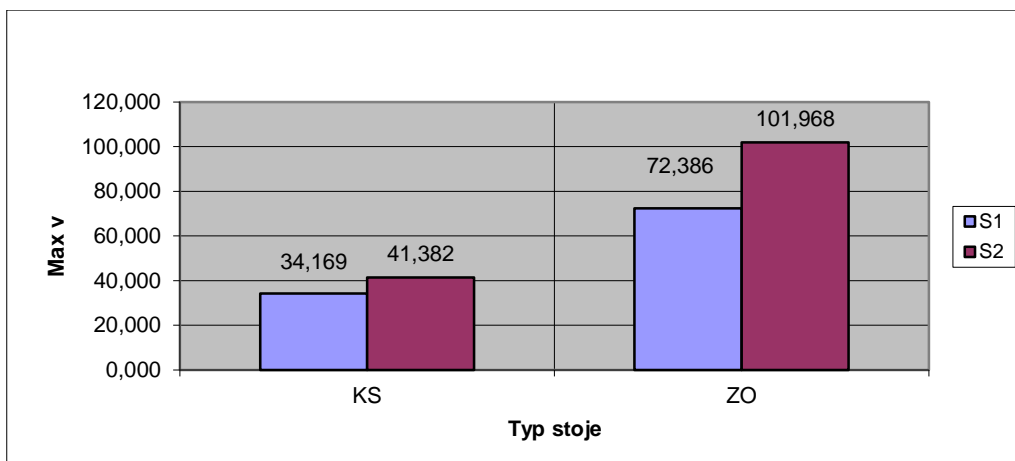
Hodnoty měřených parametrů v korigovaném stoji se zavřenýma očima na silových plošinách nevykazují žádné statisticky významné rozdíly mezi skupinou S1 a S2.

Při měření na Gym Top USB Professional v korigovaném stoji se zavřenýma očima byl taktéž zaznamenán statisticky významný rozdíl v maximální úhlové rychlosti (*Max v*), průměrné hodnoty byly vyšší u skupiny S2 (Obrázek 19). Ostatní průměrné hodnoty stejně jako u korigovaného stoje byly vyšší u skupiny S2, ale bez statisticky významných rozdílů.

Tabulka 21. Popisná statistika a výsledky Mann-Whitneyova U testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách a na Gym Top USB Professional v korigovaném stoji se zavřenýma očima u skupiny S1 a S2

Parametr	ZO S1		ZO S2		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
SD_X [cm]	0,296	0,151	0,282	0,120	0,879
SD_Y [cm]	0,627	0,240	0,581	0,171	0,754
V_Ax [cm/s]	1,031	0,406	1,090	0,453	0,585
V_Ay [cm/s]	1,390	0,359	1,492	0,507	0,687
V_A [cm/s]	1,930	0,572	2,062	0,699	0,610
Avg v [°/s]	12,735	7,875	14,649	6,280	0,142
Max v [°/s]	72,386	29,677	101,968	65,068	0,033*
A.l.r. [°]	0,056	0,059	0,091	0,121	0,549
S.D.l.r. [°]	0,145	0,097	0,150	0,067	0,375
A.f.b. [°]	0,090	0,091	0,105	0,110	0,513
S.D.f.b. [°]	0,159	0,100	0,186	0,096	0,232

Vysvětlivky: SD_X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SD_Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; V_Ax – průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_Ay – průměrná rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V_A – průměrná celková rychlost COP; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru; A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru



Obrázek 19. Průměrné hodnoty $Max v$ (maximální úhlová rychlost náklonu plošiny) u korigovaného stoje (KS) a u stoje bez zrakové kontroly (ZO) na balanční pomůcce Gym Top USB u skupiny S1 a S2

5.5 Výzkumná otázka č. 5

Projeví se předchozí zkušenost se senzomotorickým tréninkem na sledovaných parametrech měřených na silových plošinách a balanční pomůcce Gym Top USB Professional?

Výzkumná otázka č. 5 se zabývá vlivem předchozí zkušenosti se senzomotorickým tréninkem na parametry naměřené na silových plošinách (SD_X , SD_Y , V_{Ax} , V_{Ay} , V_A) a na balanční pomůcce Gym Top USB Professional ($Avg v$, $Max v$, $A.l.r.$, $S.D.l.r.$, $A.f.b.$, $S.D.f.b.$).

Skupinu probandů jsme pomocí sběru dat z dotazníku (kapitola 11 Přílohy, Příloha 3) rozdělili na dvě skupiny. Skupina označena jako SMS1 je tvořena z 30 probandů, kteří měli předchozí zkušenosti se senzomotorickým tréninkem. Ve skupině SMS2 bylo 23 probandů bez předchozí zkušenosti se senzomotorickým tréninkem.

Stejně jako u výzkumné otázky č. 4 jsme pro porovnání skupin SMS1 a SMS2 vybrali dvě modifikace stoje: korigovaný stoj (KS) a korigovaný stoj se zavřenými očima (ZO). Tabulky s výsledky ostatních typů stoje (volný stoj, volný stoj o úzké bázi a korigovaný stoj s pomalým pohybem očí) zde prezentovány nebudou a jsou uvedeny v příloze (kapitola 11 Přílohy, Příloha 6).

Pro porovnání sledovaných parametrů posturální stability mezi skupinou SMS1 a SMS2 jsme využili Mann-Withney U test. V tabulkách (Tabulka 22, 23) jsou výsledky sledovaných parametrů v korigovaném stoji a v korigovaném stoji bez zrakové kontroly. Tabulky zahrnují průměrné hodnoty daných parametrů, směrodatné odchylky (SD) a hladinu statistické významnosti (p) v rozdílech mezi skupinami. Červeně označené hodnoty zobrazují statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$).

Statisticky významný rozdíl mezi skupinami SMS1 a SMS2 byl v korigovaném stoji na silových plošinách v průměrné rychlosti COP v mediolaterálním směru (V_{Ax}). Hranici 5% hladiny statistické významnosti se přiblížil rozdíl v parametru průměrné celkové rychlosti (V_A). Průměrné hodnoty V_{Ax} , V_A byly vyšší u skupiny SMS2. V ostatních hodnotách se statisticky významný rozdíl mezi skupinami SMS1 a SMS2 neprokázal.

Parametry naměřené v korigovaném stoji na balanční pomůcce Gym Top USB nevykazují žádné statisticky významné rozdíly mezi skupinami SMS1 a SMS2.

Tabulka 22. Popisná statistika a výsledky Mann-Whitneyova U testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách a na Gym Top USB Professional v korigovaném stoji u skupiny SMS1 a SMS2

Parametr	KS SMS1		KS SMS2		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
SD_X [cm]	0,214	0,091	0,221	0,079	0,613
SD_Y [cm]	0,464	0,147	0,489	0,178	0,908
V_Ax [cm/s]	0,716	0,221	0,976	0,363	0,002*
V_Ay [cm/s]	1,013	0,267	1,076	0,303	0,399
V_A [cm/s]	1,385	0,341	1,631	0,506	0,064
Avg v [°/s]	2,588	0,971	2,823	0,921	0,259
Max v [°/s]	39,277	15,797	37,313	11,098	0,866
A.l.r. [°]	0,072	0,034	0,070	0,028	0,993
S.D.l.r. [°]	0,022	0,006	0,026	0,017	0,908
A.f.b. [°]	0,105	0,072	0,098	0,059	0,839
S.D.f.b. [°]	0,026	0,013	0,030	0,014	0,259

Vysvětlivky: SD_X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SD_Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; V_Ax – průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_Ay – průměrná rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V_A – průměrná celková rychlost COP; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru, A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru

Při měření posturální stability na silových plošinách v korigovaném stoji se zavřenýma očima byly zjištěny statisticky významné rozdíly mezi skupinami SMS1 a SMS2 ve směrodatných odchylkách COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru (*SD_X*, *SD_Y*) a v průměrné rychlosti COP ve směru mediolaterálním (*V_Ax*). Průměrné hodnoty těchto parametrů byly vyšší u skupiny SMS2 oproti skupině SMS1.

V korigovaném stoji se zavřenýma očima na balanční pomůcce Gym Top USB Professional nebyly v naměřených parametrech žádné statisticky významné rozdíly mezi skupinami SMS1 a SMS2.

