

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

DIPLOMOVÁ PRÁCE
(magisterská)

2020

Bc. Petra ŘÍHOVÁ

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ INTRAINDIVIDUÁLNÍ VARIABILITY POSTURÁLNÍ
STABILITY U SENIORŮ POMOCÍ BALANČNÍHO SYSTÉMU BIODEX

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Petra Říhová, fyzioterapie

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

Olomouc 2020

Jméno a příjmení autora: Bc. Petra Říhová

Název diplomové práce: Hodnocení intraindividuální variability posturální stability u seniorů pomocí balančního systému Biodex.

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

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

Rok obhajoby: 2020

Abstrakt:

Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit intraindividuální variabilitu posturální stability u jedinců ve věku 60 až 75 let, která byla hodnocena pomocí Balančního systému Biodex, při třech za sebou jdoucích pokusech a ve dvou po týdnu jdoucích měřeních.

Výzkumný soubor neměl v anamnéze žádné operace, ani závažné zranění v oblasti dolních končetin, ani další příčiny, které by neumožňovaly provedení testu. U souboru byly hodnoceny dva testy. První byl modifikovaný test senzorní interakce při udržení rovnováhy (m-CTSIB), u kterého se hodnotil parametr "sway index", neboli index vychýlení probanda. Test byl prováděn ve čtyřech různých situacích, kdy každá trvala 30 sekund a pauza mezi nimi byla 10 sekund. Druhý byl test limitů stability (LOS), u kterého byl hodnocen parametr maximální úhel vychýlení probanda, a to v osmi směrech. Oba testy byly provedeny třikrát v prvním i v následujícím druhém týdnu.

Výsledky testu m-CTSIB pro jednotlivé testované situace ukázaly dobrou homogenitu (koeficienty ICC nad 0,7) v prvním týdnu měření pro všechny testované situace, s výjimkou první a třetí testované situace v týdnu druhém. Při porovnání výsledků prvního a druhého týdne měření však byla homogenita výsledků slabá (koeficienty ICC v rozmezí 0,505 - 0,643). Výsledky testu limitů stability pro jednotlivé směry ukázaly vysoké koeficienty ICC v prvním týdnu (koeficienty ICC v rozmezí 0,887 – 0,936) i ve druhém týdnu měření (koeficienty ICC v rozmezí 0,894 – 0,957). Při porovnání výsledků testu LOS prvního a druhého týdne měření byla homogenita výsledků ve většině případů dobrá (koeficienty ICC v rozmezí 0,607 – 0,864).

Při hodnocení testu m-CTSIB a srovnání parametrů sway index v jednotlivých situacích mezi sebou byl zjištěn významný statistický rozdíl. K tomuto byl využit Wilcoxonův párový test.

Na závěr můžeme říci, že pro spolehlivé a objektivní hodnocení posturální stability stojí je potřebné vycházet z výsledků přístrojových vyšetření, kde jedna z možností je testování na Balančním systému Biodex.

Klíčová slova: intraindividuální variabilita, postura, posturální stabilita, senioři,
Balanční systém Biodex

Souhlasím s půjčováním závěrečné práce v rámci knihovních služeb.

Name and surname of the author: Bc. Petra Říhová

Title of diploma thesis: Evaluation of Intraindividual Variability of Postural Stability in Seniors Using the Biodex Balance System

Department: Department of Physiotherapy

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

Year of defense: 2020

Abstract:

The goal of this diploma thesis was to assess the intra-individual variability of postural stability in individuals aged between 60 and 75 years; the aim was achieved by means of the Biodex Balance System, in three consecutive experiments and in two weekly measurements.

The research group did not evince history of any surgeries, or serious injuries of the lower limbs, or other causes that would disable the execution of the test. The group submitted to two tests; the first was a modified equilibrium sensory interaction test (m-CTSIB), during which the parameter "sway index", or proband deflection, was assessed. The test was performed in four different situations; each lasted 30 seconds and were separated by pauses of 10 seconds. The second test which was executed was the limit of stability test (LOS), in which the parameter of the maximum angle of deflection of the proband was evaluated in eight directions. Both tests were performed three times in the first and the following second week.

The results of the m-CTSIB test for the individual tested situations demonstrated good homogeneity (ICC coefficients above 0.7) in the first week of the measurement for all tested situations, with the exception of the first and third test situations in the second week. Nonetheless, when the results of the first and second weeks of measurement were compared, the homogeneity of the results was weak (ICC coefficients in the range of 0.505 - 0.643). The outcomes of the test of limit of stability for each direction showed high ICC coefficients in the first week (ICC coefficients in the range of 0.887 - 0.936) and in the second week of measurement (ICC coefficients in the range of 0.894 - 0.957). When comparing the LOS test results of the first and second weeks of measurement, the homogeneity of the results was good in most cases (ICC coefficients in the range of 0.607 - 0.864).

When the m-CTSIB test was evaluated and the parameters of the sway index were contrasted in individual situations, a significant statistical difference was found. To achieve this, the Wilcoxon paired test was used.

In conclusion, we can state that to obtain a reliable and objective evaluation of postural stability of standing, it is essential to proceed from the results of instrumental examinations, where testing on the Biodex Balance System represents one of the options.

Key words: intraindividual variability, posture, postural stability, seniors, Biodex Balance System

I agree with the lending of the final thesis within library services.

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

V Olomouci dne:

Ráda bych poděkovala své vedoucí diplomové práce Mgr. Elise Isabel Doleželové, Ph.D. za odborné vedení, trpělivost a rady poskytnuté při zpracování této práce. Dále bych ráda poděkovala RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při zpracování statistických dat. Mé poděkování patří také všem probandům, kteří se účastnili mého měření. Také děkuji Bc. Tomáši Handlovi za pomoc a spolupráci při vlastním měření. V neposlední řadě patří obrovské díky mé rodině a mým nejbližším za jejich podporu po celou dobu studia.

Obsah

1 Úvod	13
2 Teoretické poznatky	14
2.1 Postura	14
2.1.1 Posturální stabilita.....	14
2.1.2 Posturální stabilizace	15
2.1.3 Posturální reaktibilita	16
2.1.4 Terminologie – COM, COG, COP	16
2.1.5 Posturální stabilita během klidného stoje.....	17
2.1.6 Poruchy postury	18
2.2 Faktory ovlivňující posturální stabilitu.....	18
2.2.1 Faktory fyzikální.....	18
2.2.2 Faktory neurofyziologické	19
2.3 Posturální kontrola.....	20
2.3.1 Propriocepce	22
2.3.2 Zrak.....	23
2.3.3 Vestibulární aparát	24
2.4 Mechanismy a strategie k zajištění posturální stability	24
2.4.1 Anteroposteriorní stabilita.....	26
2.4.2 Mediolaterální stabilita	27
2.4.3 Vícesměrná stabilita.....	28
2.5 Poruchy posturální kontroly	28
2.5.1 Senzorický deficit	29
2.5.2 Instabilita a pády.....	29
2.5.3 Závratě.....	30
2.5.4 Poruchy rovnováhy při změnách v krční páteři.....	32
2.5.5 Centrální porucha rovnováhy	32

2.5.6 Syndrom arterie vertebralis	32
2.6 Vliv stáří na posturální stabilitu	32
2.6.1 Tělesné projevy ve stáří	33
2.6.2 Muskuloskeletální systém	33
2.6.3 Neuromuskulární systém.....	34
2.6.4 Senzorické změny	35
2.7 Možnosti hodnocení posturální stability.....	37
2.7.1 Klinické hodnocení	37
2.7.2 Přístrojové hodnocení	37
2.8 Balanční systém Biodex.....	38
2.9 Intraindividuální variabilita a reliabilita	43
3 Cíle a vědecké otázky.....	44
3.1 Hlavní cíl.....	44
3.2 Vedlejší cíl	44
3.3 Vědecké otázky	44
3.3.1 Vědecké otázky.....	44
4 Metodika	46
4.1 Charakteristika výzkumného souboru	46
4.2 Klinické vyšetření.....	46
4.3 Testování posturální stability pomocí Balančního systému Biodex.....	48
4.3.1 Modified Clinical Test of Sensory Integration and Balance (m-CTSIB)	49
4.3.2 Limits of stability (LOS)	50
4.4 Statistické zpracování dat	52
5 Výsledky	53
5.1 Výzkumná otázka č. 1.....	53
5.2 Výzkumná otázka č. 2.....	54

5.3 Výzkumná otázka č. 3.....	56
5.4 Výzkumná otázka č. 4.....	58
5.5 Výzkumná otázka č. 5.....	59
5.6 Výzkumná otázka č. 6.....	60
5.7 Výzkumná otázka č. 7.....	61
5.8 Výzkumná otázka č. 8.....	62
5.9 Výzkumná otázka č. 9.....	64
6 Diskuze	67
6.1 Diskuze k volbě tématu.....	67
6.2 Diskuze k výzkumnému souboru	68
6.3 Diskuze k výzkumným otázkám č. 1 a 2	69
6.4 Diskuze k výzkumným otázkám č. 3, 4, 5 a 6.....	71
6.5 Diskuze k výzkumným otázkám č. 7 a 8	73
6.6 Diskuze k výzkumné otázce č. 9	74
6.7 Poznatky pro praxi.....	75
7 Závěr.....	76
8 Souhrn.....	77
9 Summary	78
10 Referenční seznam	80
11 Přílohy	84
Příloha 1. Vyjádření Etické komise FTK UP.....	84
Příloha 2. Informovaný souhlas	85
Příloha 3. Anamnestický dotazník	86
Příloha 4. Protokol vyšetření.....	87
Příloha 5. Potvrzení o překladu	88

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

aj. – a jiné

BSB – Balanční Systém Biodex

CNS – centrální nervový systém

COG – center of gravity

COM – center of mass

COP – center of pressure

FTK – Fakulta tělesné kultury

ICC – koeficient intraclass reliability

LOS – limits of stability

m. – musculus

mm. - musculi

mCTSIB – multidirectional reach test

OM – otevřené oči, měkká podložka

OP – otevřené oči, pevná podložka

SwI – sway index

ÚMV – úhel maximálního vychýlení

UP – Univerzita Palackého

ZM – zavřené oči, měkká podložka

ZP – zavřené oči, pevná podložka

1 Úvod

Posturální stabilita jde ruku v ruce se zajištěním vzpřímeného držení těla u člověka. Vzpřímené držení je aktivní činnost, kdy dochází k zapojování hned několika struktur, jak funkčních, tak anatomických. Podílí se zde nejen centrální nervový systém, řídící svalovou aktivitu, ale také řada zevních faktorů.

Dle Vařeky (2002a) je posturální stabilita, schopnost našeho těla, reagovat na změny vnitřních a zevních sil, a tím zajistit vzpřímené držení těla, jako prevence pádu.

Posturální stabilitu lze hodnotit jak klinicky, tak přístrojově. V této práci zmiňuji obě možnosti, avšak větší pozornost je věnována přístrojovému hodnocení, především Balančnímu systému Biodex.

Je to zařízení, které dokáže zaznamenat, jak je daný jedinec schopen udržet posturální stabilitu. Tuto schopnost lze hodnotit při statických, i dynamických úkolech. Balanční systém Biodex má platformu, na které dotyčný proband stojí, má také displej, na kterém lze vidět výsledky daného úkolu a poskytuje zpětnou vazbu.

V této práci se věnuji jen statickým úkolům, přesněji hodnotím test senzoričné interakce a test limitů stability.

V přehledu poznatků této diplomové práce je vysvětlena samotná posturální stabilita a další pojmy, týkající se postury. Věnuji se i faktorům, které mohou ovlivnit posturální stabilitu a systémy, které pomáhají k posturální kontrole. Jsou zde zmíněny i možnosti poruch posturální kontroly a vliv stáří na jednotlivé systémy.

Cílem diplomové práce a výsledek výzkumné části je zaměřen na problematiku intraindividuální variability posturální stability, kterou zjišťujeme pomocí výše uvedeného přístroje. Variabilita se hodnotí u seniorské populace ve věku 60 a 75 let.

2 Teoretické poznatky

2.1 Postura

Postura a posturální funkce nemají jasně vymezenou definici a každý autor má na danou věc jiné názory. Většina autorů popisuje posturu pouze ve vzpřímeném stoji, avšak tato skutečnost je považována za nedostatečnou (Kolář et al., 2012).

Dle Koláře (2012) lze posturu chápat, jako „aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil“ (p. 38). Z globálního pohledu můžeme ideální posturu popsat jako moment, kdy dovoluje postavení pánve, hrudníku a páteře optimální zatížení pro končetiny při fázickém pohybu (Máček & Radvanský, 2011).

Jde o polohu těla, kterou jedinec zaujímá v klidu a největší význam ze zevně působících sil, má síla tíhová. Nejedná se však pouze jen o popis statické činnosti, avšak je nutné zahrnout sem i dynamiku, a s ní udržování polohy těla daného jedince vůči měnícímu se prostředí, je tedy součástí jakéhokoliv pohybu a polohy. Postura je zajištěna silami vnitřními, kdy hlavní roli zde hraje aktivita centrálního nervového systému (CNS).

Ideální postura by měla vycházet z anatomických, biomechanických a neurofyziologických funkcí, kdy propojení těchto jednotlivých funkcí zapadá do kontextu motorického vývoje. Vývoj postury je jeden z hlavních principů motorické ontogeneze a je vyžadováno zpevnění osového orgánu jako celku, i s krkem a hlavou, kdy dochází k zaujetí správné polohy v kloubech a jejich zpevnění (Kolář et al., 2012; Vařeka, 2002a; Véle, 1995).

Posturální systém se zároveň podílí i na řízení pohybu, kdy se snaží udržet pohyb plynulý, bez výchylek (Véle, 1995).

Posturální funkce jsou realizovány zejména axiálním systémem, kdy úroveň posturální aktivity jedince závisí na labilitě polohy, kterou člověk zaujímá. Největší stabilita je ve stoji, kdy máme vysoko položené těžiště, zatímco vleže je nejmenší (Kalvach et al., 2004).

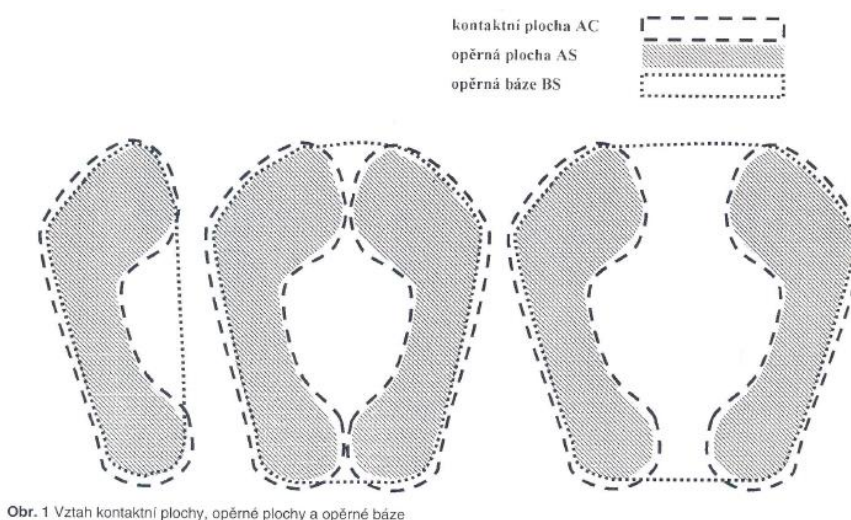
2.1.1 Posturální stabilita

Schopnost těla, reagovat na změny vnitřních a zevních sil a zajistit tak vzpřímené držení těla, aby nedošlo k pádu (Vařeka, 2002a).

Jak již bylo zmíněno v kapitole 2.1, každá poloha těla zahrnuje statický i dynamický pohyb. Při stálé poloze, například stoji, nejde pouze o statický stav,

avšak tělo čelí labilitě pohybové soustavy, a jde o kontinuální zaujímání stále polohy (Kolář, et al., 2012).

Posturální stabilita je ovlivňována neurofyziologickými, i biomechanickými faktory, kam patří velikost opěrné plochy. Opěrná plocha je místo na podložce, které je v kontaktu s tělem jedince a je využito aktivně k vytvoření opěrné báze. Opěrná báze je místo, kam se vždy musí promítat těžiště člověka. Je to plocha, která je ohraničena nejbližšími hranicemi opěrné plochy, tudíž bývá větší, než plocha (Obrázek 1) (Kolář, et al., 2012; Vařeka, 2002a).



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

Posturální stabilita závisí na hmotnosti jedince a velikosti opěrné báze. Stane-li se, že není těžiště promítáno do opěrné báze při statické poloze, dochází k nestabilitě a je nutná značná svalová aktivita, aby nedošlo k neřízenému pádu (Kolář, et al., 2012).

2.1.2 Posturální stabilizace

Posturální stabilizace je svalové, aktivní držení jednotlivých segmentů těla jedince vůči působení zevních sil, což je řízeno centrálním nervovým systémem. Při statických situacích, jako sed, či stoj, nám svalová aktivita zajišťuje tuhost skloubení, což je zajišťováno koaktivační aktivitou – koordinovaná aktivita agonistů a antagonistů, díky čemuž jsme schopni vzdorovat v dané pozici gravitační síle. Toto zpevnění segmentů dosahuje vzpřímenějšího držení (napřímění) a lokomoci těla jako celku. Vzpřímení následně pomáhá optimálnímu pohybu v kořenových kloubech (Kolář, et al., 2012; Vařeka, 2002a).

Při každém pohybu těla, který je náročný na sílu a silové působení, vzniká kontrakční síla, kterou potřebujeme pro překonání odporu, jako například zvedání těžkých břemen, či působení končetinou proti odporu (Máček & Radvanský, 2011).

Posturální stabilizace je tedy součástí všech pohybů, ať se jedná o pohyb celého těla, nebo pouze končetin izolovaně, kdy je nesmírně důležitá koordinovaná svalová aktivita, bez které bychom nebyli schopni udržet vzpřímený stoj, či sed (Kolář, et. al, 2012).

2.1.3 Posturální reaktibilita

Při každém náročnějším pohybu na silové působení je generována kontrakční svalová síla, potřebná pro překonávání odporu. Tato posturální reaktibilita je definována jako reakční stabilizační funkce. Síla, potřebná k překonání odporu segmentálně, je následně převedena na momenty sil v podobě pákového systému člověka a následně je tak vyvolána reakční svalová síla v celém těle. Cílem této reakce je zpevnění kloubů, aby bylo docíleno co nejstabilnějšího punctum fixum. Punctum fixum je popisováno tak, že jeden úpon svalu je zpevněn s pomocí zpevňovací aktivity jiných svalů tak, aby druhý úpon svalu mohl provést v daném kloubu pohyb. Místo druhého úponu nazýváme punctum mobile. Důležitá pevnost kloubních spojení je zajišťována aktivitou agonistů a antagonistů, ale i dalších přidružených svalových skupin (Kolář, et al., 2012).

