

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

SROVNÁNÍ KLINICKÉHO A PŘÍSTROJOVÉHO HODNOCENÍ
POSTURÁLNÍ STABILITY U ZDRAVÝCH JEDINCŮ

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Zuzana Šimečková, aplikovaná fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Elisa Isabel Doleželová. Ph.D.

Olomouc 2022

Jméno a příjmení autora: Bc. Zuzana Šimečková

Název diplomové práce: Srovnání klinického a přístrojového hodnocení posturální stability u zdravých jedinců

Pracoviště: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Elisa Isabel Doleželová, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2022

Abstrakt:

Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit a srovnat výsledky klinického hodnocení posturální stability s výsledky získanými z balančního systému Biodex (BSB) u skupiny mladých osob. Dílčím cílem práce bylo posoudit intraindividuální variabilitu posturální stability u mladých jedinců, která byla hodnocena pomocí BSB při třech za sebou jdoucích pokusech. Další dílčí cíl se zabýval posouzením dosažených výsledků přístrojové verze modifikovaného klinického testu senzoričné interakce při udržení rovnováhy (m-CTSIB) v závislosti na pohlaví.

Výzkumu se účastnilo 40 osob, 20 mužů a 20 žen ve věku 18–30 let. Výzkumný soubor neměl v anamnéze žádné úrazy a bolesti v oblasti dolních končetin, které by znemožňovaly provedení testů. Mezi vylučovací kritéria patřily všechny poruchy, které by mohly mít vliv na posturální stabilitu. U probandů byly provedeny tři klinické a tři přístrojové testy. Z klinických testů byl proveden test dle Véleho, který byl hodnocen stupněm 1–4 podle chování prstů. Dále byl testován stoj na jedné dolní končetině, jehož výsledkem je čas v sekundách. Třetím testem byl m-CTSIB, u kterého se hodnotí míra kývání těla. Test m-CTSIB byl proveden ve čtyřech modifikovaných situacích. Z přístrojových testů byl proveden test posturální stability (PST), jehož výsledkem je overall stability index (OSI). PST hodnotí schopnost pacienta udržet rovnováhu ve stoji. Druhým přístrojovým testem byl bilaterální srovnávací test (BCT), který posuzuje stabilitu při stoji na jedné dolní končetině. Výsledkem je průměrná míra výkyvů těla neboli overall sway (OS). Posledním testem naměřeným na BSB byl test m-CTSIB, jehož výsledkem je parametr „sway index“, neboli index kývání. Všechny přístrojové testy byly provedeny celkem třikrát.

Při porovnání výsledků dosažených v klinickém testu dle Véleho a výsledků PST naměřeném na BSB nebyla nalezena žádná významná závislost. Mezi výsledky klinického testu stoje na jedné dolní končetině a přístrojového BCT byla nalezena slabá negativní korelace. Mezi dosaženými výsledky v klinickém testu m-CTSIB a výsledky

přístrojové verze testu m-CTSIB naměřeném na BSB nebyla zjištěna statisticky významná závislost. Hladina statistické významnosti byla u všech testů stanovena na $p < 0,05$. Hodnocení intraindividuální variability prokázalo dostatečnou až dobrou intraindividuální variabilitu testu PST, BCT i m-CTSIB. Ve výsledcích přístrojové verze testu m-CTSIB nebyl nalezen rozdíl mezi muži a ženami.

Uvedené klinické testy umožňují jednoduché a rychlé zhodnocení posturální stability daného jedince. Přístrojové testování pomocí BSB nabízí objektivní a spolehlivé vyšetření posturální stability.

Klíčová slova: postura, posturální stabilita, posturální kontrola, balanční systém Biodex

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Zuzana Šimečková

Title of the master thesis: Comparison of Clinical and Instrumental Evaluation of Postural Stability in the Healthy Individuals

Department: Palacky University Olomouc, Faculty of Physical Culture, Department of Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Elisa Isabel Doleželová, Ph.D.

The year of presentation: 2022

Abstract:

The aim of this diploma thesis was to evaluate and compare the results of a clinical evaluation of postural stability with the results obtained from the Biodex Balance System (BBS) in a group of young people. A sub-objective of the thesis was to assess the intra-individual variability of postural stability in young individuals which was evaluated by the BBS in three consecutive trials. Another sub-objective was to assess the results obtained in the instrumented version of the Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance (m-CTSIB) depending on gender.

Forty subjects, 20 males and 20 females aged 18–30 years, participated in the study. The research population had no history of injuries or pain in the lower limbs that would prevent the tests from being performed. Exclusion criteria included all disorders that could affect postural stability. Subjects completed three clinical and three instrumented tests. From the clinical tests, the Vélé-test was performed, which was graded 1–4 according to the behaviour of toes. In addition, one-leg stance was tested, the results were measured in seconds. The third test was the m-CTSIB, which assesses the degree of body sway. The m-CTSIB test was performed in four modified situations. Among the instrumented tests, the Postural Stability Test (PST) was performed, which results in the overall stability index (OSI). The PST assesses the patient's ability to maintain balance while standing. The second instrumented test was the Bilateral Comparison Test (BCT), which assesses stability while standing on one lower limb. The result is the average rate of body sway or overall sway (OS). The last test measured on the BBS was the m-CTSIB test, which results in the parameter 'sway index', or index of deflection of the proband. All instrumented tests were performed in total of three times.

No significant relationship was found when comparing the results obtained in the clinical test according to Vélé with the results of the PST measured on the BBS. Between the results of the clinical one-leg stance test and the instrumented BCT, a weak negative correlation was found. No statistically significant relationship was found between the

results of the clinical m-CTSIB test and the results of the instrumented version of the m-CTSIB test measured on the BBS. The level of statistical significance was set at $p < 0.05$ for all tests. Assessment of intra-individual variability showed fair to good intra-individual variability for the PST, BCT and m-CTSIB. No significant difference was found between males and females in the results of the instrumented version of the m-CTSIB.

The above-mentioned clinical tests allow a simple and rapid assessment of the postural stability of the individual. Instrumental testing with the use of BBS offers an objective and reliable assessment of postural stability.

Keywords: posture, postural stability, postural control, Biodex Balance System

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

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

V Olomouci dne 2022

.....

Na tomto místě bych ráda poděkovala Mgr. Elise Isabel Doležalové, Ph.D. za vedení, cenné rady a pomoc při vypracovávání této diplomové práce. Dále děkuji RNDr. Milanovi Elfmarkovi za statistické zpracování naměřených dat. Také bych chtěla poděkovat Bc. Ondřeji Mečkovskému za spolupráci při měření. Za trpělivost a ochotu při realizaci výzkumu vděčím zaměstnancům RRR centra. V neposlední řadě bych chtěla poděkovat všem účastníkům výzkumu za jejich čas a spolupráci. Poděkování patří také mé rodině za umožnění celého studia.

1	ÚVOD.....	12
2	PŘEHLED POZNATKŮ.....	13
2.1	Postura.....	13
2.1.1	Terminologie	13
2.2	Posturální stabilita.....	15
2.2.1	Faktory ovlivňující posturální stabilitu	16
2.2.1.1	Faktory fyzikální.....	16
2.2.1.2	Faktory neurofyziologické.....	17
2.3	Posturální kontrola	17
2.3.1	Posturální kontrola ve stoji.....	18
2.3.2	Senzorická složka	19
2.4	Mechanismy a strategie zajištění posturální stability.....	20
2.4.1	Anticipační a reaktivní posturální strategie.....	20
2.4.2	Statické a dynamické posturální strategie	21
2.4.2.1	Kotníková strategie	22
2.4.2.2	Kyčelní strategie	23
2.4.2.3	Kroková strategie.....	24
2.5	Možnosti hodnocení posturální stability	25
2.5.1	Klinické hodnocení.....	25
2.5.1.1	Véleho test	26
2.5.1.2	Stoj na jedné dolní končetině.....	26
2.5.1.3	Modifikovaný klinický test senzorické interakce při udržení rovnováhy (m-CTSIB).....	27
2.5.1.4	Berg balance scale (BBS)	27
2.5.1.5	Test rovnováhy a chůze podle Tinnetiové (POMA).....	28
2.5.1.6	Timed Up and Go test (TUG).....	28
2.5.2	Přístrojové hodnocení	28

2.5.2.1	Posturografie.....	28
2.5.2.2	Balanční systém Biodex	29
2.6	Srovnání klinického a přístrojového hodnocení posturální stability.....	33
2.6.1	Srovnání klinických testů a posturografie	33
2.6.2	Srovnání klinických testů a balančního systému Biodex	35
2.7	Test stoje na jedné dolní končetině na balančním systému Biodex	41
2.8	Reliabilita balančního systému Biodex.....	43
3	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	45
3.1	Hlavní cíl.....	45
3.2	Dílčí cíle	45
3.3	Výzkumné otázky.....	45
4	METODIKA.....	47
4.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	47
4.2	Klinické testování.....	47
4.2.1	Vstupní vyšetření.....	47
4.2.2	Klinické testování posturální stability	48
4.2.2.1	Véleho test	49
4.2.2.2	Stoj na jedné dolní končetině.....	49
4.2.2.3	m-CTSIB.....	49
4.3	Testování posturální stability na balančním systému Biodex	51
4.3.1	Příprava měření	51
4.3.2	Průběh měření.....	51
4.3.3	Postural Stability Test (PST).....	52
4.3.4	Bilateral Comparison Test (BCT)	53
4.3.5	m-CTSIB na BSB	55
4.4	Statistické zpracování dat.....	58
5	VÝSLEDKY.....	60

5.1	Výsledky k výzkumné otázce č. 1	60
5.2	Výsledky k výzkumné otázce č. 2	61
5.3	Výsledky k výzkumné otázce č. 3	62
5.4	Výsledky k výzkumné otázce č. 4	65
5.5	Výsledky k výzkumné otázce č. 5	66
5.6	Výsledky k výzkumné otázce č. 6	66
5.7	Výsledky k výzkumné otázce č. 7	67
6	DISKUZE	68
6.1	Diskuze k volbě tématu	68
6.2	Diskuze k výzkumnému souboru	68
6.3	Diskuze k balančnímu systému Biodex	70
6.4	Diskuze k výzkumné otázce č. 1	71
6.5	Diskuze k výzkumné otázce č. 2	73
6.6	Diskuze k výzkumné otázce č. 3	75
6.7	Diskuze k výzkumné otázce č. 4, 5, 6	77
6.8	Diskuze k výzkumné otázce č. 7	79
6.9	Limity práce	80
6.10	Poznatky pro praxi	81
7	ZÁVĚR	82
8	SOUHRN	83
9	SUMMARY	85
10	REFERENČNÍ SEZNAM	87
11	PŘÍLOHY	94

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ANOVA – Analýza opakovaných měření rozptylu

APSI – Anteroposterior stability index

BBS – Berg balance scale

BCT – Bilateral Comparison Test

BSB – Balanční systém Biodex

CMP – Cévní mozková příhoda

CNS – Centrální nervový systém

COM – Center of mass

COG – Center of gravity

COP – Center of pressure

DAS – Disease Activity Score

DK – Dolní končetina

DKK – Dolní končetiny

FRT – Fall Risk Test

HAQ – Health Assessment Questionnaire

ICC – Intraclass correlation coefficient

LOS – Limits of Stability

m. – Musculus

m-CTSIB – Modifikovaný klinický test senzorické interakce při udržení rovnováhy

MLSI – Mediolateral stability index

OSI – Overall stability index

POMA – Test rovnováhy a chůze podle Tinnetiové

PST – Postural Stability Test

SEBT – Star Excursion Balance Test

SFC – Steinbrocker Functional Class

SI – Sway index

TUG – Timed Up and Go test

YBT – Y balance test

1 ÚVOD

Každý člověk potřebuje pro fungování v běžném denním životě posturální stabilitu. Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil za účelem prevence pádu (Vařeka, 2002a).

Hodnocení posturální stability je častou a důležitou součástí vyšetření pacienta, protože dává fyzioterapeutovi celou řadu informací potřebných pro stanovení diagnózy a následné terapie.

Posturální stabilita je ovlivňována několika faktory a její klinické hodnocení není jednoduchou záležitostí (Véle, Pavlů, & Čumpelík, 2001). Žádný z hodnotících přístupů není plně dokonalý, proto jsou v klinické praxi neustále hledány nové možnosti přispívající ke kvalitnějšímu hodnocení posturální stability (Véle & Pavlů, 2012).

Kromě rozvoje a zdokonalování metod klinického hodnocení posturální stability se vyvíjí i možnosti přístrojového hodnocení posturální stability.

Jedním z přístrojů, který se aktuálně používá pro hodnocení posturální stability je balanční systém Biodex. Jelikož se jedná o relativně nový přístroj, bylo prozatím provedeno jen několik výzkumů zabývajících se účinností tohoto systému v hodnocení posturální stability (Parsa, Rahimi, & Dehkordi, 2019).

Práce se zabývá problematikou, zda výsledky klinického hodnocení posturální stability používané v rámci klinické praxe, které jsou do jisté míry subjektivní, odpovídají objektivním výsledkům získaným z přístrojového hodnocení pomocí balančního systému Biodex.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Postura

Postura označuje zaujatou polohu těla i jeho částí v klidu, tedy před pohybem a po jeho ukončení. Jedná se o aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, z nichž největší význam má v běžném životě síla tíhová (Vařeka, 2002a; Véle, 1995).

Kromě statické složky, kterou představuje stálá neměnní se poloha těla v prostoru, obsahuje postura v sobě i dynamiku. Dynamická složka je zastoupena v procesu udržování polohy těla vůči měnícím se podmínkám okolí (Véle, 1995).

Před zahájením pohybu se posturální systém snaží posturu udržet a brání její změně aktivací tonických svalů. Při pohybu však dochází k inhibici fázičným svalovým systémem, který způsobí změnu polohy. Po dokončení pohybu opět převažuje systém posturální, který udržuje nově dosaženou polohu (Véle, 1995). K provedení optimálního pohybu je nezbytné zaujmutí a udržení optimální postury (Vařeka, 2002a).

Je důležité si uvědomit, že postura má dvě hlavní funkce. První z nich je mechanická antigravitační funkce, která se podílí na udržování rovnováhy. Druhou funkcí postury je umožnění vnímání a jednání s okolním prostředím, jelikož pozice hlavy, trupu a končetin umožňuje cílené organizované pohyby (Masion, 1994).

Proces udržování postury lze rozdělit do dvou částí. První částí je tzv. senzoričká organizace, která zahrnuje nápravné posturální reakce založené na informacích ze zrakového, vestibulárního a proprioreceptivního systému. Druhou částí procesu je svalová koordinace zajišťující žádoucí kontrakci svalů končetin a trupu, která vede k vytvoření podpůrných reakcí v procesu udržování rovnováhy (Nashner, 1982).

Dle Véleho (1995, 72) „je posturální funkce realizována především axiálním systémem, který pracuje diferenciovaně i v klidu“. Při zahájení pohybu zvyšuje axiální systém úroveň své činnosti, aby mohlo dojít k přípravě výchozí polohy a změně z indiferentní postury na posturu orientovanou, která se už řídí zamýšleným směrem pohybu. Je zřejmé, že míra aktivity posturálního systému vzrůstá při tvorbě pohybového záměru. Velkou roli hraje autochtonní muskulatura páteře, která reaguje už při pouhé představě pohybu (Véle, 1995).

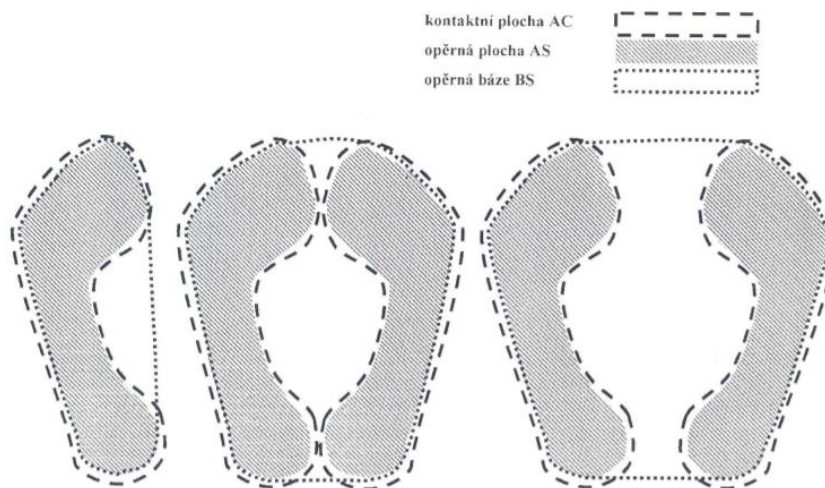
2.1.1 Terminologie

Pro lepší pochopení problematiky posturální stability je důležité používat jednoznačné termíny. Vzhledem ke složitosti celého tématu posturální stability se totiž

v terminologii objevují určité nejednotnosti. Mezi nejčastější omyly patří záměna pojmů center of pressure a center of mass (Vařeka, 2002a).

V souvislosti s problematikou posturální stability se používá následující terminologie:

- opěrná plocha (area of support) – část podložky, která je v kontaktu s tělem a zároveň je využita k vytvoření opěrné báze,
- opěrná báze (base of support) – část podložky ohraničená nejbližšími hranicemi opěrné plochy, tedy opěrné plochy a vše mezi nimi,
- úložná plocha (area of load) – část plochy kontaktu podložky a těla, v případě, kdy není vytvořena postura ve smyslu řízeného držení (vyskytuje se u novorozence, v bezvědomí),
- COM (center of mass, těžiště) – „hmotný bod“, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla, společné těžiště se v kineziologii vyskytuje pouze při zaujetí postury,
- COG (center of gravity) – průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze, má význam pouze v souvislosti s opěrnou bází,
- COP (center of pressure) – působiště vektoru reakční síly podložky, bod, do něhož je koncentrována výsledná kontaktní síla působící po celé styčné ploše jednoho chodidla,
- posturální stabilizace – aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil řízené centrálním nervovým systémem (CNS),
- posturální reaktivita – reakční stabilizační funkce vyvolávající reakční svalové síly v celém pohybovém systému za účelem zpevnění jednotlivých pohybových segmentů, což vede k dosažení co nejstabilnějšího puncta fixa (Kolář et al., 2012; Vařeka, 2002a).



Obrázek 1. Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Vařeka, 2002a).

Jedním z nejpoužívanějších pojmů je pojem těžiště. „Těžiště je působíště tíhové síly, která působí na hmotné těleso“ (Janura, 2003, 14). V základním anatomickém postavení se těžiště nachází v úrovni druhého nebo třetího křížového obratle, asi 4–6 centimetrů před promontoriem. Se změnou polohy jednotlivých segmentů se mění také pozice celkového těžiště lidského těla. Vzhledem k odlišné anatomické stavbě těla žen a mužů je u mužů těžiště posunuté asi o 1–2 % výše (Janura, 2003).

2.2 Posturální stabilita

Pojem posturální stabilita lze definovat několika způsoby. Shumway-Cook a Woollacott (2007) popisují posturální stabilitu jako schopnost udržet COM nad opěrnou bází. Dle Koláře et al. (2012, 39) „jde o kontinuální zaujímání stálé polohy, schopnost takového držení těla, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu“. Autor Vařeka (2002a, 116) popisuje posturální stabilitu jako „schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu“.

Základní podmínkou stability ve statické poloze je, že se musí těžiště neustále promítat do opěrné báze. Naopak při pohybu vektor tíhové síly nemusí směřovat přímo do opěrné báze, musí tam však směřovat výslednice zevních sil. Pokud se při statické zátěži vektor tíhové síly nepromítá do opěrné báze, musí být ligamenty a svaly udržovány trvalý otáčivý moment, nebo je nutná značná svalová síla pro udržení rovnováhy (Kolář et al., 2012).

Posturální stabilita vyžaduje komplexní interakci pohybového a nervového systému. Mezi muskuloskeletální komponenty patří rozsah pohybu v kloubech, flexibilita páteře, aktivita svalů a biomechanické vztahy mezi tělesnými segmenty. Všechny tyto komponenty společně umožňují vykonávání aktivit denního života (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Mezi autory existují rozdíly v chápání pojmu posturální stabilita a rovnováha. Zatímco Shumway-Cook a Woollacott (2007) považují posturální stabilitu a rovnováhu za synonymum, dle Vařeky (2012a) rovnováha zahrnuje soubor statických a dynamických strategií zajišťujících posturální stabilitu.

Stejně jako pro udržení postury, jsou i pro udržování rovnováhy nezbytné informace ze zrakového, vestibulárního a proprioceptivního systému. Na základě těchto informací dochází k žádoucí reakci pohybového systému (Guskiewicz, 2001).

Z definice rovnováhy za statických podmínek vyplývá, že objekt se nachází v rovnovážném stavu, pokud se linie spuštěná z těžiště promítá do opěrné plochy. Naopak, pokud se linie spuštěná z těžiště nachází mimo opěrnou plochu, objekt se stává nevyváženým a může dokonce spadnout (Bell, 1998). Základní podmínka udržení posturální stability a rovnováhy ve statické poloze je tím pádem shodná.

Existují dva základní typy poruch rovnováhy. První typ vzniká vnitřně na základě samovolných pohybů člověka. Druhý typ poruch rovnováhy je vyvolán zevním prostředím, například při jízdě v autobusu nebo srážce s jinou osobou. Oba typy vytváří dynamické síly, které posouvají COM blíže k hranicím opěrné plochy, čímž ohrožují stabilitu těla (Santos, Kanekar, & Aruin, 2010).

2.2.1 Faktory ovlivňující posturální stabilitu

Stabilitu ovlivňují faktory fyzikální neboli biomechanické a faktory neurofyziologické (Kolář et al., 2012).

Mezi fyzikální faktory patří velikost opěrné plochy, poloha těžiště nad opěrnou bází, hmotnost těla nebo charakter kontaktu těla s opěrnou plochou. Do neurofyziologických faktorů se řadí sensorická integrace informací ze smyslových receptorů, excitabilita nervového systému, spouštějící pohybové programy a zpětnovazební procesy. Posturální stabilita je ovlivňována také psychickými vlivy (Kolář et al., 2012; Véle, 1995).

2.2.1.1 Faktory fyzikální

Dle Koláře et al. (2012, 39) je „stabilita přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze, hmotnosti a nepřímo úměrná výšce těžiště nad opěrnou bází, vzdálenosti mezi průmětem těžiště do opěrné báze a sklonu opěrné plochy k horizontální rovině“.

Mechanické principy dokazují, že stabilita se zvyšuje se zvětšením opěrné báze. Stabilita se zvyšuje také se zvýšením hmotnosti, jelikož osoby s vyšší hmotností mají větší stabilitu na základě zákona o setrvačnosti (Bell, 1998; Véle, 1995).

Důležitou roli hraje v posturální stabilitě průmět těžiště do opěrné báze. Stabilita totiž klesá při pohybu průmětu těžiště směrem ke hranicím opěrné plochy. Naopak pokud je COG umístěno blíže středu opěrné plochy, stabilita se zvyšuje (Bell, 1998; Véle, 1995).

Charakter opěrné plochy taktéž ovlivňuje posturální stabilitu. Opěrná plocha by měla mít určitou přilnavost. Pokud tuto vlastnost nemá, je stabilita špatná a její udržení obtížné (Véle, 1995).

2.2.1.2 Faktory neurofyziologické

Procesy spouštějící pohybové programy závisí na výchozí poloze pro předpokládané provedení pohybu a na současném dění v okolním prostředí. Na základě těchto faktorů je vybrán program a určen okamžik jeho spuštění (Véle, 1995).

Postura je udržována, popřípadě měněna zpětnovazebními procesy, které fungují na základě proprioreceptivních a exteroceptivních vjemů (Véle, 1995).

Je prokázáno, že psychické stavy se odráží na postuře člověka. Pokud převažuje depresivní ladění psychiky, objevuje se tendence spíše k flekčnímu držení. Naopak při stavech elastičného charakteru převažuje extenční držení. Stejně tak se projevují i vlivy vnitřního prostředí, například nemoci a jiné chorobné stavy (Véle, 1995).

Kromě držení těla psychika ovlivňuje také volbu programu pro udržení či obnovení posturální stability. Stabilitu zlepšuje také určitá míra soustředění, avšak nadměrná psychická tenze je spíše kontraproduktivní. Obava a strach totiž způsobují nadměrné svalové napětí, které zabraňuje potřebné koordinaci (Vařeka, 2002b).

2.3 Posturální kontrola

Posturální kontrola, stejně jako všechny aspekty motorické kontroly, vychází z interakce jedince s úkolem a prostředím. Schopnost kontrolovat pozici těla v prostoru je zajištěna celkovou souhrou muskuloskeletálního a nervového systému, kterou lze označit termínem „systém posturální kontroly“ (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Posturální kontrola zahrnuje kontrolování pozice těla v prostoru za účelem nejen stability, ale i orientace. Posturální orientace představuje schopnost udržet odpovídající vztah jak mezi segmenty těla, tak mezi tělem a prostředím (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Kontrola postury zahrnuje systémy zajišťující plánování, koordinaci a generaci pohybů potřebných pro kontrolu pozice těla v prostoru (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Posturální kontrola je předpokladem pro udržování postury u nesčetného množství aktivit. Nicméně, kromě udržení specifické postury jsou součástí kontroly rovnováhy také volní pohyby mezi jednotlivými pozicemi a reakce na vnější podmínky, například uklouznutí, klopýtnutí (Pollock; Durward, & Rowe, 2000).