Tabulka 23. Popisná statistika a výsledky Mann-Whitneyova U testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách a na Gym Top USB Professional v korigovaném stoji se zavřenými očima u skupiny SMS1 a SMS2

Parametr	ZO SMS1		ZO SMS2		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
SD_X [cm]	0,253	0,111	0,330	0,146	0,030*
SD_Y [cm]	0,554	0,191	0,655	0,205	0,050*
V_Ax [cm/s]	0,965	0,434	1,187	0,403	0,018*
V_Ay [cm/s]	1,410	0,468	1,498	0,433	0,333
V_A [cm/s]	1,902	0,648	2,135	0,636	0,173
Avg v [°/s]	13,815	6,830	13,903	7,302	0,979
Max v [°/s]	92,504	63,147	86,287	44,042	0,936
A.l.r. [°]	0,086	0,116	0,065	0,080	0,852
S.D.l.r. [°]	0,145	0,073	0,151	0,089	0,852
A.f.b. [°]	0,110	0,102	0,086	0,103	0,230
S.D.f.b. [°]	0,177	0,085	0,172	0,112	0,472

Vysvětlivky: SD_X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SD_Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; V_Ax – průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_Ay – průměrná rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V_A – průměrná celková rychlost COP; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru; A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru

6 DISKUZE

Z biomechanického hlediska představuje vzpřímené držení těla na dvou dolních končetinách i u zdravého jedince velmi nestabilní systém, který je tvořený velkým množstvím na sobě závislých segmentů. Nestabilita ve vzpřímené poloze je mimo jiné způsobena také tím, že u člověka je stoj charakterizován malou plochou základny s vysoko uloženým těžištěm (Vařeka, 2002a).

Kejonen (2002), uvádí, že proces zajištění posturální stability je složitým a komplexním dějem, který vyžaduje koordinaci senzorického systému, kosterního svalstva a centrální nervové soustavy.

Zajištění a kontrola posturální stability při statických nebo dynamických činnostech jsou základním požadavkem při každodenních aktivitách jedince (Della Voipe et al., 2006).

Při poruše posturální stability se zvyšuje riziko pádu a následného poranění. Toto riziko stoupá především u lidí, kteří trpí onemocněním spojeným s poruchou rovnováhy (například centrální parézou, diabetickou neuropatií) a lidí staršího věku, kde pád může mít výrazné negativní důsledky (Vařeka, 2002a).

Ruhe, Fejer a Walker (2010) popisují, že také u sportovců hraje optimální zajištění posturální kontroly důležitou roli především v prevenci zranění. Proto je důležité věnovat problematice posturální stability pozornost.

V rehabilitaci existují metody, které pozitivně ovlivňují posturální stabilitu jedince. V první řadě je ale důležitá správná diagnostika. V praxi se nejčastěji využívá klinického testování, které zahrnuje statické, dynamické a funkční testy. V současné době existuje i řada metod, které vyhodnocují posturální stabilitu pomocí přístrojů.

Diskuzní část této práce je dále rozdělena podle jednotlivých výzkumných otázek.

6.1 Diskuze k výzkumné otázce č. 1

Hlavním cílem diplomové práce bylo porovnání posturální stability stoje u zdravých jedinců pomocí dvou posturografických metod. Jednou z nich byla nová balanční pomůcka Gym Top USB Professional, kterou je možné využívat jako součást terapie, ale také jako diagnostickou metodu. Druhou metodou byly silové plošiny, které patří mezi jedny z nejčastěji využívaných metod pro posouzení posturální stability stoje. Měření probíhalo v pěti modifikacích stoje (volný stoj, korigovaný stoj, volný stoj o úzké bázi, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí, korigovaný stoj bez vizuální kontroly) a každý pokus trval 30 s.

Při vyhodnocování výsledků jsme se řídili přibližnou interpretací hodnot korelačního koeficientu dle Chrástka (2000).

Chrástka (2000) uvádí, že prakticky použitelná závislost je minimálně $r = \pm 0,40$. Tato závislost je označena jako střední. V našich výsledcích jsme střední míru závislosti zaznamenali pouze při korelaci parametrů V_A (průměrná celková rychlost COP) a $Avg \nu$ (průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny) u třech modifikací stoje (volný stoj o úzké bázi, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí a korigovaný stoj bez vizuální kontroly).

V ostatních porovnávaných parametrech SD_X (směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru) a $S.D.l.r.$ (směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru) a mezi parametry SD_Y (směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru) a $S.D.f.b.$ (směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru) ve všech modifikacích stoje byla zjištěna slabá nebo nízká závislost.

Středová (2013) zkoumala opakovatelnost parametrů naměřených na balanční pomůcce Gym Top USB Professional v krátkém časovém úseku. V korigovaném stoji byla provedena 3 měření, každé po dobu 30 s. U parametru $Avg \nu$ byla prokázána vynikající opakovatelnost s hodnotou koeficientu Intraclass correlation coefficient (ICC) nad 80 % a u parametrů směrodatných odchylek náklonu plošiny v mediolaterálním směru ($S.D.l.r.$) a v anteroposteriorním směru ($S.D.f.b.$) byla zaznamenána dobrá opakovatelnost s hodnotou ICC v rozmezí 60 - 80 %.

Intraindividuální variabilitu posturální stability stoje vyjádřenou opakovatelností jednotlivých pokusů probanda na silových plošinách Kistler hodnotil Gladiš (2013).

Nejlepší opakovatelnosti dosáhl parametr průměrné celkové rychlosti COP (V_A), který vykazuje vysokou opakovatelnost a velmi dobrou reliabilitu. Hodnota ICC toho parametru byla 0,98. Gladiš (2013) uvádí, že parametr průměrné celkové rychlosti COP (V_A) je spolehlivý a vhodný pro hodnocení posturální stability stoje na silových plošinách. Toto tvrzení odpovídá i výsledkům z ostatních studií (Lin et al, 2006; Swanenburg et al, 2008). Ruhe, Fajer a Walker (2010) popisují, že parametr celkové rychlosti COP je nejvíce používaný parametr při hodnocení posturální stability stoje na silových plošinách a z hlediska ostatních parametrů je jedním z nejspolehlivějších. Gladiš (2013) dále uvádí, že v rámci měření stability stoje na silových plošinách se jako spolehlivý parametr jeví směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru (SD_X), u které hodnota ICC byla 0,77.

Autoři Baldini, Nota, Assi, Ballanti a Cozza (2013) poukazují na prospěšnost silových plošin při měření statické posturální stability ve všech medicínských oblastech. Dle jejich závěrů vykazují sledované parametry dobrou reliabilitu s hodnotami ICC nad 70 %.

Zjistili jsme, že se hodnoty korelačního koeficientu mezi sledovanými parametry se zvyšují s náročností úkolů, příkladem je nárůst korelačního koeficientu u všech porovnávaných parametrů v korigovaném stoji se zavřenými očima oproti korigovanému stoji s očima otevřenými nebo rovněž také ve volném stoji o úzké bázi oproti volnému stoji. S vyšší náročností daného typu stoje rostou průměrné hodnoty sledovaných parametrů u zdravých jedinců.

Míková (2006) popisuje, že při měření posturální stability na silových plošinách se krátkodobá i dlouhodobá reliabilita proměnných také zvyšuje s náročností testu například ve stoji se zavřenými očima.

Z hlediska porovnání přístrojů, které jsme použili při našem měření, je důležité také zmínit, že obě diagnostické metody mají svá specifika. Silové plošiny jsou ve tvaru rovné desky, zatímco Gym Top USB Professional je balanční plošina ve tvaru kulové úseče. Pastucha et al. (2013) v tomto ohledu poukazuje na rozdílnou strategii zajištění posturální stability. U klidného stoje na stabilní plošině převažuje hlezenní strategie na rozdíl od stoje na labilní plošině, kde více dominuje strategie kyčelní.

Další odlišností je, že silové plošiny mají v sobě umístěné snímače síly a zaznamenávají pohyby COP probanda. Součástí balanční pomůcky Gym Top USB Professional je zabudovaný akcelometr a balanční pomůcka vyhodnocuje náklon

plošiny. Sledované parametry z obou přístrojů mají i odlišné jednotky. Parametry směrodatných odchylek COP v mediolaterálním (SD_X) a anteroposteriorním (SD_Y) směru naměřených na silových plošinách jsou udávány v metrech [m] a celková průměrná rychlost COP (V_A) v metrech za sekundu [m/s] na rozdíl od parametrů naměřených na balanční pomůcce Gym Top USB Professional jakými jsou směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru ($S.D.l.r.$) a v anteroposteriorním směru ($S.D.f.b.$), které se uvádí ve stupních [°] a průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny ($Avg \nu$) ve stupních za sekundu [°/s].

Silové plošiny mají oproti balanční pomůcce Gym Top USB Professional citlivější záznam měření. Parametry na silových plošinách byly měřeny v desetitisícinách metru u směrodatných odchylek COP a u rychlostních parametrů v desetitisícinách metrů za sekundu. U Gym Top USB Professional pouze v setinách stupňů u směrodatných odchylek náklonů plošiny a v setinách stupňů za sekundu u rychlostních parametrů. Naše měření probíhalo u zdravých jedinců, u kterých se neočekával výrazný balanční deficit a u kterých jsme zaznamenali malý rozptyl naměřených hodnot. Z toho hlediska bychom doporučovali se v dalším výzkumu zaměřit na skupiny osob s poruchou posturální stability, které by vykazovaly vyšší výchylky na stabilní i labilní podložce a/nebo případně zvýšit náročnost testů.