2.1.4 Terminologie – COM, COG, COP

COM neboli center of mass, je těžiště člověka. Hypotetický bod, který je působištěm tíhové síly a kam je soustředěna veškerá hmotnost těla. Těžiště se dá určit pomocí řady matematických, grafických, či experimentálních metod. Z kineziologického hlediska však lze popsat těžiště těla pouze při zaujetí postury. Svislá projekce COM do opěrné báze je často označována a zaměňována za COG.

COG, center of gravity je vertikální průmět těžiště do roviny opěrné báze. COG nelze popsat při dynamických činnostech, jelikož neexistuje. COG se musí nacházet vždy v opěrné bázi člověka.

COP, center of pressure, je průměr všech tlaků, působících na opěrnou plochu, neboli působištěm vektoru reakční síly na danou podložku. Poloha COP je ovlivněna například svalovou aktivitou bérců, nikoliv jen polohou těžiště. Máme-li zvýšenou aktivitu flexorů nohy, COP se posunuje dopředu, jsou-li ve zvýšené aktivitě například svaly, provádějící inverzi, COP se posunuje laterálně. Svalová aktivita je však řízená

činností CNS vždy tak, aby COG vždy zůstávalo v těžnici opěrné báze (Bizovská, Janura, Míková & Svoboda, 2017).

2.1.5 Posturální stabilita během klidného stoje

Stabilita stoje, či sedu bývá často nazývána jako statická činnost, z důvodu neměnicí se báze. Avšak toto tvrzení je mírně zavádějící, jelikož posturální stabilita i v klidném stoji je poměrně dynamická.

Klidný stoj je charakterizovaný malým množstvím spontánních, posturálních výchylek těla. Na udržení klidného stoje se podílí hned několik faktorů.

Vzpřímení dokáže minimalizovat dopady gravitačních sil. U dokonale vzpřímené postury by měla vertikální linie procházet uprostřed processus mastoideus, přes akromion, dále přes trochanter major, patelu a končit před zevním kotníkem. Správná postura by měla vyžadovat využití co nejmenší vnitřní energie pro její udržení. Při správném vzpřímení se zvyšuje aktivita antigravitačních, posturálních svalů, aby působily proti gravitaci, což lze považovat za posturální tonus.

Senzorické vstupy jsou pro posturální tonus velmi důležité. Dojde-li k lézi dorzálních míšních kořenů, dojde k snížení posturálního tonu. Aktivace kožních vstupů na chodidlech spouští automatickou reakci, která provádí automatickou extenzi nohy k podložce, čímž zvyšuje tonus extenzorů nohy.

Somatosenzorické vstupy z krční páteře se aktivují změnou polohy hlavy a mohou ovlivnit distribuci posturálního tonu v celém trupu a končetinách, jinak nazýváno jako tonické šíjové reflexy. Vstupy ze zrakového a vestibulárního systému také ovlivňují posturu. Vestibulární vstupy, aktivované změnou orientace hlavy mění distribuci svalového, posturálního tonu v krku a trupu a bývají nazývány jako vestibulospinální reflexy.

Svalový tonus drží tělo opět proti působení gravitace. Tonus se hodnotí palpačně, kdy vyšetřujeme jeho pružnost. Často se hodnotí pasivní flexí a extenzí uvolněných končetin probanda, jelikož se určuje reflexně podmíněný tonus a míra odporu proti pasivně prováděným pohybům. Konzistence svalů závisí na stavu hydratace, stavem bílkovin a na poměru vazivové, bílkovinné a tukové složky (Opavský, 2003; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

2.1.6 Poruchy postury

Postura může být porušena následkem anatomických, neurologických, či funkčních vlivů.

Anatomické poruchy postury bývají vrozené, či získané a lze mezi ně zařadit anomálie kyčelních kloubů, jako například zvýšená antevertze, dysplazie kosti křížové, vzniklé morfologické změny po úrazech, ke kterým může dojít například následkem po kompresivních zlomeninách obratlů.

Do neurologických příčin lze zařadit vestibulární, extrapyramidové, či mozečkové poruchy. Velké, a pro nás nyní důležité zastoupení mají také poruchy funkční, kam lze zařadit poruchu posturálně stabilizačních funkcí během statických i pozic, i pohybu.

Funkční poruchy postury mají tři důsledky. Prvním je centrální koordinační porucha, která vzniká následkem abnormálního motorického vývoje. Nemusí se vždy jednat pouze o zpoždění biologického věku a kvantitě, avšak může být porucha v kvalitě funkcí. Dále způsob, jakým byly vypracovány stereotypizované pohyby a jak jsou dále posilovány a koordinovány, což je velice důležité při motorickém učení, aby byl vypracován správný posturálně zajištěný pohyb. Za třetí, porucha kontroly nocicepce, což souvisí s nociceptivním drážděním a jeho reakcemi. Vznikne-li v organismu nějaká patologie, dojde k vytvoření nociceptivní informace o daném poškození a to následně funguje jakou spouštěč obranné reakce (Kolář et al., 2012).

2.2 Faktory ovlivňující posturální stabilitu

Faktory, ovlivňující stabilitu můžeme rozdělit do dvou skupin a to faktory fyzikální a neurofyzilogické.

Mezi fyzikální faktory řadíme opěrnou plochu a její velikost, hmotnost pacienta a polohu jeho těžiště nad opěrnou bází, charakter kontaktu těla s opěrnou plochou, neboli přilnavost a vlastnosti a postavení hybných segmentů.

Naopak do neurofyzilogických řadíme senzickou integraci zrakových, propioceptivních, vestibulárních a kožních informací, excitabilitu nervového systému, spouštějící pohybové programy a zpětnovazebné procesy. Posturální stabilita je ovlivňována také vlivy psychickými (Kolář et al., 2012; Véle, 1995).

2.2.1 Faktory fyzikální

Opěrná plocha, její velikost a přilnavost jsou přímo úměrné stabilitě. Nemá-li opěrná plocha správnou adhezivitu, je náročné udržet stabilitu, například chůze po ledu. Trpí-li pacient vážnější poruchou lokomočních, či posturálních funkcí, musí pro získání

lepší stability použít oporu o hole, či rozšířit opěrnou bázi například rozkročením dolních končetin.

Přímo úměrná stabilitě je také hmotnost člověka, kdy osoby s vyšší hmotností mají stabilitu lepší, stejně jako osoby nižšího vzrůstu, kteří mají těžiště umístěno níže. Naopak u lidí normální výšky, je stabilita nepřímo úměrná výšce těžiště, které leží ve výši promontoria. Stabilita se zde zvýší například při přidřepnutí, kdy daný jedinec sníží své těžiště níže.

Přilnavost nohy k terénu je též velice důležitá pro dobrou stabilitu, aby přes nožní klouby byl zajištěn převod zátěže na danou podlahu, či terén. Kameny, kořeny, či jiné nerovnosti v terénu mohou vést k přetěžování kloubních pouzder a ligament nohy. Podrážka obuvi by měla mít správnou pružnost, i přilnavost, aby byly tlumeny nárazy dolní končetiny na nerovnou zem. Pevná obuv může ochraňovat nohu před zraněním, avšak je zhoršována adaptabilita nohy ve styku s nerovným terénem a tím dochází ke zhoršení stability (Kolář, et al., 2012; Véle, 1995).

Dle Véleho (1995) „poloha jednotlivých segmentů určuje tvar těla a ovlivňuje držení těla“ (p. 77). Máme-li jednotlivé segmenty ve vyrovnané linii, je rovnoměrně rozložená zátěž do celého těla a nedochází k lokálnímu přetížení. Zvýšení tuhosti jednotlivých tkání dodává na míře stability, avšak současně je omezován rozsah pohybu. Naopak snížená tuhost negativně působí na stabilitu (Véle, 1995).

2.2.2 Faktory neurofyziologické

Psychika dokáže velmi ovlivnit posturu, jak vědomě, tak podvědomě. Při dobré náladě a eláčnicích stavech je tendence k narovnanému, extenčnímu držení těla, naopak při stavech depresivních je tendence k flekčnímu držení (Véle, 1995).

Vařeka (2002a) udává, že psychika má velký vliv na výběr vhodného programu k udržení, či obnovení stability, i na samotné držení těla. Bylo prokázáno, jak při stožení na vyvýšené ploše jedinci automaticky, podvědomě upevňují kontrolu pohybu. Zvýšená míra soustředění stabilitu zlepšuje, avšak nadměrná psychická tenze je zde kontraproduktivní, kdy dojde k výraznému zvýšení svalového napětí a následně je zrušena potřebná svalová koordinace.

Procesy nastavující excitabilitu souvisejí se stavem odpočinku a připravenosti, dle současného rozpoložení vnitřního a vnějšího prostředí. Procesy, které spouštějí pohybové programy, jsou přímo závislé na výchozí poloze jedince, kterou organismus zaujímá dle předpokládaného pohybu.

V neposlední řadě mezi neurofyziologické faktory řadíme zpětnovazebné procesy, které průběžně mění posturu podle údajů z exteroceptivní a propioceptivní signalizace (Véle, 1995).

2.3 Posturální kontrola

Posturální kontrola se vztahuje na udržení polohy segmentů těla, nebo těla celého, s ohledem na vnější podněty, jako je působení zevního prostředí, či na nějaký objekt, pohybující se v prostředí (Latash, 2012).

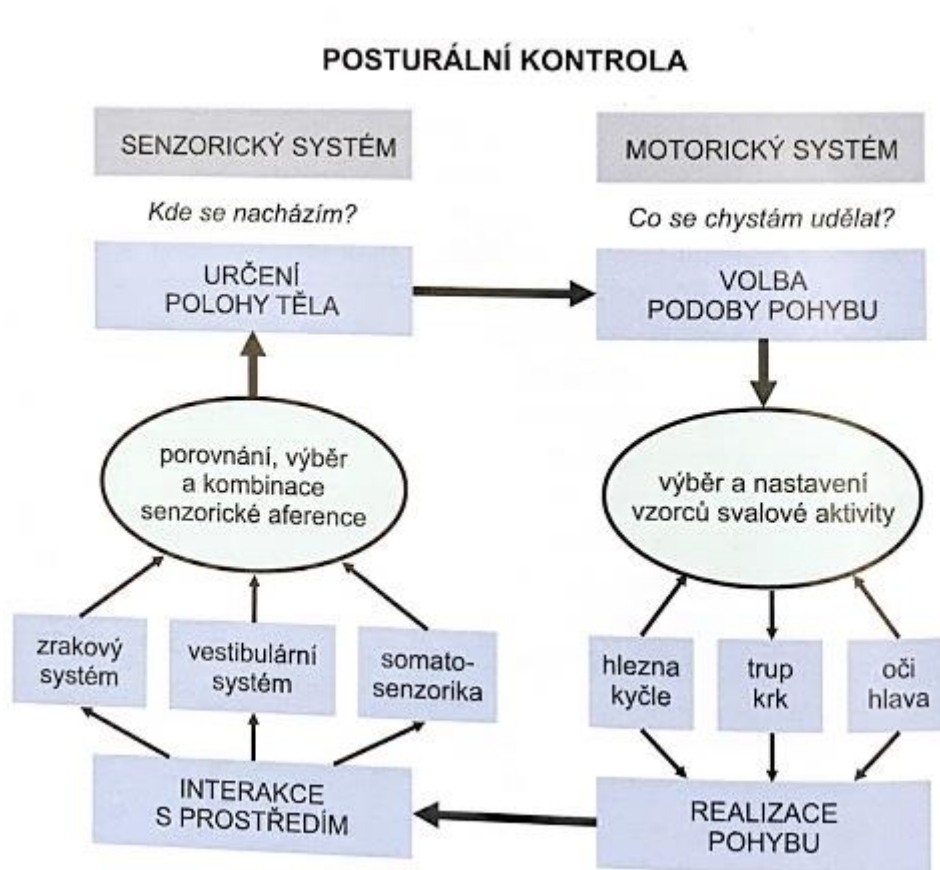
Posturální kontrola je zpravidla popisována při běžných denních činnostech, jako je chůze, vstávání ze židle, manipulace s předměty a jiné, kdy je základním požadavkem pro provedení uvedených činností. Každý pohyb, který vykonáme, zahrnuje aktivní a posturální pohybovou komponentu, která je využita pro provedení zamýšlené činnosti. Posturální kontrolou lze rozumět mechanismy, které zodpovídají za udržení dané polohy a umožnění provedení pohybu.

Nervový systém má zde nezanedbatelnou roli, kdy detekuje a předvídá případnou instabilitu. CNS také iniciuje produkci svalové aktivity pro zajištění správné svalové koordinace. Udržení rovnováhy, či balance je popisováno jako chování komplexní, které vyžaduje centrální zpracování a integraci několika senzorů, jako je například zrak a vestibulární systém. Ty vedou k odpovědi, která je pro danou funkci specifická. Realizace pohybu je dána fázově načasovanými vzorci aktivity, což zahrnuje svaly celého těla.

Rovnováha neboli udržování bipedálního stoje, je dosažena mechanismy zpětné vazby a řízena multisenzorickou aferentací a to třemi způsoby: propiocepcí, zrakem a vestibulárním aparátem. K udržování rovnováhy je důležitá funkčnost alespoň dvou z výše zmíněných systémů. Velkou roli hrají však i ostatní faktory, jako zkušenost, anticipace pohybových programů a odhady limitů stability.

Multisenzorická aferentace vytváří na základě vestibulárních, zrakových a propioceptivních informací schéma, které nám následně podá informace o poloze a pohybu těla vůči okolnímu prostředí (Obrázek 2). Dané schéma nám nadále pomáhá ke korekci postavení těla, hlavy, pohyby a koordinaci očí a pohybů zajišťujících další posturální reakce (Bizovská et al., 2017; Kalvach et al., 2004; Kolář et al., 2012).

Další neopomenutelnou součástí posturální kontroly je také spojení limbického systému a frontálního kortexu, který je důležitý při procesu učení a podílí se na komplexních reakcích, které jsou závislé na nějaké zkušenosti (Bizovská et al., 2017).



Obrázek 2. Schéma principu posturální kontroly (Bizovská et al., 2017).

Hlavní podmínkou, aby bylo udrženo vzpřímené držení, je posturální svalový tonus. Udržení držení je proces, který vyžaduje souhru na něm se podílejících svalů. Důvodem existence tonu je nízkofrekvenční asynchronní aktivita alfa motoneuronů, tedy činnost CNS, který nejen zajišťuje stabilitu dané polohy, ale je zapotřebí stabilizovat tělo i v průběhu změny držení. Distribuce svalového tonu je regulována reflexní reakcí, která slouží k udržení postury, či posturu adaptují pro změny polohy tělesných segmentů (Kralíček, 2011; Véle, 1995).

Během vzpřímeného držení dochází k převaze extenze nad flexí, kdy tělo klade zvýšený nárok na svaly, které provádějí extenzi páteře, kyčlí a kolenních kloubů, aby bylo zabráněno labilitě. Vyšší nároky jsou kladeny také na koordinační funkci CNS, kdy má za úkol neustále vyvažovat vliv gravitační síly. Toto udržování

vzpřímeného držení, provádíme v podvědomí, subkortikálně a vnímáme jej jako posturální jistotu (Véle, 1995).

Na kontrole se podílejí tedy muskuloskeletální komponenty, adaptační a anticipační mechanismy, stav vnitřního prostředí, sensorický systém, sensorické strategie a neuromuskulární synergie. Muskuloskeletální komponenty zahrnují rozsahy pohybů v kloubech, ohebnost páteře, flexibilita vazů, vlastnosti svalů a biomechanický vztah mezi jednotlivými segmenty těla. Adaptační mechanismy slouží k modifikaci sensorických a motorických systémů, jako reakci na měnící se okolní prostředí. Anticipace neboli předvídatost zahrnuje úpravu motorických a sensorických systémů na základě předchozí zkušenosti. Zahrnujeme sem i aktivaci posturálních svalů před provedením vlastního pohybu. Stav vnitřního prostředí vyžaduje udržení homeostázy. Neurální složky posturální kontroly zahrnují motorické procesy, které zahrnují organizaci svalů celého těla do svalových synergií, percepční procesy, zajišťující integraci vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického systému, procesy nezbytné pro anticipaci a adaptaci aspektů posturální kontroly. Sensorický systém zahrnuje, jak již bylo zmíněno dříve, složku zrakovou, vestibulární a proprioceptivní, což bude rozepsáno následovně. (Bizovská, 2017; Montgomery & Connolly, 2003; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Na lidský pohyb působí jak vnější (tření, reakční síly) síly, vnitřní (svalová, či setrvačná síla), tak i fyziologické faktory. Výsledkem těchto tří faktorů je poté jasně daný, cíleně koordinovaný pohyb. Pro správnou stabilizaci těla a jejího řízení je důležité mít supraspinálně vytvořené vzory organizované programově. Programy, korigující reakce na vnitřní a vnější odchylky používají principy uzavřených a otevřených smyček. Jako uzavřené smyčky považujeme pohyby pomalé, menšího rozsahu, intermitentně kontrolované vstupy sensorickými, pomocí čehož lze vysvětlit anticipační kontrola pohybu. Otevřené smyčky naopak představují korekční pohyby velkého rozsahu a rychlosti (Bizovská, 2017).

2.3.1 Propriocepce

Díky propriocepci dochází k udržování a stabilizaci dané výchozí polohy. Propriocepce informuje CNS o statestézii a kinestézii, neboli o pozici a pohybu daných segmentů těla vůči podložce, či vůči segmentům samotným. Důležitou funkci má zde svalová aference. Proprioceptivní čidla lze nalézt ve svalech, kloubních pouzdrech, šlachách a ligamentech. Pomocí takzvaného feedbacku je dáována tělu zpětná vazba

a jedinec může udržovat svou polohu dle předem daného pohybového programu. Na statezii a kinestezii se podílejí svalová vřeténka inervována autonomně, sympatikem. Vliv sympatiku na vřeténko je brán, jako součást centrálního motorického programu a podílí se na působení (Bizovská, et al., 2017; Kolář et al., 2012; Véle, 1995).

Vedle propriocepce nesmíme opomenout nutnost aference nociceptivní a interoceptivní. Nocicepce signalizuje případné přetížení s rizikem poškození, či varuje, že nastává ke změnám ve vnitřním prostředí, které nedovolí vykonat zamýšlený pohyb bez potíží (respirační, či kardiální poruchy). Interoceptivní informace pak podávají informace o funkci a stavu vnitřních orgánů, které mohou také ovlivňovat pohyb (Véle, 1995).