Autoři McIlroy a Maki (1997) popisují kontrolu rovnováhy jako schopnost ovládat vztah mezi průmětem COG do roviny opěrné báze během aktivit denního života.

Posturální kontrolu lze tím pádem definovat jako proces udržení, dosažení či obnovení rovnováhy během těchto aktivit.

Horak (2006) uvádí šest důležitých faktorů podílejících se na posturální kontrole. Porucha jakéhokoli z těchto faktorů vede k posturální nestabilitě, poruchám rovnováhy a zvýšení rizika pádů u starší populace.

První oblastí jsou biomechanické vlastnosti, z nichž nejdůležitější je velikost a kvalita opěrné plochy, která se odvíjí od stavu chodidel. Jakékoli omezení ve velikosti, síle a rozsahu, nebo zvýšená bolest chodidel má dopady na kvalitu rovnováhy (Horak, 2006).

Dalším faktorem jsou pohybové strategie, pomocí kterých lze navrátit tělo do rovnovážné pozice ve stoji (Horak & Kuo, 2000).

Důležitou součástí posturální kontroly představují senzory strategie. Smyslové informace ze somatosenzorického, vestibulárního a zrakového systému musí být integrovány za účelem vytvoření komplexního smyslového vjemu. CNS musí organizovat informace ze smyslových receptorů, aby mohl určit pozici těla v prostoru (Peterka, 2002).

Schopnost orientace těla v prostoru s ohledem na působení gravitace, druh povrchu a zrakové podmínky jsou nezbytnou součástí posturální kontroly. Zdravý nervový systém dokáže automaticky měnit orientaci těla v prostoru v závislosti na prováděném úkolu (Horak, 2006).

Další oblastí je kontrola pohybu, která zajišťuje rovnováhu při chůzi a změně postury, což je umožněno komplexní kontrolou pohybujícího se COM (Horak, 2006).

Poslední součástí posturální kontroly je kognitivní zpracování, jelikož i klidný stoj vyžaduje určitou schopnost kognice. Se zvyšující se obtížností posturálního úkolu se zvyšuje také míra kognitivního zpracování. Z toho důvodu se rychlost reakcí a provádění konkrétního úkolu snižuje se zvyšující se posturální náročností (Horak, 2006).

Bylo zjištěno, že při provádění určitého úkolu lze pozorovat změny v posturální kontrole a pro splnění daného úkolu je vyžadována určitá míra pozornosti. Existují typy úkolů, které mohou vést ke zvýšení kývání, zatímco jiné úkoly mohou kývání snižovat (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

2.3.1 Posturální kontrola ve stoji

Stabilita ve stoji bývá často označována jako statická rovnováha. Nicméně, toto označení je zavádějící, jelikož i ve stoji nebo v sedu je posturální kontrola zajišťována

dynamicky. Klidný stoj je charakterizován malým množstvím spontánního kývání těla. Existuje několik faktorů přispívajících ke stabilitě těla v této pozici. Zprv se jedná o uspořádání těla, které snižuje působení gravitačních sil. Dále se na udržení pozice podílí svalový tonus, který zabraňuje pádu těla. Optimální postavení ve stoji umožňuje tělu udržení rovnovážné pozice s co nejnižším výdejem energie (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Bylo zjištěno, že několik svalů je v klidném stoji aktivní. Patří mezi ně musculus (m.) soleus a m. gastrocnemius, jelikož gravitační linie dopadá mírně před kolena a kotníky. Dále je aktivní m. tibialis anterior, v případě, že se tělo kýve směrem dozadu. Aktivní jsou také m. gluteus medius, m. tensor fasciae latae a m. iliopsoas, který zabraňuje hyperextenzi kyčlí a spinální erektory, jelikož gravitační linie prochází před páteří. Odpovídající aktivace břišních svalů a ostatních svalů trupu je důležitá pro efektivní posturální kontrolu (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

2.3.2 Senzorická složka

Každý smysl předává CNS specifické informace o pozici a pohybu těla a představuje tak jiný úhel pohledu na posturální kontrolu. Pokud dojde ke změně smyslového prostředí, jedinec musí přenastavit jeho závislost na každém ze všech smyslů (Peterka, 2002).

Zrak

Zrakové vjemy podávají informace o pozici a pohybu hlavy a okolí vzhledem k vertikální pozici těla. Přestože jsou zrakové vjemy důležité, pro udržení rovnováhy nejsou nezbytné. Bylo však zjištěno, že míra kývání se ve stoji se zavřenýma očima v porovnání s otevřenýma očima značně zvyšuje, z čehož vyplývá, že zrak významně přispívá ke kontrole rovnováhy v klidném stoji (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Propriocepce

Somatosenzorický systém informuje CNS o pozici a pohybu těla vzhledem k opěrnému povrchu. Dále poskytuje informace o vztahu jednotlivých částí těla mezi sebou. Za normálních podmínek při stoji na rovném povrchu, jsou proprioceptivní informace poskytovány vzhledem k horizontální rovině. Pokud však stojíme na pohyblivém povrchu nebo na povrchu, který není v horizontále, nelze stanovit stabilní rovinu, vzhledem ke které by byla orientace popisována. Dále bylo prokázáno, že omezení aferentních vjemů z dolních končetin (DKK) způsobuje zvýšení pohybu COP.

Nicméně důležité jsou proprioreceptivní informace nejen z chodidel, ale i ze všech částí těla (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Vestibulární aparát

Vestibulární systém informuje CNS o pozici a pohybu hlavy s ohledem na působící gravitaci a vnitřní síly. Samotné vestibulární signály nedokážou vytvořit celkový obraz o pohybu těla v prostoru, jelikož pomocí nich nelze rozlišit, zda se hýbe hlava, zatímco trup je stabilní, nebo zda se hýbe hlava zároveň s trupem (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Pro obnovení rovnováhy po neočekávaném narušení jsou důležité všechny tři systémy. Avšak využití jednotlivých smyslů se odvíjí od mnoha faktorů včetně rychlosti zpracování jednotlivých smyslových systémů. Například proprioreceptivní systém, který má vysokou rychlost zpracování se uplatňuje zejména na začátku posturálních odpovědí, zatímco vestibulární a zrakové informace jsou důležité především v pozdějších fázích posturálních reakcí (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

U zdravých jedinců jsou pro udržení rovnováhy preferovány informace z propioceptivního systému (Nashner, 1982). V dobře osvětleném prostředí s pevnou opěrnou plochou se zdravé osoby spoléhají na proprioreceptivní systém ze 70 %. Druhým nejvíce využívaným smyslem je s 20 % vestibulární aparát a zbylých 10 % zajišťuje zrakový systém. Při stožení na nestabilním povrchu se však zvyšuje využívání informací z vestibulárního a zrakového systému, jelikož se snižuje závislost na informacích z propioceptivního systému o povrchu (Peterka, 2002; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Některé práce potvrzují rozhodující podíl propiocepce na udržení posturální stability v klidném stožení. V takové situaci má vyřazení propiocepce stejný dopad jako vyřazení zrakového a vestibulárního aparátu zároveň (Vařeka, 2002b).

2.4 Mechanismy a strategie zajištění posturální stability

Pro větší přehlednost lze strategie zajištění posturální stability rozdělit do dvou skupin. První rozdělení je na strategie anticipační a reaktivní. Druhé dělení zahrnuje strategie statické a dynamické. Jednotlivé skupiny se však mezi sebou prolínají (Vařeka, 2002b).

2.4.1 Anticipační a reaktivní posturální strategie

Strategie posturální kontroly mohou být jednak anticipační, neboli prediktivní, a jednak reaktivní, neboli kompenzační (Pollock, Durward, & Rowe, 2000). Každá ze

strategií představuje určitý druh změny aktivity svalů trupu a DKK, které CNS používá za účelem udržení rovnováhy (Santos et al., 2010).

Anticipační strategie zahrnují volní pohyby a zvýšení svalové aktivity, uplatněné v rámci očekávané poruchy rovnováhy (Pollock et al., 2000). Jsou tedy charakterizovány aktivací nebo inhibicí svalů trupu a DKK nastávající ještě před narušením rovnováhy. Jejich úkolem je minimalizovat negativní následky předem očekávaných poruch rovnováhy pomocí anticipačních korekcí (Santos et al., 2010).

Naopak reaktivní posturální strategie obsahují pohyby nebo svalové reakce objevující se jako odpověď na již vzniklé poruchy rovnováhy. Zabývají se nynějšími poruchami rovnováhy, které nemohou být předpovídány a jsou spouštěny senzoryckými zpětnovazebnými signály. Mezi reaktivní posturální strategie patří kotníková, kyčelní a kroková strategie (Pollock et al., 2000).

Anticipační posturální reakce fungují v režimu dopředné zpětné vazby. Tyto posturální odpovědi se objevují většinou při očekávání volních pohybů, které představují jednu z nejčastějších příčin poruch stability. Anticipační posturální reakce se objevují také při pravidelně se opakujících vychýleních, například při stožení na pohyblivé plošině, která se pohybuje ve stále stejném režimu. Anticipační reakce slouží také k orientaci těla a minimalizování efektů působení gravitační síly (Massion, 1994; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Posturální kontrolu lze považovat za jednu z motorických dovedností, kterou zajišťuje CNS. Strategie posturální kontroly lze tedy tréninkem a učením vylepšit (Pollock et al., 2000).

2.4.2 Statické a dynamické posturální strategie

Mezi statické strategie patří strategie kotníková a kyčelní, zatímco dynamické posturální strategie zahrnují strategii krokovou (Vařeka, 2012b).

Posturální reakce jsou vyvolávány na základě senzoryckých vjemů vypovídacích o poruchách rovnováhy nebo postury. K takovým poruchám dochází nejčastěji při změně opěrné plochy. Jednou z teorií organizace posturálních reakcí je, že CNS není schopen kontrolovat svaly jednotlivě, a proto řídí skupinu svalů jako jeden celek. Tím dochází k aktivaci tzv. funkčních synergií. Synergie jsou při posturálních reakcích běžně pozorovatelné. Jsou přizpůsobivé a závisí na vnějších podmínkách, jako například na směru síly na základě jejíhož působení dochází k poruchám postury. K přizpůsobivosti

těchto synergií přispívají především dvoukloubové svaly, jejichž aktivita závisí na senzoryckých vjemech více než jednokloubové svaly (Massion, 1994).

Na druhou stranu autoři Horak a Nashner (1986) zastávají názor, že existuje vyšší úroveň organizace posturálních reakcí objevujících se při poruchách stoje. Domnívají se, že lze použít jednu z definovaných strategií, které vedou k obnově rovnováhy. Nejvhodnější strategie je vybrána na základě intenzity poruch rovnováhy a aktuálních omezení. Jedná se o strategii kyčelní, kotníkovou a krokovou. Výše zmíněné svalové synergie tak mohou představovat nižší úroveň organizace, umožňující uplatnění těchto strategií díky žádoucí svalové aktivitě.

Kyčelní nebo kotníková strategie se uplatňují především v případě, že dojde k posunu COG, zatímco opěrná plocha zůstává nezměněná. Kroková strategie se objevuje při pohybu opěrné plochy v takovém rozmezí, že se s linií spuštěnou z těžiště ještě protíná (Pollock et al., 2000).

Někteří autoři upřednostňují termín strategie neměnné opěrné plochy před termíny kotníkové a kyčelní strategie, jelikož za normálních podmínek nelze strategie odděleně pozorovat. Častěji je vidět kontinuitu pohybu od kotníků až po kyčle (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

2.4.2.1 Kotníková strategie

Při použití kotníkové strategie dochází k obnovení stabilní pozice především pomocí pohybu v kotnících. Chodidla přitom zůstávají na stejném místě. Tato strategie je vhodná pro udržování rovnováhy při mírném kývání těla ve stoji na pevném povrchu (Horak & Kuo, 2000; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Kotníková strategie je využívána pro kontrolu kývání v anteroposteriorním směru při klidném stoji na pevném povrchu. Kontrola COM je zajišťována působením otáčivého momentu na hlezenní kloub za účelem posunu COP mimo COM. Při kývání směrem dopředu dochází k aktivaci v distproximálním směru od kotníků, kolen až po extenzory kyčlí, což umožňuje rotaci těla okolo hlezenních kloubů. Pohyb v kyčelních a kolenních kloubech je přitom velmi malý (Horak & Kuo, 2000).

Při kývání těla směrem dopředu se objevuje svalová aktivita po 90 až 100 milisekundách od vzniku narušení rovnováhy. Aktivace svalů probíhá ve směru distproximálním. Jako první se aktivuje m. gastrocnemius, následuje aktivace hamstringů a nakonec paraspinálních svalů. M. gastrocnemius vytváří směr ohybu do plantární flexe, který zpomaluje a následně mění směr pohybu těla vpřed. Aktivace

hamstringů a paraspinálních svalů udržuje kyčelní a kolenní klouby v extenzi. Bez synergické aktivace hamstringů a paraspinálních svalů by efekt muscui gastrocnemii vedl k pohybu trupu a proximálních částí těla dopředu vzhledem k DKK (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Naopak, při kývání těla směrem dozadu začíná aktivita v m. tibialis anterior následuje aktivace m. quadriceps femoris a břišních svalů (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

2.4.2.2 Kyčelní strategie

Kyčelní strategie se využívá při stožení o úzké bázi nebo na poddajném, nerovném povrchu, který neumožňuje adekvátní pohyb v kotnících. Dále se využívá v případě, že je potřeba změnit COM rychle nebo v případě, že je velikost opěrného povrchu menší než plocha chodidel (Horak & Kuo, 2000).

Kyčelní strategie je vhodná v případě prudkého nebo většího vychýlení, především za podmínek, při kterých je obtížné vytvořit otáčivý moment v kotníku. Odpověď svalů na vychýlení směrem dopředu je ve stožení na nerovném povrchu jiná než ve stožení na povrchu rovném. Kyčelní strategie využívá flexe trupu a kyčlí. Svalová aktivita totiž začíná na břišních svalech, mezi něž patří m. rectus abdominis a následuje aktivace m. quadriceps femoris, zatímco aktivita svalů kotníku je nízká (Horak & Kuo, 2000; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Kontrola mediolaterální stability se odehrává primárně v kyčelních kloubech a trupu, jelikož v hlezenních a kolenních kloubech lze v mediolaterálním směru provést pouze malý rozsah pohybu. Primárním pohybem je laterální pohyb pánve, který vyžaduje addukci jedné a abdukci druhé dolní končetiny (DK). Mechanismem kontroly COP do stran je přenášení hmotnosti z jedné končetiny na druhou, na kterém se významně podílejí svaly kyčle (Shumway-Cook & Woollacott, 2007; Vařeka, 2012b).

Pohyby v mediolaterálním směru se v klidném stožení objevují směrem distálně. Nejprve se objevují pohyby hlavy, poté pánve a nakonec kotníků. Při kontrole mediolaterální stability se svaly aktivují proximodistálně (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Dle Vařeky (2012b, 124) je „z kliniky i běžného života známé, že stranová stabilita je lepší než stabilita předozadní. Je to dáno tím, že anatomicky daná volnost pohybu dolních končetin je do stran podstatně více omezená než ve směru předozadním“.

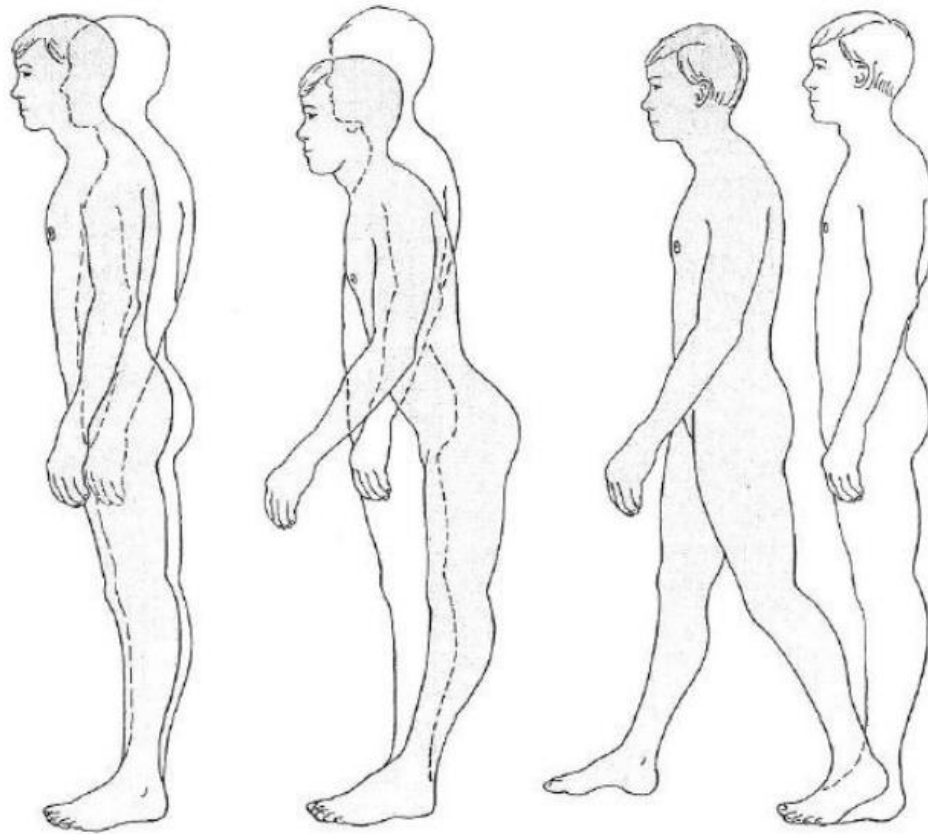
2.4.2.3 Kroková strategie

Kroková strategie se obvykle objevuje při chůzi a v situacích, ve kterých není důležité udržet chodidla u sebe. Při použití této strategie dochází ke změně opěrné plochy. Původně se myslelo, že tato strategie bývá používána pouze pokud se COM nachází mimo opěrnou plochu, ale novější výzkum potvrdil, že se objevuje i v situacích, kdy se COM nachází v rámci opěrné plochy (Horak, 2006; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Zvolení konkrétní strategie může být mimo jiné ovlivněno instrukcemi, které osoba dostane. Jedinci jsou často upozorňováni, aby se vyhnuli úkrokům, pokud to není nezbytně nutné. Na základě tohoto zjištění, autoři McIlroy a Maki (1993) zkoumali, zda zvolené instrukce mají vliv na používání krokové strategie. Používání krokové strategie bylo častější u testů bez specifických instrukcí než u testů za stanovených podmínek. Nicméně nebyly nalezeny signifikantně významné rozdíly.

Stejně jako kyčelní strategie se i kroková strategie uplatňuje při reakci na velké nebo rychlé změny rovnováhy. Prvním aktivovaným svaem v rámci krokové strategie je m. tensor fasciae latae na stojné DK a m. tibialis anterior na obou DKK. Osoby mají tendenci k využívání krokové strategie v situacích, které ještě nikdy předtím nezažili. Kroková strategie bývá většinou charakterizována laterálním přesunem váhy za účelem odlehčení krokové DK, ale může se objevit pouhý úkrok bez přesunu váhy, zejména když se jedinec nemůže na danou situaci dostatečně připravit (Horak & Kuo, 2000).

Při reakci na vnější změnu podmínek se člověk přirozeně snaží rovnováhu obnovit nejprve změnou úhlu otáčení, tedy pohybem v kotníku. Avšak osoby se zvýšeným rizikem pádu mají tendenci spíše k používání krokové a kyčelní strategie, zatímco zdravé osoby využívají k udržení posturální stability především strategii kotníkovou (Horak, 2006). Velmi často dochází k používání kombinací kotníkové, kyčelní a krokové strategie (Horak & Kuo, 2000).



Obrázek 2. Tři posturální pohybové strategie využívané k udržení stabilní polohy, zleva kotníková, kyčelní a kroková (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

2.5 Možnosti hodnocení posturální stability

Hodnocení posturální stability je považováno za relevantní součást vyšetření u širokého spektra pacientů (Pollock et al., 2000). Posturální stabilitu lze hodnotit jak pomocí klinických, tak pomocí přístrojových metod.

2.5.1 Klinické hodnocení

Jedním z klinických testů hodnotících stabilitu stoje je Rombergova zkouška. Při vyšetření se postupně zvyšuje náročnost na udržení rovnováhy zúžením opěrné báze nebo vyloučením zrakové kontroly. Tato zkouška má 3 stupně. Romberg I je stoj s chodidly na vzdálenost šířky ramen. Romberg II je stoj spojný a Romberg III je stoj spojný se zavřenýma očima (Opavský, 2003). Test trvá maximálně 30 sekund a pro změnu somatosenzorické informace může být proveden i na pěnovém povrchu (UNIFY, 2015).

Pro zjištění poruch propriorecepce se využívá zkouška stoje na měkké podložce (Opavský, 2003).

Dalším testem je Tandem test, při kterém je vyšetřovaná osoba ve stoji a má nohy v tandemové pozici za sebou. Po ustálení v pozici vyšetřovaný zavře oči (Herdman, 1994).

Mezi testy hodnotící dynamickou posturální stabilitu patří například tandemová chůze nebo chůze po linii (UNIFY, 2015).

2.5.1.1 Véleho test

Test dle Véleho neboli Véle-test slouží ke klinickému hodnocení celkové stability. Dle Véleho lze úroveň stability hodnotit podle chování prstců, případné hry šlach bérceových a lýtkových svalů. Instabilita se totiž projevuje zvýšenou aktivitou v oblasti prstců (Véle & Pavlů, 2012).

Výchozí pozicí testu je vzpřímený stoj. Vyšetřovaná osoba je pouze vyzvána k tomu, aby se postavila a napřímila. „Vyšetřující následně pozoruje pozici, formu a chování prstců a nohou vyšetřovaného“ (Véle & Pavlů, 2012).

Jsou rozlišovány 4 stupně výsledku testu. Stupeň 1 představuje plnou, dokonalou stabilitu a je charakterizován lehkým dotykem prstců podložky a uvolněnou pozicí prstců. Stupeň 2 reprezentuje lehce porušenou stabilitu, při které jsou prstce přitisknuty k podložce a ztrácejí svoji uvolněnou pozici. Středně porušená stabilita odpovídá stupni 3. U stupně 3 lze pozorovat drápotivé postavení prstců a výraznou změnu fyziologické pozice či formy prstců. Stupeň 4 se používá pro označení výrazně porušené stability. Kromě hry šlach, výrazné změny pozice a formy prstců se navíc objevují i pohyby nohy ve smyslu supinace nebo pronace (Véle & Pavlů, 2012).

2.5.1.2 Stoj na jedné dolní končetině

Test stoje na jedné DK hodnotí, jak dlouho zvládne vyšetřovaná osoba udržet stoj na jedné DK bez jakékoli jiné opory (Michikawa, Nishiwaki, Takebayashi, & Toyama, 2009).

Systematický přehled uvádí, že prozatím neexistuje standardizovaný protokol pro test stoje na jedné DK. Z tohoto důvodu se v postupu testu objevují rozdíly týkající se maximálního trvání testu, výběru stojné DK, počtu opakování, nebo toho, zda má mít testovaná osoba otevřené či zavřené oči (Michikawa et al., 2009).

Varianta stoje na jedné DK se zavřenými očima je považována za jednu z nejnáročnějších zkoušek. Tento test hodnotí stabilitu vyšetřované osoby jednak podle „hry šlach“ a jednak podle míry vrávorání trupu (Opavský, 2003).

Problematika výběru stejné DK souvisí s určením dominantní DK, jelikož podle většiny zdrojů bývá test stejné DK prováděn pouze na dominantní DK.

DKK jsou specializované tak, že jedna z nich je silnější a opačná je obratnější a uplatňuje se především v aktivitách, které vyžadují přesnost. Silnější DK se nazývá odrazová a obratnější DK je švihová (Drnková & Syllabová, 1991). Odrazová DK bývá silnější, protože zpravidla nese větší část hmotnosti těla (Měkota, 1984).

Za dominantní DK se považuje švihová noha. Preferovaná DK je umístována jako první na vyvýšenou plochu, používá se při obraně nebo při kopnutí do míče (Měkota, 1984; Opavský, 2003). Bylo zjištěno, že asi 90 % pravorukých lidí preferuje rovněž pravou DK, zatímco u levorukých se preference stejnostranné DK objevuje jen v 70–75 % (Drnková & Syllabová, 1991).

2.5.1.3 Modifikovaný klinický test senzorické interakce při udržení rovnováhy (m-CTSIB)

Modifikovaný klinický test senzorické interakce při udržení rovnováhy (m-CTSIB) vychází z klinického testu senzorické interakce, který obsahuje testování posturální stability v šesti různých situacích. Tento originální test byl vyvinut jako klinická verze Sensory Integration Test využívaného v posturografii. Test m-CTSIB „umožňuje předběžné posouzení, jak dobře může pacient integrovat různé systémy nutné pro posturální kontrolu, když se předpokládá poškození jednoho nebo více z těchto systémů“ (Bastlová, Jurutková, Tomsová, & Zelená, 2015).

Vyšetřovaná osoba je testována ve čtyřech různých situacích. Jedná se o stoj na pevném povrchu s otevřenými očima, stoj na pevném povrchu se zavřenými očima, stoj na měkkém povrchu s otevřenými očima a stoj na měkkém povrchu se zavřenými očima (Bastlová et al., 2015).