6.2 Diskuze k výzkumné otázce č. 2

a) Porovnání sledovaných parametrů u korigovaného stoje s rozdílnými vizuálními podněty (otevřené oči, pomalý pohyb očí, zavřené oči) na silových plošinách.

Při porovnání korigovaného stoje s otevřenými očima a korigovaného stoje se zavřenými očima byly zaznamenány statisticky významné rozdíly ve všech sledovaných parametrech (SD_X , SD_Y , V_{Ax} , V_{Ay} , V_A). Při vyloučení zrakové kontroly u probandů došlo ke zvýšení průměrných hodnot měřených parametrů.

Naše výsledky potvrzují, že vizuální složka je důležitou součástí posturální kontroly a prostorové orientace. Při stoji se zavřenými očima se zhoršuje posturální stabilita (Timmann-Braun, 2012).

Véle (1997) uvádí, že výskyt posturálních výchylek je u zdravých jedinců ve stoji se zavřenými očima do jisté míry fyziologickým jevem.

Vliv vizuální kontroly na měřené parametry posturální stability stoje analyzovaných na silových plošinách byl zaznamenán i v dalších studiích. Hafström, Fransson, Karlberg Ledin a Magnusson (2002) i Brooke-Wavell, Perrett, Howarth a Haslam (2002) prokazují zvýšení všech sledovaných proměnných při stoji se zavřenými očima oproti jiným vizuálním podnětům. Hafström et al. (2002) popisuje, že vyloučení zrakové kontroly může způsobit nárůst výchylky při stoji až o 50 % než u stoje s otevřenými očima.

Hafström et al. (2002) dále zjistili, že výjimečnou situací je počáteční fáze stoje s otevřenými očima ve tmě, kdy byly zaznamenány mnohem větší výchylky než při stoji se zavřenými očima. To může být zapříčiněno tím, že řídicí systém při situaci, kdy jsou oči otevřené, očekává vizuální zpětnou vazbu a v případě, že ji nedostává, dojde ke zvýšení posturální instability při stoji.

Součástí této výzkumné otázky dále bylo zjistit vliv pomalého pohybu očí v korigovaném stoji na posturální stabilitu. V porovnání s korigovaným stojem s otevřenými očima jsme ve výsledcích zaznamenali statisticky významný rozdíl v parametru V_{Ax} (průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru), kde při stoji s otevřenými očima byly průměrné hodnoty tohoto parametru vyšší než při stoji s pomalým pohybem očí. V ostatních parametrech byl trend opačný a vyšší průměrné hodnoty byly naměřeny u stoje s pomalým pohybem očí, avšak bez statistické významnosti.

Z výsledků vyplývá, že pomalý pohyb očí, který byl probandy prováděn pomocí obkreslování ležaté osmičky v co největší exkurzi očí bez souhybu hlavy, nevykazuje statisticky významné rozdíly ve smyslu ztížení posturální situace při korigovaném stoji na silových plošinách.

Středová (2013) v rámci své diplomové práce zjistila u stejného vzorku probandů, že pomalý pohyb očí zvyšuje nároky na posturální stabilitu na balanční plošině Gym Top USB Professional.

Taktéž Glasauer, Schneider, Jahn, Strupp a Brandt (2005) popisují, že pomalý pohyb očí zvýrazní výchylky. Jejich studie probíhala na silových plošinách značky Kistler u zdravých jedinců a pomalý pohyb očí byl prováděn prostřednictvím sledování cílového bodu na obrazovce umístěné před nimi.

Výsledky naší práce mohly být ovlivněny tím, že přes randomizaci v pořadí různých typů stojů, byl ve všech případech nejdříve měřený korigovaný stoj s otevřenými očima a až poté s pomalým pohybem očí, proto zde mohl hrát roli vliv motorického učení a tím i lepšího posturálního nastavení jedince v korigovaném stoji, při kterém námi zvolený úkol s pohybem očí, neměl na stabilitu stoje na statické plošině výrazný vliv. Ačkoliv byly dány přesné instrukce, limitem této výzkumné otázky mohla být i variabilita provedení pomalého pohybu očí.

b) Porovnání sledovaných parametrů korigovaného stoje s volným stojem na silových plošinách.

Statisticky významné rozdíly byly zaznamenány ve všech parametrech kromě SD_Y (směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru). Průměrné hodnoty byly v korigovaném stoji vyšší oproti stoji volnému.

Za volný stoj považujeme přirozený stoj jedince, který nebyl ovlivněn žádnou instrukcí, jak má daný typ stoje vypadat. Cílem probanda ve volném stoji bylo pouze udržet co největší stabilitu stoje. Tento stoj se u všech účastníků testoval jako první, aby nebyl ovlivněn naučením stoje korigovaného.

Korigovaný stoj byl přesně definovaný dle Koláře et al. (2009) a všem probandům byly podávány stejné instrukce. Z celkového počtu probandů byl pro 23 z nich tento stoj zcela novou zkušeností.

Zvýšení směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru (SD_X) u korigovaného stoje mohlo být zapříčiněno šířkou opěrné báze, která byla u tohoto stoje určena na šířku kyčelních kloubů, zatímco u volného stoje si jedinec mohl vzdálenost nohou od sebe určit sám. Kolář et al. (2009) uvádí, že se šířkou opěrné báze se zvyšuje posturální stabilita. Toto tvrzení bylo potvrzeno i při měření na silových plošinách (Ruhe, Fejer, & Walker, 2010).

Pro naši skupinu probandů byl volný stoj méně náročnou variantou stoje na udržení posturální stability na silových plošinách. Naopak Středová (2013) popisuje, že u stejného vzorku probandů nedošlo u většiny parametrů naměřených na balanční plošině Gym Top USB Professional ke statisticky významným rozdílům. U parametrů $Avg\ v$ (průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny) a u $S.D.f.b.$ (směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru) zaznamenala statisticky významný rozdíl

ve prospěch korigovaného stoje, kde průměrné hodnoty byly nižší než u stoje volného. Při stoji na labilním povrchu byl korigovaný stoj v daných parametrech posturálně výhodnější variantou oproti stoji volnému.

c) Porovnání sledovaných parametrů volného stoje o úzké bázi s volným stojem na silových plošinách.

Naše výsledky odpovídají tvrzení, že posturální stabilita je ovlivněna šířkou opěrné báze (Véle, 1995, 1997). Statisticky významné rozdíly byly zaznamenány u následujících parametrů SD_X , V_{Ax} , V_{Ay} , V_A . Stoj o úzké bázi představuje vyšší nároky na stabilitu stoje oproti stoji volnému na silových plošinách.

Ruhe, Fejer a Walker (2010) udávají, že pozice nohou ovlivňuje posturální stabilitu stoje. Zvětšením vzdálenosti mezi chodidly se zvyšuje stabilita pohybového aparátu a zároveň se snižují nároky na kontrolu posturální stability.

V porovnání s výsledky naměřenými na balanční pomůcce Gym Top USB Professional u stejného vzorku probandů Středová (2013) popisuje, že stoj o úzké bázi není posturálně náročnější. Vysvětlení je takové, že díky tvaru a pevnému materiálu, ze kterého je balanční plošina vyrobena, je pomůcka dostatečně stabilní v situaci, kdy se jedinec postaví doprostřed.

6.3 Diskuze k výzkumné otázce č. 3

V rámci této výzkumné otázky jsme zkoumali, zda existují rozdíly mezi skupinou mužů a žen u parametrů posturální stability u jednotlivých modifikací stoje (volný stoj, korigovaný stoj, volný stoj o úzké bázi, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí, korigovaný stoj bez zrakové kontroly) na silových plošinách.

V našem výzkumném souboru nenastal u většiny parametrů statisticky významný rozdíl mezi skupinou mužů a žen. Statisticky významný rozdíl byl zjištěn pouze u parametrů směrodatných odchylek COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru (SD_X , SD_Y) u korigovaného stoje s pomalým pohybem očí a u parametru SD_Y u korigovaného stoje bez zrakové kontroly. Průměrné hodnoty směrodatných odchylek byly vyšší u skupiny mužů. Tato tendence byla zaznamenána i u ostatních typů stojů, ale rozdíly nebyly statisticky významné. V ostatních

parametrech (V_{Ax} , V_{Ay} , V_A) statisticky významný rozdíl mezi skupinou mužů a žen nebyl pozorován.

Masui, Hasegawa, Matsuyama, Sakano, Kawasaki a Suzuki (2005) uvádějí, že existují dva protichůdné názory v porovnání posturální stability mezi muži a ženami. První z nich je, že posturální stabilita není ovlivňována odlišným pohlavím. To potvrzují i Hageman, Leibowitz a Blanke (1995), kteří nenašli žádné signifikantní rozdíly v parametrech naměřených na silových plošinách a ani při testu funkčního dosahu mezi skupinou mužů a žen. Na druhé straně zde existují studie, které prokazují vliv pohlaví na posturální stabilitu. Agaberg, Zätterström, Fridén a Moritz (2001) poukazují na rozdíl v hodnotách průměrné rychlosti pohybů COP měřených při stožení na silových plošinách u skupiny mužů a žen. Vyšší hodnoty tohoto parametru byly zaznamenány u mužů. Era, Sainio, Koskinen, Haavisto, Vaara a Aromaa (2006) zkoumali posturální stabilitu u velkého vzorku finské populace (počet probandů byl 7979). Popisují, že ve většině případů měli muži výraznější výchylky COP a rovněž vyšší rychlosti pohybů COP než ženy, tyto rozdíly se dále s věkem zvyšovaly. Masui et al. (2005) rovněž ve své studii poukazují na vyšší výchylky COP u skupiny mužů v modifikaci stožení se zavřenými očima.