Véle (1995) uvádí, že dle Brügera (1971) může být pohybový, nebo posturální program na základě nocicepce a interocepce modifikován ještě dříve, nežli budou informace z těchto systémů vědomé, aby nedošlo k případnému poškození. Například při nocicepci, čím větší je rozsah poškození, tím častěji vzniká při nevhodném pohybu pocit únavy, či bolesti, což vede k vědomým změnám pohybového jednání, aby nedošlo k výraznějšímu poškození. Podobně jako je to s nocicepcí, tak i interoceptivní aference má schopnost modifikovat motoriku. Příkladem lze uvést dechovou insuficienci, vedoucí ke zvýšené aktivitě pomocných dýchacích svalů, což může vést k přetěžování segmentů páteře, na které se svaly upínají, čímž dojde ke změně motorického chování a může to vést až ke změně držení těla (Véle, 1995).

Cachupe, Shifflet, Kahanov & Wughalter (2001) ve své studii uvádí, že proprioceptivní deficity se velmi často projevují opakovanými výskyty podvrtnutí kotníku, což může vést k většímu zranění, až k nestabilitě.

2.3.2 Zrak

Zrak, jakožto distanční receptor, nám poskytuje celkovou orientaci při pohybu v prostoru a dokáže předvídat nečekané změny, čímž aktivuje anticipační mechanismy. Přijímá až 90% vjemů z okolního prostředí. Schopnost trojrozměrného vnímání prostoru umožňuje získávat informace z obou očí současně a tak se zrak podílí na kontrole polohy a pohybu hlavy. Přičemž informace o poloze hlavy poskytují receptory, jež jsou umístěné v sítnici. Pod zrakovou kontrolou je interpretace pohybu několikanásobně přesnější, než kdyby byla využita jen proprioceptivní aference.

Velkou úlohu zde má i problematika centrálního a periferního vidění.

Periferní vidění má důležitější roli při kontrole bipedální postury, než vidění centrální. Přispívá ke kontrole výchylek v anteroposteriorním směru.

Centrální vidění je naopak uplatňováno při kontrole mediolaterální i anteroposteriorní. Přínos vidění v posturální kontrole je velmi závislý na informacích z dalších sensorických systémů, zejména z receptorů z oblasti kotníku a nohy.

Porovnáme-li zrakový a vestibulární systém, ten zrakový má nižší práh dráždivosti při detekci prostorových změn jedince. Funkce okohybných svalů je nezanedbatelná v přednastavování posturálního systému a svalového tonu, především v horním úseku krční páteře (Bizovská et al., 2017; Vařeka, 2002b; Véle, 1997).

2.3.3 Vestibulární aparát

Vařeka (2002b) udává, že vestibulární aparát uplatňujeme zejména při rychlých změnách polohy hlavy a při rotačních pohybech.

Vestibulární podněty zaznamenávají odchylky orientace hlavy od vertikály. Vestibulární aparát je tvořen čidly statickými a kinetickými. Statické čidlo je tvořeno blanitými váčky – utrikulus a sakulus. Tyto váčky mají za funkci detekci polohy hlavy v prostoru, orientaci a lineární zrychlení. Kinetické čidlo pak tvoří tři na sebe kolmé polokruhovitě kanálky, jejichž funkcí je registrace rotačního a úhlového zrychlení hlavy (Bizovská et al., 2017; Peterka, 2002).

Aference z vnitřního ucha umožňuje reflexní, posturální reakce, které zodpovídají za udržení trupu a hlavy ve vzpřímené poloze. Reakce na změnu polohy hlavy je vestibulookulomotorický efekt, který se využívá k zajištění fixaci pohledu. Vestibulární aparát má také za funkci stabilizaci obrazu v zorném poli.

Funkční stav aparátu úzko souvisí s autonomním nervovým systémem (Bizovská et al., 2017).

2.4 Mechanismy a strategie k zajištění posturální stability

Dle Vařeky (2002b) rozdělujeme strategie k zajištění správné posturální stability do dvou skupin – proaktivní a reaktivní, či dynamickou a statickou. Statické strategie zde představují balanční mechanismy, které jsou drženy snahou řídicího systému, v rámci zachování kontaktní plochy. Je-li v labilní poloze překročena hranice opěrné báze, přichází na řadu dynamické strategie pro obnovu posturální stability. Při takové situaci dojde ke chvilkovému přemístění kontaktní plochy úkrokem, či jiným tělesným manévrem.

Zkráceně tedy lze říci, že při statické strategii nedojde ke změně opěrné báze, zatímco u dynamické ano. Je-li situace natolik náročná a ani tato dynamická reakce nestačí k jejímu zvládnutí, systém zastaví snahu udržet polohu a přejde do preventivního programu řízení pádů.

Vařeka (2002b) dále popisuje, že proces snahy o udržení rovnováhy zahrnuje 4 fáze. Detekci dané situace pomocí senzorického systému, její následné vyhodnocení a zvolení správného a vhodného programu, což zabezpečuje CNS, následuje aktivace svalových skupin prostřednictvím eference a v neposlední řadě generace svalové síly, vytvoření reakční síly okolí a převod na momenty sil. Když přecházejí jednotlivé fáze mezi sebou, nastává vždy zpoždění závislé na funkčním a strukturálním stavu daného jedince a jeho systému.

Roli fyzickou a psychickou a také právě tento funkční a strukturální stav musí být vzat v potaz při rozhodování a volení postupu, kdy ještě zvolit strategii statickou a kdy přejít už raději na dynamickou, či uplatnit řízený pád.

Co se týče jednotlivých mechanismů, hlezenní a kyčelní mechanismy využívají především strategie statické. Dynamické strategie pak využívá mechanismus úkroku, chycením pevné opory, či jiným narušením a zvětšením opěrné báze (Vařeka, 2002b).

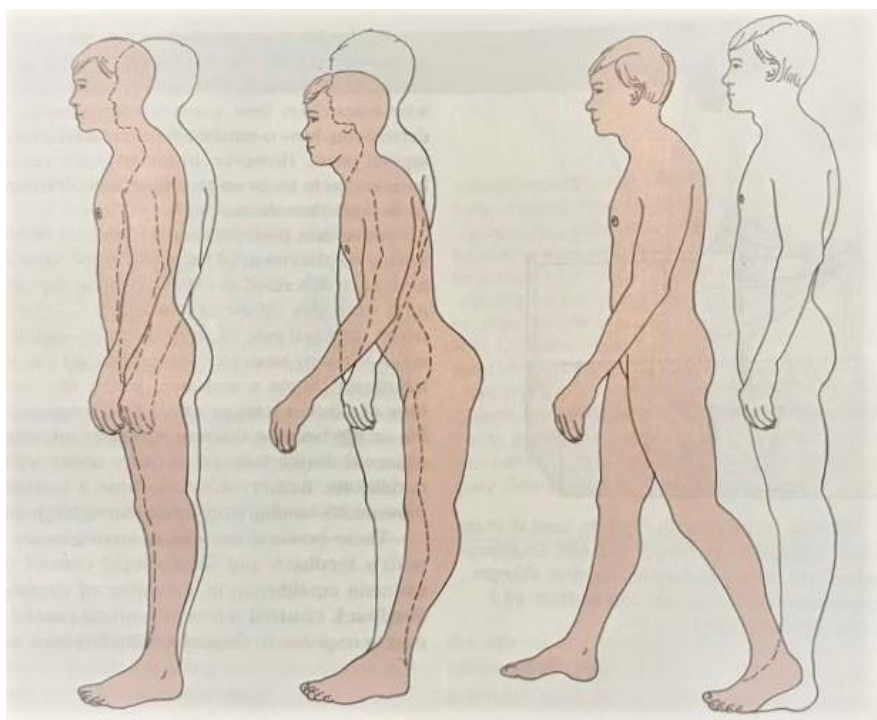
Centrální nervový systém kombinuje příbuzné svaly do jednotek, zvaných synergie svalů a vytváří tak vzorce pro uplatnění pohybové strategie a udržení rovnováhy. Synergie lze definovat jako funkční spojení skupin svalů, nucených pracovat společně jako celek, což následně zjednodušuje požadavky na kontrolu CNS.

Svalové synergie jsou charakteristické vzorce svalové aktivity, které jsou spojeny s posturálními pohybovými strategiemi, využívanými k obnově stability, především v sagitální rovině. Dle studií a laboratorních cvičení při hodnocení posturální stability v klidném stoji nikdo nestál absolutně nehybně, vždy se tělo vychylovalo, byť v malém množství. Vychylování bylo většinou směrem vpřed a vzad, proto se většina výzkumů soustředí na hodnocení stability v sagitální rovině. V poslední době se však začaly výzkumy zaměřovat i na mechanismy, které jsou základem stability i v jiných směrech, což se lze dočíst v publikaci dle Shumway-Cook & Woollacott (2007). Mechanismy zde rozdělují mimo anteroposteriorní, dále na mediolaterální a vícesměrnou stabilitu.

Pohybové vzorce, využívané k obnově stability po změně COM v sagitální rovině jsou označovány jako kotníkové, kyčelní, či strategie úkroku (Obrázek 3).

Tyto posturální pohybové strategie se využívají jak v režimu feedback, tak feedforward, k udržení rovnováhy v řadě různých okolností.

Feedback neboli zpětná vazba se týká posturální kontroly, která je odezvou na smyslové podněty – vizuální, vestibulární, či somatosenzorické. Feedforward lze chápat jako dopřednou kontrolu, která je důležitá pro předvídání a očekávání nějaké destabilizační aktivity, která by mohla rozhodit stabilitu jedince (Shumway-Cook & Woollacott, 2007; Vařeka, 2002b).



Obrázek 3. Tři posturální pohybové strategie užívané pro udržení posturální stability – kotníková, kyčelní a strategie úkroku (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

2.4.1 Anteroposteriorní stabilita

Shumway-Cook & Woollacott (2007) do této podskupiny řadí kotníkovou, hlezenní a strategii úkroku.

Dle Vařeky (2002b) do této skupiny řadíme zejména kotníkovou strategii, kdy kyčelní strategie je využívána spíše v mediolaterální stabilitě.

Kotníková strategie a její přidružené svalové synergie patří mezi první vzory pro kontrolu stability. Je používána jako první při vertikálních výchylkách a pomocí zapojení svalů v okolí kotníku zajišťuje stabilitu. Typické svalové synergie v průběhu kotníkové strategie, například při pohybu plošiny pod vyšetřovaným jedincem dozadu, kdy je jedinec automaticky nakláněn dopředu, jsou následující: svalová aktivita nastává jako první v muscili (mm.) gastrocnemii, po 20-30 ms následuje aktivita hamstringů

a nakonec aktivita paraspinálních svalů. Aktivita mm. gastrocnemii provádí plantární flexi a aktivace hamstringů a paraspinálních svalů udržuje kyčel a kolena v extenzi. Bez těchto svalových synergií by při těchto výchytkách docházelo k náklonu, až pádu trupu dopředu. Při pohybu plošiny směrem dopředu se tělo vychyluje dozadu, kdy aktivita začíná stavy distálními, následně m. quadriceps femoris a v neposlední řadě břišní svaly. Dle studií je kotníková strategie využívána nejčastěji v situacích, kdy je porucha rovnováhy malá a podložka pod nohama pevná. Použití kotníkové strategie nevyžaduje změnu rozsahu pohybu, nebo nadměrnou sílu v kotnících (Horak, 2006; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Strategie kyčelní se využívá zejména při rychlejších a větších výchytkách těla, či při změně opěrné báze, kdy je báze stejná, či menší, než chodidla. Stejně, jako při kotníkové strategii, při pohybu plošinu nazad, tělo se automaticky nakloní dopředu. Svaly, které obvykle reagují na vychýlení těla dopředu, jsou jako první svaly břišní a následuje aktivace m. quadriceps femoris.

Není-li možné zajistit balanci kotníkovou, či kyčelní strategií, přichází na řadu kroková strategie. Díky úkroku dojde ke zvětšení opěrné plochy a tím se obnoví rovnováha. Strategie úkroku může být využita i v situacích, kdy je těžiště těla umístěné nad opěrnou bází. Většinou dochází ke kombinaci strategií ve využití při řízení dopředného, či zpětného pohybu a vychýlení ve stoji. Starší lidé dále používají stabilizační reakce pomocí pohybu horních končetin, či pokrčení kolen, na rozdíl od mladých lidí, kteří by stejnou situaci zvládli udržet pomocí kotníkové, nebo kyčelní strategie (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Strategie bývají závislé také na somatosenzorickém a vestibulárním systému, kdy při narušení somatosenzorického vede k posturální korekci a zvýšenému využívání strategie kyčelní, přičemž vyšší využití kotníkové strategie lze vidět při nedostatečnosti vestibulárního aparátu (Horak, Nashner & Diener, 1990).

2.4.2 Mediolaterální stabilita

Zpočátku bylo myšleno, že pro udržování stability je využívána pouze anteroposteriorní stabilita, ale pozdější studie prokázaly, že mediolaterální přichází v úvahu také. Je to proto, že pro obnovení stability je důležité vyrovňování segmentů těla pomocí aktivace sil v různých kloubech a v různých směrech. Například co se dolní končetiny týče, v oblasti kotníků a kolen je možný pouze velmi malý pohyb.

Proto se kyčelní kloub používá primárně při obnově mediolaterální stability, nikoliv anetroposteriorní.

Řada výzkumů poukazuje na rozdíl mezi anteroposteriorní a mediolaterální stabilitou právě v zapojování kyčle a trupu. Primárním pohybem mediolaterální stability je laterální pohyb na pánvi, který vyžaduje addukci jedné dolní končetiny a abdukci druhé. Pohyby mediolaterální stability, které se vyskytují v klidném stoji, vykazují svalovou aktivitu následující. Jako první nastávají pohyby hlavy, po 20ms pohyby kyčle a poté pohyb kotníku, po 40ms. Pohyby hlavou se objevují v opačném směru, než pohyby v oblasti kyčle a kotníku. S těmito biomechanickými změnami korelují specifické reakce svalů, které kontrolují právě laterální výkyvy. Abduktorové svaly kyčle (m. gluteus medius, m. tensor fascia latae) a adduktory jsou aktivovány nejvíce při mediolaterální kontrole stoje na dvou dolních končetinách. Na rozdíl od anteroposteriorního směru, u kterého je reakční svalové schéma uspořádáno distoproximálně, zde jsou svalové vzory proximodistálně (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

2.4.3 Vícesměrná stabilita

Nashner & McCollum (1985) udávají, že existují dvě základní pohybové strategie – kotníková a kyčelní, které mohou být využívány jako samostatné, či se mohou kombinovat.

Většina autorů se shoduje na skutečnosti, že pro udržení správné stability je zapotřebí především kotníková a kyčelní strategie. Alternativou je však také možnost vícesměrné stability. Každá synergie má svůj specifický směr a bylo zjištěno, že použití několika synergií zároveň bylo využito ve většině posturálních úkolů (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

2.5 Poruchy posturální kontroly

Jak bývá často nesprávně formulováno, poruchy posturální stability nebývají vždy způsobeny pouze postižením vestibulárního aparátu, avšak velmi často dochází i k poruchám nevestibulární etiologie, například vyřazení propiocepce mývá často stejný dopad, jako vyřazení zraku, či postižení vestibulárního aparátu (Kolář et al., 2012; Véle, 1995).

2.5.1 Senzorický deficit

Senzorické deficity nastávají nejvíce ve stáří, kdy nejčastější poruchou je porucha sluchu a druhá nejčastější je porucha zraku. Senzorický deficit se neprojevuje pouze omezením daného smyslu, avšak se objevuje i nejistá, opatrná chůze, kdy se zvyšuje riziko pádů a různých úrazů. Horší je také samotná orientace v prostoru (Maršálek, 2014).

2.5.2 Instabilita a pády

Jak již bylo zmíněno výše, rovnováha závisí na aferentaci ze zrakového, proprioceptivního a vestibulárního systému, kdy ve stáří dochází k poklesu citlivosti daných receptorů, což ovlivňuje vyhodnocení aferentní informace a může vést k instabilitě, až k pádu (Matějovská Kubešová et al., 2015).

Velké množství starých lidí si v průběhu času stěžuje na nejistotu při stoje a chůzi, slabost nohou, zhoršení pohyblivosti a další takové pocity. Nejistota je často součástí udržování stability, provázená ataxií, až strachem z pádu. Mohou být někdy přítomny i příznaky vegetativní, jako je pocit nevolnosti, či nauzea. Při pocitu nejistoty je zhoršena pohybová koordinace, prostorová orientace, což může vést opět k pádu a vzniku traumat. U takovýchto lidí lze pozorovat nejistou a pomalou chůzi, s titubacemi, poruchami rovnováhy s neschopností vyrovnat nějakou odchylku.

Instabilita má heterogenní povahu a můžeme ji rozdělit do několika okruhů. Prvním okruhem je instabilita, která je podmíněna poruchou centrálně analytické a receptorové části rovnovážného systému, kdy bývá dominantní závrať s původem proprioceptivním, vestibulárním, či mozečkovým. Další je instabilita, podmíněná poruchou efektorové části muskuloskeletálního a rovnovážného systému, kdy pacient netrpí závratí jako takovou, ale může vykazovat nějaké neurologické symptomy, dominuje zde pohybová neobratnost a svalová slabost. Při například poruše zraku, se může objevit další instabilita, a to podmíněna jinou endogenní příčinou, nežli vestibulární. Popisuje se také instabilita podmíněná vnějšími příčinami, což může nastat na kluzkém, či nerovném povrchu, nebo v nevhodné obuvi. Jako poslední může být kombinace předchozích příčin, kdy navíc bývají přidružené i poruchy chování, jako například demence (Kalvach et al., 2008; Kalvach et al., 2004).

Pády jsou hlavním rizikem instability a s věkem jedinců jich přibývá. Pád je situace, vyvolaná různými příčinami a jedná se o nekontrolovaný pohyb jedince směrem dolů, je to nechtěná a neočekávaná změna těla, která končí kontaktem se zemí.

Pády patří k velmi častým příčinám mortality a morbidity, což souvisí s poruchami zraku, vestibulárních funkcí, propiocepcí, oslabením svalů a se změnami na kloubních spojeních.

Ve stáří bývá snižená schopnost posturální adaptace na ztížené podmínky chůze, a to je hlavní mechanismus pádů v tomto věku, zejména při vstávání ze sedu, při chůzi na nerovném povrchu, chůzi do schodů a ze schodů (Bizovská et al., 2017; Kalvach et al., 2004).