2.5.1.4 Berg balance scale (BBS)

BBS je jednoduše proveditelná zkouška rovnováhy, která trvá 10 až 15 minut. Přestože BBS byla původně vyvinuta pro hodnocení rovnováhy u starší populace, používá se u širokého spektra pacientů (Downs, Marquez, & Chiarelli., 2013; Yelnik & Bonan, 2008).

Tento balanční test se původně skládal z 38 balančních úkolů, které byly postupem času zredukovány na 14 položek. Balanční úkoly zahrnují vstávání ze židle, přesuny, udržení pozice ve stoji nebo motorické úkoly ve stoji. Každá z těchto položek je skórována čísly 0 (neschopen vykonat) až 4 (bezpečně provede), maximální skóre je

56 bodů. Vyšší skóre indikuje lepší rovnováhu. U starší populace představuje skóre vyšší než 45 bodů nízké riziko pádu (Downs et al., 2013; Yelnik & Bonan, 2008).

Metaanalýza autorů Downs et al. (2013) prokázala vysokou spolehlivost BBS. Výsledky studií dokazují, že BBS má schopnost rozpoznat mnoho klinicky významných změn v rovnováze.

2.5.1.5 Test rovnováhy a chůze podle Tinnetiové (POMA)

Test dle Tinnetiové je nejpoužívanějším testem hodnotícím rovnováhu u starší populace. Skládá se ze dvou částí. První část zahrnuje statické vyšetření stoje a obsahuje 13 položek hodnotících schopnost stoje, vstávání a rezistenci vůči vnějším narušením rovnováhy. Každá položka je skórována čísly 1 (normální) až 3 (abnormální). Druhá část se skládá z 9 položek a je založena na pozorování chůze. Většina z nich je obtížně hodnotitelná, a proto se druhá část příliš nepoužívá (Yelnik & Bonan, 2008).

2.5.1.6 Timed Up and Go test (TUG)

TUG je velmi rychlým a pravděpodobně nejjednodušším testem hodnocení posturální stability, jelikož vyžaduje jen minimální výbavu a prostor (Browne & Balakrishnan, 2019). Na začátku testu sedí vyšetřovaný na židli a má za úkol vstát, ujít 3 metry, otočit se, vrátit se zpět a sednout si na židli. Výsledkem testu je čas trvání této zkoušky v sekundách (Yelnik & Bonan, 2008).

TUG slouží také k identifikaci míry rizika pádů. Délka testu 35 vteřin a více predikuje zvýšené riziko pádu, čas pod 15 vteřin naopak předpovídá snížené riziko pádu prostor (Browne & Nair, 2019).

Průměrné časy u normálních jedinců jsou 8,1 sekund u populace 60–69 let, 9,2 sekund u 70–79 let a 11,3 sekund u 80–99 let (Bohannon, 2006).

2.5.2 Přístrojové hodnocení

2.5.2.1 Posturografie

Existuje několik možností hodnocení posturální stability, přičemž jedním z nich je přístrojová posturografie. Posturografie umožňuje zachytit oscilace těžiště, z čehož lze rozpoznat jednak poruchu stoje a jednak i účinnost terapie. Používá se tedy nejen pro diagnostiku, ale i pro monitorování změn po zavedené terapii (UNIFY, 2015).

Nejpoužívanějším zařízením v posturografii je silová plošina, která se skládá z desky, pod kterou jsou umístěné snímače tlaků (Paillard & Noé, 2015). Silová plošina na základě snímačů dokáže změřit reakční síly podložky, které představují součet tlaků působících na chodidlo. Z plošiny lze tím pádem získat parametry COP, pomocí kterých

je možné kvantifikovat změny rovnováhy (Dufveberg, Adeyemi, Rajendran, Öberg, & Abbott, 2018; Paillard & Noé, 2015).

Trajektorie COP totiž odráží kývání těla ve stoji i schopnost nervového a muskuloskeletálního systému integrovat informace z mnoha sensorických systémů včetně zrakového, somatosenzorického a vestibulárního pro udržení rovnováhy. Změny v systému posturální kontroly se odráží ve změnách parametrů COP, což umožňuje monitorování systému posturální kontroly (Prieto, Myklebust, Hoffmann, Lovett, & Myklebust, 1996).

Přestože přístrojová posturografie byla prokázána jako validní nástroj pro hodnocení rovnováhy, její používání v klinické praxi prozatím není natolik běžné. Místo ní bývají upřednostňovány jednoduché klinické testovací baterie a dotazníky (Sawacha et al., 2013).

2.5.2.2 Balanční systém Biodex

Balanční systém Biodex (BSB) se objevil poprvé na trhu na konci 90. let 20. století. Ve stejné době bylo zahájeno i jeho používání v klinické praxi. Jedná se o přístroj, který hodnotí schopnost jedince udržet posturu jak za statických, tak za dynamických podmínek na stabilním i nestabilním povrchu (Dawson, Dzurino, Karleskint, & Tucker, 2018). Toto zařízení poskytuje navíc objektivní hodnocení rovnováhy pro stanovení rizika pádu a zvládnání otřesů (Biodex Medical Systems, 2018).

Autoři mnoha studií dokazují, že se jedná o nástroj hodnotící posturální stabilitu spolehlivě a objektivně (Cachupe, Shifflett, Kahanov, & Wughalter, 2009; Paterno, Myer, Ford & Hewett, 2004; Schmitz & Arnold, 1998). Jedná se o způsob měření, který poskytuje informace aplikovatelné pro všechny druhy populace (Arifin, Osman, & Abas, 2014).

Systém slouží k hodnocení a tréninku somatosenzorické a neuromuskulární kontroly, jelikož kontrola těchto systémů je nezbytná pro schopnost udržení posturální stability, kterou přístroj hodnotí (Kovaleski, Heitman, Pugh, & Gurchiek, 2009). BSB nabízí rychlé a kvantitativní měření posturální kontroly, pozice COP a nepřímo i celkového fungování senzomotorického systému (Cug & Wikstrom, 2014).

Systém se skládá z plošiny, nastavitelných rukojetí a barevné dotykové obrazovky (Hinman, 2000). Obrazovka poskytuje okamžitou zrakovou zpětnou vazbu o schopnosti pacienta kontrolovat jeho COG (Biodex Medical Systems, 2006).

BSB je přístroj s cirkulární naklápěcí plošinou o průměru 55 cm, která se nachází ve výši 20 cm nad podložkou. Plošina se pohybuje zároveň kolem anteroposteriorní a mediolaterální osy a je schopna se naklápět od horizontální roviny do úhlu maximálně 20 ° ve všech směrech (Biodex Medical Systems, 1999; Hinman, 2000).

Úhel naklápění od horizontální osy se používá pro výpočet celkového indexu stability označovaného jako overall stability index (OSI) (Biodex Medical Systems, 2006).

OSI reprezentuje rozptyl vychýlení plošiny ve stupních z výchozí pozice, tedy horizontální roviny, do všech směrů v průběhu testu. Existuje i anteroposteriorní index stability (APSI), který charakterizuje odchylku plošiny od horizontální roviny pouze v rovině sagitální. Odchylka od horizontální roviny v rovině frontální je vyjádřena mediolaterálním indexem (MLSI) (Biodex Medical Systems, 2006).

Vysoký OSI bývá spojován s nestabilní posturou a velkým množstvím pohybu těla, zatímco nízký OSI indikuje více stabilní posturu pouze s malým pohybem těla. Nižší skóre tedy indikuje lepší rovnováhu (Schmitz & Arnold, 1998).

Reliabilita indexu stability byla zkoumána v několika studiích hodnotících posturální stabilitu, které prokázaly střední až vysokou úroveň spolehlivosti u zdravé populace, u pacientů s patelofemorálním syndromem, s chronickým zraněním předního zkříženého vazy a chronickými bolestmi dolní části zad (Almeida, Monteiro, Marizeiro, Maia, & de Paula Lima, 2017). Kromě těchto zmíněných skupin byl BSB prokázán také jako spolehlivé testovací zařízení pro osoby se zrakovým postižením (Aydoğ, Aydoğ, Çakci, & Doral, 2006).

BSB vyzývá jedince k udržení rovnováhy ve stoji na pohyblivé plošině. Stabilitu plošiny lze nastavit změnou odporových sil působících na plošinu, což ovlivňuje úroveň obtížnosti daného balančního úkolu (Kovaleski et al., 2009). Konkrétně se jedná o nastavení odporu osmi pružin umístěných pod plošinou (Cachupe et al., 2009). Plošinu lze nastavit buď jako statickou, nebo labilní. V rámci nastavení testovacího protokolu lze nastavit určitou úroveň, na které test začíná a jinou, na které bude končit (Biodex Medical System, 2018). Naklápění plošiny umožňuje maximální stimulaci mechanoreceptorů chodidla a proprioreceptorů kotníku (Cachupe et al., 2009).

Číslování úrovní lability se postupem času stejně jako samotný přístroj vyvíjelo. Starší studie uvádějí BSB s 8 úrovněmi lability, kdy úroveň 1 je nejméně stabilní úroveň a 8 nejvíce stabilní. V novějších studiích se již vyskytuje BSB s 12 úrovněmi, kdy 1. úroveň je nejméně stabilní a 12. úroveň je nejnestabilnější. Nejnovější verze BSB mají

odstupňování úrovní lability naprosto opačné, jelikož stupeň 1 je nejvíce stabilní a stupeň 12 nejméně stabilní. Ke změně číslování došlo z toho důvodu, že bylo logičtější, aby nejméně labilní úroveň byla označena číslem 1, pokud uvažujeme nad statickou plošinou jako nad úrovní 0 (e-mailová odpověď na dotaz, 15. 10. 2021).

Existuje několik různých variací testování posturální stability pomocí BSB. Jedním z nich je stupeň nestability plošiny, dalším pozice horních končetin, které mohou být zkřížené na hrudníku nebo volně podél těla. Měnit lze i vstup senzorických informací, například přidáním zavření očí testovaného (Parraca et al., 2011). Testovací protokol může být sestaven jak pro stoj na obou dolních končetinách, tak pro stoj na jedné dolní končetině. Délku testu lze nastavit od 10 sekund až po 10 minut (Hinman, 2000).

BSB zobrazuje na displeji plošinu skládající se z několika kruhových zón. Tyto zóny udávají ve stupních míru vychýlení plošiny z počáteční pozice. Nejvnitřnější kruh, tedy zóna A představuje výchylku 0–5° z výchozí pozice, zóna B 6–10°, C 11–15° a D 16–20°. Přístroj taktéž ukazuje, jakou dobu jedinec během testu stráví v jednotlivých zónách. Tento čas je vyjádřen procentuálně z celkové doby trvání testu (Biodex Medical Systems, 2006).

Testovací režimy

Tento systém obsahuje 5 testovacích protokolů a 6 tréninkových módů, umožňuje tedy nejen hodnocení, ale i trénink balance (Biodex Medical Systems, 2018). Vzhledem k zaměření této práce budou charakterizovány tři testovací režimy.

Jedním z testovacích protokolů BSB je Postural Stability Test (PST) neboli test posturální stability, který hodnotí schopnost pacienta udržet rovnováhu. Cílem pacienta v průběhu testování je udržet stálou pozici, a tedy i kurzor zobrazený na obrazovce ve středu kruhu. Přístroj měří, jak moc se pozice pacienta vychyluje od středu. Toto průměrné vychýlení vyjadřuje hodnota OSI. Nižší skóre OSI je více žádoucí než skóre vyšší (Biodex Medical Systems, 2018).

Kromě OSI je důležitým ukazatelem také standardní odchylka. Standardní odchylka je klíčová zejména v situaci, kdy jedinec před zahájením testu změní pozici tak, aby se cítil stabilněji, čímž dojde zároveň k vychýlení plošiny z výchozí pozice. V takovém případě bude mít OSI vždy vysokou hodnotu, jelikož plošina nebude v původním nastavení. Následně mohou nastat dvě různé situace. Pokud se pacient vychyluje pouze minimálně, standardní odchylka bude nízká. To je evidentní, pokud je na obrazovce zapnuté trasování. V takové situaci může být skóre OSI například 6,5, ale standardní odchylka pouze 0,8. V opačném případě, pokud se tělo pacienta kýve více,

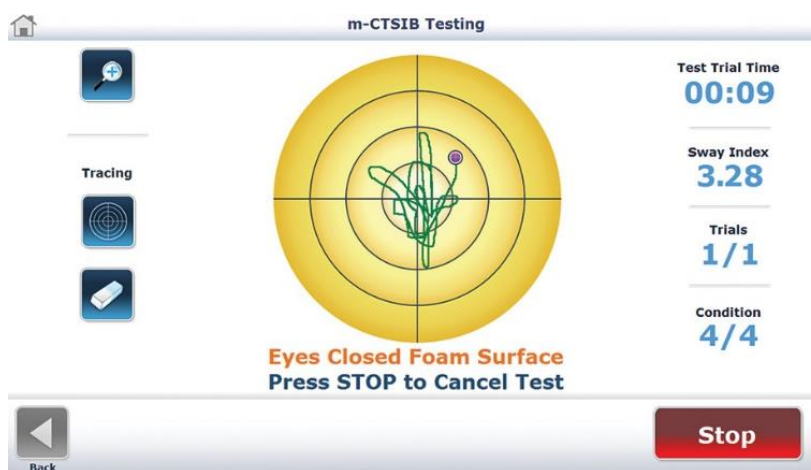
bude kromě OSI i standardní odchylka vyšší. Proto je i standardní odchylka ukazatelem výkyvů pacienta (Biodex Medical Systems, 2006; Biodex Medical Systems, 2018).

Dalším z testovacích režimů je Bilateral Comparison Test (BCT), ve kterém pacient stojí na jedné DK ve středu plošiny po stanovenou dobu na stanovené úrovni lability. Pacient provádí ten samý test i na opačné DK. Samotný test se tedy skládá z testování pravé i levé DK. Cílem pacienta je stejně jako u PST udržet kurzor ve středu kruhu zobrazeného na displeji. Následně lze porovnat výsledky testů obou DKK a stanovit, která z nich je slabší. Test byl původně vyvinut pro měření a srovnání stability jedné DK s opačnou DK především u ortopedických pacientů (Biodex Medical Systems, 2018).

Dalším testovacím režimem je Sensory Integration, v němž se nachází m-CTSIB a BESS test. Test m-CTSIB je standardizovaný test vycházející z CTSIB, který slouží pro hodnocení rovnováhy na pevném povrchu. Test hodnotí, jak dobře dokáže pacient integrovat sensorické informace za účelem udržení rovnováhy. V průběhu testu dochází ke změně sensorických podmínek a ke sledování, jak dokáže testovaná osoba tyto změny kompenzovat (Biodex Medical Systems, 1999). V rámci CTSIB se testuje 6 situací, BSB však využívá m-CTSIB, který testuje pouze 4 různé situace (Biodex Medical Systems, 2018).

Výsledkem testu je tzv. sway index (SI), který reprezentuje průměrnou míru výkyvů těla pacienta během měření. Vyšší SI znamená větší nestabilitu vyšetřované osoby v průběhu testu (Biodex Medical Systems, 2018).

BSB obsahuje dále testovací režimy – test rizika pádů, test limitů stability a kontrolu motoriky (Biodex Medical Systems, 2018).



Obrázek 3. Testovací mód m-CTSIB (Biodex Medical Systems, 2021)

2.6 Srovnání klinického a přístrojového hodnocení posturální stability

2.6.1 Srovnání klinických testů a posturografie

Cílem autorů Frykberg, Lindmark, Lanshammar a Borg (2007) bylo prozkoumat závislost mezi klinickým hodnocením posturální kontroly a hodnocením posturální kontroly pomocí silové plošiny u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP). Balanční úkoly byly v obou způsobech testování prováděny za podobných podmínek. Dílčím cílem bylo zjistit shodu v hodnocení rozložení váhy v klidném stoji u osob po CMP (Frykberg et al., 2007).

Mezi přijímací kritéria patřil věk 20 až 65 let, prodělání CMP, paréza DKK, schopnost samostatného stoje po dobu 2 minut a porozumění verbálním instrukcím. Vylučovací kritéria představovaly zrakové, ortopedické a neurologické poruchy, kromě CMP. Výzkumu se účastnilo 20 osob, 8 žen a 12 mužů o průměrném věku 50,1 let. Všichni z nich prodělali CMP před méně než 6 měsíci a byli ambulantními pacienty (Frykberg et al., 2007).

Pro klinické hodnocení rovnováhy byla použita BBS. Testované situace byly rozděleny na dvě podskupiny, a sice na skupinu hodnotící statickou rovnováhu a skupinu hodnotící rovnováhu dynamickou. K rozdělení došlo proto, aby bylo možné porovnat parametry klidného stoje na silové plošině s výsledky položek hodnotících statickou rovnováhu v rámci BBS (Frykberg et al., 2007).

Pro přístrojové testování byl vybrán systém Vifor, který se skládá z počítačové piezoelektrické silové plošiny a dvou videokamer. Ze silové plošiny byly získány hodnoty standardní odchylky COP a průměrné rychlosti vychýlení COP v anteroposteriorním a mediolaterálním směru. Dále byly vypočteny standardní odchylky reakčních sil podložky, také v anteroposteriorním i mediolaterálním směru. Tento parametr lze interpretovat i jako standardní odchylku změny COM těla v různých směrech. Na silové plošině bylo hodnoceno také rozložení váhy těla v klidném stoji. Za tímto účelem byla vypočtena průměrná hodnota pozice COP ve frontální rovině v klidném stoji trvajícím 30 sekund (Frykberg et al., 2007).

Při testování na silové plošině byli pacienti testováni v běžné indoor obuvi, jeden proband byl naboso. Během měření pacienti stáli na plošině s chodidly v libovolné pozici. Pokud to bylo možné, byly zároveň testovány položky z BBS a měřeny hodnoty ze silové plošiny, na které proband při vykonávání položek z BBS stál. Zbývající balanční úkoly z BBS byly provedeny ihned po přístrojovém měření. Testování samostatného stoje na

silové plošině trvalo 30 sekund a pro účely posouzení reliability byla provedena 3 opakování tohoto testu. Následně bylo rozložení váhy hodnoceno třemi fyzioterapeuty nezávisle na sobě podle natočených videozáznamů (Frykberg et al., 2007).

Výsledky z BBS byly porovnány s každým naměřeným parametrem ze silové plošiny. Nebyla nalezena žádná významná závislost mezi celkovým skórem BBS a hodnotami ze silové plošiny. Významná závislost však byla prokázána mezi skórem části BBS hodnotící pouze statickou rovnováhu a průměrnou rychlostí vychýlení COP v anteroposteriorním směru. Střední závislost se prokázala také v jednotlivém hodnocení rozložení váhy třemi fyzioterapeuty a průměrnou pozicí COP ve frontální rovině (Frykberg et al., 2007).

Závěrem lze konstatovat, že klinické hodnocení posturální kontroly a rozložení váhy středně koreluje s přístrojovým měřením pomocí silové plošiny, v případě, že je testování prováděno za podobných podmínek (Frykberg et al., 2007).

Cílem další studie bylo zjistit, jaký je vztah mezi výsledky přístrojové posturografie a výsledky nejčastěji používaných klinických testů pro hodnocení rovnováhy u pacientů po CMP a jaký je jejich význam pro získávání zpětné vazby o poruchách rovnováhy u těchto pacientů (Sawacha et al., 2013).

Do studie bylo zařazeno 20 osob, 10 osob po CMP a 10 zdravých osob. Pacienti po CMP měli více než 1 rok od prodělání CMP a byli schopni samostatné chůze nebo chůze s doprovodem. Mezi vylučovací kritéria patřila kardiovaskulární, psychiatrická, nebo neurologická choroba, závažné zrakové či sluchové poruchy, mnohočetné cerebrovaskulární léze, změna farmakologické léčby a absolvování rehabilitace před nebo v průběhu výzkumu. Jelikož byla studie realizována v nemocnici, kontrolní skupina se skládala z přihlášeného zdravotnického personálu. Obě skupiny měly odpovídající věkové složení, body mass index ani výška se významně nelišily (Sawacha et al., 2013).

Pro přístrojové vyšetření byla zvolena silová plošina Bertec, na které byl prováděn Rombergův test. Probandi stáli na plošině s patami u sebe a chodily tak, aby mezi oběma palci byl úhel zhruba 30 ° a s horními končetinami podél těla. Pro zajištění správné pozice chodidel byly na plošině umístěné značky, podle kterých se měl pacient postavit. Nejprve byl testován vzpřímený stoj s otevřenými očima a pohledem před sebe trvající 60 sekund. Poté byl proband testován stejným způsobem, akorát se zavřenými očima. V průběhu testování byla měřena trajektorie COP, ze které byly poté vypočteny parametry sway area, konfidenční elipsa, průměrná celková dráha COP a rychlost COP v anteroposteriorním a mediolaterálním směru (Sawacha et al., 2013).

V rámci klinického testování byla provedena POMA, BBS a TUG.

Ve výsledcích přístrojového vyšetření byly statisticky významné rozdíly nalezeny mezi oběma skupinami ve všech parametrech COP ve stoji s otevřenými očima. V situaci se zavřenými očima byly rozdíly pozorovány pouze v případě celkové dráhy a rychlosti COP a dráhy a rychlosti COP v anteroposteriorním směru (Sawacha et al., 2013).

V rámci sledování korelace mezi klinickým a přístrojovým hodnocením bylo zjištěno, že výsledky POMA nekorelovaly s žádnou naměřenou hodnotou z přístrojového vyšetření. Stejně tak nebyla nalezena žádná závislost mezi klinickými škálami a hodnotami konfidenční elipsy, celkové dráhy COP a dráhy COP v mediolaterálním směru. Na druhou stranu, nejvyšší míra korelace byla zjištěna mezi TUG a téměř všemi zbývajících parametry COP ve stoji s otevřenými i zavřenými očima. BBS korelovala s dráhou COP a rychlostí COP v anteroposteriorním směru ve stoji s otevřenými očima a se všemi hodnotami parametrů COP ve stoji se zavřenými očima. BBS však korelovala v menší míře než TUG (Sawacha et al., 2013).

Posouzení závislosti mezi oběma způsoby hodnocení rovnováhy naznačuje, že některé parametry COP získané ve statické pozici poskytují informace indikující poruchy rovnováhy, které jsou také pozorovány v dynamických klinických testech. Nicméně ne všechny klinické testy s parametry COP získanými z přístrojové posturografie korelovaly, a některé jen ve střední míře. Z toho lze usoudit, že oba způsoby mohou hodnotit různé aspekty rovnováhy (Sawacha et al., 2013).

Přístrojová posturografie poskytuje náhled do mechanismů řízení posturální kontroly pacientů po CMP a pomáhá porozumět, jak senzomotorické deficity ovlivňují rovnováhu. Proto by kromě klinických testů měla být v klinické praxi doporučena i přístrojová posturografie (Sawacha et al., 2013).

2.6.2 Srovnání klinických testů a balančního systému Biodex

Cílem autorů Parsa, Rahimi a Dehkordi (2019) bylo prozkoumat závislost mezi hodnocením rovnováhy pomocí přístroje BSB a klinické BBS u pacientů po CMP. Studie byla zaměřená na zjištění závislosti mezi přístrojovým hodnocením dynamické rovnováhy a klinickým hodnocením funkční rovnováhy u pacientů po CMP a demograficky odpovídající skupiny zdravých osob.

Této průřezové studie se zúčastnilo 25 osob po CMP a 25 zdravých osob, obě skupiny měly průměrný věk 57 let. Do kontrolní skupiny zdravých osob nemohli být zařazeni jedinci trpící jakoukoli ortopedickou, neurologickou nebo interní chorobou.

Přijímacími kritérii do skupiny osob po CMP byly – první CMP v životě, žádná historie ortopedických, nebo neurologických chorob kromě CMP, žádné další poruchy zhoršující rovnováhu a schopnost samostatného stoje po dobu 2 minut. (Parsa et al., 2019).

Měření probíhalo 3 dny po sobě. První den byli pacienti seznámeni s průběhem testování a byla již provedena BBS. Probandi měli možnost vyzkoušet si stoj na BSB. Následující den bylo zahájeno měření posturální stability na BSB. Pacienti byli testováni ve stoji na plošině s chodidly v definované pozici. Test obsahoval 3 pokusy trvající 20 sekund mezi nimiž byla pauza 30 sekund. Třetí den byl proveden stejný test, ale ve dvou opakováních (Parsa et al., 2019).

Ve studii používali autoři starší verzi BSB s 8 úrovněmi stability plošiny. Testování bylo zahájeno na nejstabilnější úrovni plošiny, tedy 8 a každých 20 sekund došlo ke snížení stability plošiny o jednu úroveň až na úroveň 5 (Parsa et al., 2019).

Porovnání základních hodnot neprokázalo žádný statisticky významný rozdíl ve věku, pohlaví nebo váze mezi skupinami. Objevily se však významné rozdíly mezi klinicky a přístrojově naměřenými hodnotami (Parsa et al., 2019).

Výsledky prokázaly významnou negativní korelaci mezi hodnotami BBS a OSI na BSB ve všech třech měřeních i v jejich průměrné hodnotě u obou skupin. Negativní korelace znamená, že byly naměřeny vyšší hodnoty na BSB než v BBS. Významná negativní korelace byla nalezena také mezi hodnotami APSI na BSB a výsledky BBS u obou skupin. Závislost mezi MLSI na BSB a skórem z BBS byla významná ve skupině osob po CMP, u zdravé skupiny byla tato závislost nalezena pouze v jednom měření. Důvodem může být, že zdravé osoby nemají problémy s rovnováhou v mediolaterálním směru, a proto je u nich i vychýlení z pozice v tomto směru nízké a nemá významnou korelaci s většinou parametrů (Parsa et al., 2019).