Příčinou v rozdílech posturální stability mezi muži a ženami mohou být odlišné antropometrické parametry, především výška probanda. Další příčinou je možné hledat v použití rozdílných pohybových strategií u mužů a žen (Kejonen, 2002).

Středová (2013) u stejného vzorku probandů zaznamenala, že prokazatelný rozdíl mezi skupinou mužů a žen nastal v korigovaném stožení bez zrakové kontroly na balanční pomůcce Gym Top USB Professional. Podle naměřených výsledků mají muži v následujících parametrech ($A.l.r.$, $Avg v$, $Max v$, $S.D.f.b.$, $S.D.l.r.$) vyšší hodnoty než ženy.

Limitem této výzkumné otázky byl nepoměr mezi skupinou mužů a žen. Náš vzorek probandů tvořilo 34 žen a pouze 19 mužů.

6.4 Diskuze k výzkumné otázce č. 4

Ve výzkumné otázce jsme sledovali vliv výsledků klinického testování kvality somatognózie na posturální stabilitu měřenou na silových plošinách a na balanční pomůcce Gym Top USB Professional. Posturální stabilitu jsme zkoumali ve dvou typech stoje. Korigovaný stoj jsme zvolili z důvodu přesně definované opěrné báze, která u volného stoje definovaná nebyla a mohla by ovlivnit naše výsledky a také z důvodu, že na balanční pomůcce Gym Top USB je doporučeno cvičit v korigovaném stoju. Za posturálně náročnější typ stoje jsme zvolili korigovaný stoj se zavřenýma očima.

Pro hodnocení kvality somatognózie jsme použili testování dle Koláře et al. (2009). U našich probandů jsme použili výsledky ze tří testů (odhad šířky ramen ve vertikálním a horizontálním směru a určení hloubky hrudníku). Nevýhodou tohoto testování je, že doposud nebyla zavedena žádná standardizace pro jeho vyhodnocení. Pro potřebu diplomové práce jsme zvolili hranici 15% průměrné chyby odhadu a rozdělili probandy na dvě skupiny. Ačkoliv testování probíhalo u zdravých jedinců, našli jsme ve výsledcích až nečekaně velké rozpětí hodnot průměrné chyby odhadu mezi účastníky výzkumu. Z těchto důvodů doporučujeme věnovat se problematice testování kvality somatognózie podrobněji.

Při měření na silových plošinách jsme kromě parametru SD_Y (směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru) ve stoju korigovaném nenašli v obou typech stojů žádný signifikantní rozdíl mezi skupinami S1 a S2.

Při hodnocení posturální stability na balanční pomůcce Gym Top USB Professional jsme zaznamenali statisticky významný rozdíl v parametru $Max v$ (maximální rychlosti náklonu plošiny) v obou typech stoje. Průměrná hodnota tohoto parametru byly u skupiny S1 nižší než u skupiny S2. V ostatních parametrech ($Avg v$, $A.l.r.$, $S.D.l.r.$, $A.f.b.$, $S.D.f.b.$) byla v obou typech stoje zaznamenány nižší průměrné hodnoty u skupiny S1, v porovnání se skupinou S2 však byly tyto rozdíly bez statistické významnosti. U skupiny S1 jsme zaznamenali tendenci lepších výsledků ve smyslu nižších průměrných hodnot u sledovaných parametrů posturální stability na balanční ploše Gym Top USB Professional.

Z teoretických poznatků uvedených v této diplomové práci je možné najít určité souvislosti mezi kvalitou somatognózie a posturální stabilitou. V současné době však

neexistují studie, které by se zabývaly přímou souvislostí vlivu kvality somatognózie na posturální stabilitu stoje.

Popisuje se, že jedinci, kteří mají problém s představou vlastního tělesného schématu, nejsou schopni dostatečně korigovat držení různých částí těla a například nedostatečně vnímají kontakt chodidla s podložkou, což je faktor ovlivňující posturální stabilitu stoje. Tito jedinci dále nedokáží kvalitně procítit držení svého těla v prostoru (Stránecký, 2009; Véle, 1995).

Z našich výsledků vyplývá, že skupina S1 dosahuje tendence lepších výsledků z hlediska naměřených parametrů posturální stability pouze na balanční ploše Gym Top USB Professional. Stackeová (2007) uvádí, že největší podíl při vnímání jednotlivých částí těla má proprioceptivní systém, který má rovněž rozhodující podíl na zajištění posturální kontroly. Podle Riemanna (2002) vyžaduje udržení posturální stability na nestabilním povrchu rychlejší stabilizační mechanismy, které jsou závislé na kvalitě propriocepce.

Kolář (2006) popisuje, že u většiny pacientů s chronickou bolestí diagnostikujeme sníženou kvalitu somatognózie. Vliv chronické bolesti na posturální stabilitu stoje byl zkoumán v různých studiích, nejčastěji pak v souvislosti s chronickou LBP (Low Back Pain). Několik studií poukazuje na to, že u pacientů s chronickou LBP byla prokázána horší posturální stabilita stoje ve srovnání se zdravými jedinci (Della Voipe et al., 2006; Ruhe, Fejer, & Walker, 2011). Obdobnou souvislost nalézáme i u skupiny sportovců. Stackeová (2007) tvrdí, že jedinci věnující se především estetickým sportům se vyznačují diferencovanějším tělovým schématem. Gautier, Thouwarecq a Larue (2008) ve své studii poukazují na lepší posturální kontrolu u skupiny gymnastů. Je zřejmé, že na ovlivnění posturální stability u skupiny sportovců nebo skupiny pacientů s chronickou LBP se podílí mnoho faktorů. Tyto příklady pouze poukazují na možnou paralelu v existenci vlivu kvality somatognózie na posturální stabilitu. V žádné z uvedených studií nebyla současně hodnocena kvalita somatognózie a posturální stability stoje. Tato závislost nebyla doposud přímo zdokumentována.

6.5 Diskuze k výzkumné otázce č. 5

Jedním z vedlejších cílů našeho výzkumu v rámci diplomové práce bylo posoudit vliv předchozí zkušenosti se senzomotorickým tréninkem na posturální stabilitu stoje, která byla měřena na stabilní ploše (silové plošiny) a balanční plošině Gym Top USB Professional.

Dané rozdíly jsme sledovali mezi dvěma skupinami probandů. Účastníky jsme rozdělili na základě dat z dotazníku. Hlavní kritériem bylo, zda proband má předchozí zkušenosti s korigovaným stojem a zná jeho provedení. Toto kritérium jsme si ještě před měřením i prakticky u každého jedince otestovali. V dotazníku (v části nazvané: Předchozí zkušenosti se senzomotorickým tréninkem) odpovídali probandi i na další otázky, na které všichni, kteří byli zařazeni do skupiny SMS1, odpověděli kladně (viz kapitola 11 Přílohy, Příloha 3). Z 30 probandů, kteří byli zařazeni do skupiny SMS1, bylo 28 probandů studentů fyzioterapie (3. a 4. ročníku), kteří se se senzomotorickým tréninkem seznámili v rámci studia a na praxích.

Do skupinu SMS2, byli zařazeni probandi, kteří neměli žádné předchozí zkušenosti se senzomotorickým tréninkem a korigovaný stoj se naučili až v rámci našeho výzkumu. Testování, případně nácvik korigovaného stoje, proběhlo před vlastním měřením na plošinách.

Stejně jako u výzkumné otázky č. 4 jsme pro testování zvolili korigovaný stoj a korigovaný stoj se zavřenýma očima.

Vlivem senzomotorického tréninku na posturální stabilitu stoje se zabývalo mnoho autorů u nejrůznějších skupin pacientů nebo sportovců. V rámci této výzkumné otázky neproběhla u našich probandů žádná řízená individuální nebo skupinová terapie ani domácí cvičení, ale byl hodnocen pouze rozdíl v parametrech posturální stability mezi skupinou, která měla již předchozí zkušenosti s touto metodou (SMS1) a skupinou bez předchozí zkušenosti (SMS2).