Pády lze rozdělit do pěti skupin a to: pády zhroucením, skácením, zakopnutím, zamrznutím a nediferencované pády. Při pádu zhroucením jedinec ztratí náhle svalový tonus při stoji, či chůzi a klesne k zemi. Původ těchto pádů může být cereberální (transientní ischemická ataka, epilepsie, náhlý vzestup nitrolebečního tlaku a jiné), či extracereberální (kardiální synkopa, ortostatické hypotenze). Pády skácením mají za předpoklad těžkou poruchu rovnováhy. Pacient spadne bez jakýchkoliv reflexních obranných pohybů, tudíž ve většině případů dochází po pádu ke zranění. Tyto pády lze pozorovat u chorobných stavů s vestibulární lézí, mozečkových postižení a u narušené propiocepcie. U pádů zakopnutím tělo směřuje dopředu, převážně na předpažené horní končetiny. Většinou mu předchází zakopnutí o špičku nohy o nerovnost na podlaze, kterou se nepodařilo překonat při pohybu těla vpřed. Příčinou může být periferní paréza, spasticita nohy, či jiná distální slabost, která by znemožňovala dorzální flexi nohy. Zařadit sem můžeme také poruchy chůze, kdy pacienti šoupají nohami, např. Parkinsonova nemoc, apraxie chůze a podobně. Pády zamrznutím mají podobný průběh, jako pády zakopnutím, kdy směřuje tělo dopředu, avšak zde zůstává noha celou plochou na podlaze, jako by byla přilepena, tudíž se tělo pohybuje dopředu samostatně a nedojde ke kompenzaci vykročením. V neposlední řadě nediferencované pády, kdy daný pád není možno zařadit do žádné z výše zmíněných skupin pro jejich nekonstantní, či atypický obraz. Příčinou zde může být pouhá nepozornost, nepřizpůsobení chůze v nerovném terénu, popřípadě věkem zhoršení sensorických funkcí (Kalvach et al. 2004; Matějovská Kubešová et al., 2015; Véle, 1995).

2.5.3 Závratě

Závrať je stupeň nejistoty, který se využívá pro označení subjektivního příznaku, kdy dochází k poruše vestibulárního aparátu a tím poruše orientace v prostoru, vzhledem ke směru pohybu. Pacienti mívají často potíže s pocitem nestabilního okolí, které vzniká, dojde-li k poruše prostorové orientace, řízené cerebellem dle aference

z proprioceptorů a vestibulárního okolí. Závrať ve velké míře ovlivňuje pohybový výkon jedince, jeho koordinaci a stav vnitřního prostředí. Je důležité rozlišit, jedná-li se o vestibulární závrať pravou, která bývá způsobena onemocněním vestibulárního systému, či se jedná o poruchu nevestibulární. Vestibulární poruchy lze rozdělit dle lokalizace na centrální a periferní.

Centrální vestibulární syndrom se vyznačuje poruchou, intrakraniální, kdy je léze v oblasti vestibulárních jader v mozkovém kmeni, demyelinizační choroby, hydrocefalus, či nádory. Ve stáří se lze setkat spíše s příčinou extrakraniální, kam patří cirkulační závratě, což je projevem hypoperfuze mozku, kdy dojde k náhlému snížení krevního tlaku, potenciálem pro tuto závrať může být idiopatická labilita neurovegetativního systému. Dále nežádoucí účinky léků, kdy může nevhodná kombinace různých léků způsobit snížení krevního tlaku a zpomalování srdeční frekvence. Do extrakraniálních příčin patří dále hypovolemie, dehydratace, hemodynamicky významné poruchy srdečního rytmu, hematologické poruchy, například anemie, či hyperproteinemie, dále útlum CNS, což může být navozeno různými psychofarmaky, hypnotiky, nebo alkoholem a v poslední řadě metabolické poruchy, kam lze zařadit poruchy metabolismu cukrů, hypoglykemie a hyponatremie. U pacientů s tímto centrálním syndromem je typický dysrytmický nystagmus různého směru, přičemž není korelace mezi intenzitou nystagmu a závratí. Přítomny bývají poruchy rovnováhy při chůzi, tonické úchyly končetin a těla nejsou závislé na směru nystagmu, ani nezávisí na poloze hlavy.

Periferní syndrom vzniká poruchou receptoru, uloženého v labyrintu, či dojde k problému v oblasti vestibulárního nervu, který spojuje vestibulární jádra a labyrint. Při jednostranné lézi se objevují potíže při pohybech hlavou a bývá přítomna rotační závrať, spojená s nevolností, či zvracením. Přidruženo bývá i postižení sluchu a pacient není schopen vzpřímeného držení těla, či normální chůze bez odchylek. Oboustranné postižení se vyznačuje poruchami chůze a nejistotou při stoji, i chůzi. Tyto obtíže se zhoršují na nerovném terénu, či po tmě. Při rychlých pohybech mohou pacienti zaznamenávat i rozmazané vidění. Subjektivně mírnější jsou oboustranná postižení. Klinický obraz pro periferní syndrom má naopak od centrálního typický horizontálně, či horizontálně rotační bijící nystagmus s pozitivní korelací síly závratě a nystagmu. Tonické úchyly mají jeden směr, shodný s pomalou složkou nystagmu, kdy oči směřují při pomalé složce ke slabšímu labyrintu. Směr úchyly závisí na poloze hlavy.

Do onemocnění nevestibulární etiologie, můžeme zařadit ortostatickou hypotenzi a jiné onemocnění, projevující se poruchou stability, například neurologické onemocnění. Lze sem zařadit i poruchy rovnováhy psychogenního původu. Dalším důvodem pro vznik nevestibulárních závratí jsou cervikogenní závratě, kdy bývají důvodem oblasti svalů a kloubů horní krční páteře, či výškové vertigo.

Při závratí lidé často pociťují nauzeu, pocitu na zvracení, pocení, zvýšení srdečního tepu a další vegetativní příznaky. Při těžších závratích se může objevit i porucha chůze s ataxií, nystagmus a jiné. (Kalvach et al., 2008; Kolář et al., 2012; Opavský, 2003; Véle, 1995).

2.5.4 Poruchy rovnováhy při změnách v krční páteři

Při potížích s rovnováhou, vázanou na krční páteř bývá závislost na pohybu hlavy proti trupu. Pacienti popisují krátkodobé poruchy stability, při čemž mají lehce rozmazané vidění. Současně bývají přítomny potíže s krční páteří, zejména bolesti. Obdobné bývají závratě při Costenově syndromu, při kterém lze příčinu najít v orofaciálním systému (Kolář et al., 2012).

2.5.5 Centrální porucha rovnováhy

Většina pacientů, trpících centrální poruchou rovnováhy, mají potíže s okulomotorikou, kdy nejsou schopni sledovat plynule rychlé pohyby, dochází ke spontánnímu nystagmu a při pohybech očí vznikají sakády (Kolář et al., 2012).

2.5.6 Syndrom arterie vertebralis

Při této poruše se pacientům vyvolá pocit závratě, jakmile provedou záklon hlavy s rotací. Tento pohyb hlavou vyvolává pocit nestability a může dojít k pádu nazad. Tento syndrom se vyskytuje u starších pacientů s aterosklerózou, s degenerativními změnami na krční páteři, kdy právě postavení krčních obratlů vyvolává ischemii v povodí arterie. U těchto potíží je typický popis vzniku závratí při věšení prádla do výšky nad rameny, natírání stropu a jiné činnosti, při kterých je nutné provést záklon hlavy. Tyto poruchy jsou velmi nebezpečné z důvodu, že často dochází k náhlým pádům s možnou ztrátou vědomí a následným poraněním pacienta (Kolář et al., 2012).

2.6 Vliv stáří na posturální stabilitu

Jako stáří se označuje stádium pozdní ontogeneze a je to přirozený průběh života. Důsledek a projev involučních morfologických a funkčních změn, probíhajících specifickou individualitou a rychlostí (Kalvach et al., 2004).

Winter, Patla & Frank (1990) udávají, průměrně výchylky COP u mladých bývají mnohem menší, než u starších, konkrétně v mediolaterálním, i anteroposteriorním směru.

2.6.1 Tělesné projevy ve stáří

Tělesné změny, které odlišují starší jedince od mladších, se nazývají fenotypy stáří. S věkem se snižuje tělesná výška a tím dochází ke snižování těžiště, zmenšuje se i tělesný povrch a naopak obvykle stoupá tělesná hmotnost, přibývá tuk a vazivo. Co se týče antropometrie, dochází k mohutnění postavy, kdy se mění především tvar hrudníku, šíře ramen a boků. Fenotypicky výrazná je změna výrazu obličeje, kdy dochází k úbytku sexuálních rozdílů. U žen dochází k větší virilizaci, u mužů k úbytku androgenů a estrogenů z tukové tkáně. Znamky stárnutí kůže se projevují nejčastěji kožními vráskami, dále dochází k šedivění vlasů a alopecii. Nápadné jsou také změny stoje a chůze. V průběhu nárůstu věku se ztrácí pružná ladnost pohybů, která bývá u mladých jedinců typická, zhoršuje se rovnováha a zpomaluje se chůze (Kalvach et al., 2004).

2.6.2 Muskuloskeletální systém

Stárnutí svalu je charakterizováno úbytkem svalové hmoty, poklesem výdrže, síly, rychlosti kontrakce a poddajnosti. Svalová síla může být snížena až o 40% mezi třiceti a osmdesáti lety věku. Vytrvalost neboli schopnost svalu kontinuálně se stahovat na submaximální úrovni se také snižuje, avšak je zachována stále lépe, než pevnost svalu.

Jak svaly stárnou, zmenšuje se jejich velikost a dochází ke snížení svalové hmoty s postupným odumíráním svalových buněk, které jsou poté nahrazeny pojivovou tkání a tukem. Existují 2 typy svalových vláken – I. typu, pomalá (tonická) a II. typu, rychlá (fázická). Zastoupení jednotlivých typů vláken je různé. Například vzpřimovače trupu obsahují větší počet pomalých vláken, naopak flexory na dolních končetinách mají více rychlých vláken. Shumway-Cook & Woollacott (2007) ve své publikaci uvádějí, že se dříve předpokládalo, že vlákna typu II se ztrácejí rychleji, než vlákna typu I, avšak nové důkazy naznačují, že počet ztrácejících se vláken bývá směsí typu I a II. Naopak Kalvach et al. (2004) udává snižování počtu svalových vláken typu II o 26% oproti typu I. Dochází k poklesu i motorických jednotek a k redukci myelinových vláken.

Ztrátu svalové hmoty a výkonnosti, neboli sarkopenii, můžeme hodnotit nejčastěji při sedání, vstávání, či stoji, avšak nejnápadnější změny vidíme při chůzi. Slabost, která způsobuje poruchy chůze, lze hodnotit jako proximální, či distální. Při proximální slabosti pozorujeme kolébavou, až kachní chůzi, naopak při distální slabosti chůzi kohoutí, až stepáž.

Ztráta svalové slabosti bývá doprovázena i při neaktivním životním stylu, což vede ke změnám na neuromuskulárním aparátu. Ochablé svaly poté musejí vyvinout větší poptávku pro provedení aktivity, což vede k jejich brzké únavě (Borah, Singh, Wadwa & Bhattcharjee, 2007; Kavlach et al., 2004; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

S přibývajícím inaktivitou a snížením svalové síly souvisí také stav vaziva a kloubů. Kolagen se snižuje a v kombinaci s úbytkem celkové tělesné vody se snižuje také rozsah pohybu kloubů. Dochází ke ztrátě pružnosti páteře, což může vést k typicky ohnuté poloze těla, ztuhlosti trupu a končetin. Největší pokles flexibility lze vidět u páteře ve srovnání se všemi ostatními klouby. Extenze páteře vykazuje největší pokles, a to až o 50% menší flexibility extensorů. Pravděpodobně je to zapříčiněno prováděním běžných denních činností ve flexi trupu, při kterých není vyžadováno časté zpětné narovnání. V souvislosti se změnami rozsahu pohybů nelze nezmínit i snižování rozsahu v hlezenních kloubech, jejichž funkce je nezanedbatelná při využití kotníkové strategie.

Na rozsahu pohybu v kloubech se může podílet i artróza či artritida, ve stáří velmi častá onemocnění. Tyto degenerativní a zánětlivé změny přispívají ke snížení kloubní pohyblivosti až o 57%. V neposlední řadě může omezit funkční rozsah kloubů i bolest (Bronstein, Brandt, Woollacott & Nutt, 2004; Kalvach et al., 2004; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

2.6.3 Neuromuskulární systém

Neuromuskulární systém přispívá k posturální kontrole prostřednictvím koordinace sil, které jsou důležité pro udržení vzpřímeného těla vůči zevním působícím silám, zejména gravitaci.

Změny posturální stability během klidného stoje u starších lidí, byly posuzovány podle tzv. sway indexu neboli spontánního vychylování. Studie hodnotí spontánní výkyvy u různých věkových skupin pomocí stabilometrie, či statických silových desek. Jedna studie zkoumala 500 dospělých, ve věku 40 až 80 let, kteří neměli žádné výrazné

patologie, a bylo zjištěno, že spontánní vychylování se zvyšuje s každou dekádou života. Největší výkyvy byly zjištěny u lidí ve věku kolem osmdesáti let.

Další studie zkoumaly sway index u starších osob s historií pádů i bez, v porovnání s mladými, přičemž největší výchyly byly u starších osob s anamnézou nedávných pádů (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

2.6.4 Senzorické změny

Do oblasti sensorických změn řadíme změny v somatosenzorickém, zrakovém, vestibulárním a multisenzorickém systému.

Stárnutí ovlivňuje kvantitu, i kvalitu Meissnerových a Paciniho tělísek, což má za následek snížení počtu receptorů a snížení vnímání vibrací a taktilní citlivosti.

V závislosti na ztrátě receptorů, je popisováno, že dochází ke ztrátě až 30% sensorických vláken, zásobujících periferní receptory, načež pak může vznikat periferní neuropatie. Tato neuropatie poté způsobí zvýšenou závislost na ostatních sensorických systémech, jako jsou vizuální a vestibulární (Shaffer & Harrison, 2007; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Shaffer & Harrison (2007) zmiňují, že stárnutím dochází ke změnám ve vnitřních strukturách svalových vřetének, kdy následuje zhoršená dynamická a statická citlivost daných svalových vřetének. Dochází ke změnám v distálních sensorických axonech. Co se týče změn svalových vřetének, dochází ke zvýšení kapsulární tloušťky a ke snížení počtu intrafusálních vláken. S narůstajícím věkem dochází také k časnějšímu zapojení smyslových vláken, před vlákny motorickými.

Co se týče zrakového systému, projevují se zde změny akomodace. Zrakové schopnosti se obecně zhoršují po 50 roce života. Nebližší vzdálenost předmětů, kterou lze jasně vidět se s věkem vzdaluje, přičemž dle Kalvacha et al. (2004) dětem v 10 letech stačí 7cm, v 60 letech a více činí vzdálenost 100cm a více. Z důvodu vícenásobných změn ve struktuře samotného okna je do sítnice přenášeno méně světla, což má za následek zvyšování vizuální prahové hodnoty, tedy minimálního světla, potřebného k vidění objektu, související se snížením zrakové ostrosti. Dochází i ke ztrátě zorného pole a citlivosti vizuálního kontrastu, který je potřeba ke správnému vnímání obrysů a hloubky. Tato ztráta zrakové ostrosti může být způsobena kataraktem, makulární degenerací (ztráta centrálního vidění), či ztrátou periferního vidění v důsledku ischemické choroby mozku. Všechny změny ve zrakovém systému

související s věkem, ovlivňují funkční dovednosti, včetně posturální kontroly (Kalvach et al., 2004; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Shumway-Cook & Woollacott (2007) udávají, že řada studií, v závislosti na věku, poukazuje na výraznější spontánní vychylování po odstranění vizuálních podnětů při klidném stojí. Obecně platí, že starší lidé jsou více závislí na zrakové kontrole, nežli mladí.

Vestibulární systém vykazuje také velké změny, a to snížení funkce, se ztrátou až 40% nervových buněk po sedmdesáti letech věku. Tento systém detekuje polohu hlavy v klidu, i při pohybu, čímž přispívá k rovnováze prostřednictvím vestibulospinálních a vestibulookulárních drah a je velmi důležitý pro posturální kontrolu zejména při situacích, kdy dochází ke konfliktu mezi vizuálním a somatosenzorickým systémem. Pokles vestibulárních funkcí s věkem způsobuje menší spolehlivost systému, tudíž má následně nervový systém potíže s řešením konfliktních situací vycházejících z vizuálního a somatosenzorického systému. To může být příčinou, že starší populace s vestibulárním deficitem, má problémy se závratěmi, nestabilitou, nystagmem, či s orientací a posturální nerovnováhou, která může vést k výraznému narušení rovnováhy (Sturnieks, George & Lord, 2008; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Funkce systému může být narušena z mnoha důvodů, přes traumata, infekce, autoimunní onemocnění, až po ukládání uhličitanu vápenatého v kanálcích a jiné. Tyto zmiňované příčiny bývají u jedinců častější, nežli samotné vlivy stárnutí. Tíže postižení většinou závisí na míře postižení, zda je postižen pouze jeden, či oba labyrinty. Dochází-li ke ztrátě funkce vestibulárního systému pozvolně, lze ji u pacientů kompenzovat pomocí jiných systémů - vizuálních a somatosenzorických (Sturnieks et al., 2008).

V poslední řadě sem řadíme multisenzorický deficit, což znamená ztrátu jednoho a více smyslů, podílejících se na rovnováze a mobilitě. U většiny starších lidí s multisenzorickým deficitem není schopnost kompenzace jednoho smyslu alternativními, kvůli četným poruchám ve všech důležitých systémech pro posturální kontrolu (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

2.7 Možnosti hodnocení posturální stability

Posturální stabilitu lze hodnotit pomocí testů klinických, nebo přístrojových.

2.7.1 Klinické hodnocení

Klinické, funkční testy jsou nejvyužívanější v klinické praxi. Mezi klady těchto testů patří jednoduché a rychlé provedení, následné vyhodnocení výsledků a zároveň využití minimálního množství pomůcek (Bizovská et al., 2017).

Klinické hodnocení stability ve stoji provádíme s různou náročností na udržení rovnováhy. Využívá se široká, či úzká opěrná báze, kontrola zraku, či stoj s vyloučením zraku (Opavský, 2003).