Korelační koeficienty mezi hodnotami BBS a OSI byly vyšší u skupiny osob po CMP. Dalším zjištěním bylo, že hodnoty APSI korelovaly se skórem BBS více než hodnoty MLSI. Aktivity denního života hodnocené v rámci BBS jsou totiž ve většině případů prováděny v anteroposteriorním směru, a proto je závislost mezi jejich výsledky a hodnotami APSI vyšší. Všechny hodnoty korelovaly lépe u skupiny osob po CMP (Parsa et al., 2019).

Bylo prokázáno, že BSB nabízí spolehlivé hodnocení dynamické rovnováhy pacientů po CMP, které může dobře odrážet úroveň jejich funkční rovnováhy. Závěrem lze konstatovat, že úroveň dynamické rovnováhy účastníků studie se však odráží v jejich funkčním stavu rovnováhy pouze částečně (Parsa et al., 2019).

Další průřezová studie byla zaměřena na analýzu vztahu mezi Y balance testem (YBT) a indexem stability z BSB. Cílem studie bylo zjistit, zda jsou tyto způsoby hodnocení ekvivalentním prostředkem pro hodnocení rovnováhy (Almeida et al., 2017).

Do výzkumu bylo zařazeno 40 osob, 8 mužů a 32 žen ve věkovém rozmezí 18–30 let. Všichni účastníci provozovali rekreačně sport, kterému se věnovali minimálně 30 minut denně nebo 150 minut týdně. Mezi vylučovací kritéria patřila porucha zrakového nebo vestibulárního systému, neurologické potíže nebo ortopedická zranění, která by znemožnila testování. Výzkumný vzorek obsahoval 12 osob, které v anamnéze uvedly předchozí zranění DKK (Almeida et al., 2017).

Účastníkům byly nejprve odebrány anamnestické údaje týkající se předchozích zranění a provozovaných sportovních aktivit. Následně byli vyšetřeni za účelem získání základních antropometrických údajů a zjištění celkového stavu probanda. Všechny informace byly zaznamenány do formuláře (Almeida et al., 2017).

Randomizace pořadí testování DKK a jednotlivých testů byla zajištěna pomocí softwaru pro náhodné přidělování. YBT hodnotí schopnost jedince udržet rovnováhu za dynamických podmínek v anteriorním, posteromediálním a posterolaterálním směru. Testovaná osoba stojí na jedné DK a jejím úkolem je dosáhnout druhou DK co nejdále v daném směru, aniž by se dotkla podložky nebo ztratila rovnováhu. Výsledná vzdálenost je zaznamenána v centimetrech. Proband měl nejprve 6 tréninkových pokusů, výsledek sedmého pokusu byl zaznamenán a použit pro statistické zpracování. Za účelem prevence únavy byly v každém směru nejprve testovány obě DKK a až poté se přešlo k dalšímu směru. Mezi každým pokusem byla pauza 30 sekund a mezi změnou testovaného směru 1 minuta (Almeida et al., 2017; Plisky et al., 2009).

Na BSB byli probandi testováni naboso ve stoji na jedné DK s horními končetinami podél těla, otevřenýma očima a pohledem směřujícím na obrazovku. Probandi absolvovali nejprve jeden tréninkový pokus. Následoval samotný test obsahující 3 pokusy trvající 20 sekund mezi nimiž byla pauza 10 sekund. Průměr z těchto tří hodnot byl použit pro statistické zpracování. Měření bylo prováděno na šesti úrovních stability, kdy na začátku testu byla plošina nastavena na nejstabilnější úroveň 6 a na konci na úroveň 1, tedy nejméně stabilní. Každá úroveň stability trvala 3,33 sekund z celkových 20 sekund testu (Almeida et al., 2017).

Hypotézou studie bylo, že mezi YBT a indexem stability BSB bude střední míra korelace. Korelační koeficient pro YBT prokázal vynikající spolehlivost testu ve všech testovaných směrech. Naměřené hodnoty dynamické posturální stability v YBT však

neukázaly žádnou korelaci s jakýmkoliv proměnnými indexu stability naměřenými na BSB, což indikuje nízkou závislosti mezi těmito dvěma způsoby hodnocení rovnováhy u osob s předchozím a bez předchozího zranění DKK. Na základě statistického porovnání tedy nebyla hypotéza potvrzena. Tato zjištění indikují omezení používání YBT jako jediného nástroje pro hodnocení rovnováhy v klinické praxi (Almeida et al., 2017).

V následující studii chtěli autoři zjistit, zda dva testy využívané pro hodnocení posturální stability měří totéž, tedy podobné složky rovnováhy. Zvolenými testy byl klinický test Star Excursion Balance Test (SEBT) a přístrojový test Limits of Stability (LOS) prováděný na BSB. Oba testy jsou totiž odlišné, a přesto se často používají pro hodnocení dynamické posturální stability (Glave, Didier, Weatherwax, Browning, & Fiaud, 2016).

Do výzkumu se zapojilo 31 osob, 16 žen a 15 mužů, průměrný věk skupiny byl 31 let. V anamnestickém dotazníku se zjišťovalo, zda probandi neměli úraz DKK nebo jiné poruchy, které by mohly ovlivnit rovnováhu, jako například diabetes, neuropatii, CMP nebo vertigo (Glave et al., 2016).

SEBT se provádí ve stoji na jedné DK, kdy se pacient druhou DK snaží dosáhnout co nejdále v osmi směrech – každých 45° od 0 po 360° , přičemž stále udržuje rovnováhu. Za výsledek se považuje naměřená vzdálenost normalizovaná k výšce probanda. Ke statistickému zpracování byla použita průměrná hodnota ze tří měření (Glave et al., 2016).

LOS se testuje ve stoji na plošině, kdy se proband naklání v osmi různých směrech do takové míry, než kurzor zobrazený na displeji zasáhne vyznačený cíl. BSB udává jak jednotlivé skóre ze všech směrů, tak i celkové skóre. Pro statistické zpracování byla použita průměrná hodnota ze tří měření. Testování bylo prováděno na dvou úrovních stability – na úrovni 12, tedy statické a na úrovni 6, tedy středně nestabilní. Pacienti měli ruce v uvolněné pozici a mohli si zvolit vlastní strategii pro zasahování terčů. Pořadí testů, střídání stojné DK v SEBT a střídání úrovní nestability v LOS bylo randomizováno (Glave et al., 2016).

Hypotézou studie bylo, že výsledky obou testů budou pozitivně korelovat. Na rozdíl od hypotézy však nebyly skóre z obou testů pozitivně závislé. Navíc nebyl nalezen ani žádný konzistentní vztah mezi těmito testy. Nalezena byla pouze statisticky významná negativní korelace, která naznačovala, že pacienti, kteří měli vysoké skóre v jednom testu, měli v druhém testu naopak skóre nízké. Pokud by testy hodnotily to samé, měly by mít i výsledky obou testů podobnou vypovídací schopnost (Glave et al., 2016).

Závěrem lze konstatovat, že oba testy hodnotí odlišné složky rovnováhy, což neznamená, že by neměly být používány. Z výsledků studie však vyplývá, že je velmi důležité definovat, jaké aspekty rovnováhy konkrétní test hodnotí (Glave et al., 2016).

Cílem následující studie bylo prozkoumat dynamickou rovnováhu u pacientů s revmatoidní artritidou ve vztahu k charakteristice tohoto onemocnění (Aydoğ, Bal, Aydoğ, & Çakci, 2006). Vzhledem k zaměření této diplomové práce bude rozebrána pouze ta část studie zabývající se zjišťováním závislosti mezi přístrojovým hodnocením na BSB a klinickými škálami hodnotícími funkční disabilitu jedince.

Ve výzkumné skupině bylo 42 osob s revmatoidní artritidou a v kontrolní skupině 42 osob stejného věku (Aydoğ et al., 2006b).

Testování na BSB bylo prováděno v pohodlném stoji bez obuvi s mírně flektovanými koleny a horními končetinami zkříženými na hrudi. Testování probíhalo jednak na úrovni 8, což je na použitém BSB nejstabilnější úroveň a na méně stabilní úrovni 2. Probandi měli nejprve 1 minutu tréninku k adaptaci na přístroj a 3 tréninkové pokusy. Poté následovaly 3 měřené pokusy, délka testu byla 20 sekund a pauza mezi nimi 1 minuta (Aydoğ et al., 2006b).

Klinické hodnocení obsahovalo Disease Activity Score (DAS), Health Assessment Questionnaire (HAQ) a Steinbrocker Functional Class (SFC) (Aydoğ et al., 2006b).

Pacienti s revmatoidní artritidou měli při testování na statické plošině vyšší hodnoty OSI a APSI než kontrolní skupina. Při testování na nestabilní úrovni 2 byl významný rozdíl nalezen pouze u MLSI, který byl u pacientů s revmatoidní artritidou vyšší (Aydoğ et al., 2006b).

V případě testování na statické plošině byla nalezena pozitivní korelace mezi indexy stability z BBS a HAQ i SFC. Mezi výsledky z BBS a skórem DAS nebyla nalezena žádná pozitivní závislost. Lze tedy konstatovat, že do určité míry byla nalezena pozitivní závislost mezi přístrojovým hodnocením posturální stability a klinickým hodnocením funkční disability jedince (Aydoğ et al., 2006b).

Autoři následující studie zkoumali závislost mezi výsledky TUG a testu stoje na jedné DK s výsledky na BSB u zdravých jedinců. Dalším cílem bylo zjistit, která úroveň stability plošiny na BSB je pro hodnocení rovnováhy nejvhodnější (Oh, Kim, Lee, & Lee, 2011).

Výzkumu se zúčastnilo 73 osob, 38 mužů a 35 žen, z nichž všichni byli schopni samostatné chůze. Průměrný věk výzkumného souboru byl 48,9 let, ve věku 20–39 bylo 22 osob, ve věku 40–59 bylo 29 osob a ve věku 60 a více let 22 osob (Oh et al., 2011).

Testování probíhalo vždy tak, že nejprve byl proveden klinický TUG, poté stoj na jedné DK a následovalo testování na BSB. Na základě naměřených výsledků byli probandi rozděleni do kategorií podle věku, výsledků TUG a testu stoje na jedné DK. V rámci TUG byla vytvořena skupina osob, které měly výsledný čas kratší než 10 sekund a skupinu s časem delším než 10 sekund. V testu stoje na jedné DK byli v jedné skupině probandi s časem méně než 30 sekund a v druhé skupině probandi s časem delším než 30 sekund (Oh et al., 2011).

Úkolem pacienta při stoji na jedné DK bylo stát co nejdelší dobu na jím zvolené DK. Následně byl měřen čas v sekundách. Test byl prováděn ve třech opakováních, přičemž byl zaznamenán nejlepší výsledek. Test byl ukončen, pokud došlo k pohybu stojné nohy, pokud se opačné chodidlo dotknulo země, nebo pokud uplynula maximální délka testu, která byla stanovena na 60 sekund (Oh et al., 2011).

Testování na BSB bylo prováděno ve stoji na obou DKK s horními končetinami zkříženými na hrudníku. Proband byl testován na šesti úrovních nestability plošiny mezi úrovní 12, tedy nejstabilnější a úrovní 2, která byla v rámci testování nejméně stabilní. Celkem 25 jedinců nezvládlo testování na úrovni 2 dokončit. Na každé úrovni byl prováděn test ve třech opakováních, délka testu byla 15 sekund a pauza mezi pokusy 10 sekund. Mezi změnou úrovně stability plošiny byla pauza delší, a sice 30 sekund. Úkolem pacienta bylo udržet kurzor zobrazený na displeji co nejbližší středu kruhu. Pro statistické zpracování byla použita průměrná hodnota OSI (Oh et al., 2011).

Při porovnání výsledků stoje na jedné DK a výsledků OSI celého výzkumného souboru byla nalezena signifikantní korelace pouze na úrovni stability plošiny 8. Na druhou stranu výsledky TUG korelovaly s výsledky OSI na BSB u více skupin i na více úrovních stability plošiny. Výsledky prokázaly, že ve většině případů byla nalezena vysoká míra korelace mezi výsledky TUG a OSI na stabilnějších úrovních plošiny. Na základě toho lze konstatovat, že hodnocení rovnováhy by mělo být prováděno spíše na jednodušších úrovních stability plošiny (Oh et al., 2011).

Závěrem lze konstatovat, že hodnoty OSI korelují s výsledky stoje na jedné DK méně než s výsledky TUG, které mají vysokou míru korelace zejména na stabilnějších úrovních plošiny (Oh et al., 2011).

2.7 Test stoje na jedné dolní končetině na balančním systému Biodex

Autoři další studie zjišťovali intraindividuální reliabilitu indexů stability při stoji na jedné DK na BSB. Studie byla prováděna na 20 studentech univerzity, kteří neměli žádný úraz DKK, neurologické potíže ani poruchy rovnováhy. Celé měření prováděl tentýž člověk. Všichni probandi měli stejné podmínky, jelikož žádný z nich neměl předchozí zkušenosti s BSB. Testovací protokol obsahoval testování stoje na jedné DK za statických i dynamických podmínek (Arifin et al., 2014).

Dominance DKK byla určena podle toho, kterou nohou jedinec kope do míče a dominantní DK byla stojná. Stojná DK měla být plně extendovaná v kolenním kloubu, zatímco opačná DK byla v kolenním kloubu lehce flektovaná. Probandi měli horní končetiny podél těla a pohled očí směřoval na obrazovku před nimi. Následně měli jedinci zaujmout pohodlnou pozici při které byl kurzor umístěn v blízkosti středu obrazovky. Tato pozice chodidel byla zaznamenána v přístroji a zůstala stejná po celou dobu testování za statických i dynamických podmínek (Arifin et al., 2014).

Délka testu byla 20 sekund, bylo provedeno 5 opakování a délka pauzy mezi nimi byla 10 sekund. Probandi byli instruováni, aby během pauzy zatěžovali převážně opačnou DK za účelem minimalizování únavy stojné DK. Test byl proveden jednak na statické plošině a jednak na nestabilní plošině na úrovni 8. Na verzi BSB používaného v této studii je úroveň 12 nejstabilnější a úroveň 1 nejméně stabilní. Pokud došlo k ztrátě rovnováhy do takové míry, že proband musel použít ruční opěrky, byl tento pokus vymazán a měření pokračovalo až do plného počtu pokusů (Arifin et al., 2014).

Pro hodnocení reliability byli všichni probandi testováni znovu o týden později. Statistická analýza prokázala, že všechna data byla normálně distribuována a nebyl nalezen žádný signifikantní rozdíl mezi indexy stability z prvního a druhého týdne. Všechny indexy stability prokázaly za statistických podmínek vynikající intraindividuální reliabilitu. Při dynamických podmínkách byla intraindividuální reliabilita dobrá až vynikající pro všechny indexy stability (Arifin et al., 2014).

Výsledky studie prokázaly, že BSB je spolehlivý přístroj pro hodnocení posturální stability při stoji na jedné DK, protože reliabilita za statických podmínek kolísala mezi 78 až 85 % a za dynamických dosahovala 65 až 77 %. Standardní chyba měření byla menší pro testování na statické plošině než na dynamické (Arifin et al., 2014).

Další ze studií hodnotících posturální stabilitu ve stoji na jedné DK je studie zabývající se vlivem neuromuskulárního tréninku, zaměřeného na snížení četnosti zranění

předního zkříženého vazy, na zlepšení posturální stability ve stoji na jedné DK u mladých sportovců (Paterno et al., 2004).

Předchozí studie zkoumající mladé nezraněné sportovce pomocí BSB prokázaly, že existuje úzký vztah mezi celkovou stabilitou a anteroposteriorní stabilitou, ale mezi celkovou a mediolaterální stabilitou nebyl takový vztah nalezen. Podle autorů je žádoucí individuálně zhodnotit každý komponent posturální stability a stanovit nedostatky v každém směru (Schmitz & Arnold, 1998).

Klíčovou částí studie je pro téma této diplomové práce pouze protokol testování stoje na jedné DK na BSB, jelikož hodnocení vlivu neuromuskulárního tréninku na posturální stabilitu není předmětem diplomové práce.

Celého výzkumu se nakonec zúčastnilo 41 mladých sportovců o průměrném věku 15,3 let. Přístroj BSB použitý v této studii měl 8 úrovní stability, přičemž úroveň 8 byla nejvíce stabilní a úroveň 8 nejméně stabilní. Na základě literatury a zkušeností autorů byla úroveň nestability plošiny 4. Stejně jako v předchozí studii byli pacienti nejprve instruováni, aby umístili chodidlo do středu plošiny tak, aby byl stoj pohodlný a stabilní. Od této výchozí pozice byly měřeny stupně vychýlení. Stojná DK měla být lehce pokrčená v kolenním kloubu a opačná DK měla v kolenním kloubu flexi 90°. Pacienti měli ruce zkřížené na hrudníku a pohled směřoval dopředu (Paterno et al., 2004).

Úkolem probandů bylo udržet co nejstabilnější pozici, aniž by dostávali jakoukoli verbální nebo zrakovou zpětnou vazbu. Obrazovka byla totiž celou dobu zakrytá. Délka testu byla 20 sekund a každá DK byla testována třikrát. Údaje o pauze mezi pokusy studie neudává. Následně byl vypočítán průměr a standardní chyba měření z těchto tří pokusů (Paterno et al., 2004).

Stejně jako výsledky studie Schmitze a Arnolda (1998) i tato studie prokázala silnou korelaci mezi celkovou stabilitou a anteroposteriorní stabilitou u obou DKK. Mezi celkovou a mediolaterální stabilitou byla nalezena pouze střední korelace. V budoucnu by měla být prozkoumána celková a mediolaterální stabilita nezávisle na sobě (Paterno et al., 2004).

V literatuře je prokázáno, že BSB má vysokou test-retest reliabilitu při používání stabilních úrovní plošiny. Míra reliability pro méně stabilní úrovně je však v literatuře uvedena jen velmi zřídka (Cachupe et al., 2001). Cílem této studie bylo zhodnotit test-retest reliabilitu u méně stabilních úrovní během 10 týdnů. Méně stabilní plošiny bývají spojovány s vyšším množstvím tréninku a adaptace na přístroj za účelem zajištění stabilních hodnot. Dalším z cílů bylo určit, zda běžně používaný protokol obsahující

3 tréninkové pokusy následované třemi měřenými pokusy je dostačující pro dosažení stabilních hodnot při testování na nejméně stabilní úrovni, což byla u použitého BSB úroveň 1 (Cug & Wikstrom, 2014).

Výzkumný soubor tvořilo 20 studentů univerzity, kteří neměli žádné zranění pohybového aparátu, neurologickou, kardiovaskulární, metabolickou, revmatickou nebo vestibulární chorobu. Do studie byli zařazeni pouze studenti, kteří neprováděli pravidelně určitý druh sportovní aktivity déle než hodinu týdně a převažoval u nich sedavý způsob života (Cug & Wikstrom, 2014).

Během všech testů byli probandi naboso s otevřenými očima a měli k dispozici zrakovou zpětnou vazbu prostřednictvím obrazovky BSB. Nejprve byl testován stoj na obou DKK s mírnou flexí v kolenních kloubech a rukama zkříženými na hrudníku. Celkově probandi provedli 6 pokusů, 3 tréninkové a 3 měřené, jeden test trval 20 sekund. Následovalo 6 opakování testu stoje na dominantní DK. Dominance byla určena podle toho, kterou DK kope jedinec do míče. Mezi jednotlivými pokusy byla u obou testů pauza 1 minuta. O 10 týdnů později byl celý proces zopakován znovu (Cug & Wikstrom, 2014).

Výsledky z prvního měření ukázaly, že stabilních skóre při stoji na jedné nebo obou DKK lze dosáhnout třemi tréninkovými pokusy. Druhé měření potvrdilo, že více než 3 tréninkové pokusy nejsou potřebné a že pro osoby, které již mají zkušenost s BSB jsou dostačující pouze 1 až 2 tréninkové pokusy. Reliabilita kolísala mezi slabou a dobrou napříč všemi výsledky, u všech výsledků byly však velké změny ve skóre, což naznačuje, že nejméně stabilní úroveň by neměla být používána jako objektivní měřitel progresu v průběhu delší doby (Cug & Wikstrom, 2014).

2.8 Reliabilita balančního systému Biodex

Existuje mnoho studií zkoumajících testování posturální stability pomocí BSB u starší populace. Autoři studie, jejíž cílem bylo zjistit spolehlivost BSB u seniorů vybrali pro hodnocení test rizika pádů neboli Fall Risk Test (FRT) a PST. Plošina byla nastavena jako statická, test trval 20 sekund a byla prováděna 3 opakování. Mezi pokusy byla pauza 1 minuta, což je podstatně delší čas než u studií prováděných na zdravých lidech. Celé měření i s FRT bylo opakováno dvakrát s týdenním rozestupem. Hodnoty celkového indexu stability u PST prokázaly přijatelnou spolehlivost, chyba měření však dosahovala téměř 25 %. Naproti tomu reliabilita u FRT byla znatelně vyšší s chybou měření pouhých 11 %. Závěrem lze konstatovat, že měření pomocí BSB lze považovat za spolehlivé a užitečné pro zjištění míry rizika pádu (Parraca et al., 2011).

Autoři následující studie zjišťovali reliabilitu a validitu m-CTSIB na BSB. Výzkumu se zúčastnilo 100 žen ve věkovém rozmezí 65–91 let. Za účelem zjištění souběžné platnosti byl proveden také miniBESTest. U všech účastníků byl proveden v tentýž den jak m-CTSIB na BSB, tak miniBESTest, které vykonával tentýž fyzioterapeut. Probandi byli testováni naboso. Na začátku měli jeden tréninkový pokus před samotným měřením. Každá situace m-CTSIB byla testována po dobu 30 sekund a následovala pauza 10 sekund po níž se přešlo k další situaci. Za týden od prvního měření byl u 24 žen opět proveden m-CTSIB. Výsledky statistického zpracování prokázaly střední reliabilitu m-CTSIB s hodnotou korelačního koeficientu 0,628. Střední míra korelace byla nalezena mezi miniBESTest a m-CTSIB (Antoniadou et al., 2020).

3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Hlavní cíl

Cílem práce je zhodnotit a srovnat výsledky klinického hodnocení posturální stability s výsledky získanými z balančního systému Biodex u skupiny mladých osob.

3.2 Dílčí cíle

1. Posouzení intraindividuální variability posturální stability u jedinců ve věku 18 až 30 let, která byla hodnocena pomocí balančního systému Biodex při třech za sebou jdoucích pokusech.
2. Posouzení dosažených výsledků přístrojové verze testu m-CTSIB v závislosti na pohlaví.

3.3 Výzkumné otázky

1. Existuje závislost mezi dosaženými výsledky v klinickém testu dle Vélého a výsledky testu posturální stability naměřeném na balančním systému Biodex?
2. Existuje závislost mezi dosaženými výsledky v klinickém testu stoje na jedné dolní končetině a výsledky testování stoje na jedné dolní končetině naměřeném na balančním systému Biodex?
3. Existuje závislost mezi dosaženými výsledky v klinickém testu m-CTSIB a výsledky přístrojové verze testu m-CTSIB naměřeném na balančním systému Biodex?
4. Jaká je intraindividuální variabilita testu posturální stability ve výzkumném souboru mladé populace při třech za sebou jdoucích pokusech?
5. Jaká je intraindividuální variabilita stability stoje na jedné dolní končetině ve výzkumném souboru mladé populace při třech za sebou jdoucích pokusech?
6. Jaká je intraindividuální variabilita testu m-CTSIB ve výzkumném souboru mladé populace při třech za sebou jdoucích pokusech?

7. Existuje rozdíl ve výsledcích přístrojové verze testu m-CTSIB mezi muži a ženami?

4 METODIKA

Vyšetření a měření probíhalo na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v prostorách RRR centra. Postup měření byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 1).

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Do studie bylo vybráno 40 osob ve věkovém rozmezí 18–30 let, 20 mužů a 20 žen. Průměrný věk výzkumného souboru byl $22,6 \pm 2,4$ let. Průměrná hmotnost u žen byla $62,2 \pm 4,7$ kilogramů a u mužů $78,6 \pm 9$ kilogramů. Ženy měly průměrnou výšku $168,7 \pm 3,9$ centimetrů, zatímco muži $180,2 \pm 7,3$ centimetrů. Výzkum byl prováděn na zdravých probandech vybraných z běžné populace.

Mezi exkluzivní kritéria patřily úrazy DKK a bolestivá iritace v oblasti DKK, kvůli které by testovaná osoba nebyla schopná rovnoměrného zatížení obou DKK během testování. Dalšími vylučovacími kritérii byly neurologické potíže, poruchy rovnováhy, zrakové poruchy a bolestivé stavy, které by mohly mít vliv na posturální stabilitu. Výzkumu se nemohly účastnit osoby provozující kontaktní sporty, například rugby nebo hokej, z důvodu zvýšeného rizika úrazu hlavy u těchto sportů. Do výzkumu nebyli zařazeni ani jedinci s chronickou instabilitou kotníku, kterou doprovází poruchy propriorecepce a snížená posturální kontrola (Youssef et al., 2018). Jelikož se výzkumný soubor skládá z osob z běžné populace, výzkumu se nemohli účastnit jedinci provozující sport na vrcholové úrovni. Všichni jedinci zařazení do studie neměli přechodí zkušenost s BSB.