Výsledky ukazují, že rozdíly mezi skupinami SMS1 a SMS2 se projevily pouze při měření na silových plošinách. Při měření na balanční pomůcce Gym Top USB Professional nebyly zaznamenány žádné signifikantní rozdíly v obou modifikacích stoje. To mohlo být způsobeno tím, že ačkoliv jedinci ze skupiny SMS1 měli již předchozí zkušenosti na balančních pomůckách (například na gumové čočce či na bosu) stoj na nové balanční pomůcce Gym Top USB byl pro všechny probandy novou

zkušeností. Dalším důvodem mohlo být také to, že na začátku testování sice jedince zaujal správný korigovaný stoj, ale v průběhu testování vlivem větších nároků na udržení stability na balanční pomůcce docházelo k nedostatečnému udržování správného korigovaného stoje. Na silových plošinách byl počáteční korigovaný stoj udržen po celou dobu měření.

V korigovaném stoji byl zaznamenán statisticky významný rozdíl v parametru V_{Ax} (průměrná rychlost COP v mediolaterálním směru). Průměrná hodnota V_{Ax} , byla vyšší u skupiny SMS2. V korigovaném stoji se zavřenými očima jsme zjistili statisticky významné rozdíly u třech parametrů (SD_X , SD_Y , V_{Ax}). Průměrná hodnota V_{Ax} v korigovaném stoji a průměrné hodnoty SD_X , SD_Y , V_{Ax} v korigovaném stoji se zavřenými očima byly u skupiny SMS2 vyšší. Naše výsledky částečně odpovídají principům motorického učení, při kterém vlivem opakování jsou pohybové vzorce lépe koordinované.

Korigovaný stoj je jedním z prvků senzomotorické stimulace. Tato metoda využívá procesu motorického učení. Nově naučené motorické dovednosti podléhají výrazné senzomotorické kontrole (Halsband & Lange, 2006). U naší skupiny probandů se při vyloučení zrakové kontroly zvýšil počet parametrů, u kterých jsme zaznamenali rozdíl mezi skupinami a to ve prospěch skupiny, která již měla předchozí zkušenosti s korigovaným stojem (SMS1).

Limitem této výzkumné otázky bylo, že jsme neměli výchozí porovnání těchto dvou skupin ještě za situace, kdy nikdo z probandů neměl předchozí zkušenosti se senzomotorickým tréninkem. Další nevýhodu spatřujeme také v tom, že ačkoliv jsme dle popsaných kritérií náš vzorek probandů rozdělili na dvě skupiny, skupina SMS1 zahrnovala všechny probandy s předchozí zkušeností bez ohledu na to, s jakou frekvencí se tomuto tréninku věnují.

7 ZÁVĚR

Výsledky této diplomové práce ukazují na nezávislost parametrů naměřených u zdravých jedinců na silových plošinách a balanční pomůcce Gym Top USB Professional u volného a korigovaného stoje. V ostatních typech stoje (stoj o úzké bázi, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí a korigovaný stoj bez zrakové kontroly) byla zjištěna střední míra závislosti pouze při korelaci rychlostních parametrů V_A a $Avg v$. Hodnota korelačního koeficientu mezi sledovanými parametry (SD_X a $S.D.l.r.$, SD_Y a $S.D.f.b.$, V_A a $Avg v$) se zvyšuje s náročností testovaných typů stoje.

Při porovnání vlivu vizuálních podnětů jsme zaznamenali statisticky významné rozdíly ve všech parametrech mezi stojem korigovaným s otevřenými očima a stojem korigovaným se zavřenými očima, u kterého jsme naměřili vyšší průměrné hodnoty měřených parametrů. U korigovaného stoje s pomalým pohybem očí v porovnání s korigovaným stojem s otevřenými očima nedošlo k významným změnám.

U dalších modifikací stoje jsme hodnotili rozdíly mezi volným a korigovaným stojem. Signifikantní rozdíly byly zaznamenány u všech parametrů kromě SD_Y (směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru), průměrné hodnoty byly vyšší u korigovaného stoje.

Mezi volným stojem a volným stojem o úzké bázi byli taktéž zaznamenány významné rozdíly u všech parametrů kromě SD_Y , průměrné hodnoty byly vyšší u volného stoje o úzké bázi.

Naše výsledky potvrzují, že vyloučení zrakové kontroly nebo zúžení opěrné báze při stoji na stabilní podložce zvyšuje nároky na udržení posturální stability stoje.

V našem výzkumném souboru jsme nezaznamenali výrazné rozdíly mezi skupinou mužů a žen u většiny parametrů naměřených na silových plošinách v různých modifikacích stoje.

Výsledky klinického testování kvality somatognózie neměly výrazný vliv na posturální stabilitu měřenou na silových plošinách. Na balanční pomůcce Gym Top USB Professional jsme statisticky významný rozdíl zjistili v parametru $Max v$ (maximální úhlová rychlost náklonu plošiny), kde u skupiny, která měla lepší výsledky testování somatognózie (S1), byla průměrná hodnota tohoto parametru nižší. Stejná tendence se projevila i u ostatních parametrů, ale bez statisticky významných rozdílů.

Předchozí zkušenost se senzomotorickým tréninkem se významně projevila při korigovaném stoji se zavřenýma očima u třech parametrů (SD_X , SD_Y a V_{Ax}). U skupiny s předchozí zkušeností se senzomotorickým tréninkem (SMS1) byly u těchto parametrů naměřeny nižší průměrné hodnoty než u skupiny bez předchozí zkušenosti se senzomotorickým tréninkem (SMS2). Na balanční pomůcce Gym Top USB Professional se vliv předchozí zkušenosti se senzomotorickým tréninkem neprojevil.

8 SOUHRN

Hlavním cílem diplomové práce bylo porovnání dvou posturografických metod hodnotících posturální stabilitu stoje. Jednalo se o novou rehabilitační pomůcku Gym Top USB Professional a silové plošiny značky Kistler.

Teoretická část práce shrnuje problematiku posturální stability a jejího vyšetření, pojednává o metodě senzomotorické stimulace a obsahuje i poznatky o somatognózi a stereognózi.

Ve výzkumné části byly hodnoceny parametry posturální stability měřené na silových plošinách a balanční pomůcce Gym Top USB Professional v různých modifikacích stoje. Výzkumný vzorek tvořilo 53 zdravých probandů (34 žen a 19 mužů) v průměrném věku 21,8. Před měřením jsme u každého probanda provedli orientační vyšetření, otestovali jsme kvalitu somatognózie a probandi vyplnili anamnestický dotazník doplněný o otázky zaměřující se na senzomotorický trénink. V rámci testování proběhlo 5 měření stoje v různých modifikacích na silových plošinách a 11 měření na balanční pomůcce Gym Top USB Professional. Doba jednoho měření byla 30 s.

Výsledky této práce ukázaly na nezávislost mezi parametry naměřenými na silových plošinách a balanční pomůcce Gym Top USB Professional s výjimkou rychlostních parametrů, kde byla zaznamenána střední míra závislosti u třech modifikací stoje. Z výsledků naměřených na silových plošinách jsme nezjistili významný rozdíl mezi skupinou mužů a žen a ověřili jsme vliv jednotlivých typů stoje na parametry posturální stability. V rámci práce jsme také zkoumali vztah výsledků testování kvality somatognózie k naměřeným parametrům posturální stability a vliv předchozí zkušenosti se senzomotorickým tréninkem na stabilitu stoje. Kvalita somatognózie u našeho vzorku probandů výrazně neovlivnila parametry posturální stability stoje měřené na stabilní i labilní plošině. Předchozí zkušenost se senzomotorickým tréninkem se pozitivně projevila u většiny parametrů hodnocených na stabilní plošině v korigovaném stoji bez zrakové kontroly.

9 SUMMARY

The main aim of this thesis was to compare two methods of posturography which evaluate postural stability while standing. It was about a new rehabilitation device Gym Top Professional USB and force platforms Kistler.

The theoretical part of this thesis summarizes the knowledge of postural stability and its examination, discusses the method of sensorimotor stimulation and includes knowledge on somatognosia and stereognosis.

In the research section were evaluated the parameters of postural stability which were measured on force platforms and balance system Gym Top USB Professional in different modifications of the standing position. The research group consisted of 53 healthy subjects (34 women and 19 men) with average age of 21,8. We made screening test at each tested person before the measurement, we tested the quality of somatognosia and every tested person filled anamnestic questionnaire supplemented with questions focusing on sensorimotor training. Five measurements of various standing positions on force platforms and eleven measurements on balance system Gym Top Professional USB were conducted during testing. Time of one measurement was 30 seconds.