Nejčastějším hodnocením rovnováhy ve stoji bývá Rombergova zkouška. Při této zkoušce zužujeme opěrnou bázi a vyloučíme zrakovou kontrolu. Rombergova zkouška I je taková, kdy proband stojí s chodidly na šířku ramen. Zkouška II označuje stoj s chodidly u sebe a Romberg III znamená stoj s chodidly u sebe a zároveň s vyloučenou zrakovou kontrolou.

Dále lze testovat stoj na jedné dolní končetině s očima zavřenýma, což lze považovat za nejtěžší zkoušku.

Při těchto zkouškách hodnotíme aktivitu extenzorů na chodidlu, což se nazývá jako "hra šlach", či sledujeme výši oscilace trupu.

Dále lze využít testy stoje s využitím nestabilních, molitanových podložek (Opavský, 2003).

2.7.2 Přístrojové hodnocení

Přístrojové hodnocení, naopak od klinického je složitější a využívané méně. Nevýhodami tohoto měření je například nemožnost provádět testování kdekoliv, avšak musí být provedeno na místě, kde je přítomen i daný přístroj, či plošina. Mezi další nevýhodou lze zařadit nutnost proškolení testujících.

Do přístrojového hodnocení řadíme posturografii, kdy měříme rozklad sil v rovinách, působících na balanční plošinu.

Posturografii dělíme na statickou a dynamickou (Sell, 2012).

Statická posturografie hodnotí schopnost, jak dokáže proband udržet stálou polohu těla na neměnné opěrné bázi.

Dynamická posturografie hodnotí, jak je proband schopen přesunout těžiště okolo opěrné báze. Do dynamické posturografie lze zařadit například posturografickou plošinu Neurocom (Sell, 2012).

Podobně, jako Balanční systém Biodex (viz. dále), hodnotí Neurocom test Limitů stability. Podstata testu u obou přístrojů je stejná, a to přenášení váhy do předem daných směrů za jasně daných podmínek. Zatímco balanční systém Biodex hodnotí úhel maximálního vychýlení, Neurocom hodnotí reakční dobu přesunu do daného směru (Lininger, Leahy, Haug & Bowman, 2018).

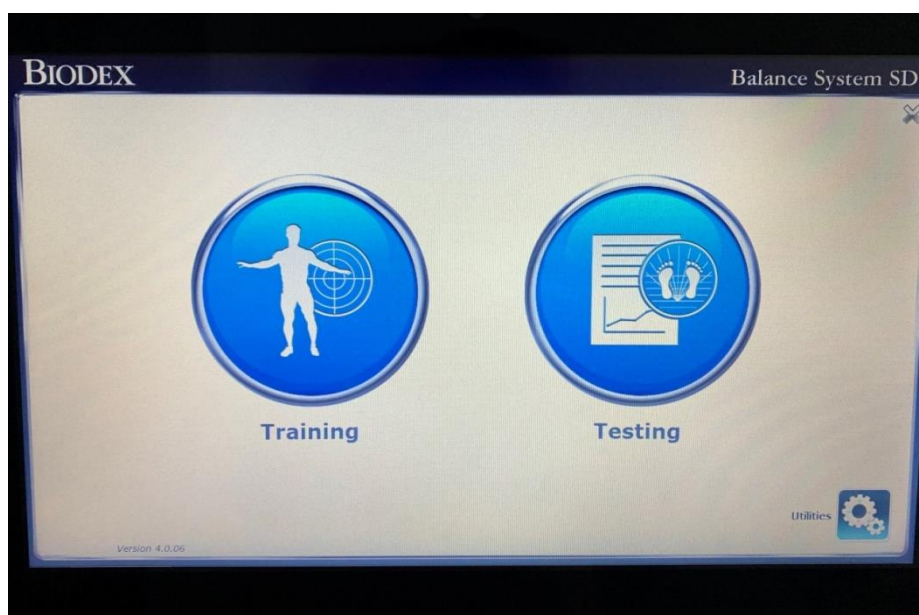
2.8 Balanční systém Biodex

Balanční systém biodex (BSB) je multiaxiální zařízení, které objektivně zkoumá a zaznamenává schopnost jedince udržet stabilitu během statických, i dynamických úkolů. Systém je vybaven kruhovou platformou, která se může volně pohybovat do několika směrů – anteroposteriorně, mediolaterálně, současně dokáže hodnotit i statickou polohu. Součástí je i displej, který poskytuje zpětnou vazbu v reálném čase, kdy lze pozorovat polohu COP během daných testů (Dawson, Dzurino, Karleskint & Tucker, 2017; Parraca et al., 2011).

BSB využívá snímače, které má ukryté pod svou platformou, detekující posturální pohyby. Platforma může být v režimu statickém, i dynamickém, kdy je uvolněna pro cvičení s náklonem.

Výsledná data se zobrazují na displeji přístroje, který lze výškově a náklonem nastavit dle možností probanda. Data jsou v přístroji shromažďována a uložena, kdy je lze vytisknout, či přenést do USB zařízení.

Na BBS lze provádět trénink (terapii), i testování (Obrázek 4).



Obrázek 4. Hlavní obrazovka

V tréninkové sekci lze vybrat z mnoha možností. Je možnost tréninku distribuce váhy dané osoby, posturální stability, trénink postřehu, kontroly motoriky, přesunu váhy těla a možnost vlastního módu (Obrázek 5).



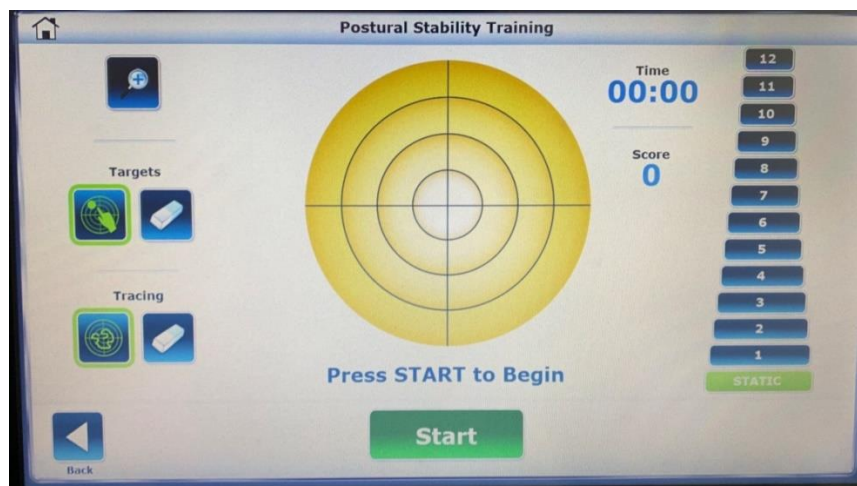
Obrázek 5. Možnosti tréninkového módu

Distribuce váhy probanda využívá statickou platformu a cílem je jeho stimulace k umístění váhy na přední, zadní, střední, či boční pohyby.

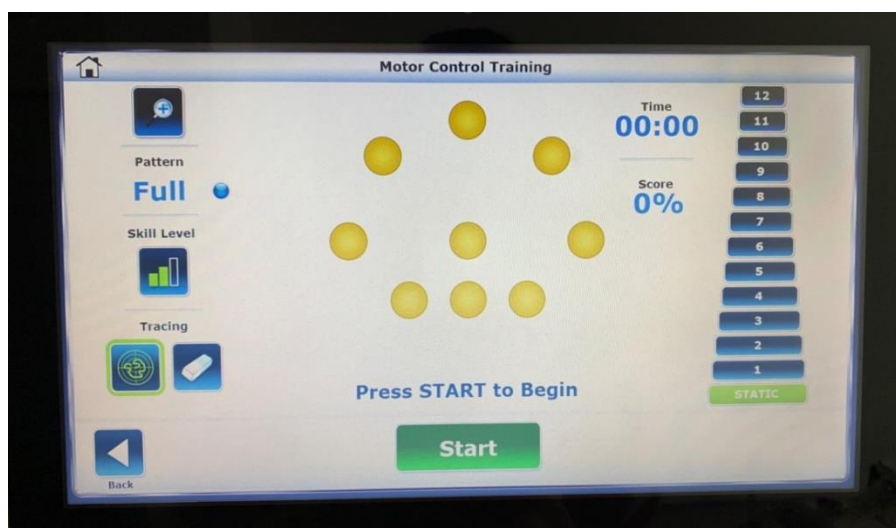
Při tréninku posturální stability cvičí probandi předem dané, specifické vzorce pohybu, kdy mohou naklánět a posouvat váhu těla tak, aby se kurzorem dotknuli vytyčených cílů. Případně se mohou snažit vyvažovat pohyb tak, aby byl schopen udržet kurzor uvnitř kulatého útvaru (Obrázek 6).

Kontrola motoriky pracuje s balančním rozsahem a zkoumá schopnost pacienta přenášet těžiště (Obrázek 7).

Trénink přesunu váhy těla poskytuje pacientům možnost přesunout jejich váhu ve směru mediálním, předním, zadním, či diagonálním. Při tomto tréninku lze využít statickou, i dynamickou platformu (Biodex Medical System, 2018).

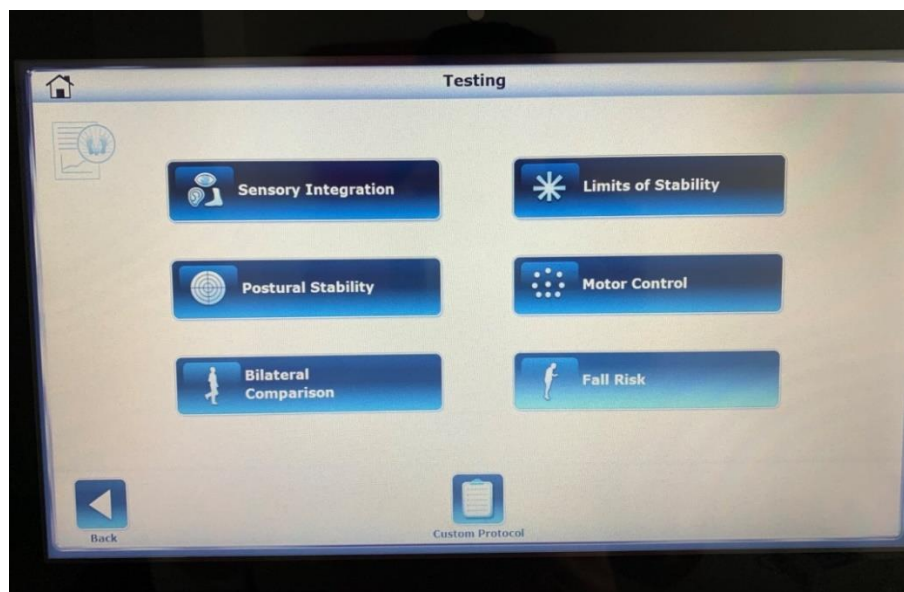


Obrázek 6. Trénink posturální stability



Obrázek 7. Trénink kontroly motoriky

V testovacím módu máme na výběr smyslovou integritu, posturální stabilitu, bilaterální porovnávání, test limitů stability, kontrolu motoriky a testování rizika pádu (Obrázek 8).



Obrázek 8. Možnosti testovacího módu

Test smyslové integrity mohou být založeny na testu m-CTSIB, či BESS testu. Test m-CTSIB využívám ve svém měření, tudíž se o něm krátce zmíním.

Klinický test m-CTSIB posuzuje balanční schopnosti pacienta na statické platformě. Při testu hodnotíme, jak pacient integruje senzorní informace pro udržení rovnováhy. Hodnotí se zde tzv. sway index. Test se hodnotí s otevřenými a zavřenými očima na měkké, i pevné podložce.

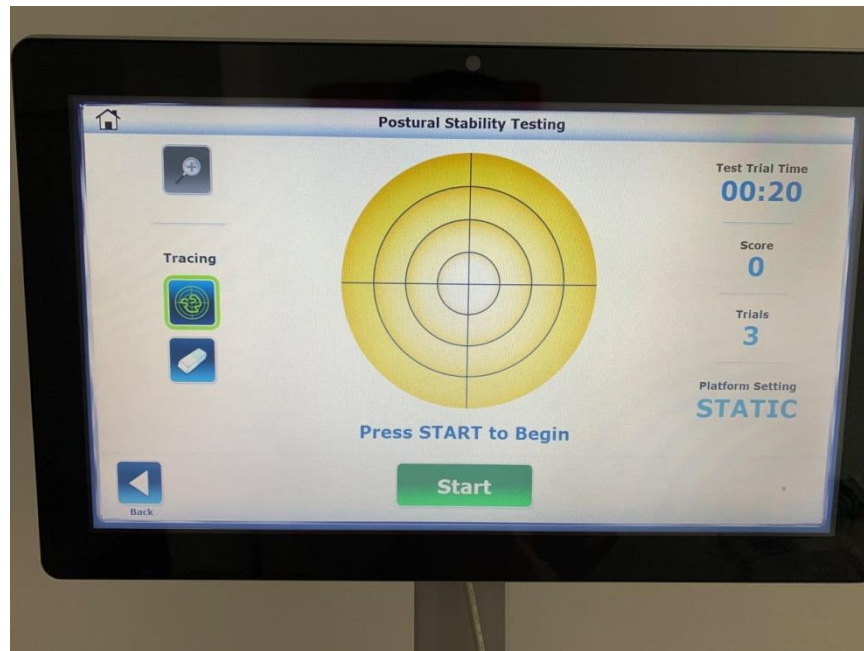
Testování posturální stability určuje schopnost pacienta, jak dokáže udržet rovnováhu v centru. Hodnotí se, o kolik se pacientova pozice vychýlí od středu (Obrázek 9).

Bilaterální srovnávání zahrnuje testování stoje na jedné noze uprostřed statické plošiny po jasně danou dobu. Pacient následně vykoná tentýž test na druhostranné dolní končetině a výsledná data se následně zpracují a porovnají.

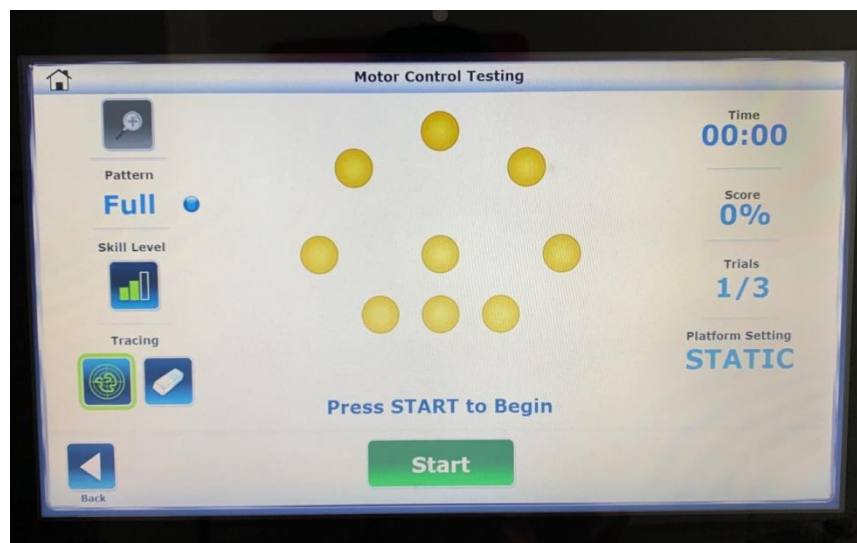
Test limitů stability je druhým testem, používaným v rámci této diplomové práce. Měří, jak moc a jak daleko se pacient dokáže naklonit od středu. Test je indikátorem kontroly motoriky v rámci rozsahu náklonu.

Kontrola motoriky hodnotí, jak proband dokáže ovládat své těžiště. Podobně, jako u testu limitů stability proband posouvá svou váhu těžiště danými směry (Obrázek 10).

Testování rizika pádů ukazuje potenciální riziko pádů v běžném životě. Test hodnotí posturální rychlost předvídání rizika (Biodex Medical System, 2018).



Obrázek 9. Testování posturální stability



Obrázek 10. Testování kontroly motoriky

2.9 Intraindividuální variabilita a reliabilita

V této práci byla hodnocena intraindividuální variabilita. Jedná se o zjištění, zda je přítomna odlišnost v reakcích na daný podnět v průběhu opakování u téhož jedince v různém časovém intervalu. Jedná se o spolehlivost, zda měření ukazuje shodu (homogenitu) výsledků opakovaně.

Reliabilita je hodnocena koeficientem intraclass reliability – vnitřní třídy reliability (ICC). ICC koeficient lze zkoumat pomocí různých postupů: opakovaná měření, měření paralelních testů a půlení testu. V případě této práce byl využit postup opakovaných měření (test-retest). Koeficient je citlivý ke změnám průměrů, tudíž dokáže hodnotit větší počet měření stejné proměnné. Je udáván v intervalu 0-1, přičemž hodnoty nejbližší číslu 1 dosahují dobrého stupně spolehlivosti.

Jsou-li hodnoty koeficientu ICC vyšší, než 0,9, měření zde považujeme za velmi dobré. Spolehlivost je stále přijatelná v hodnotách 0,7-0,9, neměla by však klesnout pod hodnotu 0,7 (Hendl, 2012).

Pickerill & Harter (2011) zase uvádějí jako vysokou reliabilitu u hodnoty vyšší, než 0,80, střední spolehlivost 0,60-0,80, špatnou spolehlivost při hodnotě nižší, než 0,60.

Intraindividuální variabilita se může často zaměnit s pojmem interindividuální variability. V tomto případě se jedná o rozdílnost reakce u více jedinců ve stejném časovém intervalu na stejný podnět.

3 Cíle a vědecké otázky

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem této diplomové práce bylo zjistit intraindividuální variabilitu posturální stability u jedinců ve věku 60 až 75 let, která byla hodnocena pomocí Balančního systému Biodex při třech za sebou jdoucích pokusech ve dvou po týdnu jdoucích měřeních.

3.2 Vedlejší cíl

Vedlejším cílem bylo zjistit důležitost jednotlivých smyslů pro udržení posturální stability.

3.3 Vědecké otázky

3.3.1 Vědecké otázky

1. Jaká je intraindividuální variabilita stability stoje u starších osob při hodnocení testu m-CTSIB při třech za sebou jdoucích pokusech?
2. Jaká je intraindividuální variabilita stability stoje u starších osob při hodnocení testu m-CTSIB ve dvou po týdnu jdoucích měřeních?
3. Existuje rozdíl ve sledovaném parametru "sway index" mezi stojem na pevné podložce s otevřenýma a se zavřenýma očima u testu m-CTSIB na balančním systému Biodex?
4. Existuje rozdíl ve sledovaném parametru "sway index" mezi stojem na měkké podložce s otevřenýma a zavřenýma očima u testu m-CTSIB na balančním systému Biodex?
5. Existuje rozdíl ve sledovaném parametru "sway index" při testu m-CTSIB s otevřenýma očima na měkké a pevné podložce?
6. Existuje rozdíl ve sledovaném parametru "sway index" při testu m-CTSIB se zavřenýma očima na měkké a pevné podložce?