Na začátku měření probandi vyplnili krátký anamnestický dotazník (Příloha 3), který je zaměřen na historii úrazů a dalších potíží, které by mohly mít vliv na posturální stabilitu. Dále každý proband podepsal informovaný souhlas (Příloha 2).

4.2 Klinické testování

4.2.1 Vstupní vyšetření

Samotným klinickým testům předcházelo orientační vyšetření rozsahu pohybu hlavních kloubů DKK a svalové síly vybraných svalů DKK. Aktivní rozsah pohybu byl vyšetřován vleže na zádech. Pacient byl vyzván, aby přitáhl špičku nohy, čímž byla vyšetřena dorsální flexe v hleznu, za normu byl považován rozsah okolo 25° . Poté byl pacient vyzván, aby přitáhl patu k hýždím, tím byla vyšetřena flexe v koleni, za normu byl považován rozsah okolo 135° . Nakonec byl vyzván, aby přitáhl koleno k hrudi, tím

byla vyšetřena flexe v kyčli, jako normální rozsah pohybu byl považován rozsah okolo 120 ° (Kapandji, 1971; Magee, 2011). Rozsah pohybu byl označen jako norma, pokud byl vyšetřovaný schopen provést pohyb bez bolesti v daném rozsahu. Pokud rozsah nedosahoval normy, byl označen jako snížený, pokud normu naopak přesahoval, byl označen jako zvýšený.

Svalová síla DKK byla vyšetřena orientačně. Vleže na břiše byly vyšetřeny hamstringy a sice tak, že vyšetřující jednou rukou fixoval pánev a druhou dával odpor v oblasti Achillovy šlachy. Vyšetřovaný byl vyzván, aby přitáhl patu k hýždím proti odporu. M. quadriceps femoris byl vyšetřen vleže na zádech, kdy vyšetřující fixoval stehno zespodu nad kolenní jamkou a druhou rukou dával odpor na distální oblast bérce ve směru pohybu. Vyšetřovaný byl vyzván, aby propnul nohu v koleni proti odporu. V sedě na židli s odporem těsně nad kolenem byl vyšetřen m. soleus. Vyšetřovaný byl vyzván, aby tlakem špičky do podlahy nadzvedl třikrát za sebou koleno proti odporu (Janda, 2004; Opavský, 2003). Pokud vyšetřovaný překonal odpor kladený vyšetřujícím, který byl srovnatelný se stupněm 5 při testování síly svalu dle Jandy, byla svalová síla daného svalu označena jako norma. Pokud takový odpor vyšetřovaný nepřekonal, byla svalová síla označena jako snížená.

Dále byla provedena Trendelenburgova zkouška, která hodnotí laterální stabilizátory kyčelního kloubu – m. gluteus medius a m. gluteus minimus. Za fyziologické situace při stožení na jedné DK zůstává pánev v horizontálním postavení. Při oslabení abduktorů kyčle stožení DK dochází k poklesu pánve na opačné noze, což označujeme jako pozitivní Trendelenburgovo znamení (Gross, 2005).

Dominance DKK byla určena podle toho, kterou DK osoba kopla do míče (Opavský, 2003).

V závěru byl vyšetřovaný vyzván, aby provedl maximální dřep s celými chodidly položenými na podlaze a poté se vrátil zpět do stoje. Při této zkoušce byl sledován flekčně-extenční pohyb kolenního kloubu a také síla m. quadriceps femoris (Gross, 2005; Opavský, 2003).

Všechny tyto údaje byly zaznamenány do vyšetřovacího protokolu (Příloha 4).

4.2.2 Klinické testování posturální stability

Po úvodním vyšetření byl proveden Véleho test, stoj na jedné DK a m-CTSIB. Před testováním měli probandi prostor pro dotazy, ale během testování už nemohli s vyšetřujícím komunikovat. V testovací místnosti bylo zajištěno tiché a klidné prostředí.

Minimalizování rizika pádu bylo u všech testů zabezpečeno tak, že vyšetřující osoba stála v blízkosti testované osoby.

Mezi jednotlivými testy byla pauza z důvodu prevence únavy, během které vyšetřující zopakoval pokyny pro následující test.

4.2.2.1 Véleho test

Probandi byli testováni naboso ve vzpřímeném stoji dle testovacího protokolu, který byl popsán v teoretické části v kapitole 2.5.1.1 (str. 26) pojednávající o Véleho testu. Vyšetřovaná osoba dostala pokyn, aby se postavila a napřímila. Vyšetřující poté pozoroval pozici, stav a chování prstů a nohou testované osoby. Následně byla stabilita hodnocena čtyřmi stupni tak, jak je autor testu popisuje (Véle & Pavlů, 2012).

4.2.2.2 Stoj na jedné dolní končetině

Test stoje na jedné DK hodnotí, jak dlouho zvládne testovaná osoba udržet stoj na jedné DK bez jakékoli jiné opory. Výsledkem testu je naměřený čas v sekundách.

V rámci klinického testování byl test stoje na jedné DK proveden následujícím způsobem. Probandi byli testováni naboso. Nejprve stáli v pohodlném stoji s váhou rovnoměrně rozloženou na obou DKK, horní končetiny visely volně podél těla. Poté měli probandi zvednout jednu DK od podložky tak, aby byla flektovaná v kolenním kloubu na 90°. Stojná končetina byla v kolenním kloubu extendovaná. Testované osoby byly instruovány, aby se dívaly po celou dobu testu před sebe a snažily se udržet co nejvíce stabilní pozici. Maximální délka testu byla zvolena na 45 sekund.

Vyšetřující osoba začala měřit čas, jakmile testovaný jedinec zvednul chodidlo od podložky. Test byl ukončen, pokud došlo k – 1) uplynutí maximálního času, 2) pohybu horních končetin nebo trupu, 3) pohybu zvednuté DK nebo dotyku podložky, 4) pohybu chodidla stojné DK.

Nejprve byl vždy testován stoj na levé DK, poté byla pauza 10 sekund a následoval test stoje na pravé DK. Testování střídavě levé a pravé DK bylo zopakováno třikrát za sebou. Mezi jednotlivými pokusy byla pauza 1 minuta. Pro statistické zpracování byl použit naměřený čas v sekundách.

4.2.2.3 m-CTSIB

Test m-CTSIB slouží k posouzení posturální kontroly ve čtyřech různých situacích a hodnotí, jak dobře dokáže vyšetřovaná osoba reagovat na změny sensorických podmínek v průběhu testu. Cílem testované osoby je udržení rovnováhy.

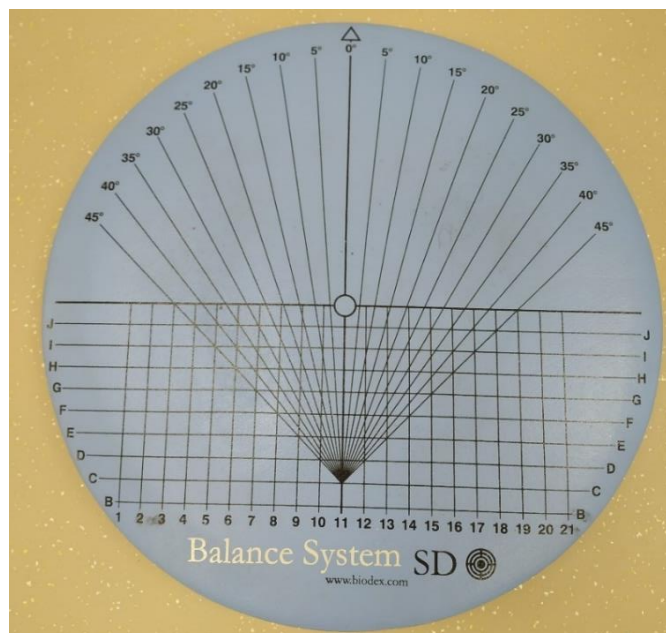
Test m-CTSIB obsahuje testování posturální stability v následujících situacích:

- stoj na pevném povrchu s otevřenýma očima,
- stoj na pevném povrchu se zavřenýma očima,
- stoj na měkkém povrchu s otevřenýma očima,
- stoj na měkkém povrchu se zavřenýma očima.

Pro testování stoje na měkkém povrchu byla použita stejná balanční podložka jako následně při provádění přístrojové verze m-CTSIB testu na BSB.

Probandi byli testováni naboso s chodidly mírně od sebe, horními končetinami podél těla, pohled očí směřoval dopředu. Testování jednotlivých situací trvalo maximálně 30 sekund. Test byl přerušen, pokud došlo k otevření očí v době, kdy měly být zavřené, upažení horních končetin dopředu či do stran, nebo k ukročení nohou. V tomto případě byla zaznamenána doba, po kterou pacient dokázal udržet rovnováhu a test byl opakován, maximálně však třikrát. Pokud pacient ustál 30 sekund, rovnou se přešlo k další situaci (Bastlová et al., 2015).

V průběhu testu se posuzovalo kývání pacienta neboli sway. V této diplomové práci byla použita škála, kterou prezentovali autoři Khattar a Hathiram (2012). Tato škála obsahuje hodnoty 1–4, 1 charakterizuje minimální kývání, 2 mírné kývání, 3 větší kývání a 4 znamená pád (Khattar & Hathiram, 2012).



Obrázek 4. Balanční podložka použitá při testování (Archiv autora, 2022).

4.3 Testování posturální stability na balančním systému Biodex

4.3.1 Příprava měření

Všichni probandi byli po příchodu do laboratoře seznámeni s průběhem měření na BSB. Měli také prostor pro vyslovení dotazů ohledně měření za účelem vyvarování se vzniku případných chyb v průběhu měření. Následně byl pacient zvážen osobní váhou a změřen metrem. Před samotným měřením byly do přístroje zadány základní údaje o pacientovi – jméno, příjmení, datum narození, pohlaví, výška a váha.

Poté byla zahájena kalibrace přístroje a proband vyzván, aby se bez obuvi postavil na BSB. Testovaná osoba volně stála v pohodlném postoji s chodidly na šířku pánve v takové pozici, aby pohyblivý kurzor na displeji zobrazující COP směřoval přibližně do středu kruhu. Šířka stoje byla nastavena individuálně podle vzdálenosti mezi předními horními spinami, která byla změřena pomocí pelvimetru. Pozice nohou byla následně upravena tak, aby byla stejná vzdálenost mezi zevními kotníky vyšetřovaného. Úhly chodidel byly určeny podle linie, která je rovnoběžná s osou nohy. Až poté byly odečteny souřadnice a úhly chodidel ze souřadnicové mřížky plošiny a zaznamenány do přístroje. Tyto parametry byly stejné pro všechna měření, která umožňovala zaznamenání pozice chodidel.

4.3.2 Průběh měření

Pro hodnocení posturální stability na BSB byly vybrány následující testy:

- 1) test posturální stability, označený jako Postural Stability Test (PST),
- 2) test stoje na jedné DK, pro který byl zvolen Bilateral Comparison Test (BCT),
- 3) m-CTSIB.

Před začátkem každého testování proband využil pro větší stabilitu opěrky na ruce. Během třísekundového odpočítávání, které zahajuje každý pokus testu, proband pustil opěrky a nechal horní končetiny volně podél těla během celého testu. Pokud proband v průběhu testování ztratil rovnováhu a chytnul se opěrek, pokus byl vyhodnocen jako neplatný a opakoval se. Během samotného testování bylo v místnosti ticho a vyšetřující s vyšetřovaným nekomunikoval mimo pokynů k provedení testu. Bezpečnost byla zajištěna opěrkami přístroje a tím, že vyšetřující vždy stál v blízkosti testované osoby.

Nejprve byl proveden PST, poté BCT a následně m-CTSIB. Každému testování předcházela 1 tréninkový pokus, tedy test nanečisto. Samotný měřený test byl prováděn ve třech opakováních pro účely posouzení intraindividuální variability jednotlivých testů. Mezi jednotlivými testovacími režimy byla pauza 1 minuta z důvodu prevence únavy.



Obrázek 5. Balanční systém Biodex (Archiv autora, 2022).

4.3.3 Postural Stability Test (PST)

PST hodnotí schopnost pacienta udržet rovnováhu. Cílem pacienta v průběhu testování je udržet stálou pozici, a tedy i pohyblivý kurzor na displeji ve středu zobrazeného kruhu.

Výsledkem testu je overall stability index (OSI), který udává průměrné vychýlení plošiny z výchozí pozice do všech směrů v průběhu testu (Biodex Medical Systems, 1999). Nižší skóre této hodnoty indikuje lepší stabilitu (Biodex Medical Systems, 2018).

Probandi byli instruováni, aby stáli vzpřímeně v pohodlném stoji na šířku pánve. Pozice chodidel byla upravena podle již dříve naměřených souřadnic při přípravě měření. Vyšetřované osoby měly nejprve možnost si vyzkoušet test nanečisto, tedy 1 tréninkový pokus trvající 20 sekund.

Samotný test obsahoval celkem 3 pokusy (Akhbari, Salavati, Mohammadi, & Safavi-Farokhi, 2015; Almeida et al., 2017; Aydoğ et al., 2006b), délka testu byla 20 sekund (Biodex Medical Systems, 1999) a pauza mezi nimi byla 10 sekund (Arifin et al., 2014; Almeida et al., 2017). Po celou dobu testování byla plošina přístroje ve statické poloze.



Obrázek 6. Postural Stability Test (Archiv autora, 2022).



Obrázek 7 Postural Stability Test – obrazovka (Archiv autora, 2022).

4.3.4 Bilateral Comparison Test (BCT)

BCT hodnotí posturální stabilitu při stožení na jedné DK, která je umístěna ve středu plošiny. Cílem pacienta je udržet pohyblivý kurzor na displeji co nejvíce ve středu zobrazeného kruhu. Jeden test se skládá z testování levé i pravé DK (Biodex Medical Systems, 2018).

Výsledkem testu je hodnota overall sway (OS), která reprezentuje průměrnou míru výkyvů těla během testování. Tato hodnota je vypočítána samostatně pro stoj na levé i pravé DK.

V tomto testovacím režimu se do přístroje nezaznamenává výchozí pozice chodidel. Proband je pouze vyzván, aby se postavil na jednu DK tak, že opačná DK je mimo podložku a pohyblivý kurzor se nachází ve středu zobrazeného kruhu (Biodex Medical Systems, 2018). Výchozí pozice DKK byla stejná jako u klinické formy tohoto testu, tedy stojná DK byla extendovaná v kolenním kloubu a opačná DK byla v kolenním kloubu ve flexi 90°. Probandi měli nejprve jeden tréninkový pokus pro obě DKK.

BCT byl prováděn na statické plošině. Samotná délka testu stoje na jedné DK byla 20 sekund (Biodex Medical Systems, 1999; Paterno et al., 2004), následovala 10 sekund dlouhá pauza (Arifin et al., 2014) před testováním opačné DK, které trvalo opět 20 sekund. U všech probandů byla nejprve testována levá a poté pravá DK. Tento test byl opakován třikrát. Mezi jednotlivými testy byla pauza 1 minuta (Cug & Wikstrom, 2014).



Obrázek 6. Bilateral Comparison Test (Archiv autora, 2022).

4.3.5 m-CTSIB na BSB

Test m-CTSIB je standardizovaný test vycházející z CTSIB. Test hodnotí, jak dobře dokáže pacient integrovat sensorické informace za účelem udržení rovnováhy. V průběhu testu dochází ke změně sensorických podmínek a ke sledování, jak dokáže testovaná osoba tyto změny kompenzovat (Biodex Medical Systems, 1999).

Výsledkem testu je sway index (SI), který reprezentuje průměrnou míru výkyvů těla pacienta během měření. Vyšší SI znamená větší nestabilitu vyšetřované osoby v průběhu testu (Biodex Medical Systems, 2018).

Proband se nejprve postavil do pohodlného stoje podle již dříve naměřených souřadnic chodidel tak, aby se pohyblivý kurzor na displeji nacházel přibližně ve středu kruhu.

Samotné testování se skládalo ze čtyř situací stejně jako u klinické formy tohoto testu – stoj na pevném povrchu s otevřenými očima, stoj na pevném povrchu se zavřenými očima, stoj na měkkém povrchu s otevřenými očima a stoj na měkkém povrchu se zavřenými očima. V prvním a třetím případě měl proband za úkol udržovat COP viditelné na displeji ve středu kruhu. V ostatních situacích měla testovaná osoba pokyn, aby stála co nejklidněji. Každá situace trvala 30 sekund, mezi nimi byla pauza 10 sekund. Proband absolvoval nejprve jeden tréninkový cyklus. Následně byl samotný měřený cyklus opakován třikrát. Mezi jednotlivými cykly byla pauza 2 minuty.



Obrázek 7. m-CTSIB – obrazovka při stoji s otevřenými očima na pevném povrchu (Archiv autora, 2022)



Obrázek 8. m-CTSIB – pozice chodidel na pevné podložce (Archiv autora, 2022).



Obrázek 9. m-CTSIB – pozice chodidel na měkké podložce (Archiv autora, 2022).



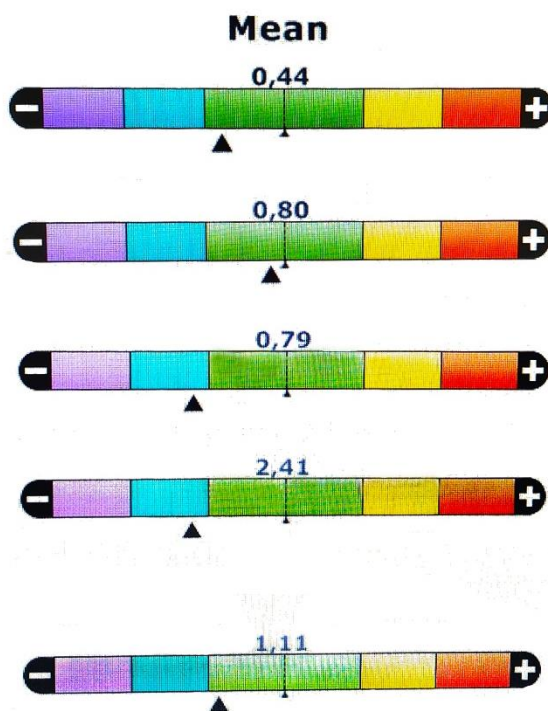
Obrázek 10. m-CTSIB – stoj s otevřenými očima na měkkém povrchu (Archiv autora, 2022).

Po ukončení m-CTSIB se na displeji zobrazí, kde na stupnici nadprůměrných až průměrných hodnot se naměřené skóre SI nachází. Skóre SI tak odpovídá určité úrovni hodnocení podle stupnice, která je uvedena na obrazovce použité verze BSB v našem výzkumu. Pro každou testovací situaci v m-CTSIB je stupnice odlišná (Obrázek 11).

Pro účely statistického zpracování byla naměřená hodnota SI u každého probanda převedena na slovní stupnici hodnocení uvedenou v Tabulce 1.

Tabulka 1. Stupnice hodnocení přístrojového testu m-CTSIB

Testovací situace	SI	Slovní hodnocení
m-CTSIB 1	0–0,15	vysoce nadprůměrný
	0,16–0,29	nadprůměrný
	0,30–0,44	lepší průměr
	0,44–0,59	horší průměr
	> 0,59	podprůměr
m-CTSIB 2	0–0,27	vysoce nadprůměrný
	0,28–0,53	nadprůměrný
	0,54–0,8	lepší průměr
	0,8–1,06	horší průměr
	> 1,06	podprůměr
m-CTSIB 3	0–0,26	vysoce nadprůměrný
	0,27–0,53	nadprůměrný
	0,53–0,79	lepší průměr
	0,79–1,05	horší průměr
	> 1,05	podprůměr
m-CTSIB 4	0–0,80	vysoce nadprůměrný
	0,80–1,61	nadprůměrný
	1,62–2,41	lepší průměr
	2,41–3,213	horší průměr
	> 3,21	podprůměr



Obrázek 11. Zobrazení dosaženého skóre SI v m-CTSIB testu na stupnici nadprůměrných až podprůměrných hodnot (Archiv autora, 2022).

4.4 Statistické zpracování dat

Anamnestická data a data z vyšetřovacího protokolu byla zapsána do hodnotících archů. Výsledky naměřené během klinického i přístrojové hodnocení posturální stability byly zaznamenány do tabulek v programu Microsoft Office Excel. Data byla následně vyhodnocena v programu Statistica. Statistické zpracování dat provedl RNDr. Milan Elfmark.

Z výsledků testů PST a m-CTSIB byly zaznamenány základní popisné statistiky, mezi něž patří průměr, medián, minimum a maximum.

Ke zodpovězení první a sedmé výzkumné otázky byl použit Mann-Whitneyův U test. Jedná se o neparametrický test, který porovnává dva různé výběrové soubory. Hladina statistické významnosti byla u tohoto testu stanovena na $p < 0,05$.

Pro hodnocení výzkumné otázky číslo dva byl vypočítán korelační koeficient. Korelační koeficient nabývá hodnot od -1 do 1 a čím více se jeho hodnota blíží k -1 nebo k 1 , tím je závislost silnější. Pokud míra korelace nabývá záporných hodnot, jedná se o nepřímou závislost. Při kladných hodnotách míry korelace mluvíme o přímé závislosti (osobní komunikace, 17. 2. 2022).

Třetí výzkumnou otázku hodnotila metoda kontingenčních tabulek, Pearsonův chí-kvadrát test a maximálně věrohodný (M-V) chí-kvadrát test. Hladina statistické významnosti testů byla opět určena na $p < 0,05$.

Pro zodpovězení čtvrté, páté a šesté výzkumné otázky byl použit koeficient vnitřní třídy reliability. Tento koeficient se nazývá intraclass correlation coefficient (ICC).

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

Existuje závislost mezi dosaženými výsledky v klinickém testu dle Véleho a výsledky testu posturální stability naměřeném na balančním systému Biodex?

V Tabulce 2 jsou zaznamenány průměrné popisné statistiky pro skóre OSI v testu posturální stability (PST) u skupiny 1 a skupiny 2. Ze všech probandů bylo 20 osob ohodnoceno stupněm 1 a 20 osob stupněm 2 v testu dle Véleho.

Pro hodnocení závislosti mezi dosaženými výsledky v klinickém testu dle Véleho a výsledky PST naměřeném na BSB byl použit Mann-Whitneyův U test. Tento test zkoumal rozdíl ve výsledcích PST na BSB mezi skupinou ohodnocenou stupněm 1 a skupinou ohodnocenou stupněm 2 v testu dle Véleho. Jelikož p je 0,365 na hladině statistické významnosti $p < 0,05$, nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl mezi výsledky testu PST na BSB u skupiny 1 dle Véleho a výsledky testu PST na BSB u skupiny 2 dle Véleho (Tabulka 3). Z toho vyplývá, že mezi výsledky klinického testu dle Véleho a výsledky PST na BSB není statisticky významný vztah nebo závislost.

Tabulka 2. Průměrné popisné statistiky pro skóre OSI v testu PST na BSB

	Počet osob	Průměr	Medián	Minimum	Maximum
Skupina 1	20	0,202	0,194	0,077	0,487
Skupina 2	20	0,254	0,198	0,109	0,934

Vysvětlivky: OSI – overall stability index; Skupina 1 – probandi ohodnocení stupněm 1 v testu dle Véleho; Skupina 2 – probandi ohodnocení stupněm 2 v testu dle Véleho.

Tabulka 3. Mann-Whitneyův U test dle proměnných Véleho testu

Sledovaná proměnná	Z	p-hodnota
OSI	-0,906	0,365

Vysvětlivky: Z – hodnota testovacího kritéria; p-hodnota – hladina statistické významnosti.

5.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

Existuje závislost mezi dosaženými výsledky v klinickém testu stoje na jedné dolní končetině a výsledky testování stoje na jedné dolní končetině naměřeném na balančním systému Biodex?

Míru závislosti neboli korelace vyjadřuje korelační koeficient r , který byl použit pro zodpovězení této výzkumné otázky. Hladina statistické významnosti byla stanovena na $p < 0,05$.

Pro hodnocení míry korelace byla použita stupnice podle autora Evanse (1996):

- 0,00–0,19 velmi slabá,
- 0,20–0,39 slabá,
- 0,40–0,59 střední,
- 0,60–0,79 silná,
- 0,80–1,00 velmi silná.

Korelační koeficient r v Tabulce 4 nabývá hodnot $-0,011$ až $-0,122$ a v Tabulce 5 $-0,011$ až $-0,195$, což odpovídá velmi slabé až slabé negativní korelaci. Z výsledků uvedených v tabulkách 4 a 5 vyplývá, že při porovnání výsledků u všech probandů a u žen nebyla nalezena statisticky významná závislost mezi klinickým a přístrojovým testem stoje na jedné DK. Naopak u mužů byla nalezená střední negativní korelace $-0,447$ mezi klinickým a přístrojovým testem stoje na levé DK (Tabulka 6).

Všechny korelace nabývají záporných hodnot, což znamená, že se jedná o nepřímou závislost. Pokud měl tedy proband naměřený vyšší čas v klinickém testu stoje na jedné DK, měl naopak nižší skóre v přístrojovém testu stoje na jedné DK naměřeném na BSB, což odpovídá tomu, jak jsou testy nastaveny.