The results of this study showed the independence between the parameters measured on the force platforms and balance system Gym Top USB Professional except the speed parameters, where moderate level of dependence was recorded with three modifications of standing. We did not find any significant differences between men and women in postural stability in various standing positions on the force platforms. We verified the effect of each type of standing on the parameters of postural stability. We also examined the relationship between the results of testing somatognosia quality and the measured parameters of postural stability, and the influence of previous experience with sensorimotor training on standing stability. Quality of somatognosia in our group did not have any significant effect on the parameters of postural stability measured while standing on stable and unstable platform. Previous experience with sensorimotor training had a positive effect for majority of the parameters evaluated on a stable platform in corrected standing posture with closed eyes.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Abrahamová, D., & Hlavačka, F. (2008). Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological Research*, 57(6), 957-964.
- Agaberg, E., Zätterström, R., Fridén, T., & Moritz, U. (2001). Individual factors affecting stabilometry and one-leg hop test in 75 healthy subjects aged 15-44 years. *Scandinavian Journal of Medicine Science in Sport*, 11, 47-53.
- Alexandrov, A. V., Frolov, A. A., Horak, F. B., Carlson-Kuhta, P., & Park, S. (2005). Feedback equilibrium control during human standing. *Biological Cybernetics*, 93(5), 309-322.
- Anonymous a. (n. d.). Balancestep. Retrieved 12. 11. 2013 from the World Wide Web: <http://balancestep.cz/aktuality>
- Anonymous b. (n. d.). Senzomotorika III. - dynairy, úseče, nestabilní plochy. Retrieved 12. 11. 2013 from the World Wide Web: <http://medicina.ronnie.cz/c-3838-senzomotorika-iii-dynairy-usece-nestabilni-plochy.html>
- Anonymous c. (n. d.). Balanční točna Gym Top USB. Retrieved 5. 10. 2013 from the World Wide Web: <http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/815-balancni-tocna-gymtop-usb.html>
- Anonymous d. (n. d.). Multicomponent Force Plate for Biomechanics. Retrieved 9. 10. 2013 from the World Wide Web: <http://www.kistler.com/cz/en/product/force/9286BA>
- Azevedo, T. M. et al. (2005). A freezing-like posture to pictures of mutilation. *Psychopsychology*, 42(3), 255-260.
- Baldini, A., Nota, A., Assi, V., Ballanti, F., & Cozza, P. (2013). Intersession reliability of posturo-stabilometric test, using a force platform. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23, 1474-1479.
- Baratto, L., Morasso, P. G., Re, Ch., & Spada, G. (2002). A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density vs. other parameterization techniques. *Motor Control*, 6, 246-270.

- Brooke-Wavell, K., Perrett, L. K., Howarth, P. A., & Haslam, R. A. (2002). Influence of the visual environment on the postural stability in healthy older women. *Gerontology, 48*, 293-297.
- Blaszcyk, J. W., Lowe, D. L., & Hansen, P. D. (1994). Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait Posture, 2*, 11-17.
- Bronstein, A. M., Brandt, T., Woollacott, M. H., & Nutt, J. G. (2004). *Clinical disorders of balance, posture and gait*. London: Edward Arnold.
- Campbell, S. K., Vander Linden, D. W., & Palisano, R. J. (2006). *Physical therapy for children* (3rd ed.). St. Louis: Elsevier Saunders.
- Della Volpe, R., Popa, T., Ginanneschi, F., Spidalieri, R., Mazzocchia, R., & Rossi, A. (2006). Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait Posture, 24*(3), 349–355.
- Duncan, P. W., Werner, D. K., Chander, J., & Studenski, S. (1990). Functional Reach: A new clinical measure of balance. *Journal of Gerontology, 45*, 192-197.
- Dylevský I, Druga R, & Mrázková O. (2011). *Function Human Anatomy*. Praha: Grada Publishing.
- Era, P., Sainio, P., Koskinen, S., Haavisto, P., Vaara, M., & Aromaa, A. (2006). Postural balance in a random sample of 7,979 subjects aged 30 years and over. *Gerontology, 52*, 204-213.
- Fujiaga, H. (2008). Static standing balance as a component of motor fitness among the 5-year-old children. *International Journal of Fitness, 4*(2), 67-74.
- Fuzhong, Li (2012). Tai chi and postural stability in patients with Parkinson's disease. *The New England Journal of Medicine, 336*, 511-519.
- Gautier, G., Thouwarecq, R. & Larue, J. (2008). Influence of experience on postural control: effect of expertise in gymnastics. *Journal of Motor Behavior, 40*(5), 400-408.

- Gladiš, T. (2013). *Hodnocení posturální stability ve stoji u zdravých mladých osob*. Diplomová práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Godi et al. (2013). Comparison of reliability, validity, and responsiveness of the Mini-BESTest and Berg Balance Scale in patients with balance disorders. *Physical Therapy, 93*(2), 158-167.
- Glasauer, S., Schneider, E., Jahn, K., Strupp, M., & Brandt, T. (2005). How the eyes move the body. *Neurology, 65*, 1291-1293.
- Grundstroma, A. C., Gusea, C. A., & Layde, P. M. (2012). Risk factors for falls and fall-related injuries in adults 85 years of age and older. *Archives of Gerontology and Geriatrics 54*, 421-428.
- Hageman, P. A., Leibowitz, J. M., & Blanke, D. (1995). Age and gender effects on postural control measures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 76*(10), 961-965.
- Hafström, A., Fransson, P., Karlberg, M., Ledin, T., & Magnusson, M. (2002). Visual influence on postural control, with and without visual motion feedback. *Acta Otolaryngol, 122*, 392–397.
- Haladová, E. (2007). *Léčebná tělesná výchova*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníku ve zdravotnictví v Brně.
- Halsband, U., & Lange, R. K. (2006). Motor learning in man: A review of functional and clinical studies. *Journal of Physiology, 99*, 414-424.
- Hillman, C. H., Rosengren, K. S., & Smith, D. P. (2003). Emotion and motivated behavior: postural adjustments to affective picture viewing. *Biological Psychology, 66*, 51-62.
- Hinoki, M. (1981). Psychic tension and physical equilibrium: A neurological approach to the analysis of vertigo of psychosomatic origin. *Agressologie, 24*, 57-60.

- Horak, F. B., Henry, S. M., & Shumway-Cook, A. (1997). Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy, 77(5)*, 517-533.
- Chráška, M. (2000). *Základy výzkumu v pedagogice*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Jacobs GmbH (2006). *Manual Gym Top USB Professional*. Německo: Haynl-Elektronik GmbH.
- Jančová, J., & Kohlíková, E. (2007). Regresní změny stárnoucího organismu a jejich vliv na posturální stabilitu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 14(4)*, 155-162.
- Janda, V., & Vávrová, M. (1992). Senzomotorická stimulace. *Rehabilitácia, 25*, 14-34.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M. & Svoboda, Z. (2012). *Metody Biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kalvach, Z. et al. (2004). *Geriatric a gerontologie*. Praha: Grada Publishing.
- Kejonen, P. (2002). *Body movement during postural stabilization*. Oulu: Oulu University Press.
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., & Provance, P. G. (2005). *Muscles: Testing and Function* (5th ed.). Philadelphia: Williams & Wilkins.
- Kolář, P. (2006) Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů - diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 13(4)*, 155-170.
- Kolář, P. (2007). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře – terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 14(1)*, 3-17.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kolář, P., Smržová, J., & Kobesová, A. (2011). Vývojová dyspraxie, senzomotorická integrace a jejich vliv na pohybové aktivity a sport. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca, 20(2)*, 66-81.
- Kolářová, B. (2012). *Posouzení vlivu vybraných aspektů na posturální kontrolu u jedinců po transtibiální amputaci*, Dizertační práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

- Kuo, A. D. (2005). An optimal state estimation model of sensory integration in human postural balance. *Journal of Neural Engineering*, 2, 235-249.
- Králíček, P. (2002). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum.
- Kraus, J. et al. (2005). *Dětská mozková obrna*. Praha: Grada Publishing.
- Lepšíková, M., Čech, Z., & Kolář, P. (2013). Změny somatognozie v klinickém obraze chronických bolestivých poruch pohybového aparátu. *Medicína po promoci*, 2, 42-47.
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(3), 99-104.
- Liaw, M. Y., Chen, C. L., Pei, Y. C., Leong, C. P., & Lau, Y. C. (2009). Comparison of the static and dynamic balance performance in young, middle-aged, and elderly healthy people. *Chang Gung Medical Journal*, 32(3), 297-304.
- Liebenson, C. (2012). Ankle instability: rest vs early mobilization. *L. A. Sports and Spine*. Retrieved 20. 12. 2013 from the World Wide Web: <http://www.craigliebenson.com/ankle-instability-rest-vs-early-mobilization/>
- Lin, D., Seol, H., Nussbaum, M. A., & Madigan, L. M. (2008). Reliability of COP -based postural sway measures and age-related differences. *Gait & Posture*, 28(2), 337-342.
- Lungarell, M., Matthey, G., Pfeiferz, R., & Sandiniy, G. (2003). Developmental robotics: a survey. *Connectio Science*, 15(4), 151-190.
- Mancini, M., Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 46(2), 239-248.
- Maranesi, E., Ghetti, G., Rabini, R. A., & Fioretti, S. (2014). Functional reach test: Movement strategies in diabetic subjects. *Gait & Posture*, 39(1), 501-505.