7. Jaká je intraindividuální variabilita testu limitů stability ve výzkumném souboru při třech za sebou jdoucích pokusech?
8. Jaká je intraindividuální variabilita testu limitů stability ve výzkumném souboru ve dvou po týdnu jdoucích měřeních?
9. Existuje rozdíl ve sledovaném parametru úhel maximálního vychýlení testu limitů stability mezi pohlavím?

4 Metodika

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor byl tvořen skupinou seniorů ve věku od 60 do 75 let, přičemž bylo vybráno 10 žen a 10 mužů. Průměrný věk tohoto výzkumného souboru byl 68,25 let. Do studie byli vybráni probandi bez anamnesticky zjištěných operací na dolních končetinách. Mezi další exkluzivní kritéria patřila neurologická onemocnění, bolesti zad s iradiací do dolních končetin, či akutní úrazy na dolních končetinách, či v oblasti pánve, které by probandovi znemožňovali klidný a rovnoměrný stoj na obou dolních končetinách.

Vyšetření a samotné měření za účelem získání dat k vypracování této diplomové práce bylo prováděno v prostorách Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Práce byla schválena etickou komisí FTK UP (viz Příloha). Pro vyšetření byly využity pomůcky, jako krejčovský metr, plastový goniometr a balanční systém Biodex.

Před začátkem samotného vyšetření probandů byl podepsán informovaný souhlas a vyplněn krátký anamnestický dotazník, obsahující otázky na základní údaje o probandovi, jako věk, výška, váha, či lateralita. Dále byl proband dotázán, zda nosí brýle, zda prodělal úrazy, či operace na dolních končetinách, trpí-li točením hlavy, vertebrogenními obtížemi, které měli možnost zakreslit, či zda netrpí poruchou rovnováhy.

4.2 Klinické vyšetření

Při samotném vyšetření každý proband prošel antropometrickým vyšetřením dolních končetin, přesněji byla měřena anatomická a funkční délka dolních končetin, délky stehna a lýtka. Dále byly vyšetřeny rozsahy pohybu do flexe, extenze, abdukce a addukce v kloubu kyčelním, do flexe a extenze v kloubu kolenním a v kloubu hlezenním do plantární a dorzální flexe. Rozsahy pohybů byly měřeny dle Jandy a Pavlů (1993). Vyšetřena byla i svalová síla dle Jandy (2004), jak popisuje v knize Svalové funkční testy. Svalová síla byla měřena v totožných kloubech a pohybech, jako při měření rozsahu pohybu. Přičemž při flexi v kloubu kyčelním byl vyšetřován musculus (dále m.) psoas major a m. iliacus. Při extenzi m. gluteus maximus, m. biceps femoris – caput longum, m. semitendinosus, m. semimembranosus. Addukcí byly vyšetřeny svaly vnitřní strany stehna, a to m. adduktor magnus, longus, brevis, m. gracilis a m. pectineus. Addukci zajistily m. gluteus medius, m. tensor fasciae latae

a m. gluteus minimus. Při testování svalové síly v kolenním kloubu byly při flexi vyšetřovány m. biceps femoris caput longum et breve, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Extenzí byl vyšetřen m. quadriceps femoris. Plantární flexí v hlezenním kloubu jsme vyšetřovali m. triceps surae dorzální flexi převážně m. tibialis anterior. Na konec vyšetření byla u každého probanda zjištěna lateralita dolních končetin dle Drnkové a Syllabové (1991).

Dále bylo prováděno klinické testování posturální stability bez přístrojové techniky na zemi a bez bot, se zaměřením na zjištění posturální stability. K tomuto účelu byly využity dva testy, a to: Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (mCTSIB – modifikovaný test sensorické reakce) a Multidirectional Reach Test (MDRT – test dosahu ve čtyřech směrech). Výsledky tohoto testování jsou předmětem jiné diplomové práce.

Jako první klinický test byl použit test sensorické interakce při udržení rovnováhy, který je využíván k hodnocení posturální kontroly ve čtyřech různě modifikovaných situacích.

První situací je stoj na pevném povrchu s otevřenýma očima.

Druhá situace je opět na pevném povrchu, avšak s očima zavřenýma.

Po provedení prvních dvou situací byl proband postaven na měkkou podložku, kde probíhala *třetí situace* s otevřenýma očima a následně *čtvrtá* s očima zavřenýma.

Testování každé části trvalo 30 sekund, kdy proband během celé doby nesměl otevřít oči, upažit horní končetiny, či ukročit jednou dolní končetinou. V případě provedení zmíněného byl test zastaven dříve.

Po přerušení testu byla zaznamenána doba, kolik sekund proband zvládl stát do přerušení a následně byl test opakován.

Hodnocení bylo zaměřeno na míru vychylování při stoju, kdy bylo použito posouzení z práce Khatat & Hathiram (2012), kde uvádějí škálu 1-4, kdy 1 představuje minimální titubace probanda, zatímco 4 znamená pád. Dle Bastlové (2015) byl následně vypočítán průměrný celkový čas všech čtyř testů.

Jako druhý byl proveden test dosahu ve čtyřech směrech. Tento test je určen pro zhodnocení stability, kdy zjišťujeme, kam až může daný proband přesunout své těžiště a dosáhnout svou horní končetinou, aniž by upadl, či ukročil. Před započítáním testu je na zeď připevněn metr rovnoběžně s podlahou, do výšky probandova akromionu. Proband udržuje nohy 10 cm od sebe a následně je vyzván ke zdvižení horní končetiny do 90° flexe, či abdukce, dle směru měření. Měří-li se dosah dopředu,

či dozadu, proband předpaží horní končetinu do flexe, při měření laterálních dosahů, zvedne paži do abdukce. Vyšetřovaný se pokouší natáhnout co nejdále, aniž by udělal krok, či upadl. Zaznamená se počáteční a finální hodnota dosahu, kdy jejich rozdíl představuje celkový výsledek. Kdy norma dle Newtona (2001) je pro pohyb dopředu $8,67 \pm 22,58$, dozadu $7,8 \pm 11,79$, doprava $7,6 \pm 15,62$ a doleva $7,32 \pm 16,79$.

4.3 Testování posturální stability pomocí Balančního systému Biodex

Biodex je přístroj pro testování a nácvik rovnováhy. Je to multiaxiální zařízení, které nabízí programy ve statickém, i dynamickém režimu snímací plošiny. Platforma má své vlastní snímače, které detekují pohyby. Součástí přístroje je i displej, který probandům poskytuje zpětnou vazbu (Obrázek 11).

Samotný přístroj má nastavitelnou výšku obrazovky od 127 do 165 cm od podlahy. Úroveň stability má zde 12 dynamických úrovní a jednu statickou. Platforma má v dynamickém režimu možnost náklonu až 20° ve všech směrech. Podpěrná madla lze také nastavit. Od úrovně platformy lze madla nastavit do výšky od 64 cm až do 93 cm.

Veškeré testování na Balančním systému Biodex se provádí na boso s volně svěřenými rukama podél těla a chodily na šířku pánve.



Obrázek 11. Balanční systém Biodex

4.3.1 Modified Clinical Test of Sensory Integration and Balance (m-CTSIB)

Prvním testem na balančním systému Biodex byl modified Clinical test of sensory interaction and balance neboli modifikovaný test sensorické interakce při udržení rovnováhy. Účelem tohoto testu je posouzení efektivity stabilizace stoje v závislosti na změně sensorických vjemů. Test byl prováděn ve čtyřech různých situacích, kdy každá trvala 30 sekund a pauza mezi nimi byla 10 sekund.

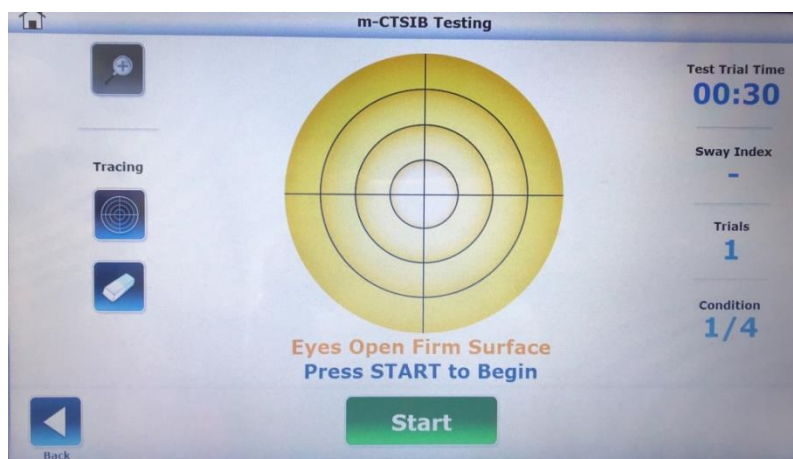
Úkolem probandů bylo udržet svým tělem kurzor, který sledovali na displeji, co nejvíce uprostřed kruhu (Obrázek 12) po celou dobu měření.

Každý proband musel stát na přístroji na boso, s chodidly na šířku pánve. Všichni byli vyzváni, aby se postavili na plošinu tak, aby daný kurzor byl uprostřed kruhu a zároveň se mu stálo přirozeně. Následně mu byla lehce upravena šířka dolních končetin dle hodnoty předem naměřené pelvimetrem. Souřadnice, znázorněné na platformě, na kterých stál, byly zadány do systému a začalo samotné měření.

První situací byl stoj na pevné podložce s otevřenými očima, kdy byly do hodnocení zahrnuty vizuální, vestibulární i somatosenzorické vjemy.

Druhá situace byla taktéž na pevné podložce, ale s očima zavřenými, pro vyhodnocení podnětů vestibulárních a somatosenzorických, s eliminací vizuálního podnětu.

Třetí a čtvrtá část byla prováděna na měkké podložce, která byla originálně přiložena k přístroji a na které jsou stejné značky a souřadnice, jako na pevné podložce. Třetí část byla při očích otevřených, čtvrtá při zavřených. Každá část byla provedena celkem třikrát, kdy celé měření bylo po týdnu opakováno. Po celou dobu testování byla plošina přístroje ve statické poloze.



Obrázek 12. Test mCTSIB 1. Fáze

Při tomto testu se hodnotil parametr “sway index“, neboli index vychylování probanda. Ten představuje standartní odchylku pacientovi střední pozice v průběhu testu. Tento index hodnotí, jak moc byl proband během měření nestabilní a čím vyšší sway index je, tím byla nestabilita stoje větší.

4.3.2 Limits of stability (LOS)

Druhým testem prováděným na Balančním systému Biodex byl test limitů stability (LOS). Tento test hodnotí schopnosti jedince aktivně měnit polohu COG předem vymezeným směrem. Polohu proband mění inklinací těla, aniž by změnil opěrnou bázi. Po celou dobu testování je plošina opět ve statické poloze. Úkolem jedince je provést pohyb co nejrychleji a nejpřesněji, a to beze ztráty rovnováhy.

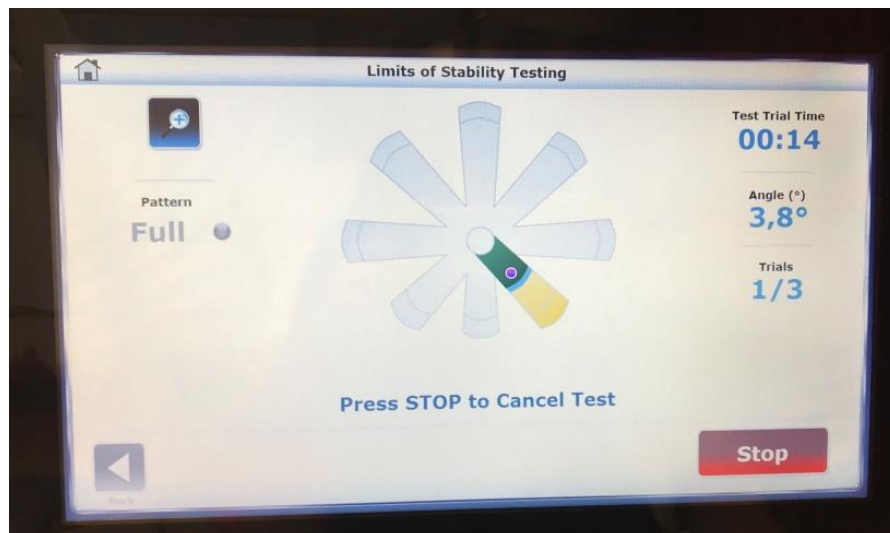
Sledovaným parametrem u tohoto testu je úhel maximálního vychýlení, který je vyjádřen ve stupních vůči průmětu společného těžiště těla do roviny oporné báze, tedy COG.

Pro dospělou populaci je udávána fyziologická hodnota dosahu směrem dopředu 6,25-8°, dozadu 4-4,45° a 8° laterálně (Didier, Glave, Browning, Fialud & Weatherway, 2014; Nashner & McCollum, 1985).

Proband je nastaven na plošinu obdobně, jako byl nastaven u mCTSIB, kdy byla zjišťována optimální poloha jeho dolních končetin vzhledem k šírce pánve a pocitu probanda. Na obrazovce lze vidět obrazec ve tvaru hvězdice s osmi cípy, které znázorňují osm testovaných směrů: dopředu, dopředu a doprava, doprava, dozadu a doprava, dozadu, dozadu a doleva, doleva a dopředu a doleva.

Na začátku testu je umístěn malý kurzor přímo ve středu obrazce. Po započetí testu se vždy zvýrazní jeden z osmi cípů, kam má proband přenést váhu a snažit se dostat kurzor co nejdále a vybarvit celou část (Obrázek 13). Proband je tedy vždy nucen přenést svou váhu na periferii obrazce a následně se vrátit do původního umístění bez ztráty rovnováhy.

Před započtím testu byli probandi vyzváni, aby nezvedali paty, či špičky. Dále bylo zakázáno chytat se madel přístroje, či ukročit dolní končetinou. Celý test byl opakován opět třikrát.



Obrázek 13. Test Limits of Stability

4.4 Statistické zpracování dat

Hodnoty, které jsme zjistili v průběhu samotného měření, byli zaznamenány do tabulek v programu Microsoft Office Excel.

Ze všech úkolů a jejich výsledků z testu m-CTSIB i testu LOS byly zaznamenány základní statistické veličiny. Mezi tyto popisné statistiky spadá aritmetický průměr, medián, minimum a maximum.

Pro zodpovězení první a druhé vědecké otázky jsme použili koeficient intraclass reliability – koeficient vnitřní třídy reliability. Tento koeficient byl použit pro zodpovězení první a druhé vědecké otázky.

Pro otázky tři, čtyři, pět a šest byl použit Wilcoxonův neparametrický test. Tento test hodnotí, zda je přítomen významný statistický rozdíl mezi jednou a druhou proměnnou.

Hladina statistické významnosti testů byla určena na $p < 0,05$.

Pro vědeckou otázku sedm a osm byl použit koeficient vnitřní třídy reliability.

Devátou otázkou hodnotil Mann-Whitneyův U test, který hodnotí rozdíl mezi dvěma skupinami – zde mezi mužem a ženou. Hladina statistické významnosti tu byla opět stanovena na $p < 0,05$.

5 Výsledky

5.1 Výzkumná otázka č. 1

Jaká je intraindividuální variabilita stability stoje u starších osob při hodnocení testu m-CTSIB při třech za sebou jdoucích pokusech?

Pro zodpovězení této otázky byl použit **koeficient intraclass reliability (ICC)**.

Velmi dobrá hodnota koeficientu by měla dosahovat 0,9 a více, neměla by však klesnout pod 0,7.

V prvním týdnu měření pozorujeme vysoký koeficient ICC ve druhé, třetí a čtvrté situaci měření. Koeficient ICC pod hodnotou 0,7 pozorujeme pouze u první testované situace, kdy byl proband na pevné podložce s otevřenými očima (Tabulka 1).

Tabulka 1

Koeficient vnitřní třídy reliability pro testované situace v prvním týdnu

Testované situace	Koeficient ICC
Otevřené oči; pevná podložka	0,583
Zavřené oči; pevná podložka	0,759
Otevřené oči, měkká podložka	0,761
Zavřené oči; měkká podložka	0,866

5.2 Výzkumná otázka č. 2

Jaká je intraindividuální variabilita stability stoje u starších osob při hodnocení testu m-CTSIB ve dvou po týdnu jdoucích měřeních?

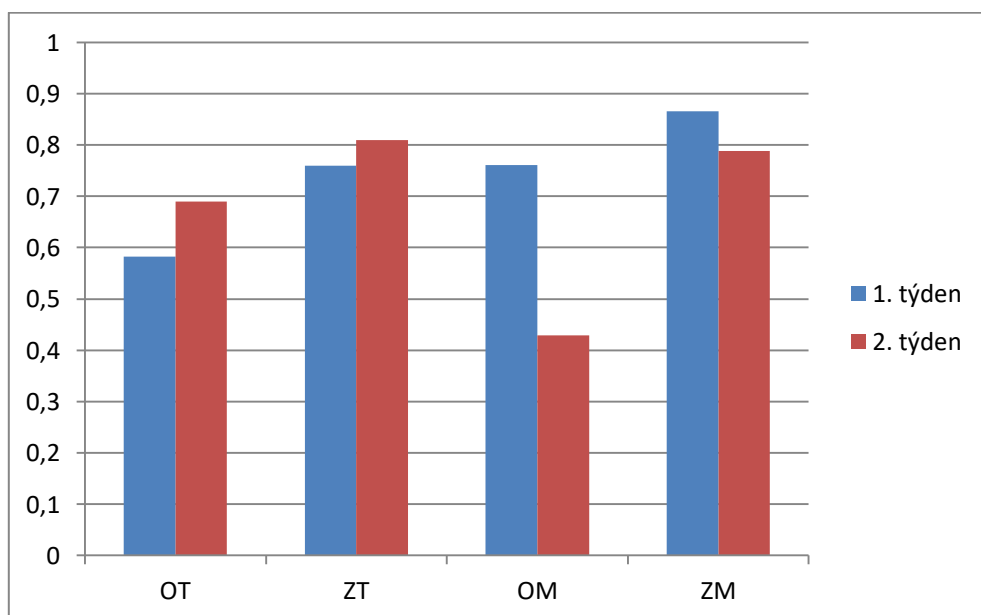
Při druhém měření byl koeficient ICC v rozmezí 0,689 – 0,809 kromě části, kdy proband stál na měkké podložce s otevřenýma očima. Zde můžeme vidět koeficient ICC výrazně nižší, než při prvním měření, a to 0,429 (Tabulka 2).