Tabulka 4. Míra korelace mezi klinickým a přístrojovým testem stoje na jedné dolní končetině u všech probandů

Proměnná	Korelační koeficient (r)	
	Stoj PDK – klinický	Stoj LDK – klinický
Stoj LDK – přístrojový	$-0,027$	$-0,037$
Stoj PDK – přístrojový	$-0,122$	$-0,011$

Vysvětlivky: PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina

Tabulka 5. Míra korelace mezi klinickým a přístrojovým testem stoje na jedné dolní končetině u žen

Proměnná	Korelační koeficient (<i>r</i>)	
	Stoj PDK – klinický	Stoj LDK – klinický
Stoj LDK – přístrojový	-0,037	-0,195
Stoj PDK – přístrojový	-0,011	-0,103

Vysvětlivky: PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina.

Tabulka 6. Míra korelace mezi klinickým a přístrojovým testem stoje na jedné dolní končetině u mužů

Proměnná	Korelační koeficient (<i>r</i>)	
	Stoj PDK – klinický	Stoj LDK – klinický
Stoj LDK – přístrojový	-0,044	-0,447
Stoj PDK – přístrojový	-0,240	-0,191

Vysvětlivky: PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina.

5.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

Existuje závislost mezi dosaženými výsledky v klinickém testu m-CTSIB a výsledky přístrojové verze testu m-CTSIB naměřeném na balančním systému Biodex?

Tabulka 7 uvádí výsledky hodnocení probandů dle použité škály 1–4 v klinickém testu m-CTSIB. V Tabulce 8 jsou uvedeny průměrné popisné statistiky pro skóre SI u všech probandů v testu m-CTSIB naměřeném na BSB.

V Tabulce 7 lze pozorovat, že v první testovací situaci m-CTSIB 1 klinického testu m-CTSIB bylo všech 40 probandů ohodnoceno číslem 1. Jelikož v přístrojovém testu m-CTSIB naměřeném na BSB bylo těchto 40 jedinců hodnoceno různě od stupně vysoce nadprůměrný až po lepší průměr (Tabulka 9), nebylo možné zhodnotit závislost mezi dosaženými výsledky v první testovací situaci m-CTSIB 1 v klinickém a přístrojovém testu m-CTSIB.

Tabulka 7. Hodnocení osob škálou 1–4 v klinickém testu m-CTSIB

Testovací situace	N 1	N 2	N 3	N 4
m-CTSIB 1	40	0	0	0
m-CTSIB 2	30	10	0	0
m-CTSIB 3	10	29	1	0
m-CTSIB 4	0	20	20	0

Vysvětlivky: m-CTSIB 1 – otevřené oči, pevná podložka; m-CTSIB 2 – zavřené oči, pevná podložka; m-CTSIB 3 – otevřené oči, měkká podložka; m-CTSIB 4 – zavřené oči, měkká podložka; N 1 – počet osob ohodnocených stupněm 1; N 2 – počet osob ohodnocených stupněm 2; N 3 – počet osob ohodnocených stupněm 3; N 4 – počet osob ohodnocených stupněm 4.

Tabulka 8. Průměrné popisné statistiky pro skóre SI v testu m-CTSIB na BSB

Testovací situace	Průměr	Medián	Minimum	Maximum
m-CTSIB 1	0,238	0,220	0,127	0,373
m-CTSIB 2	0,506	0,500	0,283	0,797
m-CTSIB 3	0,444	0,443	0,307	0,697
m-CTSIB 4	1,512	1,525	1,057	1,883

Vysvětlivky: SI – sway index; m-CTSIB 1 – otevřené oči, pevná podložka; m-CTSIB 2 – zavřené oči, pevná podložka; m-CTSIB 3 – otevřené oči, měkká podložka; m-CTSIB 4 – zavřené oči, měkká podložka.

Tabulka 9. Hodnocení testovací situace m-CTSIB 1 v přístrojovém testu m-CTSIB na BSB

Přístrojová škála	vysoce nadprůměrný	nadprůměrný	lepší průměr	nelze určit
Počet osob	3	29	7	1

Pro účely zkoumání závislosti mezi dosaženými výsledky v klinickém testu m-CTSIB a výsledky přístrojové verze testu m-CTSIB naměřeném na BSB byla použita metoda kontingenčních tabulek (Tabulka 10, 11, 12). Hodnocení statisticky významné závislosti mezi výsledky v klinické a přístrojové verzi testu m-CTSIB bylo provedeno pomocí Pearsonova chí-kvadrát testu pro testovací situaci m-CTSIB2 a m-CTSIB 4 a pomocí M-V chí-kvadrát testu pro testovací situaci m-CTSIB 3 (Tabulka 13).

Tabulka 10. Dvourozměrná tabulka pozorované četnosti pro testovací situaci m-CTSIB 2

m-CTSIB 2	Nadprůměrný	Lepší průměr	Nelze určit	Řádkové součty
1	19	10	1	30
Sloupcová č.	79,17 %	66,67 %	100,00 %	
Řádková č.	63,33 %	33,33 %	3,33 %	
Celková č.	47,50 %	25,00 %	2,50 %	75 %
2	5	5	0	10
Sloupcová č.	20,83 %	33,33 %	0,00 %	
Řádková č.	50,00 %	50,00 %	0,00 %	
Celková č.	12,50 %	12,50 %	0,00 %	25,00 %
Celkové součty	24	15	1	40
Celková č.	60,00 %	37,50 %	2,50 %	100,00 %

Vysvětlivky: č. – četnost.

Tabulka 11. Dvourozměrná tabulka pozorované četnosti pro testovací situaci m-CTSIB 3

m-CTSIB 3	Nadprůměrný	Lepší průměr	Řádkové součty
1	9	1	10
Sloupcová č.	25,71 %	20,00 %	
Řádková č.	90,00 %	10,00 %	
Celková č.	22,50 %	2,50 %	25,00 %
2	26	3	29
Sloupcová č.	74,29 %	60,00 %	
Řádková č.	89,66 %	10,34 %	
Celková č.	65,00 %	7,50 %	72,50 %
3	0	1	1
Sloupcová č.	0,00 %	20,00 %	
Řádková č.	0,00 %	100,00 %	
Celková č.	0,00 %	2,50 %	2,50 %
Celkové součty	35	5	40
Celková č.	87,50 %	12,50 %	100,00 %

Vysvětlivky: č. – četnost.

Tabulka 12. Dvourozměrná tabulka pozorované četnosti pro testovací situaci m-CTSIB 4

m-CTSIB 4	Nadprůměrný	Lepší průměr	Řádkové součty
2	14	6	20
Sloupcová č.	53,85 %	42,86 %	
Řádková č.	70,00 %	30,00 %	
Celková č.	35,00 %	15,00 %	50,00 %
3	12	8	20
Sloupcová č.	46,15 %	57,14 %	
Řádková č.	60,00 %	40,00 %	
Celková č.	30,00 %	20,00 %	50,00 %
Celkové součty	26	14	40
Celková č.	65,00 %	35,00 %	100,00 %

Vysvětlivky: č. – četnost.

Tabulka 13. Pearsonův chí-kvadrát a M-V chí-kvadrát test

Testovací situace	Pearsonův chí-kvadrát	M-V chí-kvadrát
m-CTSIB 2	p 0,574	
m-CTSIB 3		p 0,114
m-CTSIB 4	p 0,507	

Vysvětlivky: p – hladina statistické významnosti.

Z výsledků uvedených v tabulce 12 vyplývá, že mezi dosaženými výsledky v klinickém testu m-CTSIB a výsledky přístrojové verze testu m-CTSIB naměřeném na BSB neexistuje statisticky významná závislost, jelikož všechny p-hodnoty jsou větší než 0,05.

5.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 4

Jaká je intraindividuální variabilita testu posturální stability ve výzkumném souboru mladé populace při třech za sebou jdoucích pokusech?

Pro hodnocení intraindividuální variability byl použit koeficient intraclass reliability (ICC). Koeficient ICC nabývá hodnot 0 až 1. Hodnota koeficientu 0,9 a více je vynikající, 0,80 – 0,89 je dobrá a 0,70 – 0,79 dostatečná. Pod 0,7 by hodnota ICC neměla klesnout, v takovém případě se jedná o slabou reliabilitu (Cohen, 1988).

Pro vypočtení intraindividuální variability PST byly použity naměřené hodnoty OSI ve třech za sebou jdoucích pokusech. Výsledná hodnota ICC byla 0,797.

5.5 Výsledky k výzkumné otázce č. 5

Jaká je intraindividuální variabilita stability stoje na jedné dolní končetině ve výzkumném souboru mladé populace při třech za sebou jdoucích pokusech?

U stoje na levé i pravé DK pozorujeme hodnotu koeficientu ICC nad 0,7, která se blíží hodnotě 0,8 (Tabulka 14). Hodnoty koeficientu ICC pro stoj na pravé a levé DK jsou dostatečné a blíží se ke stupni dobrého hodnocení intraindividuální variability. Lze konstatovat, že hodnota koeficientu ICC je vyšší pro stoj na levé DK.

Tabulka 14. Koeficient ICC pro test stoje na jedné dolní končetině naměřeném na BSB při třech za sebou jdoucích pokusech

Testovací situace	Koeficient ICC
Stoj na levé DK	0,784
Stoj na pravé DK	0,768

Vysvětlivky: DK – dolní končetina.

5.6 Výsledky k výzkumné otázce č. 6

Jaká je intraindividuální variabilita testu m-CTSIB ve výzkumném souboru mladé populace při třech za sebou jdoucích pokusech?

Z Tabulky 15 vyplývá, že pro všechny testované situace se koeficient ICC nacházel v rozmezí 0,707–0,879. Nejnižší hodnota koeficientu ICC, a sice 0,707 byla naměřena v situaci, kdy proband stál na měkké podložce se zavřenými očima. Naopak nejvyšší hodnotu koeficientu ICC 0,879 lze pozorovat v situaci stoje na měkké podložce s otevřenými očima.

Tabulka 15. Koeficient ICC pro testované situace m-CTSIB při třech za sebou jdoucích pokusech

Testovací situace	Koeficient ICC
m-CTSIB 1	0,807
m-CTSIB 2	0,755
m-CTSIB 3	0,879
m-CTSIB 4	0,707

Vysvětlivky: m-CTSIB 1 – otevřené oči, pevná podložka; m-CTSIB 2 – zavřené oči, pevná podložka; m-CTSIB 3 – otevřené oči, měkká podložka; m-CTSIB 4 – zavřené oči, měkká podložka.

5.7 Výsledky k výzkumné otázce č. 7

Existuje rozdíl ve výsledcích přístrojové verze testu m-CTSIB mezi muži a ženami?

Tabulky 16 a 17 poskytují základní popisné statistiky u mužů a žen při hodnocení jednotlivých testovacích situací v m-CTSIB testu.

Tabulka 16. Průměrné popisné statistiky pro sway index v testu m-CTSIB u žen

Testovací situace	Průměr	Medián	Minimum	Maximum
m-CTSIB 1	0,224	0,212	0,127	0,327
m-CTSIB 2	0,488	0,500	0,283	0,677
m-CTSIB 3	0,420	0,443	0,307	0,543
m-CTSIB 4	1,496	1,508	1,057	1,827

Tabulka 17. Průměrné popisné statistiky pro sway index v testu m-CTSIB u mužů

Testovací situace	Průměr	Medián	Minimum	Maximum
m-CTSIB 1	0,252	0,240	0,153	0,373
m-CTSIB 2	0,524	0,497	0,313	0,797
m-CTSIB 3	0,468	0,447	0,333	0,697
m-CTSIB 4	1,528	1,538	1,197	1,883

Tabulka 18. Porovnání výsledků sway indexu v m-CTSIB testu v závislosti na pohlaví dle Mann-Whitneyova U testu

Testovací situace	p-hodnota
m-CTSIB 1	0,310
m-CTSIB 2	0,552
m-CTSIB 3	0,172
m-CTSIB 4	0,705

Vysvětlivky: p-hodnota – hladina statistické významnosti.

Dle Mann-Whitneyova U testu lze konstatovat, že rozdíl mezi muži a ženami ve výsledcích přístrojové verze m-CTSIB testu naměřeném na BSB neexistuje. P-hodnota totiž nedosáhla stanovené hladiny statistické významnosti (Tabulka 18).

6 DISKUZE

6.1 Diskuze k volbě tématu

Téma této diplomové práce bylo zvoleno proto, aby se zjistilo, zda výsledky jednoduše proveditelných a platných klinických testů hodnotících posturální stabilitu odpovídají objektivním výsledkům získaným z přístrojového měření na balančním systému Biodex.

Smyslem práce bylo posoudit, zda má klinické a přístrojové hodnocení posturální stability stejnou vypovídací schopnost. Přístrojové vyšetření posturální stability je totiž finančně náročné, a ne všechna pracoviště disponují dostatkem financí k pořízení takového přístroje. Pro hodnocení posturální stability v klinické praxi je důležité mít k dispozici jednoduché, validní a finančně nenáročné klinické testy, které lze provádět v každé ambulanci.

Pro tuto diplomovou práci byly zvoleny klinické testy, které jsou běžně používány v klinické praxi, a sice test dle Véleho, test stoje na jedné DK a m-CTSIB test. Na druhou stranu, v zahraničních studiích jsou z klinických testů nejčastěji používány BBS, POMA, TUG, YBT nebo SEBT.

Přístrojové vyšetření posturální stability bylo provedeno pomocí BSB, což je zařízení, které poskytuje objektivní a spolehlivé hodnocení posturální stability (Schmitz & Arnold, 1998).

Srovnání klinického a přístrojového posturální stability je aktuální taktéž v zahraničí, odborná literatura uvádí několik výzkumů porovnávajících právě klinické a přístrojové hodnocení posturální stability. Existuje několik studií zkoumajících závislost jak mezi přístrojovou posturografií a klinickými testy (Frykberg et al., 2007), tak mezi BSB a klinickými testy (Almeida et al., 2017; Aydoğ et al., 2006b; Glave et al., 2016; Oh et al., 2011; Parsa et al., 2019).

6.2 Diskuze k výzkumnému souboru

Výzkumný soubor tvořila skupina zdravých jedinců ve věku 18 až 30 let, průměrný věk byl $22,6 \pm 2,4$ let. Skupina zdravých mladých jedinců byla zvolena z toho důvodu, že závislost mezi výsledky klinického testu dle Véleho, stoje na jedné dolní končetině a m-CTSIB a výsledky testů zjištěných na BSB nebyla prozatím prozkoumána. Studie navíc prokazují, že BSB je spolehlivý v hodnocení posturální stability i u zdravých jedinců (Aydoğ et al., 2006a).

V budoucnu by bylo přínosné zrealizovat podobný výzkum u skupiny seniorů, u kterých je hodnocení posturální stability důležité zejména z důvodu posouzení rizika pádu.

Do studie nemohli být zařazeni jedinci s poraněním DKK nebo jinými úrazy, které by znemožňovaly testování. Poranění DKK představuje vylučovací kritérium i ve studii autorů Almeida et al. (2017), Glave et al. (2016) a Arifin et al. (2014). Vylučovacím kritériem v jiných studiích bylo jakékoli poranění muskuloskeletálního systému (Cug & Wikstorm, 2014).

Výzkumu se nemohly účastnit osoby se zrakovými poruchami, neurologickými potížemi a poruchami rovnováhy. S těmito vylučovacími kritérii se ztotožňuje studie autorů Almeida et al. (2017) a Glave et al. (2016). Dalším exkluzivním kritériem byla přítomnost bolestivých stavů, které by mohly posturální stabilitu nějakým způsobem ovlivnit.

Stejně jako ve studii z roku 2014 od autorů Arifin et al. neměli jedinci zařazení do studie žádnou předchozí zkušenost s BSB.

Dále byly z výzkumu vyloučeny osoby provozující kontaktní sporty, u kterých dochází k otřesům hlavy či mozku. Tyto otřesy mohou totiž způsobit poruchy rovnováhy a posturální kontroly (Howell et al., 2017). Podle autorů Dierijck, Wright, Smirl, Bryk a van Donkelaar (2018) přetrvávají změny ovlivňující posturální stabilitu v klidném stoji po dobu dvou týdnů od zranění hlavy.

Jelikož byl výzkum prováděn na skupině mladých osob, do vylučovacích kritérií nebyla zařazena onemocnění jako je diabetes, neuropatie, nebo jiná metabolická či kardiovaskulární onemocnění. Tato onemocnění jsou do exkluzivních kritérií zahrnuta například ve studiích autorů Glave et al. (2016) nebo Cug a Wikstorm (2014).

Názory na úroveň sportovní aktivity probandů představující vylučovací kritérium se mezi autory studií liší. Autoři Cug a Wikstorm (2014) zařazují do studie pouze jedince, kteří neprovozují žádnou pravidelnou sportovní aktivitu a v průměru cvičí méně než 1 hodinu týdně. Na druhou stranu, studie autorů Almeida et al. (2017) zahrnuje do výzkumu pouze osoby provozující rekreační pohybovou aktivitu, a sice po dobu alespoň 30 minut denně, nebo minimálně 150 minut týdně. Do této diplomové práce nebyli zařazeni jedinci provozující sport na vrcholové úrovni.

Z analýzy vyšetřovacích protokolů vyplývá, že nikdo ze zúčastněných osob neměl snížený rozsah pohybu v kyčelním, kolenním ani hlezenním kloubu. Dva probandi měli lehce sníženou svalovou sílu m. quadriceps femoris na stupeň 4 dle Jandy. Pouze

4 testované osoby měly pozitivní Trendelenburgovo znamení, 3 z nich při stoje na levé DK a 1 při stoje na pravé DK.

6.3 Diskuze k balančnímu systému Biodex

Největším přínosem hodnocení posturální stability pomocí BSB je poskytnutí objektivního způsobu hodnocení posturální stability (Biodex Medical Systems, 1999; Biodex Medical Systems, 2018). V klinické praxi převažuje hodnocení posturální stability nejrůznějšími klinickými testy, které provádí fyzioterapeuti, lékaři nebo jiní zdravotničtí pracovníci. Takové hodnocení je do jisté míry subjektivní. Vyšetření posturální stability prostřednictvím BSB by mohlo v budoucnu představovat sjednocený způsob hodnocení posturální stability. Avšak v literatuře se v problematice používání BSB objevuje několik nesrovnalostí.

Jednou z nich je nejednotné číslování úrovní lability plošiny. Ve studiích jsou používány různé verze BSB s odlišným počtem i odstupňováním úrovní lability. Starší studie využívají BSB s 8 úrovněmi lability, kde úroveň 1 je nejméně stabilní a úroveň 8 nejvíce stabilní. Novější studie uvádějí novější verzi BSB s 12 úrovněmi, kde 1. úroveň je nejméně stabilní a 12. úroveň nejvíce stabilní. Nejnovější verze BSB, včetně přístroje používaného na Fakultě tělesné kultury, mají však číslování naprosto naopak, kdy 1. úroveň je nejvíce stabilní a 12. úroveň nejméně stabilní. Tím pádem je obtížné design jednotlivých studií porovnat. Neexistuje totiž žádná stupnice, podle které by se mezi sebou mohly jednotlivé úrovně z různých verzí BSB převádět. Nelze tedy určit, které úrovně BSB s 12 úrovněmi odpovídá určitá úroveň z BSB s 8 úrovněmi (e-mailová odpověď na dotaz, 15. 10. 2021). Výhodou je, že starší verze manuálu BSB obsahuje doporučené protokoly testování včetně nastavení úrovně lability plošiny. Starší verze manuálu však používá původní BSB s 8 úrovněmi lability plošiny (Biodex Medical Systems, 1999). Navržení protokolu studie z hlediska úrovní nestability plošiny nepředstavuje na základě informací uvedených v literatuře jednoduchou záležitost.

Další nesrovnalost pramení z několika možností nastavení obrazovky v průběhu testování. Testování může probíhat jednak s obrazovkou ukazující trajektorii kurzoru zobrazující COP, která dává probandům nepřímo zpětnou vazbu o pozici jejich COG (Ahmed et al., 2016; Almeida et al., 2014; Arifin et al., 2014; Oh et al., 2011). Během testování může být ale zobrazení kurzoru i jeho trajektorie vypnuté (Biodex Medical Systems, 2018). Autoři některých studií volí způsob testování se zakrytou obrazovkou, tedy bez zrakové zpětné vazby (Akhbari et al., 2015; Paterno, 2004).

Nedostatkem některých studií je skutečnost, že neuvádí testovací režimy BSB, které použily. Studie od autorů Oh et al. (2011) a Aydoğ et al. (2006b) například pouze uvádí, že testovali stoj na obou DKK. Pokud jsou však ve studiích použity specifické testovací režimy, např. test LOS, jsou tyto informace uvedeny (Glave et al., 2006). Lze se tedy domnívat, že ostatní testy, u kterých je uvedena pouze pozice DKK, úroveň nestability plošiny atd., jsou prováděny v režimu PST.

Závěrem lze konstatovat, že BSB poskytuje objektivní hodnocení posturální stability, ale testy, které lze na BSB provést, nejsou standardizované. Jak již bylo uvedeno výše, testovací protokoly se liší jak různými verzemi BSB a odlišným číslováním úrovní nestability plošiny, tak pozicí DKK, zobrazením kurzoru ukazující trajektorii COP nebo zakrytím obrazovky.

6.4 Diskuze k výzkumné otázce č. 1

Z výsledků první výzkumné otázky lze konstatovat, že mezi výsledky PST naměřeném na BSB u skupiny 1 dle Véleho a výsledky PST naměřeném na BSB u skupiny 2 dle Véleho nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl. Na základě toho lze konstatovat, že neexistuje závislost mezi výsledky dosaženými v klinickém testu dle Véleho a výsledky PST naměřeném na BSB. Důvodem je, že skupina ohodnocená stupněm 1 i skupina ohodnocená stupněm 2 v testu dle Véleho dosáhla podobných výsledků v PST na BSB.

Průměrné skóre OSI u skupiny 1 bylo 0,202. U skupiny 2 byla průměrná hodnota OSI sice vyšší, a to o 0,052. Na základě tohoto pozorování lze uvažovat o určitém trendu, že jedinci ohodnocení stupněm 2 v testu dle Véleho by mohli mít horší hodnoty OSI v testu PST na BSB. Z výsledků pozorujeme, že u skupiny 1, která dopadla dle Véleho testu lépe, jsou i nižší a tím pádem lepší hodnoty dosaženého minima a maxima. Maximální naměřená hodnota OSI se mezi skupinami liší téměř o dvojnásobek, jelikož u skupiny 1 byla 0,487 a skupiny 2 byla 0,934. Avšak jedná se pouze o pozorovanou tendenci, která nebyla statisticky potvrzena, jelikož skupina 1 i skupina 2 dle Véleho testu dosáhla v testu PST na BSB podobných výsledků bez statisticky významného rozdílu.

Výsledky testu dle Véleho byly porovnávány s výsledky testu PST naměřeném na BSB. V literatuře jsou popisovány nejrozličnější testovací protokoly PST na BSB. Ty se mezi sebou liší délkou testu, délkou pauzy, počtem opakování nebo úrovní nestability plošiny.

Z hlediska počtu opakování jsou ve většině studií popisovány 3 pokusy (Almeida et al., 2017; Aydoğ et al., 2006b; Oh et al., 2011; Parsa et al., 2019). Ve studii autorů Cug a Wikstorm (2014) bylo provedeno až 6 opakování daného testu. V našem výzkumu byla provedena taktéž 3 opakování testu. Důvodem této volby bylo i hodnocení intraindividuální variability testů.

Nejčastější délka trvání testu uvedená ve studiích je 20 sekund. S touto délkou testu se shodují autoři Parsa et al. (2019), Almeida et al., (2017), Aydoğ et al. (2006b), Cug a Wikstorm (2014) a Biodex Medical Systems (1999). Stejná délka testu, tedy 20 sekund byla zvolena pro výzkumnou část této diplomové práce.

Délka pauzy mezi testy se taktéž liší, bývá dlouhá 10 sekund (Almeida et al., 2017, Oh et al., 2011), 30 sekund (Parsa et al., 2019) nebo 1 minutu (Aydoğ et al., 2006b; Cug & Wikstorm, 2014). Zvolení délky pauzy se odvíjí od výzkumného souboru, proto je logické, že ve studii autorů Aydoğ et al. (2006b) trvala pauza až 1 minutu, protože výzkumnou skupinu tvořily osoby s revmatoidní artritidou. Jelikož našeho výzkumu se účastnila skupina mladých zdravých osob, pauza mezi jednotlivými pokusy trvala 10 sekund.

V zahraničních studiích se objevují rozdílné názory týkající se pozice horních končetin při testování. Zatímco v některých studiích mají probandi horní končetiny zkřížené na hrudi (Aydoğ et al., 2006b; Cug & Wikstorm, 2014), v jiných studiích jsou horní končetiny umístěny volně podél těla (Almeida et al., 2017). Ve výzkumu této diplomové práce měly vyšetřované osoby během testování horní končetiny volně podél těla.

K rozdílu dochází také v nastavení úrovně nestability plošiny. Některé testovací protokoly se přiklánějí k nastavení jedné a té samé úrovně nestability plošiny na začátku i na konci testu (Aydoğ et al., 2006b; Cug & Wikstorm, 2014; Oh et al., 2011), jiné volí změnu úrovně nestability plošiny v průběhu testu (Almeida et al., 2017). Taktéž vybraná úroveň nestability plošiny je variabilní od nejstabilnějších úrovní až po ty nejméně stabilní. V našem výzkumu byla nastavena statická úroveň plošiny po celou dobu testování, a to z toho důvodu, že Véleho test, s jehož výsledky byly výsledky PST naměřeném na BSB porovnávány, se provádí na podlaze taktéž za statických podmínek. Byl kladen důraz na to, aby si provedení klinických a přístrojových testů bylo co nejvíce podobné.