- Masui, T., Hasegawa, Y., Matsuyama, Y., Sakano, S., Kawasaki, M., & Suzuki, S. (2005). Gender differences in platform measures of balance in rural community-dwelling elders. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 41(2), 201-209.
- McDonough, A. L. (n. d.). Balance and Posture Power Point. Retrieved 23. 1. 2014 from the World Wide Web: <http://www.nyu.edu/classes/mcdonough/Balance & Posture.ppt>
- Měkota, K., & Novosad, J. (2005). *Motorické schopnosti*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Neurofyzionet (n. d.). *Benigní paroxysmální polohové vertigo*. Retrieved 21. 1. 2014 from the World Wide Web: <http://www.neurofyzionet.cz/cz/188-BPPV--zavrat.html>
- Míková, M. (2006). *Posturografie – význam a uplatnění ve výzkumu a klinické praxi*. Dizertační práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Míková, M., Bastlová, P., & Tomsová, J. (n. d.). *Posturografie*. Retrieved 2. 10. 2013 from the World Wide Web: http://krtvl.upol.cz/prilohy/36_1133722061.pdf
- Opavský, J. (2005). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Palm, H. G., Strobel, J., Achatz, G., Leubken, F., & Friemert, B. (2009). The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait & Posture*, 30(3), 328-333.
- Pastucha, D. et al. (2013). Porucha posturální stabilita u dětí s obezitou. *Interní medicína*, 15(6-7), 229-232.
- Pavlů, D., & Novosadová, K. (2001). Příspěvek k objektivizaci účinku „Metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové“ se zřetelem k tzv. Evidence-Based-Practice. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(4), 178-181.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88, 1097-1118.

- Redfern, M. S., Yardley, L., & Bronstein, A. M. (2001). Visual influences on balance. *Journal of Anxiety Disorders, 15*, 81-94.
- Riach, C. L., & Starkes, J. L. (1993). Stability limits of quiet standing postural control in children and adults. *Gait Posture, 1*, 105-111.
- Riach, C. L., & Starkes, J. L. (1994). Velocity of centre of pressure excursions as an indicator of postural control system in children. *Gait Posture, 2*, 167-172.
- Riemann, B. L. (2002). Is there a link between chronic ankle instability and postural instability? *Journal of Athletic Training, 37*(4), 386-393.
- Rival, C., Ceyte, H., & Olivier, I. (2004). Developmental changes of static standing balance in children. *Neuroscience Letters, 376*, 133-136.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2004). *Research Methods for Biomechanics*. Champaign: Human Kinetics Publishers.
- Rokyta, R. a kol. (2000). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV nakladatelství.
- Rougier, P., & Boudrahem, S. (2010). Visual feedback of force platform displacements for balance control training: what postural ability do healthy subjects have to develop to decrease the difference between center of pressure and center of gravity movements? *Motor Control, 14*, 277-291.
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2010). The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. *Gait & Posture, 32*, 436-445.
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2011). Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. *European Spine Journal, 20*(3), 358-368.

- Sasaki, O., Usami, S., Gagey, P. M., Martinerie, J., Van Quyen, M., & Arranz, P. (2002). Role of visual input in nonlinear postural control system. *Experimental Brain Research, 147*, 1-7.
- Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 20*(3), 398-405.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2001). *Motor Control: Theory and practical applications*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Skalska, A. et al. (2013). The prevalence of falls and their relation to visual and hearing impairments among a nation-wide cohort of older Poles. *Experimental Gerontology, 48*, 140-146.
- Stackeová, D. (2007). Tělesné sebepojetí v kontextu psychosomatiky a možnosti jeho ovlivnění. *Psychosom, 5*(2), 47-55.
- Stránecký, M. (2009). Možnosti rehabilitace při diagnostice a léčbě chronického vertebrogenerního syndromu. *Bolest, 12*(2), 93-100.
- Sředová, M. (2013). *Opakovatelnost měření posturální stability v krátkém časovém úseku na balanční pomůcce Gym Top USB Professional u zdravých jedinců*. Diplomová práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Swanenburg, J., de Bruin, E. D., Fábero, K., Uebelhart, D., & Mulder, T. (2008). The reliability of postural balance measures in single and dual tasking in elderly fallers and non-fallers. *BMC Musculoskeletal Disorders, 9*. Retrived 21. 3. 2014 from the World Wide Web: <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/9/162>
- Šmídová, J. (2010). Stabilizační proces jako výraz emocí a nálad. *Sestra, 11*, 33-37.
- Toledo, D. R., & Barela, J. A. (2010). Sensory and motor differences between young and older adults: somatosenry contribution to postural control. *Revista Brasileira de Fisioterapia, 14*(3), 267-275.

- Tichý, J. (2003). Somatognózie, tělesné schéma, fenomén tělového a viscerálního fantomu a fantomové bolesti. *Časopis lékařů českých*, 142 (6), 331-334.
- Timmann-Braun, D. (2012). Posturographie. *Das Neurophysiologie-Labor*, 34(3), 113-118.
- Trojan, S. et al. (2003). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka (3rd ed.)*. Praha: Grada Publishing.
- Valjent, Z. (2008). Využití moderní rehabilitační pomůcky – balancestepu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(3), 122-130.
- Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I. část), Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121.
- Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část), Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122-129.
- Vařeka, I. (2006). Revize výkladu průběhu motorického vývoje. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(2), 74-91.
- Vařeka, I., & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 6(3), 84-85.
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy (2nd ed.)*. Praha: TRITON.
- Véle, F., Čumpelík, J., & Pavlů, D. (2001). Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 103-105.
- Vojta, V., & Peters, A. (2010). *Vojtův princip – Svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. Praha: Grada Publishing.

- Westcott, S. L., Lowes, L. P., & Pamela, K. (1997). Evaluation of postural stability in children: current theories and assessment tools. *Physical Therapy, 77*, 629-645.
- Winter, D. A., Patla, A. E., & Frank, J. S. (1990). Assesment of balance control in humans. *Medical Progress through Technology, 16*, 31-51.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture, 3*, 193-214.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1 Souhlas etické komise

Příloha 2 Informovaný souhlas

Příloha 3 Dotazník pro účastníky měření

Příloha 4 Vyšetření před měřením

Příloha 5 Tabulky výsledků naměřených parametrů na silových plošinách a na balanční pomůcce Gym TOP USB Professional mezi skupinami S1 a S2 ve stoji volném, ve stoji volném o úzké bázi a v korigovaném stoji s pomalým pohybem očí

Příloha 6 Tabulky výsledků naměřených parametrů na silových plošinách a na balanční pomůcce Gym TOP USB Professional mezi skupinami SMS1 a SMS2 ve stoji volném, ve stoji volném o úzké bázi a v korigovaném stoji s pomalým pohybem očí

Příloha 1 Souhlas etické komise



**Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC**

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 21. 11. 2012 byl projekt diplomové práce autorky **Bc. Terezy Rouskové** s názvem **Porovnání posturografického vyšetření posturální stability pomocí silových plošin a balanční plošiny Gym Top USB Professional u zdravých jedinců** schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 46/2012 dne: 27. 11. 2012.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP

PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.

předsedkyně

Příloha 2 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas
Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

Porovnání posturografického vyšetření posturální stability pomocí silových plošin a balanční plošiny Gym Top USB u zdravých jedinců

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný (á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl (a) jsem podrobně informován (a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Porozuměl (a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
3. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
4. S mojí účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii.

Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 3 Dotazník pro účastníky měření

Dotazník pro účastníky měření na balanční pomůcce Gym Top USB a silových plošinách

Pohlaví:

Věk:

Studijní obor, ročník/ zaměstnání:

Váha:

Výška:

Kterou rukou píšete?

Anamnéza:

Osobní anamnéza:

Úrazy (dolních končetin – jaká dolní končetina, hlavy) – kdy, řešení, následky,
pomůcky (ortézy, ...)

Poruchy zraku

Neurologická a systémová onemocnění (pocit závratě, nestability, diabetes melitus, ...)

Vertebrogenní obtíže (bolesti zad, vrozené vady, skoliózy, ...)

Jiná onemocnění

Sportovní anamnéza:

Sportovní aktivity (kolikrát v týdnu, na jaké úrovni, jak dlouho)

Předchozí zkušenosti se senzomotorickým tréninkem:

Víte, co znamená senzomotorický (balanční) trénink? **ANO** **NE**

Znáte provedení korigovaného stoje? **ANO** **NE**

Víte, co znamená pojem „malá noha“?

ANO

NE

Cvičili jste někdy podle zásad senzomotorického (balančního) tréninku?

(s využitím nějaké balanční pomůcky např. balanční čočka, propriofoot, posturomed, nebo nějaké jiné cvičení na rovnováhu např. jóga, tai chi)

ANO

NE

Pokud ANO, jak často?

Jednou

Občas

Cvičím pravidelně

Jaký druh cvičení?