Tabulka 2

Koeficient vnitřní třídy reliability pro testované situace v druhém týdnu

Testované situace	Koeficient ICC
Otevřené oči; pevná podložka	0,689
Zavřené oči; pevná podložka	0,809
Otevřené oči, měkká podložka	0,429
Zavřené oči; měkká podložka	0,788

Intraindividuální variabilitu ve dvou po týdnu jdoucích měřeních lze pozorovat v grafickém znázornění (Obrázek 14), kdy pozorujeme výraznější změnu pouze u třetí části měření. Hodnocení zde bylo prováděno pomocí koeficientu vnitřní reliability.



Obrázek 14. Koeficient ICC ve dvou po týdnu jdoucích měřeních u testu m-CTSIB

Tabulka 3

Koeficient vnitřní třídy reliability pro testované situace při porovnání prvního a druhého týdne měření testu mCTSIB

Testované situace	Koeficient ICC
Otevřené oči, pevná podložka	0,583
Zavřené oči, pevná podložka	0,562
Otevřené oči, měkká podložka	0,505
Zavřené oči, měkká podložka	0,643

Porovnáme-li měření v prvním týdnu vůči týdnu druhému (Tabulka 3), vidíme, že zde není v žádné testované situaci koeficient ICC nad hodnotou 0,7.

5.3 Výzkumná otázka č. 3

Existuje rozdíl ve sledovaném parametru “sway index“ mezi stojem na pevné podložce s otevřenými a se zavřenými očima u testu m-CTSIB na balančním systému Biodex?

Ke zkoumání rozdílů v parametru sway index (SwI) byl použit Wilcoxonův test, jehož výsledky jsou zaznamenány v Tabulce 5.

Pozorujeme, že parametry SwI u výzkumného souboru při testu ZP byly větší, než při testu OP.

Popisné statistické parametry jsou uvedeny v Tabulce č. 4.

Tabulka 4

Průměrné popisné statistiky pro jednotlivé proměnné v testu m-CTSIB

Sledovaná proměnná	Průměr	Medián	Minimum	Maximum
OP – první týden	0,454	0,455	0,270	0,713
ZP – první týden	1,178	1,141	0,687	1,883
OP – druhý týden	0,461	0,430	0,260	0,630
ZP – druhý týden	1,162	1,163	0,717	1,737

Tabulka 5

Statistická významnost (p-hodnota) ve sledovaném parametru “sway index“

Sledovaná proměnná	p-hodnota ^a
OP & ZP – 1. týden	0,00089*
OP & ZP – 2. týden	0,00089*

Poznámka. OP = otevřené oči, pevná podložka; ZP = zavřené oči, pevná podložka

^a *p-hodnota = hodnota Wilcoxonova párového testu pro rozdíly daných proměnných*

** p-hodnota = statistická významnost $p < 0,05$*

Rozdíl mezi průměrnými hodnotami při otevřených a zavřených očích na pevné podložce činil 0,724 ve prospěch situace se zavřenými očima v prvním týdnu. Druhý týden potom 0,701, kdy byla větší opět hodnota při zavřených očích.

Rozdíl mezi otevřenýma a zavřenýma očima na pevné podložce je **statisticky významný**. Statistická významnost je popisována, když je $p < 0,05$.

5.4 Výzkumná otázka č. 4

Existuje rozdíl ve sledovaném parametru “sway index“ mezi stojem na měkké podložce s otevřenými a zavřenými očima u testu m-CTSIB na balančním systému Biodex?

V Tabulce 6 vidíme popisné statistiky, spočítané průměrem z jednotlivých měření.

Rozdíl mezi průměrnými hodnotami činil 2,161 v prvním týdnu. Ve druhém týdnu pak 2,107. V obou případech byly vyšší hodnoty při zavřených očích

Tabulka 6

Průměrné popisné statistiky pro jednotlivé proměnné v testu m-CTSIB

Sledovaná proměnná	Průměr	Medián	Minimum	Maximum
OM – první týden	0,856	0,852	0,520	1,127
ZM – první týden	3,017	2,963	2,233	4,110
OM – druhý týden	0,856	0,823	0,493	1,75ý
ZM – druhý týden	2,963	2,950	2,233	4,293

Parametr SwI u zavřených očí ve výzkumném souboru byl větší, než u otevřených očí. Při hladině statistické významnosti $p < 0,05$ byl zjištěn rozdíl mezi otevřenými a zavřenými očima na měkké podložce **statisticky významný** (Tabulka 7).

Tabulka 7

Statistická významnost (p-hodnota) ve sledovaném parametru “sway index“

Sledovaná proměnná	p-hodnota ^a
OM & ZM – 1. týden	0,00089*
OM & ZM – 2. týden	0,00089*

Poznámka. OM = otevřené oči, měkká podložka; ZM = zavřené oči, měkká podložka

^a p-hodnota = hodnota Wilcoxonova párového testu pro rozdíly daných proměnných

* p-hodnota = statistická významnost $p < 0,05$

5.5 Výzkumná otázka č. 5

Existuje rozdíl ve sledovaném parametru “sway index“ při testu m-CTSIB s otevřenými očima na měkké a pevné podložce?

Podobně jako v předchozích otázkách lze v popisných statistikách (Tabulka 8) vidět, že rozdíly v měření s týdenním odstupem nejsou markantní, avšak opět rozdíl mezi stojem na měkké, či pevné podložce při otevřených očích je markantní.

Parametr SwI testu OM byl větší, než při testu OP.

Rozdíl mezi průměrnými hodnotami pozorujeme v prvním týdnu 0,402 a ve druhém 0,395 ve prospěch testu OM.

Při $p < 0,05$ lze vidět, že výsledky v rozdílu otevřených očí na měkké a tvrdé podložce jsou **statisticky významné** (Tabulka 9).

Tabulka 8

Průměrné popisné statistiky pro jednotlivé proměnné v testu m-CTSIB

Sledovaná proměnná	Průměr	Medián	Minimum	Maximum
OP – první týden	0,454	0,455	0,270	0,713
OM – první týden	0,856	0,852	0,520	1,127
OP – druhý týden	0,461	0,430	0,260	0,630
OM – druhý týden	0,856	0,823	0,493	1,757

Tabulka 9

Statistická významnost (p-hodnota) ve sledovaném parametru “sway index“

Sledovaná proměnná	p-hodnota ^a
OP & OM – 1. týden	0,00089*
OP & OM – 2. týden	0,00089*

Poznámka. OP = otevřené oči, pevná podložka; OM = otevřené oči, měkká podložka

^a p-hodnota = hodnota Wilcoxonova párového testu pro rozdíly daných proměnných

* p-hodnota = statistická významnost $p < 0,05$

5.6 Výzkumná otázka č. 6

Existuje rozdíl ve sledovaném parametru “sway index“ při testu m-CTSIB se zavřenými očima na měkké a pevné podložce?

Měřený parametr sway index při ZM byl u výzkumného souboru větší, než u testu ZP.

Rozdíl v průměrných hodnotách činil 1,839 první týden a 1,801 druhý týden. Průměrné hodnoty zde byly vyšší při testování na měkké podložce (Tabulka 10).

P-hodnota je zde opět 0,00089 (Tabulka 11).

Rozdíl při zavřených očích na měkké a pevné podložce dle Wilcoxonova testu vyšel **statisticky významný**. Statistická významnost je popisována, když je $p < 0,05$.

Tabulka 10

Průměrné popisné statistiky pro jednotlivé proměnné v testu m-CTSIB

Sledovaná proměnná	Průměr	Medián	Minimum	Maximum
ZP – první týden	1,178	1,141	0,687	1,883
ZM – první týden	3,017	2,963	2,233	4,110
ZP – druhý týden	1,162	1,163	0,717	1,737
ZM – druhý týden	2,963	2,950	2,233	4,293

Tabulka 11

Statistická významnost (p-hodnota) ve sledovaném parametru “sway index“

Sledovaná proměnná	p-hodnota ^a
ZP & ZM – 1. týden	0,00089*
ZP & ZM – 2. týden	0,00089*

Poznámka. ZP = zavřené oči, pevná podložka; ZM = zavřené oči, měkká podložka

^a p-hodnota = hodnota Wilcoxonova párového testu pro rozdíly daných proměnných

* p-hodnota = statistická významnost $p < 0,05$

5.7 Výzkumná otázka č. 7

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

Pro zodpovězení této otázky byl použit **koeficient intraclass reliability (ICC)**.

Výsledky testu limitů stability pro jednotlivé směry ukázaly vysoké koeficienty ICC (0,887 – 0,936) v prvním týdnu měření (Tabulka 12).

Tabulka 12

Koeficient vnitřní třídy reliability pro testované situace v prvním týdnu

Testované situace	Koeficient ICC
Pohyb dopředu	0,902
Pohyb dopředu a doprava	0,919
Pohyb doprava	0,912
Pohyb dozadu a doprava	0,936
Pohyb dozadu	0,909
Pohyb dozadu a doleva	0,887
Pohyb doleva	0,909
Pohyb dopředu a doleva	0,906

5.8 Výzkumná otázka č. 8

Jaká je intraindividuální variabilita testu limitů stability ve výzkumném souboru ve dvou po týdnů jdoucích měřeních?

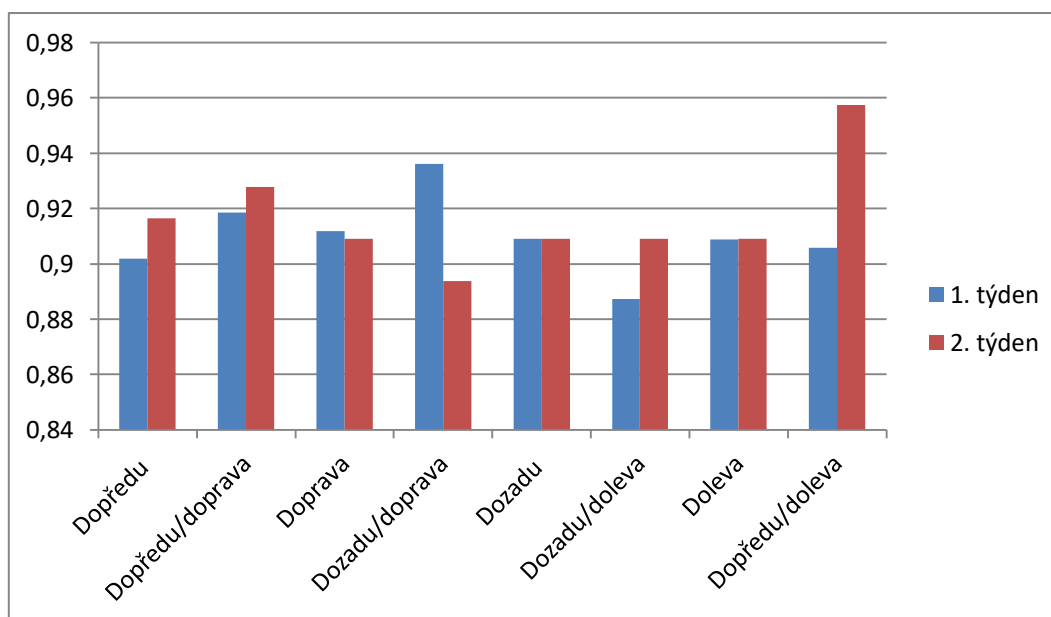
Pro hodnocení této otázky byl použit **koeficient intraclass reliability (ICC)**.

Výsledky testu limitů stability pro jednotlivé směry ukázaly vysoké koeficienty ICC (0,894 – 0,957) i v druhém týdnu měření (Tabulka 13).

Tabulka 13

Koeficient vnitřní třídy reliability pro testované situace v druhém týdnu

Testované situace	Koeficient ICC
Pohyb dopředu	0,916
Pohyb dopředu a doprava	0,928
Pohyb doprava	0,909
Pohyb dozadu a doprava	0,894
Pohyb dozadu	0,909
Pohyb dozadu a doleva	0,909
Pohyb doleva	0,909
Pohyb dopředu a doleva	0,957



Obrázek 15. Koeficient ICC ve dvou po týdnů jdoucích měření u testu LOS

Grafické znázornění (Obrázek 15) nám ukazuje srovnání jednotlivých měření LOS s týdenním odstupem. V žádném z případů výsledná hodnota neklesla pod 0,8.

Tabulka 14

Koeficient vnitřní třídy reliability pro testované situace při porovnání prvního a druhého týdne měření testu LOS

Testované situace	Koeficient ICC
Pohyb dopředu	0,691
Pohyb dopředu a doprava	0,741
Pohyb doprava	0,607
Pohyb dozadu a doprava	0,765
Pohyb dozadu	0,864
Pohyb dozadu a doleva	0,626
Pohyb doleva	0,777
Pohyb dopředu a doleva	0,825

Na základě Tabulky 14 pozorujeme, že koeficient ICC při porovnání prvního a druhého týdne je v rozmezí hodnoty 0,7-0,9. Výsledek $< 0,7$ pozorujeme pouze u pohybu dopředu, doprava a pohybu dozadu a doleva, avšak neklesl výrazně pod hraniční hodnotu.

5.9 Výzkumná otázka č. 9

Existuje rozdíl ve sledovaném parametru úhel maximálního vychýlení testu limitů stability mezi pohlavím?

Tabulky 15, 16, 17 a 18 nám poskytují základní popisné statistiky u mužů a u žen při hodnocení LOS v prvním, i druhém týdnu.

Tabulka 15

Průměrné popisné statistiky pro jednotlivé proměnné v testu LOS u mužů v prvním týdnu

Sledovaná proměnná	Průměr	Medián	Minimum	Maximum
Dopředu	6,537	6,350	4,700	8,80
Dopředu a doprava	7,300	7,367	5,167	9,37
Doprava	6,560	6,517	4,366	8,53
Dozadu a doprava	5,183	5,233	3,667	7,00
Dozadu	4,507	4,533	3,300	5,83
Dozadu a doleva	6,183	6,133	4,533	8,03
Doleva	7,540	7,700	4,433	9,47
Dopředu a doleva	7,097	6,917	5,200	9,33

Tabulka 16

Průměrné popisné statistiky pro jednotlivé proměnné v testu LOS u mužů v druhém týdnu

Sledovaná proměnná	Průměr	Medián	Minimum	Maximum
Dopředu	6,287	6,617	4,367	7,63
Dopředu a doprava	6,797	6,917	5,233	8,10
Doprava	7,003	6,917	5,067	9,20
Dozadu a doprava	4,777	4,967	2,833	6,17
Dozadu	4,550	4,567	3,200	6,17
Dozadu a doleva	6,030	6,267	4,467	7,20
Doleva	7,110	7,600	5,133	8,20
Dopředu a doleva	6,673	6,883	4,300	8,33

Tabulka 17*Průměrné popisné statistiky pro jednotlivé proměnné v testu LOS u žen v prvním týdnu*

Sledovaná proměnná	Průměr	Medián	Minimum	Maximum
Dopředu	6,313	6,400	5,100	7,867
Dopředu a doprava	7,057	7,017	5,000	9,067
Doprava	6,353	6,550	4,100	7,967
Dozadu a doprava	5,203	5,333	3,533	6,733
Dozadu	4,807	4,700	3,733	6,533
Dozadu a doleva	6,490	6,433	4,600	8,200
Doleva	7,547	7,350	6,200	9,600
Dopředu a doleva	6,933	6,866	5,600	8,800

Tabulka 18*Průměrné popisné statistiky pro jednotlivé proměnné v testu LOS u žen v druhém týdnu*

Sledovaná proměnná	Průměr	Medián	Minimum	Maximum
Dopředu	6,600	6,400	5,167	8,533
Dopředu a doprava	7,110	7,267	4,933	8,800
Doprava	6,540	6,467	5,167	7,800
Dozadu a doprava	5,077	5,400	3,667	6,033
Dozadu	4,657	4,717	3,467	5,833
Dozadu a doleva	6,183	6,517	4,733	7,233
Doleva	7,767	7,700	6,100	9,500
Dopředu a doleva	7,247	7,117	5,600	9,333

Dle Mann-Whitneyova U testu lze říci, že rozdíl mezi mužem a ženou **neexistuje**.

Tohle tvrzení nám ukazuje Tabulka 19 a 20. P-hodnota nedosáhla hladin statistické významnosti.

Tabulka 19

Průměrné maximální vychýlení u LOS v prvním týdnu dle Mann-Whitneyova U testu

Sledovaná proměnná	p-hodnota
Pohyb dopředu	0,970
Pohyb dopředu a doprava	0,623
Pohyb doprava	0,734
Pohyb dozadu a doprava	0,909
Pohyb dozadu	0,521
Pohyb dozadu a doleva	0,571
Pohyb doleva	0,967
Pohyb dopředu a doleva	0,909

Poznámka: p-hodnota = hladina statistické významnosti

Tabulka 20

Průměrné maximální vychýlení u LOS v druhém týdnu dle Mann-Whitneyova U testu

Sledovaná proměnná	p-hodnota
Pohyb dopředu	0,678
Pohyb dopředu a doprava	0,571
Pohyb doprava	0,706
Pohyb dozadu a doprava	0,623
Pohyb dozadu	0,850
Pohyb dozadu a doleva	0,521
Pohyb doleva	0,308
Pohyb dopředu a doleva	0,623

Poznámka: p-hodnota = hladina statistické významnosti

Rozdíl ve sledovaném parametru maximálního vychýlení při hodnocení testu limitů stability mezi mužem a ženou **není**.

6 Diskuze

6.1 Diskuze k volbě tématu

Schopnost udržet posturální stabilitu a reagovat na vnější, i vnitřní podněty nás provází každý den. Znalost vyšetření posturální stability, stabilizačních funkcí a rovnováhy je důležitá a je základem v klinické, i výzkumné praxi. Dysfunkce posturálního systému vede ke zvýšeným rizikům pádu a současně k možnosti vzniku vážnějšího poranění (Ruhe, Fejer & Walker, 2010).

Hlavním cílem diplomové práce bylo zjistit intraindividuální variabilitu posturální stability u seniorské populace. Hodnocení probíhalo na Balančním systému Biodex ve dvou po týdnu jdoucích měřeních. Vedlejším cílem bylo také zhodnotit a zjistit důležitost jednotlivých smyslů pro udržení posturální stability.