Další nejednotností je pozice DKK během testování. Studie totiž uvádějí informaci, že chodidla byla po celou dobu testování umístěna v definované pozici, ale tato pozice

není nijak specifikována (Parsa et al., 2019). Některé studie umístění DKK na plošině BSB nepopisují vůbec. Pozice DKK byla v našem výzkumu nastavena podle metodiky předchozích diplomových prací, ve kterých bylo měření prováděno taktéž na BSB (Handl, 2020; Říhová, 2020).

V žádné z dostupných zahraničních studií nebyly výsledky testu dle Véleho porovnány s výsledky PST z BSB. Důvodem může být to, že Véleho test se v zahraničí v klinické praxi natolik nepoužívá, nebo se o něm zahraniční literatura nezmiňuje. Z dostupných českých zdrojů je zveřejněna diplomová práce, jejíž výzkum je zaměřen na zjištění souvislosti mezi výsledky Véleho testu a výsledky přístrojového vyšetření. K přístrojovému vyšetření nebyl použitý BSB, ale pedografické vyšetření a trojrozměrná kinematická analýza (Dvořáčková, 2018).

6.5 Diskuze k výzkumné otázce č. 2

Odpovědi na výzkumnou otázku č. 2 ukazují, že při porovnání výsledků všech probandů neexistuje statisticky významná závislost mezi klinickým a přístrojovým testem stoje na jedné DK. U všech probandů a u žen totiž byla zjištěna pouze velmi slabá až slabá negativní korelace. Avšak statisticky významná střední negativní korelace byla nalezena mezi výsledky klinického a přístrojového testu stoje na levé DK u mužů.

Důvodem, proč nebyla závislost nalezena může být skutečnost, že hodnocení klinického testu stoje na jedné DK je do jisté míry subjektivní, jelikož závisí na vyšetřující osobě, jak tento test ohodnotí. Dalším faktorem, který hraje roli je, že testy se mezi sebou liší v tom, že u BCT proband dostává zrakovou zpětnou vazbu a má tím pádem i silnější motivaci k udržení co nejstabilnější pozice, zatímco u klinického testu stoje na jedné DK nemá testovaná osoba žádnou zpětnou vazbu a motivace tím pádem závisí pouze na konkrétním jedinci.

Jak již bylo uvedeno v teoretické části, protokol testování stoje na jedné DK se mezi jednotlivými autory liší. Klinický test stoje na jedné DK byl v našem výzkumu proveden s otevřenými očima takovým způsobem, že proband měl stojnou DK extendovanou v kolenním kloubu a opačná DK byla v kolenním kloubu ve flexi 90 °. Maximální délka testu byla zvolena na 45 sekund, stejně jako ve studii autorů Springer, Marin, Cyhan, Roberts a Gill (2007). Přestože výzkumný soubor tvořila zdravá populace, byl zvolen test s otevřenými očima, jelikož test BCT naměřený na BSB je prováděn taktéž s otevřenými očima, protože cílem testované osoby je udržet kurzor na obrazovce uprostřed zobrazené kruhu.

Kritéria pro ukončení testu jsou taktéž rozdílná. Zatímco ve studii autorů Springer et al. (2007) pohyby horních končetin představují kritérium pro ukončení testu, ve studii od autorů Jonsson, Seiger a Hirschfeld (2004) jsou pohyby horních končetin dovoleny. Ukončovací kritéria navíc nejsou dostatečně detailně popsána. Například autoři Springer et al. (2007) uvádějí jako kritérium pro ukončení testu pohyby chodidla stojné DK za účelem udržení rovnováhy, jako je například supinace nebo pronace chodidla, žádná jiná specifikace dalších možných pohybů chodidla či prstců není popsána.

Pro hodnocení úrovně posturální stability podle naměřeného času v testu stoje na jedné DK neexistuje v dostupné literatuře žádná objektivní stupnice hodnocení. Lze však vycházet z průměrných hodnot naměřených časů v jednotlivých věkových skupinách a podle toho zhodnotit, zda výsledek odpovídá podprůměrným, průměrným či nadprůměrným hodnotám (Springer et al., 2007). Do budoucna by bylo vhodné vytvořit stupnici vyjadřující míru posturální stability testovaného jedince při stoji na jedné DK.

Testovací režim BCT na BSB je charakteristický tím, že při jeho použití nelze do přístroje zaznamenat pozici stojné DK. Stojná DK je umístěna do středu plošiny tak, aby se při stoji na jedné DK nacházel pohyblivý kurzor na obrazovce uprostřed kruhu a aby se probandovi stálo pohodlně (Arifin et al., 2014; Biodex Medical Systems, 2018). Nedostatkem je, že v manuálu Biodex Medical Systems (2018) není konkrétně definována pozice stojné a zvednuté DK. V našem výzkumu byla pozice DKK stejná jako v klinickém testu stoje na jedné DK. Pokud chceme pomocí BSB hodnotit stoj pouze na jedné DK, je nevýhodou BCT, že se vždy v rámci jednoho testu musí změřit obě DKK. Jiné nastavení tento test neumožňuje, jelikož byl původně vyvinut pro srovnání stability obou DKK po předchozím zranění.

Mnoho výzkumů zabývajících se porovnáním výsledků klinického testu stoje na jedné DK s výsledky testu stoje na jedné DK naměřeném na BSB se v dostupné literatuře nenachází. V jedné ze studií se autoři rozhodli porovnat výsledky klinického testu stoje na jedné DK s výsledky stoje na obou DKK na BSB. Výběr porovnání těchto dvou testů je překvapivý především z toho důvodu, že oba testy mají rozdílnou výchozí pozici DKK a jejich provedení se příliš neshoduje. Přesto byla mezi výsledky testu stoje na jedné DK a výsledky OSI z BSB nalezena signifikantní korelace, avšak pouze na jedné úrovni nestability plošiny (Oh et al., 2011).

6.6 Diskuze k výzkumné otázce č. 3

Třetí výzkumná otázka se zabývala zkoumáním závislosti mezi dosaženými výsledky právě v klinickém testu m-CTSIB a výsledky přístrojové verze m-CTSIB testu naměřeném na BSB. Z výsledků klinického testu m-CTSIB byla použita pouze míra kývání, jelikož všichni probandi dokázali každou testovací situaci ustát po dobu 30 sekund bez provedení pohybů, které jsou důvodem k ukončení testu.

Z Tabulky 7 vyplývá, že v klinickém testu m-CTSIB v testovací situaci m-CTSIB 1 byli všichni probandi ohodnoceni stupněm 1. V přístrojové verzi testu m-CTSIB na BSB byli však 3 z nich označeni jako vysoce nadprůměrní, 29 jako nadprůměrní a 7 spadalo do lepšího průměru (Tabulka 9). Na základě toho lze konstatovat, že mezi výsledky dosaženými v klinickém testu m-CTSIB 1 a výsledky přístrojové verze testu m-CTSIB 1 neexistuje závislost. Důvodem hodnocení všech 40 probandů stupněm 1 v klinické verzi m-CTSIB 1 může být to, že výzkum byl prováděn na vzorku mladé zdravé populace, pro kterou stoj na pevném povrchu nepředstavuje náročnou posturální situaci.

Tabulka 10 uvádí výsledky testovací situace m-CTSIB 2. Nejvýraznější shoda byla pozorována v tom, že z 24 probandů, které BSB ohodnotil jako nadprůměrné, bylo 19 probandů v klinické verzi ohodnoceno stupněm 1. Jinými slovy, ze všech nadprůměrně hodnocených osob v přístrojové verzi testu m-CTSIB, bylo 79,17 % těchto osob v klinické verzi m-CTSIB ohodnoceno nejlepším stupněm 1.

V testovací situaci m-CTSIB 3 bylo z 10 osob, které byly v klinické verzi hodnoceny stupněm 1, celkem 9 osob hodnoceno na BSB jako nadprůměrný, což odpovídá 10% shodě. Avšak 89,66 % jedinců ohodnocených v klinické verzi stupněm 2, bylo na BSB taktéž hodnoceno stupněm nadprůměrný (Tabulka 11).

V klinické verzi testovací situace m-CTSIB 4 bylo 20 osob hodnoceno stupněm 2 a 20 osob stupněm 3. Z osob ohodnocených stupněm 2 bylo 70 % ohodnocených jako nadprůměrní a zbylých 30 % jako lepší průměr. U osob ohodnocených stupněm 3 bylo nadprůměrných jedinců 60 % a 40 % spadalo do stupně hodnocení lepší průměr (Tabulka 12).

Z výsledků Pearsonova chí-kvadrát testu a M-V chí kvadrát testu uvedených v Tabulce 13 vyplývá, že mezi dosaženými výsledky v klinickém testu m-CTSIB a výsledky přístrojové verze testu m-CTSIB naměřeném na BSB neexistuje závislost,

jelikož p-hodnoty nedosahují hladiny statistické významnosti. Otázkou zůstává, z jakých důvodů nebyla závislost nalezena.

Jednou z možných příčin může být to, že zatímco BSB hodnotí míru kývání velmi citlivě a přesně, v klinické verzi m-CTSIB je míra kývání hodnocena pouze čtyřmi stupni. Stupnice hodnotící jedince dle skóre SI naměřeném na BSB je tedy citlivější než klinická škála hodnocení. Přestože klinická a přístrojová verze m-CTSIB testu jsou si velmi podobné, klinická verze se může jevit pocitově jednodušší. Při provádění klinického m-CTSIB testu totiž proband stojí buď na podlaze, nebo na měkké podložce, která je umístěna na podlaze, avšak v přístrojové verzi stojí proband na vyvýšené plošině BSB, která je v testovací situaci m-CTSIB 2 a 4 ještě zvýšena o tloušťku pěnové podložky. Proband tedy během testování stojí několik centimetrů nad zemí.

Klinická verze testu m-CTSIB byla ve výzkumu této diplomové práce provedena dle protokolu autorů Bastlová et al. (2015). Testovací protokoly klinického testu m-CTSIB se však v literatuře liší. Rozdílné názory se objevují především na pozici chodidel při testování nebo na tloušťku a druh použité pěnové podložky.

Někteří autoři preferují stoj s chodidly u sebe, zatímco jiní se přiklání ke stoju s chodidly od sebe. Nejdůležitější však je, aby proband ve všech testovacích situacích stál stejným způsobem (Khattar & Hathiram, 2012).

Autoři Wrisley a Whitney (2004) se ve své studii pokusili zjistit, zda existuje rozdíl v naměřeném čase v testu m-CTSIB ve stoju s chodidly u sebe v porovnání se stojem s chodidly od sebe. Výzkumný soubor tvořilo 30 osob s vestibulární dysfunkcí, u kterých probíhala vestibulární terapie. Výsledky m-CTSIB testu při stoju s chodidly u sebe byly sice mírně nižší než při stoju s chodidly od sebe, ale nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl mezi testem m-CTSIB ve stoju s chodidly u sebe a chodidly od sebe.

Hlavním předpokladem vhodné tloušťky pěnové podložky je, aby chodidla pacienta nebyla v kontaktu s podlahou, tedy aby pacient pěnovou podložku „neprošlápnul“ (Khattar & Hathiram, 2012).

Vlivem druhu pěnové podložky použité v testu m-CTSIB na přesnost v identifikování starších osob ohrožených rizikem pádu se zabývala studie autorů Boonsinsukh, Khumnoncha, Saengsirisuwan a Chaikereee (2020). Nejčastěji používanými typy podložek v praxi jsou Airex a Neurocom, které byly použity i v této studii. Výsledky studie prokázaly, že Airex a Neurocom mohou být používány zaměnitelně v testu m-CTSIB, protože použití obou typů podložek vedlo k přesné

identifikaci starších jedinců ohrožených pádem (Boonsinsukh, Khumnoncha, Saengsirisuwan, & Chaikereee, 2020).

K hodnocení klinického testu m-CTSIB byla použita škála autorů Khattar a Hathiram (2012). Nedostatkem této škály je to, že její autoři nepopisují detailněji míru kývání odpovídající jednotlivým stupňům hodnocení. Z toho důvodu je hodnocení m-CTSIB subjektivní.

Hlavní předností přístrojové verze m-CTSIB testu je poskytnutí objektivních výsledků. Testovací režim umožňuje zaznamenání postavení chodidel, čímž je zajištěna neměnná pozice probanda během testování.

6.7 Diskuze k výzkumné otázce č. 4, 5, 6

Pro zodpovězení výzkumné otázky č. 4, 5 a 6 byla použita hodnota koeficientu ICC. Hodnoty koeficientu ICC byly interpretovány podle stupnice autora Cohena z roku 1988.

Čtvrtá výzkumná otázka byla zaměřena na hodnocení intraindividuální variability testu posturální stability naměřeném na BSB při třech za sebou jdoucích pokusech. Hodnota ICC byla 0,797, blíží se tedy 0,8 a lze ji považovat za dobrou spolehlivost měření. Ve studii autorů Parraca et al. (2011) lze pozorovat u PST hodnotu ICC 0,69. Avšak studie byla rozdílná v tom, že hodnotila test-retest reliabilitu při dvou měřeních, které byly provedeny s týdenním rozestupem.

Výzkumná otázka č. 5 se zabývala intraindividuální variabilitou stoje na jedné DK při třech za sebou jdoucích pokusech. Hodnota koeficientu ICC je 0,784 pro stoj na levé DK a 0,768 pro stoj na pravé DK.

Pro srovnání, studie autorů Arifin et al. (2014), jejímž cílem bylo zhodnotit intraindividuální test-retest reliabilitu stoje na jedné DK za statických i dynamických podmínek, která byla vypočtena z naměřených skóre OSI, uvádí následující výsledky. Při stoji na jedné DK na statické plošině nabýval koeficient ICC hodnoty 0,85, na nestabilní plošině byla hodnota ICC 0,77 (Arifin et al., 2014). Jelikož test stoje na jedné DK byl v našem výzkumu prováděn na statické plošině, je pro nás významná hodnota ICC 0,85 naměřená za statických podmínek, která je v porovnání s výsledkem páté výzkumné otázky vyšší. Tyto dva výzkumy však nelze přímo porovnat, jelikož ve studii autorů Arifin et al. (2014) bylo měření provedeno znovu o týden později. Důvodem vyšší hodnoty koeficientu ICC mohlo být i to, že ve studii byla před začátkem měření do přístroje zaznamenána pozice chodidel, která byla po celou dobu měření stejná (Arifin et al, 2014). Avšak v námi zvoleném testu BCT nemohla být neměnná pozice chodidel

zajištěna, jelikož vybraný testovací režim BCT neumožňoval zaznamenání pozice jednoho chodidla.

Výsledky páté výzkumné otázky lze porovnat se studií autorů Cug a Wikstorm (2014), která hodnotila test-retest reliabilitu stoje na jedné DK na nestabilní plošině ve dvou 10 týdnů od sebe vzdálených měřeních. V jejich studii byla hodnota koeficientu ICC 0,88, která je velmi blízko hodnotě ICC 0,85 ve studii autorů Arifin et al. (2014). Obě dvě studie se však liší jak v počtu opakování, tak ve zvolené úrovni nestability plošiny.

Hodnota koeficientu ICC pro stoj na jedné DK ve výsledcích výzkumu této diplomové práce odpovídá dostatečné míře spolehlivosti. V porovnání s hodnotami koeficientu ICC ve většině uvedených studií, je však mírně nižší. Důvodem může být, že v ostatních studiích byla intraindividuální variabilita hodnocena v měřeních, které od sebe byly nějakou dobu vzdálené. V našem výzkumu byla intraindividuální variabilita hodnocena ve třech měřeních, mezi nimiž byla pauza 1 minuta.

Šestá výzkumná otázka zkoumala intraindividuální variabilitu testu m-CTSIB ve výzkumném souboru mladé populace při třech za sebou jdoucích pokusech. Hodnoty koeficientu ICC 0,807 pro stoj s otevřenýma očima na pevném povrchu a ICC 0,879 pro stoj s otevřenýma očima na měkkém povrchu prokazují dobrou intraindividuální variabilitu testu m-CTSIB v těchto situacích. Pro stoj se zavřenýma očima na pevném povrchu pozorujeme hodnotu koeficientu ICC 0,755 a pro stoj se zavřenýma očima na měkkém povrchu vůbec nejnižší hodnotu ICC 0,707. Obě tyto hodnoty se nacházejí nad hranicí 0,7 a jsou tedy považovány za dostatečné.

Intraindividuální variabilitu testu m-CTSIB zkoumala taktéž studie z roku 2020 autorů Antoniadou et al., která uvádí hodnotu ICC 0,628. Výzkumný soubor zde tvořilo 100 žen starších 65 let. Ve studii nejsou uvedené hodnoty koeficientu ICC pro jednotlivé testované situace.

Další studie zabývající se taktéž reliabilitou m-CTSIB, které se účastnilo celkem 105 zdravých osob o průměrném věku 24,5 let, již prokazuje vyšší hodnotu koeficientu ICC 0,75. Pro první testovanou situaci, tedy stoj s otevřenýma očima na pevném povrchu je reliabilita velmi slabá, a sice ICC 0,24 (Dawson et al., 2018). Na základě výsledků výzkumu této diplomové práce nelze s tímto tvrzením souhlasit, jelikož nejnižší naměřená hodnota byla v situaci stoje se zavřenýma očima na měkkém povrchu.

Testovací režimy BSB zvolené v této diplomové práci nebyly z hlediska hodnocení intraindividuální variability u mladé populace zatím dostatečně prozkoumány. Zjištěné

výsledky intraindividuální variability posturální stability jsou však přínosné pro používání BSB a pro budoucí studie.

Ve většině studií uvedených v literatuře, které hodnotily intraindividuální variabilitu při opakovaných měřeních s větším časovým rozestupem, byly naměřeny mírně vyšší hodnoty koeficientu ICC než v této diplomové práci. Na základě toho lze konstatovat, že hodnocení intraindividuální variability při opakovaných měřeních, které jsou od sebe nějakou dobu vzdálené, by mohlo být přesnější. Do budoucna by bylo vhodné posoudit intraindividuální variabilitu posturální stability při opakovaných měřeních s větším časovým rozestupem.

6.8 Diskuze k výzkumné otázce č. 7

Poslední výzkumná otázka byla zaměřena na zjištění, zda existuje rozdíl ve výsledcích přístrojové verze testu m-CTSIB mezi muži a ženami. Muži mají totiž těžiště posunutá asi o 1–2 % výše (Janura, 2003). Cílem této výzkumné otázky bylo zjistit, zda může pohlaví mít vliv na výsledky přístrojové verze m-CTSIB naměřeném na BSB.

Dle výsledků Mann-Whitneyova U testu (Tabulka 18) nebyl pozorován žádný statisticky významný rozdíl ve výsledcích přístrojové verze m-CTSIB mezi muži a ženami.

Toto zjištění je v rozporu se závěry studie od autorů Kim et al. (2012), jejíž cílem bylo prozkoumat vliv antropometrických charakteristik jako je hmotnost a výška na posturální stabilitu a zjistit, zda se objevují rozdíly mezi muži a ženami. Výzkumu se účastnilo 40 zdravých osob, 20 mužů a 20 žen ve věku 19–27 let. Probandi byli testováni v klidném stoji s chodidly u sebe na silové plošině. Během měření byla zaznamenávána pozice COP. Statisticky významné rozdíly mezi pohlavím byly pozorovány při zkoumání závislosti mezi naměřenými výsledky a antropometrickými údaji. U žen se posturální stabilita zhoršovala, což znamená, že rozsah i frekvence kývání se s rostoucí hmotností a výškou zvyšovaly, přičemž stabilita se snižovala. Naopak u mužů nebyly nalezeny žádné významné změny v rozsahu kývání ani stabilitě, ale bylo pozorováno snížení frekvence kývání s rostoucí hmotností a výškou. Z výsledků studie vyplývá, že hmotnost a výška představují hlavní faktory ovlivňující naměřené hodnoty a že jejich vliv na výsledky je u mužů a žen rozdílný.

Další studie, která se také zabývala vztahem mezi posturální stabilitou a tělesnými faktory a případnými rozdíly mezi muži a ženami při klidném stoji s chodidly u sebe dospěla k rozdílným výsledkům. Výzkumný soubor však tvořila starší populace

o průměrném věku 73 let. Rozsah kývání se zvyšoval s rostoucí hmotností u mužů, ale ne u žen (Kim, Kwon, Jeon, & Eom, 2014). Toto zjištění je v rozporu s výsledky studie autorů Kim et al. (2012), kteří zjistili, že naopak u žen se rozsah kývání s rostoucí hmotností zvyšuje.

Ve výzkumu této diplomové práce byl zkoumán rozdíl ve výsledcích přístrojové verze testu m-CTSIB mezi muži a ženami pouze v závislosti na pohlaví. Studie autorů Kim et al. (2012) a Kim et al. (2014) se navíc zabývaly i vlivem hmotnosti a výšky probandů na posturální stabilitu u obou pohlaví.

6.9 Limity práce

Jedním z limitů práce je skutečnost, že u vyšetřovaných osob mohlo docházet ke konci měření k poklesu koncentrace z důvodu neustálého sledování kurzoru na obrazovce přístroje BSB během testování. V naší studii byla prevence únavy zajištěna pravidelnými a dostatečně dlouhými pauzami. Bylo by vhodné do pauz zařadit i snížení nároků na aktivitu zrakového systému. Odpočinek zrakového systému by mohl být zajištěn například takovým způsobem, že by proband měl během pauzy zavřené oči.

V rámci porovnání klinické a přístrojové verze testu m-CTSIB je nedostatkem rozdílné provedení z hlediska odlišné vzdálenosti chodidel probanda od podlahy. V budoucnu by měla být klinická verze m-CTSIB testu provedena takovým způsobem, aby proband stál na stejně vyvýšené a pevné plošině jako je tomu u přístrojové verze naměřené na BSB. Tím pádem by proband stál při obou verzích testu stejně vysoko nad podlahou a bylo by možné vyloučit ovlivnění výsledků tímto faktorem.

Do limitů práce lze zařadit i použitou stupnici slovního hodnocení odpovídající naměřenému skóre SI v přístrojové verzi m-CTSIB testu. Tato stupnice byla vytvořena na základě grafického znázornění umístění výsledného skóre SI na škále nadprůměrných až podprůměrných hodnot (Obrázek 11). K této škále však není možné dohledat přesný zdroj a tím pádem nelze určit, na základě jakých dat byla tato stupnice vytvořena a jaké skupině populace tato škála hodnocení odpovídá.

6.10 Poznatky pro praxi

Z výzkumu této diplomové práce vyplývá několik poznatků pro klinickou praxi. Zjištění, že mezi výsledky klinických testů a výsledky testů naměřených na BSB nebyla nalezena statisticky významná závislost, neznamená, že by neměly být oba způsoby hodnocení posturální stability nadále používány.

Podle mého názoru jsou všechny zvolené klinické testy užitečné pro hodnocení posturální stability v běžné klinické praxi. Výhodou Véleho testu je, že slouží ke klinickému hodnocení celkové stability, jeho provedení je jednoduché a nevyžaduje žádné speciální vybavení. Stejně tak je i test stoje na jedné DK nenáročným a užitečným testem pro vyšetření posturální stability. Přínos klinického testu m-CTSIB spočívá v tom, že podává informace o schopnosti jedince reagovat na změny senzorických podmínek. V neposlední řadě je výhodou všech těchto klinických testů jejich časová nenáročnost.

Z hodnocení intraindividuální variability posturální stability u skupiny mladých osob a poměrně vysokých naměřených hodnot ICC vyplývá, že BSB je spolehlivý přístroj, který prokazuje shodu výsledků v opakovaných měření.

V neposlední řadě je důležité si uvědomit, že testování na BSB slouží nejen pro diagnostiku, ale i pro terapii. Terapie s využitím BSB by mohla být užitečná především u seniorů za účelem prevence pádů. Dále by bylo vhodné zařadit terapii na BSB u pacientů s poruchami posturální stability, mezi něž patří jak pacienti s neurologickými onemocněními, tak ortopedičtí pacienti po úrazech dolních končetin.

7 ZÁVĚR

Tato diplomové práce se zabývala zhodnocením a srovnáním výsledků klinického hodnocení posturální stability s výsledky získanými z balančního systému Biodex u skupiny mladých osob. Cíle této diplomové práce se podařilo splnit.

Klinické hodnocení posturální stability bylo provedeno třemi testy, a sice Véleho testem, testem stoje na jedné dolní končetině a modifikovaným klinickým testem senzorické interakce při udržení rovnováhy (m-CTSIB). Přístrojové testování probíhalo na balančním systému Biodex, na kterém byl hodnocen test posturální stability, test stoje na jedné dolní končetině neboli bilaterální srovnávací test a přístrojová verze m-CTSIB.