Příloha 4 Vyšetření před měřením

Kineziologický rozbor

Aspekce:

Vyšetření stoje a rovnováhy (Opavský, 2005):

	Žádné potíže	Mírné titubace a hra šlach	Výrazné titubace a zvýšená hra šlach
Romberg I			
Romberg II			
Romberg III			
Stoj na PDK			
Stoj na PDK se zavřenými očima			
Stoj na LDK			
Stoj na LDK se zavřenými očima			

Neurologické vyšetření (Opavský, 2005):

Vyšetření mozečku: paleocerebelum: malá asynergie

neocerebelum: taxe (prst na nos)

diadochokineza (pronace/supinace)

Testování somatognózie (Kolář et al., 2009) – uvědomění si svého těla

- Pacienta vyzveme, aby při zavřených očích předpažil a držel dlaně nad sebou ve vzdálenosti, která by odpovídala šířce jeho ramen (objektivizujeme pomocí metru).

Šířka ramen:

Vzdálenost mezi dlaněmi v horizontální poloze:

Vzdálenost mezi dlaněmi ve vertikální poloze:

- Pacienta vyzveme, aby při zavřených očích ukázal hloubku hrudníku.

Hloubka hrudníku:

Vzdálenost mezi dlaněmi v horizontální poloze:

Vyšetření propriocepce (Kolář et al., 2009):

- Pasivně nastavíme horní končetiny při zavřených očích do určité pozice a po té ho necháme připažit a vyzveme ho, aby znovu zaujal původní pozici (vzdálenost měříme metrem) – postaven čelem ke zdi.

Vyšetření propriocepce (Opavský, 2005):

- Vyšetření kinestézie na hlezenním kloubu – držet z boku a pomalu pohybovat nahoru.

Pozná změnu polohy: **ANO** **NE**

- Vyšetření statostézie – nastavit hlezenní kloub do supinace a dorzální flexe, proband uvede druhou končetinu do stejné polohy.

Uvedl do stejné polohy: **ANO** **NE**

Příloha 5 Tabulky výsledků naměřených parametrů na silových plošinách a na balanční pomůcce Gym TOP USB Professional mezi skupinami S1 a S2 ve stoji volném, ve stoji volném o úzké bázi a v korigovaném stoji s pomalým pohybem očí

Tabulka 24. Popisná statistika a výsledky Mann-Whitneyova U testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách a na Gym Top USB Professional ve volném stoji u skupiny S1 a S2

Parametr	VS S1		VS S2		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
SD_X [cm]	0,156	0,066	0,162	0,063	0,618
SD_Y [cm]	0,474	0,264	0,482	0,153	0,250
V_Ax [cm/s]	0,618	0,280	0,545	0,161	0,579
V_Ay [cm/s]	1,003	0,462	0,889	0,192	0,912
V_A [cm/s]	1,310	0,575	1,160	0,249	0,796
Avg v [°/s]	2,743	1,011	3,348	1,468	0,092
Max v [°/s]	45,045	28,697	41,275	19,628	0,893
A.l.r. [°]	0,072	0,035	0,078	0,047	0,823
S.D.l.r. [°]	0,021	0,009	0,028	0,021	0,254
A.f.b. [°]	0,143	0,060	0,109	0,077	0,050*
S.D.f.b. [°]	0,029	0,016	0,045	0,044	0,405

Vysvětlivky: SD_X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; SD_Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; V_Ax – průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_Ay – průměrná rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V_A – průměrná celková rychlost COP; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru; A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru

Tabulka 25. Popisná statistika a výsledky Mann-Whitneyova U testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách a na Gym Top USB Professional ve volném stoji o úzké bázi u skupiny S1 a S2

Parametr	UB S1		UB S2		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
SD_X [cm]	0,295	0,079	0,266	0,059	0,158
SD_Y [cm]	0,465	0,184	0,480	0,159	0,525
V_Ax [cm/s]	0,771	0,179	0,800	0,211	0,768
V_Ay [cm/s]	1,017	0,242	1,015	0,196	0,768
V_A [cm/s]	1,426	0,290	1,443	0,281	0,865
Avg v [°/s]	2,523	0,816	2,827	0,850	0,180
Max v [°/s]	48,867	23,726	43,798	21,270	0,415
A.l.r. [°]	0,056	0,029	0,062	0,040	0,795
S.D.l.r. [°]	0,021	0,012	0,023	0,010	0,346
A.f.b. [°]	0,152	0,065	0,125	0,094	0,163
S.D.f.b. [°]	0,029	0,014	0,030	0,014	0,907

Vysvětlivky: viz Tabulka 24

Tabulka 26. Popisná statistika a výsledky Mann-Whitneyova U testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách a na Gym Top USB Professional v korigovaném stoji s pomalým pohybem očí u skupiny S1 a S2

Parametr	8 S1		8 S2		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
SD_X [cm]	0,259	0,090	0,205	0,096	0,714
SD_Y [cm]	0,584	0,194	0,445	0,151	0,585
V_Ax [cm/s]	0,779	0,301	0,788	0,309	0,687
V_Ay [cm/s]	1,146	0,235	1,061	0,305	0,635
V_A [cm/s]	1,545	0,384	1,473	0,454	0,561
Avg v [°/s]	5,575	4,097	3,977	1,890	0,823
Max v [°/s]	60,138	39,359	48,022	21,783	0,674
A.l.r. [°]	0,073	0,042	0,072	0,031	0,993
S.D.l.r. [°]	0,053	0,036	0,041	0,025	0,375
A.f.b. [°]	0,172	0,068	0,141	0,071	0,936
S.D.f.b. [°]	0,076	0,087	0,044	0,030	0,922

Vysvětlivky: viz Tabulka 24

Příloha 6 Tabulky výsledků naměřených parametrů na silových plošinách a na balanční pomůcce Gym TOP USB Professional mezi skupinami SMS1 a SMS2 ve stoji volném, ve stoji volném o úzké bázi a v korigovaném stoji s pomalým pohybem očí

Tabulka 27. Popisná statistika a výsledky Mann-Whitneyova U testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách a na Gym Top USB Professional ve volném stoji u skupiny SMS1 a SMS2

Parametr	VS SMS1		VS SMS2		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
SD_X [cm]	0,141	0,057	0,181	0,066	0,030*
SD_Y [cm]	0,473	0,188	0,485	0,223	0,669
V_Ax [cm/s]	0,524	0,166	0,633	0,256	0,117
V_Ay [cm/s]	0,879	0,219	1,000	0,420	0,329
V_A [cm/s]	1,136	0,281	1,320	0,518	0,367
Avg v [°/s]	2,970	1,200	3,250	1,467	0,613
Max v [°/s]	42,556	20,776	43,183	27,141	0,811
A.l.r. [°]	0,074	0,041	0,076	0,045	0,993
S.D.l.r. [°]	0,025	0,016	0,026	0,019	0,825
A.f.b. [°]	0,116	0,079	0,131	0,063	0,440
S.D.f.b. [°]	0,037	0,038	0,040	0,033	0,703

Vysvětlivky: viz Tabulka 24

Tabulka 28. Popisná statistika a výsledky Mann-Whitneyova U testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách a na Gym Top USB Professional ve volném stoji o úzké bázi u skupiny SMS1 a SMS2

Parametr	UB SMS1		UB SMS2		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
SD_X [cm]	0,264	0,054	0,295	0,081	0,167
SD_Y [cm]	0,468	0,137	0,480	0,203	0,866
V_Ax [cm/s]	0,767	0,194	0,813	0,202	0,506
V_Ay [cm/s]	1,032	0,221	0,996	0,208	0,541
V_A [cm/s]	1,434	0,274	1,438	0,298	0,993
Avg v [°/s]	2,626	0,772	2,791	0,927	0,430
Max v [°/s]	48,247	21,332	43,069	23,435	0,360
A.l.r. [°]	0,057	0,040	0,063	0,031	0,316
S.D.l.r. [°]	0,020	0,008	0,025	0,014	0,274
A.f.b. [°]	0,134	0,081	0,139	0,087	0,811
S.D.f.b. [°]	0,028	0,012	0,032	0,016	0,440

Vysvětlivky: viz Tabulka 24

Tabulka 29. Popisná statistika a výsledky Mann-Whitneyova U testu pro sledované parametry naměřené na silových plošinách a na Gym Top USB Professional v korigovaném stoji s pomalým pohybem očí u skupiny SMS1 a SMS2

Parametr	8 SMS1		8 SMS2		hladina p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
SD_X [cm]	0,196	0,092	0,259	0,093	0,008*
SD_Y [cm]	0,500	0,182	0,490	0,180	0,979
V_Ax [cm/s]	0,652	0,172	0,944	0,351	0,001*
V_Ay [cm/s]	1,056	0,228	1,135	0,337	0,472
V_A [cm/s]	1,373	0,277	1,651	0,526	0,075
Avg v [°/s]	4,710	3,394	4,357	2,350	0,757
Max v [°/s]	51,760	25,281	53,098	34,523	0,784
A.l.r. [°]	0,072	0,033	0,073	0,038	0,770
S.D.l.r. [°]	0,044	0,028	0,047	0,032	0,757
A.f.b. [°]	0,157	0,084	0,146	0,053	0,484
S.D.f.b. [°]	0,057	0,061	0,053	0,056	0,651

Vysvětlivky: viz Tabulka 24