Z výzkumu v této diplomové práci vyplývá, že mezi výsledky dosaženými v klinickém testu dle Véleho a výsledky testu posturální stability naměřeném na balančním systému Biodex nebyla nalezena statisticky významná závislost. Při porovnání výsledků klinického s výsledky přístrojového testu stoje na jedné dolní končetině byla nalezena významná střední negativní korelace pouze u mužů v testu stoje na levé dolní končetině. Ve skupině všech probandů a skupině žen byla nalezena velmi slabá až slabá negativní korelace. Výsledky klinické a přístrojové verze m-CTSIB dokazují, že mezi dosaženými výsledky v klinickém testu m-CTSIB a v přístrojové verzi testu m-CTSIB naměřeném na balančním systému Biodex neexistuje statisticky významná závislost.

Na základě těchto výsledků lze uvažovat o tom, z jakých důvodů nebyla závislost mezi výsledky klinických testů a výsledky přístrojových testů naměřených na balančním systému Biodex nalezena. Jedním z možných důvodů je, že se závislost mezi výsledky klinického a přístrojového hodnocení posturální stability projeví teprve u osob, které mají určité poruchy posturální stability. Otázkou zůstává, zda by při provádění podobného výzkumu jako v této diplomové práci, ale u skupiny osob s poruchami posturální stability, mělo klinické a přístrojové hodnocení posturální stability stejnou vypovídací schopnost.

Práce byla zaměřena i na posouzení intraindividuální variability posturální stability u mladých osob, která byla hodnocena pomocí BSB při třech za sebou jdoucích pokusech. Hodnoty koeficientu ICC ukazují, že pro test posturální stability byla intraindividuální variabilita dobrá a pro přístrojový test stoje na jedné dolní končetině dostatečná. Intraindividuální variabilita testu m-CTSIB byla pro jednotlivé testovací situace dostatečná nebo dobrá. Dílčím cílem bylo hodnocení výsledků přístrojové verze m-CTSIB testu v závislosti na pohlaví. Z výsledků testu m-CTSIB lze konstatovat, že mezi muži a ženami nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl.

8 SOUHRN

V teoretické části jsou uvedeny poznatky o postuře, posturální stabilitě a faktorech, které ji ovlivňují. Dále je popsána posturální kontrola včetně jejích složek, mezi něž patří zrak, propriocepce a vestibulární aparát. V přehledu poznatků jsou vysvětleny mechanismy a strategie zajištění posturální stability. Teoretická část práce obsahuje výčet jak klinických, tak přístrojových možností hodnocení posturální stability. V rámci klinického hodnocení posturální stability jsou uvedeny klinické testy používané v běžné klinické praxi, z oblasti přístrojového hodnocení je věnována pozornost zejména balančnímu systému Biodex (BSB). Nedílnou součástí práce je rešerše studií zabývajících se srovnáním klinického a přístrojového hodnocení posturální stability

V metodické části je charakterizován výzkumný soubor a popsáno vstupní vyšetření. Dále je popsáno klinické testování posturální stability, ve kterém každý proband absolvoval Véleho test, test stoje na jedné dolní končetině a modifikovaný klinický test senzory interakce při udržení rovnováhy (m-CTSIB). Velkou část tvoří kapitola o testování na BSB, v níž je popsán test posturální stability (PST), test stoje na jedné dolní končetině neboli bilaterální srovnávací test (BCT) a m-CTSIB. Měření probíhalo jednorázově, každý proband nejprve absolvoval klinické testy a poté následovalo testování na BSB.

Z porovnání výsledků v klinickém testu dle Véleho a výsledků v PST naměřeném na BSB za použití Mann-Whitneyova U testu vyplynulo, že mezi dosaženými výsledky nebyla nalezena statisticky významná závislost při hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Pro hodnocení závislosti mezi dosaženými výsledky v klinickém testu stoje na jedné dolní končetině a výsledky testování BCT naměřeném na BSB byl použit korelační koeficient. Nebyla nalezena statisticky významná závislost mezi klinickým a přístrojovým testem stoje na jedné dolní končetině.

Za účelem zkoumání závislosti mezi dosaženými výsledky v klinickém testu m-CTSIB a výsledky přístrojové verze testu m-CTSIB naměřeném na BSB byla použita metoda kontingenčních tabulek, Pearsonův chí-kvadrát test a maximálně věrohodný chí-kvadrát test na hladině statistické významnosti $p < 0,05$. Z výsledků vyplývá, že mezi dosaženými výsledky v klinickém testu m-CTSIB a výsledky přístrojové verze testu m-CTSIB naměřeném na BSB neexistuje pro žádnou z testovacích situací statisticky významná závislost.

Vedlejším cílem práce bylo posoudit intraindividuální variabilitu posturální stability u jedinců ve věku 18 až 30 let, která byla hodnocena pomocí BSB při třech za sebou jdoucích pokusech. Pro hodnocení intraindividuální variability byl použit koeficient intraclass reliability (ICC). Výsledky PST prokázaly dobrou intraindividuální variabilitu (ICC 0,8). Hodnoty ICC pro intraindividuální variabilitu stoje na jedné dolní končetině byly dostatečné pro stoj na levé (ICC 0,784) i na pravé (ICC 0,768) dolní končetině. Intraindividuální variabilita testu m-CTSIB ve výzkumném souboru mladé populace při třech za sebou jdoucích pokusech byla dobrá pro stoj na pevném povrchu s otevřenými očima (ICC 0,807) a stoj na měkkém povrchu s otevřenými očima (ICC 0,879). Pro stoj na pevném povrchu se zavřenými očima (ICC 0,755) a stoj na měkkém povrchu se zavřenými očima (ICC 0,707) byla intraindividuální variabilita dostatečná. Z toho vyplývá, že měření vybraných testů bylo spolehlivé, což znamená, že při opakování testu vykazuje BSB podobné výsledky.

Dílčím cílem práce bylo posouzení výsledků dosažených v přístrojové verzi testu m-CTSIB v závislosti na pohlaví. Na základě výsledků Mann-Whitneyova U testu lze konstatovat, že nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl ve výsledcích přístrojové verze m-CTSIB testu mezi muži a ženami.

9 SUMMARY

The theoretical part of the thesis presents knowledge about posture, postural stability and factors that affect it. Further, postural control is described, including its components, which include vision, proprioception and the vestibular apparatus. The mechanisms and strategies for ensuring postural stability are explained. The theoretical part of the thesis lists both clinical and instrumental options for assessing postural stability. Within the clinical evaluation of postural stability, clinical tests used in clinical practice are listed, while in the area of instrumented assessment, particular attention is paid to the Biodex Balance System (BBS). An integral part of the thesis is a review of studies comparing clinical and instrumental assessment of postural stability.

The methodological part of the thesis characterizes the research group and describes the initial examination. A clinical assessment of postural stability is also described. Each proband completed the Vele test, the one-leg stance test, and the Modified Clinical Test of Sensory Interaction in Balance (m-CTSIB). A significant part was dedicated to testing on BBS, describing the Postural Stability Test (PST), the one-leg stance test, on BBS referred to as Bilateral Comparison Test (BCT), and the m-CTSIB. The measurements were performed in a single session, with each proband first undergoing clinical testing followed by BBS testing.

A comparison of the results in the clinical test according to Vele and the results in the PST measured on the BSB using the Mann-Whitney U test showed that there was no statistically significant relationship between the results at the $p < 0.05$ level of statistical significance.

The correlation coefficient was used to assess the relationship between the scores obtained in the clinical one-leg stance test and the results of the BCT measured on the BBS. No statistically significant relationship was found between the clinical and the instrumented one-leg standing test.

In order to investigate the relationship between the results obtained in the clinical m-CTSIB and the results of the instrumented version of the m-CTSIB measured on the BBS, the contingency table method, Pearson chi-square test and most credible chi-square test were performed at a statistical significance level of $p < 0.05$. A comparison of the results obtained in the clinical m-CTSIB test and the results of instrumented version of the m-CTSIB measured on the BBS showed that there is no statistically significant relationship for any of the test situations.

A secondary aim of this thesis was to evaluate the intra-individual variability of postural stability in individuals aged 18 to 30 years assessed by the BBS in three consecutive trials. The intraclass reliability coefficient (ICC) was used to assess intra-individual variability. The PST results showed good intra-individual variability (ICC 0.8). The ICC values for intra-individual variability of one-leg standing test were sufficient for standing on both, the left (ICC 0.784) and right (ICC 0.768) lower limb. The intra-individual variability of the m-CTSIB test in the young population research group in three consecutive trials was good for standing on a firm surface with eyes open (ICC 0.807) and standing on a foam surface with eyes open (ICC 0.879). Intra-individual variability was sufficient for standing on a firm surface with eyes closed (ICC 0.755) and standing on a foam surface with eyes closed (ICC 0.707). This implies that the measurement of the selected tests was reliable, indicating that the BBS showed similar results when the test was repeated.

Another sub-objective of the thesis was to assess the results obtained in the instrumented version of m-CTSIB test depending on gender. Based on the results of Mann-Whitney U test, it can be concluded that there was no statistically significant difference in the results of the instrumented version of the m-CTSIB between males and females.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Akhbari, B., Salavati, M., Mohammadi, F., & Safavi-Farokhi, Z. (2015). Intra- and inter-session reliability of static and dynamic postural control in participants with and without patellofemoral pain syndrome. *Physiotherapy Canada*, *67*(3), 248–253. doi: 10.3138/ptc.2014-51.
- Almeida, G. P. L., Monteiro, I. O., Marizeiro, D. F., Maia, L. B., & de Paula Lima, P. O. (2017). Y balance test has no correlation with the stability index of the Biodex balance system. *Musculoskeletal Science and Practice*, *27*, 1–6. doi: 10.1016/j.msksp.2016.11.008.
- Antoniadou, E., Kalivioti, X., Stolakis, K., Koloniari, A., Megas, P., Tyllianakis, M., & Panagiotopoulos, E. (2020). Reliability and validity of the mCTSIB dynamic platform test to assess balance in a population of older women living in the community. *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions*, *20*(2), 185–193. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7288384/>.
- Arifin, N., Abu Osman, N. A., & Wan Abas, W. A. B. (2014). Intrarater test-retest reliability of static and dynamic stability indexes measurement using the Biodex stability system during unilateral stance. *Journal of Applied Biomechanics*, *30*(2), 300–304. doi: 0.1123/jab.2013-0130.
- Aydoğ, E., Aydoğ, S. T., Çakci, A., & Doral, M. N. (2006). Dynamic postural stability in blind athletes using the Biodex stability system. *International Journal of Sports Medicine*, *27*(5), 415–418. doi: 10.1055/s-2005-865777.
- Aydoğ, E., Bal, A., Aydoğ, S. T., & Çakci, A. (2006). Evaluation of dynamic postural balance using the Biodex stability system in rheumatoid arthritis patients. *Clinical Rheumatology*, *25*(4), 462–467. doi: 10.1007/s10067-005-0074-4.
- Bastlová, P., Jurutková, Z., Tomsová, J., & Zelená, A. (2015). *Výběr klinických testů pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Bell, F. (1998). *Principles of mechanics and biomechanics*. Cheltenham: Stanley Thornes.
- Biodex Medical Systems, I. (1999). *Balance system SD: Operation/Service manual*. Shirley: Biodex Medical Systems, Inc.
- Biodex Medical Systems, I. (2006). *Biodex balance system SD. Clinical resource manual 945-308*, Shirley: Biodex Medical Systems, Inc.
- Biodex Medical Systems, I. (2018). *Balance system SD (version 4.x): Instructions for use*. Shirley: Biodex Medical Systems, Inc.

- Biodex Medical Systems. (2021b). *Biodex balance system – sample screens – six standardized testing modes*. Retrieved from <https://www.biodex.com/physical-medicine/products/balance/balance-system-sd/testing-modes>.
- Bohannon, R. W. (2006). Reference values for the timed up and go test: a descriptive meta-analysis. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, *29*, 64–68. doi: 10.1519/00139143-200608000-00004.
- Boonsinsukh, R., Khumnonchai, B., Saengsirisuwan, V., & Chaikereee, N. (2020). The effect of the type of foam pad used in the modified Clinical Test of Sensory Interaction and Balance (mCTSIB) on the accuracy in identifying older adults with fall history. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, *40*(2), 133–143. doi: 10.1142/S101370252050013.
- Browne W., & Nair, B. K. R. (2019). The timed up and go test. *Medical Journal of Australia*, *210*(1), 13-15. doi: 10.5694/mja2.12045.
- Cachupe, W. J. C., Shifflett, B., Kahanov, L., & Wughalter, E. H. (2001). Reliability of Biodex balance system measures. *Measurement in Physical Education and Exercise Science* *5*(2), 97–108. doi: 10.1207/S15327841MPEE0502.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences (2nd ed.)*. New York: Lawrence Erlbaum Associates, Publishers..
- Cug, M., & Wikstrom, E. A. (2014). Learning effects associated with the least stable level of the Biodex® stability system during dual and single limb stance. *Journal of Sports Science and Medicine*, *13*(2), 387–392. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/262021304_Learning_Effects_Associated_With_the_Least_Stable_Level_of_the_Biodex_R_Stability_System_During_Dual_and_Single_Limb_Stance.
- Dawson, N., Dzurino, D., Karleskint, M., & Tucker, J. (2018). Examining the reliability, correlation, and validity of commonly used assessment tools to measure balance. *Health Science Reports*, *1*(12). doi: /10.1002/hsr2.98.
- Dierijck, J. K., Wright, A. D., Smirl, J. D., Bryk, K., & van Donkelaar, P. (2018). Sub-concussive trauma, acute concussion, and history of multiple concussions: effects on quiet stance postural control stability. *International Journal of Psychophysiology*, *132*, 74–80. doi: 10.1016/j.ijpsycho.2018.03.005.
- Downs, S., Marquez, J., & Chiarelli, P. (2013). The Berg balance scale has high intra- and inter-rater reliability but absolute reliability varies across the scale: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*, *59*(2), 93–99. doi: 10.1016/S1836-

9553(13)70161-9.

- Drnková, Z., & Syllabová, R. (1991). *Záhada leváctví a praváctví*. Praha: Avicenum.
- Dufvenberg, M., Adeyemi, F., Rajendran, I., Öberg, B., & Abbott, A. (2018). Does postural stability differ between adolescents with idiopathic scoliosis and typically developed? a systematic literature review and meta-analysis. *Scoliosis and Spinal Disorders, 13*(1), 1–18. doi: 10.1186/s13013-018-0163-1.
- Dvořáčková, T. (2018). *Souvislosti výsledků Véle-Testu a přístrojového vyšetření posturální stability*. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Diplomová práce. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Praha.
- Evans, J. D. (1996). *Straightforward statistics for the behavioral sciences*. Pacific Grove: Brooks/Cole Publishing.
- Frömel, K. (2002). *Kompendium psaní a publikování v kinantropologii*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Frykberg, G. E., Lindmark, B., Lanshammar, H., & Borg, J. (2007). Correlation between clinical assessment and force plate measurement of postural control after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine, 39*(6), 448–453. doi: 10.2340/16501977-0071.
- Glave, A. P., Didier, J. J., Weatherwax, J., Browning, S. J., & Fiaud, V. (2016). Testing postural stability: are the star excursion balance test and Biodex balance system limits of stability tests consistent? *Gait and Posture, 43*, 225–227. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.09.028.
- Gross, J. M., Fetto, J., & Supnick, E. R. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu (překlad druhého anglického vydání.)*. Praha: Triton.
- Guskiewicz, K. M. (2001). Postural stability assessment following concussion: one piece of the puzzle. *Clinical Journal of Sport Medicine, 11*(3), 182–189. doi: 10.1097/00042752-200107000-00009.
- Handl, T. (2020). *Srovnání klinického a přístrojového hodnocení posturální stability u seniorské populace*, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Herdman, S. J. (1994). *Vestibular rehabilitation*. Philadelphia: Davis.
- Hinman, M. R. (2000). Factors affecting reliability of the Biodex balance system: a summary of four studies. *Journal of Sport Rehabilitation, 9*(3), 240–252. doi: /10.1123/jsr.9.3.240.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about

- neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35(2), 7–11. doi: 10.1093/ageing/afl077.
- Horak, F., & Kuo, A. (2000). Postural adaptation for altered environments, tasks, and intentions. In Winters, J. M., & Crago, P.E., *Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement*, 267–281. doi: 10.1007/978-1-4612-2104-3_19.
- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55(6), 1369–1381. doi: 10.1152/jn.1986.55.6.1369.
- Howell, D. R., Hanson, E., Sugimoto, D., Stracciolini, A., & Meehan, W. P. (2017). Assessment of the postural stability of female and male athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 27(5), 444–449. doi: 10.1097/JSM.0000000000000374.
- Janda, V. a kol. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada.
- Janura, M. (2003). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Jonsson, E., Seiger, A., & Hirschfeld, H. (2004). One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness?. *Clinical Biomechanics*, 19(7), 688–94. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.04.002.
- Kapandji, I. A. (2002). *The physiology of the joints. Vol. 2. Lower limb*. London: Churchill Livingstone.
- Khattar, V. S., & Hathiram, B. T. (2012). The clinical test for the sensory interaction of balance. *Otorhinolaryngology Clinics*, 4(1), 41–45. doi: 10.5005/jp-journals-10003-1086.
- Kim, J. W., Kwon, Y. R., Jeon, H. M., Eom, G. M., Cho, Y. B., Park, B. K. (2014). Gender-difference in the relationship between postural sway and body factors during quiet standing in the elderly, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 14(6), 1–12. doi: 10.1142/S0219519414400089.
- Kim, J., Kwon, Y., Kim, J., Chung, H., Y., Park, S., Kim, Ch. S., Eom, G. M., Jun, J. H., Park, B. K., An, H. G., & Ryu, J. Ch. (2012). Gender-differences in the associations of anthropometry with postural sway in feet-together stance, *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 13(10), 1897–1902, doi: 10.1007/s12541-012-0249-2.
- Kolář, P., et al. (2012). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kovaleski, J. E., Heitman, R. J., Pugh, S. F., & Gurchiek, L. R. (2009). Improved transfer effects on the Biodex balance system. *Athletic Training & Sports Health Care*, 1(2),

- 74–78. doi: 10.3928/19425864-20090301-04.
- Magee, D. J. (2011). *Orthopedic physical assessment atlas and video: Selected special tests and movements (5th ed.)*. Philadelphia: Saunders.
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current opinion in neurobiology*, 4(6), 877–887. doi: 10.1016/0959-4388(94)90137-6.
- McIlroy, W. & Maki, B. E (1997). The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change-in-support" strategy, *Physical Therapy*, 77(5), 488-507. doi: 10.1093/ptj/77.5.488.
- McIlroy, W.E., & Maki, B.E. (1993). Task constraints and foot movement and the incidence of compensatory stepping following perturbation of upright stance. *Brain Research*, 616(1-2), 30-38. doi: 10.1016/0006-8993(93)90188-s.
- Měkota, K. (1984). *Syntetická studie o pohybové lateralitě*. Acta Gymnica Universitatis Palackianae Olomuciensis Facultas Paedagogica XIV, Tělovýchova a sport 3. Praha: SPN.
- Michikawa, T., Nishiwaki, Y., Takebayashi, T., & Toyama, Y. (2009). One-leg standing test for elderly populations. *Journal of Orthopaedic Science*, 14(5), 675–685. doi: 10.1007/s00776-009-1371-6.
- Nashner, L. M. (1982). Adaptation of human movement to altered environments. *Trends in Neurosciences*, 5(10), 358–361. doi: 10.1016/0166-2236(82)90204-1.
- Oh, K. Y., Kim, S. A., Lee, S. Y., & Lee, Y. S. (2011). Comparison of manual balance and balance board tests in healthy adults. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 35(6), 873-879. doi: 10.5535/arm.2011.35.6.873.
- Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Paillard T, & Noé F. (2015) Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *Biomed Research International*, 1-15. doi: 10.1155/2015/891390.
- Parraca, J. A., Olivares, P. R., Carbonell-Baeza, A., Aparicio, V. A., Adsuar, J. C., & Gusi, N. (2011). Test-retest reliability of Biodex balance SD on physically active old people. *Journal of Human Sport and Exercise*, 6(2), 444–451. doi: 10.4100/jhse.2011.62.25.
- Parsa, M., Rahimi, A., & Noorizadeh Dehkordi, S. (2019). Studying the correlation between balance assessment by Biodex stability system and Berg scale in stroke individuals. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 23(4), 850–854.


doi: 10.1016/j.jbmt.2019.04.014.

- Paterno, M. V., Myer, G. D., Ford, K. R., & Hewett, T. E. (2004). Neuromuscular training improves postural stability in young female athletes. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 34(6), 305-316. doi: 10.1097/00005768-200405001-00901.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88(3), 1097–1118. doi: 10.1152/jn.2002.88.3.1097.
- Plisky, P.J., Gorman, P.P., Butler, R.J., Kiesel, K.B., Underwood, F.B., & Elkins, B. (2009). The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 4(2), 92-99. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2953327/>.
- Pollock, A., Durward, B., & Rowe, P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402–406. doi: 10.1191/0269215500cr342oa.
- Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G., & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43(9), 956–966. doi: 10.1109/10.532130.
- Říhová, P. (2020). *Hodnocení intraindividuální variability posturální stability u seniorů pomocí balančního systému Biodex. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury*. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- 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), 388–397. doi: 10.1016/j.jelekin.2009.06.006.
- Sawacha, Z., Carraro, E., Contessa, P., Guiotto, A., Masiero, S., & Cobelli, C. (2013). Relationship between clinical and instrumental balance assessments in chronic post-stroke hemiparesis subjects. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1), 1–7. doi: 10.1186/1743-0003-10-95.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: Translating research into clinical practice (4th ed.)*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Schmitz, J.R., & Arnold, B.L. (1998). Intertester and intratester reliability of a dynamic balance protocol using the Biodex stability system. *Journal of Sport Rehabilitation*,

- 7, 95-101. doi: 10.1123/JSR.7.2.95.
- Springer, B., Marin, R., Cyhan, T. Roberts, H., & Gill, N.. (2007). Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 30(1), 8-15. doi: 10.1519/00139143-200704000-00003.
- UNIFY ČR (2015). Přílohy. 10-17. Retrieved from <http://www.unify-cr.cz/obrazky-soubory/4-1-2-1-rtf-e8e63.pdf?redir>.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (I.část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (II.část): Řízení, zjištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122-129. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/280087508_Posturalni_stabilita_Cast_2.
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Univerzita Karlova.
- Véle, F. & Pavlů, D. (2012). Test dle Véleho, neboli Véle-test. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 19(2), 71-73.
- Wrisley, D. M., & Whitney, S. L. (2004). The effect of foot position on the Modified Clinical Test of Sensory Interaction and Balance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(2), 335–338. doi: 10.1016/j.apmr.2003.03.005.
- Yelnik, A., & Bonan, I. (2008). Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiologie Clinique*, 38(6), 439–445. doi: 10.1016/j.neucli.2008.09.008.
- Youssef, N. M., Abdelmohsen, A. M., Ashour, A. A., Elhafez, N. M., & Elhafez, S. M. (2018). Effect of different balance training programs on postural control in chronic ankle instability: a randomized controlled trial. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 20(2), 159–169. doi: 10.5277/ABB-01101-2018-02.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Vyjádření Etické komise FTK UP



Fakulta
tělesné kultury

Genius loci

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.
Mgr. Jarmila Štěpánová, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 15.12.2021 byl projekt diplomové práce

Autor /hlavní řešitel/ Bc. Zuzana Šimečková
spoluřešitelé Bc. Ondřej Mečkovský

s názvem **Srovnání klinického a přístrojového hodnocení posturální stability u zdravých jedinců**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 15/2022
dne: 18.1.2022

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

Řešitelé projektu splnili podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Příloha 2. Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Název diplomové práce: Srovnání klinického a přístrojového hodnocení posturální stability 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. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrností dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
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.
6. Souhlasím s pořizováním fotografií mé osoby pro účely této práce. Na fotografiích nebude vidět můj obličej, popřípadě bude anonymně začerněný.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 3. Anamnestický dotazník

Anamnestický dotazník

Jméno: _____ Datum narození: _____

Příjmení: _____ Pohlaví: žena muž

Výška: _____

Váha: _____

Měl/a jste někdy úrazy nebo operace na dolních končetinách? ANO / NE

Pokud ANO:

Jaké? _____

Stalo se to méně než před rokem? ANO / NE

Pokud ANO, kdy se to stalo? _____

Máte neurologické obtíže? ANO / NE

Trpíte chronickou nestabilitou kotníku?
(příznaky – pocit nestability a podklesávání v kloubu, nejistota při chůzi/běhu po nerovném terénu, opakující se distorze kotníku, otok, bolestivost pod zevním kotníkem při dotyku) ANO / NE

Trpíte nyní akutními bolestmi, které vás omezují v běžném denním životě?
(zejména dolních končetin a zad) ANO / NE

Trpíte chronickými bolestmi? ANO / NE

Pokud ANO:

Omezují vás tyto bolesti v běžném denním životě, např. při chůzi? ANO / NE

Provozujete sport na vrcholové úrovni? ANO / NE

Provozujete některý z rizikových kontaktních sportů (např. rugby, box, hokej)? ANO / NE

Příloha 4. Vyšetřovací protokol

Proband						
Dominance	Pravá			Levá		
Trendelenburgovo znamení	P - / +			L - / +		
Dřep	svede			nesvede		
Svalová síla	Norma			Snížená		
	P	L		P	L	
- m. soleus						
- m. quadriceps femoris						
- hamstringy						
Rozsah pohybu	Norma		Snížený		Zvýšený	
	P	L	P	L	P	L
- dorsální flexe hlezna						
- flexe kolene						
- flexe kyčle						