Pro udržení posturální stability je důležité, aby veškeré aspekty pracovaly ve vzájemné souhře. Člověk s dobrou posturální stabilitou musí být schopen reagovat na vnější, i vnitřní prostředí bez problémů. Tyto mechanismy pro udržení rovnováhy se s věkem ztrácejí a je mnohem obtížnější zajistit rovnováhu při nečekaných situacích. S vyřazením jednotlivých smyslů souvisí vyšší nároky na centrální nervový systém. Důležitost jednotlivých systému jsme testovali zavřením očí, nestabilní podložkou, či kombinací.

Balanční systém Biodex a jeho testy nebyly doposud mnoho hodnoceny z hlediska intraindividuální variability probandů. Z tohoto důvodu je tato práce důležitá a její výsledky mohou být velkým přínosem pro budoucí studie.

Důležitostí této práce je zjištění, zda námi vybrané testy a výsledky, kterých jsme dosáhli, jsou stejné, či podobné při jejich opakování.

U dobré reliability zvolených testů, hodnocených na Balančním systému Biodex, lze testy využívat k porovnání výsledků terapie, kdy lze pacienta hodnotit před a po terapii. Nadále lze studii rozšířit o testování sportovců, mladých lidí bez zdravotních potíží, pacientů po CMP, aj.

6.2 Diskuze k výzkumnému souboru

Studie zahrnovala seniorskou populaci (dvacet osob ve věku od 60 do 75 let). Právě tato věková skupina mívá nejčastěji potíže s posturální stabilitou, spojené s velkým rizikem pádů.

V průběhu stáří dochází k involučním morfologickým a funkčním změnám, které probíhají u každého jedince individuální rychlostí (Kalvach et al., 2004).

Důvodem častých posturálních obtíží v seniorském věku je zejména skutečnost, že s věkem dochází ke snížení svalové síly a to až o 40% (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Při tomto snížení svalové síly dojde k úbytku svalových vláken I. a II. typu stejnou četností. Naopak Kalvach et al. (2004) udává ztrátu svalových vláken typu II. o 26% více, než typu I.

Tyto změny v neuromuskulárním systému by mohly způsobit vyšší spontánní vychylování těla během klidného stoje u starších lidí oproti mladým.

Další a vzhledem k této práci velmi důležitou částí jsou změny v senzoričském systému. Řadíme sem změny somatosenzoričského, zrakového, vestibulárního a multisenzoričského systému.

Při stárnutí dochází k ovlivnění kvality Paciniho a Meissnerových tělísek, kvůli čemuž dojde ke snížení vnímání vibrací a citlivosti. Ve zrakovém systému dochází ke změně akomodace a celkové zrakové schopnosti se po padesátém roce zhoršují. Zhoršuje se i zraková ostrost, související se změnami ve struktuře oka, kdy je do sítnice přenášeno méně světla. Po sedmdesáti letech věku dochází ke ztrátě až 40% nervových buněk, souvisejících s vestibulárním systémem (Kalvach et al., 2004; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Shaffer & Harrison (2007) udávají, že v závislosti na ztrátě receptorů dochází ke ztrátě až 30% senzoričských vláken, což může způsobovat neuropatii.

Všechny tyto skutečnosti vyžadují vyšší závislost probanda na ostatních systémech pro udržení posturální stability stoje.

Probandi, vybráni do této studie, nesměli mít žádné omezení, znemožňující klidný stoj bez bolestí. Mezi exkluzivní kritéria dále patřila neurologická onemocnění, diabetes, či závratě. S tímto se ztotožňuje studie od autorů Glave, Didier, Weatherway, Browning & Fiaud (2016) s jejich tvrzením, kdy do studie nezařadili probandy,

kteří měli potíže, ohrožující posturální stabilitu stoje. Řadili tam diabetes, neuropatii, mrtvici, či závratě.

Dále do exkluzivních kritérií patřila přítomnost bolesti zad, která by znemožňovala klidný stoj, či iradiovala do dolních končetin. Probandi nesměli mít akutní úrazy v oblasti dolních končetin, pánve, či páteře.

Proband nebyl zařazen, měl-li rozdílnou délku dolních končetin, ať už funkčně, či anatomicky. Stejná exkluzivní kritéria měli i Karimi, Ebrahimi, Kahrizi & Torkaman (2008) ve své studii, kdy mimo mnou výše uvedené, zařadili i tuberkulózu a jaterní, či ledvinové potíže až selhání.

Nebylo možné zařadit ani probandy s prodělanými operacemi dolních končetin, kam lze zařadit například totální endoprotézu, plastiku vazů, aj. Toto tvrzení potvrzuje Wareńczak & Lisiński (2019), kteří uvádějí, že probandi s prodělanou náhradou kyčelního kloubu mají pomalejší posturální reakce při vychýlení těžiště.

6.3 Diskuze k výzkumným otázkám č. 1 a 2

V první otázce byla pozornost zaměřena na hodnocení intraindividuální variability stability stoje u starších osob při hodnocení testu m-CTSIB při třech za sebou jdoucích pokusech. Pro vyhodnocení našeho měření byl použit koeficient intraclass reliability – koeficient vnitřní třídy reliability (ICC).

V prvním týdnu měření, výsledky (Tabulka 1) poukazují na vysoký koeficient ICC ve druhé, třetí a čtvrté situaci, což lze považovat za dobrou spolehlivost měření. Opakováním testu můžeme dostávat stále podobné (homogenní) výsledky a nebude zde docházet k větším odchýlkám.

Dawson et al. (2017) zahrnul do své studie 105 zdravých dospělých, v průměrném věku 24,5 let. Hodnotil také test LOS a mCTSIB. Při testování LOS i mCTSIB prováděl pouze dvě opakování. Výsledky jeho studie ukazují silnou reliabilitu při testování LOS (ICC - 0,83-0,92), zatímco u mCTSIB udává hodnotu ICC 0,75. Dodává, že první část testu (stoj na pevné podložce s otevřenýma očima) neprokazuje dobrou opakovatelnost (ICC = 0,24). Na základě našich výsledků můžeme souhlasit s výsledky tohoto tvrzení, jak můžeme vidět v Tabulce 1, kdy náš koeficient byl 0,583. Ostatní části přesahovaly hodnotu ICC 0,7.

V druhém měření po týdnu je však hodnota koeficientu ICC pro první situaci (stoj na pevné podložce s otevřenýma očima) vyšší (ICC = 0,689). Dále zde pozorujeme

nízkou hodnotu ICC při úkolu třetím (stoj na měkké podložce s otevřenými očima). Zde hodnota ICC dosáhla 0,429. Tyto nálezy můžeme přisoudit malému výzkumnému souboru, možné nesoustředěnosti v průběhu měření, i psychickému rozladění jedince.

Vařeka (2002a) uvádí, že při stožení na vyvýšené ploše probandi podvědomě ihned více kontrolují svou posturu, avšak kontraproduktivní je zde psychická tenze, kvůli které je narušena potřebná svalová koordinace následkem zvýšeného svalového napětí.

Možná únava může také ovlivnit výsledky, jelikož z důvodu stárnutí, je-li spojeno i s neaktivním životním stylem jedince, dochází k ochabování svalových vláken. Tato změna způsobí nutnost větší energetické poptávky na provedení aktivity, což vede k jejich brzké únavě (Kalvach et al., 2004; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Vědecká otázka č. 2 hodnotila intraindividuální variabilitu posturální stability stožení u starších osob při hodnocení testu m-CTSIB ve dvou po týdnu jdoucích měřeních.

Koeficient ICC zde v žádné z testovaných situací nedosáhl hodnoty 0,9, ani spodní hranice 0,7. Zjištěné hodnoty ICC se pohybovaly v rozmezí 0,5-0,6. Nejvíce se hodnotě 0,7 přiblížila situace stožení na měkké podložce se zavřenými očima, a to výsledkem 0,643.

Naše měření probíhalo po týdnu, vždy ve stejném čase. Možný nedostatek však lze shledat v pokynech pro probandy, co se týče jejich denní aktivity. Mohla zde hrát úloha únavy, vyčerpání po sportovní aktivitě, nižší motivace, než při prvním měření. Pro příští studii by bylo dobré upozornit probandy na tuto skutečnost.

Hodnotíme-li však výsledky samostatně z prvního a druhého týdně měření, test mCTSIB na Balanční systému Biodex je reliabilní. Stejně tak je uvádí i Parraca et al. (2011), který hodnotil reliabilitu BSB při testování rizika pádu a testu posturální stability. Do studie zahrnul 45 aktivních jedinců ve věku starších 60 let. Z důvodu hodnocení reliability prováděl také měření dvakrát se sedmidenním odstupem. Jeho výsledky udávají koeficient ICC 0,69.

Na základě našich výsledků můžeme říci, že existuje dobrá spolehlivost a opakovatelnost testu m-CTSIB při měření v krátkém časovém úseku a slabá spolehlivost a opakovatelnost při delší prodlevě mezi měřeními. Do budoucna by bylo vhodné provádět hodnocení reliabilitu testu m-CTSIB s větším souborem probandů.

6.4 Diskuze k výzkumným otázkám č. 3, 4, 5 a 6

Shumway-Cook & Woollacott (2007) uvádějí, že u seniorské populace dochází k výraznějšímu spontánnímu vychylování po odstranění vizuálních podnětů při klidném stoji. Na základě statistického zpracování (viz. podkapitola 5.3), kdy byla zjištěna vysoká statistická významnost v hodnocení klidného stoje na pevné podložce s otevřenými a následně zavřenými očima lze s uvedenou publikací souhlasit.

Výzkumná otázka číslo 3 zkoumala, zda je rozdíl v parametru SwI mezi stojem s otevřenými a zavřenými očima na pevné podložce u testu m-CTSIB. Zde jsme zjistili statisticky významný rozdíl mezi danými situacemi ($p=0,00089$) v prvním i druhém týdnu měření. Během prvního týdne jsme zjistili rozdíl průměrných hodnot mezi stojem s otevřenými a zavřenými očima na pevné podložce 0,724, kde vyšší hodnota dosáhla situace stoje se zavřenými očima. Během druhého týdne byl zjištěn rozdíl průměrných hodnot 0,701 s vyšší hodnotou při stoji se zavřenými očima (Tabulka 4).

Podle mého názoru se do výsledků promítá důležitost zrakového systému, jako jedna z důležitých složek pro zajištění posturální stability.

Zrak je však dle Horaka (2006) nejméně důležitý smysl pro kontrolu stability. V publikaci je uvedeno, že za dobrých světelných podmínek, zdravý člověk spoléhá na zrak pouze z 10%. Z 20% dle autora člověk spoléhá na vestibulární aparát, zatímco na propiocepci spoléháme z 70%.

Nastane-li situace, kdy nejsou všechny složky zajišťující posturální stabilitu dostupné, je důležité, aby byl organismus schopen spolehnout se na ostatní systémy a zajistit tak posturální kontrolu (Peterka, 2002).

Čtvrtá vědecká otázka se zaměřila na zjištění rozdílu v parametru “sway index“ mezi stojem na měkké podložce s otevřenými a zavřenými očima. Zde jsme zjistili statisticky významný rozdíl mezi danými stoji ($p=0,00089$).

V prvním týdnu měření byl rozdíl průměrných hodnot mezi stojem na měkké podložce s otevřenými a zavřenými očima 2,161. Vyšší hodnotu zde měl stoj s očima zavřenými. V druhém týdnu měření byla hodnota rozdílu 2,107, s vyšší hodnotou u zavřených očí.

Zde byly hodnoty SwI při otevřených očích vyšší, než v předchozím případě z důvodu měkké podložky, kdy byla snížena závislost na informacích z proprioceptorů a byly zvýšené nároky na zrak a vestibulární aparát.

. Z těchto dvou smyslů má zrak nižší práh dráždivosti při vnímání, prostorových změn. Okohybné svaly mají nenahraditelnou funkci v přednastavení svalového tonu a postury. Jakmile došlo k zavření očí, výsledky se výrazně zhoršily. Proband se zde spoléhal pouze na vestibulární aparát, který je u seniorské populace až o 40% oslaben, oproti mladým lidem.

Fujimoto, Murofushi, Chihara, Ushio, Yamaguchi, Yamasoba, & Iwasaki (2010) uvádějí skutečnost, že při jejich testování a odstranění vizuálních podnětů při stožení na měkké podložce, docházelo také k většímu vychylování těžiště těla, než s očima otevřenými.

V páté otázce byl hodnocen rozdíl v parametru "sway index" mezi stožením na měkké a pevné podložce, vždy s očima otevřenými. Zde jsme zjistili statisticky významný rozdíl mezi danými stoženími ($p=0,00089$). V prvním týdnu měření byl průměrný rozdíl mezi stožením na měkké a pevné podložce s otevřenými očima 0,402, v druhém týdnu měření 0,395. V obou případech byla hodnota SwI vyšší při stožení na měkké podložce. Rozdíl těchto dvou stoženíů poukazyval na závislosti informací z proprioceptorů kloubů, svalů a šlach dolních končetin.

Jakmile je proband postaven na měkkou podložku, klesá schopnost vnímání rozložení tlaku a orientace těla. Dále stoj na měkké podložce způsobuje mechanické stlačení viskoelastické tkáně, což snižuje možnost pohybu v kotníku potřebného pro posturální stabilizaci (Patel, Fransson, Lush, & Gomez, 2008), čímž následně dochází k horším výsledkům při tomto testu.

Šestá vědecká otázka byla zaměřena na zjištění rozdílu ve sledovaném parametru "sway index" mezi stožením se zavřenými očima na měkké a pevné podložce. Zde byl nalezen statisticky významný rozdíl ($p=0,00089$). Během prvního týdne měření byl rozdíl průměrných hodnot SwI 1,839. Vyšší hodnota zde byla při stožení se zavřenými očima na měkké podložce. V druhém týdnu měření byl rozdíl 1,801, s vyšší hodnotou při stožení na měkké podložce se zavřenými očima.

Velké odchylky byly při změně pevné a měkké podložky, nezávisle na zrakové kontrole. Což potvrzuje Horak (2006), který uvádí, že schopnost vyhodnotit informaci, která závisí na sensorickém kortexu, je nenahraditelná. Hraje důležitou roli při udržení posturální stability při změně prostředí.

Ve stáří dochází k horší schopnosti posturálně se adaptovat (Kalvach et al., 2004), což může být také důvodem horších výsledků při změně z pevné podložky na měkkou.

6.5 Diskuze k výzkumným otázkám č. 7 a 8

V otázce č. 7 jsme hodnotili intraindividuální variabilitu posturální stability při provádění testu limitů stability při třech za sebou jdoucích pokusech.

Bylo zjištěno, že koeficienty ICC pro jednotlivé směry testu limitů stability byly vysoké, kdy se hodnoty ICC pohybovaly vždy mezi 0,88-0,96, což lze považovat za velmi vysokou spolehlivost a opakovatelnost testu.

Hinman (2000) využíval test limitů stability s dynamickou platformou ve dvou obtížnostech. Dva pokusy s otevřenými očima a zpětnou vazbou, dvakrát s narušeným viděním polopropustnými brýlemi. Studie zahrnovala 44 probandů ve věku 21-50 let. Probandi měli za úkol přesouvat své těžiště, co nejvíce to šlo v různých směrech, bez změny postavení dolních končetin, či chycení madel přístroje. Výsledné hodnoty ICC při měření LOS testu na BSB udával Hinman (2000) v rozmezí 0,77-0,89.

Velká skupina probandů během měření sama zhodnotila, že jakmile více vědomě zpevnili své tělo, dosahovali lepších výsledků. Souhlasné tvrzení udává ve své práci i Cachepe et al. (2001). Ten zahrnul do své studie dvacet probandů ve věku 23-34 let. Využíval hodnocení dynamické rovnováhy ve dvou úrovních. V úrovni číslo 1, kdy byla platforma nejméně stabilní, a v úrovni 8, kdy byla nejstabilnější.

Pickerill & Harter (2011) uvádějí oproti této studii nižší hodnoty reliability, a to 0,72. Stále lze tyto hodnoty považovat za velice příznivé. Tato studie hodnotila reliability testu LOS s dynamickou platformou mezi 23 probandy s průměrným věkem 23,8 let.

Výsledky testu limitů stability pro jednotlivé směry ukázaly i ve druhém týdnu měření vysoké koeficienty ICC (0,894-0,957).

Otázka č. 8 byla zaměřena na hodnocení intraindividuální variability testu limitů stability ve dvou po týdnu jdoucích měřeních. Při porovnání výsledků testu LOS prvního a druhého týdne měření byla homogenita výsledků ve většině případů dobrá (ICC v rozmezí 0,607-0,864).

Pozorovali jsme, že čím více pokusů proband absolvoval, a začínal u něj probíhat proces motorického učení, tím lepší výsledky měl. Tohle lze vidět u třetích pokusů v každém měření, kdy naměřené hodnoty byly u většiny nejlepší právě v tomto třetím měření. Bylo to pravděpodobně převážně tím, že probandi již věděli, co očekávat a jak úkol provádět.

6.6 Diskuze k výzkumné otázce č. 9

Tato vědecká otázka byla zaměřena na to, zda existuje rozdíl parametru úhel maximálního vychýlení při testu limitů stability mezi muži a ženami. Zde nebyly zjištěny statisticky významné hodnoty, neexistuje tedy rozdíl mezi pohlavím.

Wiśniowska-Szurlej, Ćwirlej-Sozańska, Wilmowska-Pietruszyńska, Wołoszyn, & Sozański (2019) hodnotí posturální stabilitu seniorů na stabilometrické plošině. Výzkumný soubor tvořilo 123 lidí (62 žen a 63 mužů), ve věku 65-85 let. Hodnotili, zda existují rozdíly mezi pohlavím. Nejvíce statisticky významné rozdíly zde pozorovali v přenášení váhy v antero-posteriorním směru, kdy hladina statistické významnosti dosáhla hodnoty 0,04. Při jednotlivých výsledcích se ukázalo, že muži měli výrazně horší parametry v oblasti přemístění těžiště do anteriorních a laterolaterálních směrů. V mé studii nepozorujeme takové odchylky, naopak při porovnání průměrných hodnot anteriorních a laterálních směrů, vidíme velmi podobné výsledky mezi muži a ženami, u mužů v některých případech i hodnoty mírně vyšší.

Statisticky významný rozdíl našli také při hodnocení doby posunu těžiště. Uvedli, že muži byli méně stabilní, než ženy. Tyto výsledky přisuzují involučním změnám mozkových struktur, kdy dochází k úbytku některých adaptivních funkcí a schopností. K těmto změnám začíná docházet dříve u mužů, po 50 roce života.

Studie zahrnující 136 probandů ve věku 60-90 let a hodnotící rozdíly v pohlaví ovlivňující posturální stabilitu zjistila, že muži ve srovnání s ženami mají nižší úroveň udržení posturální stability (Puszczalowska-Lizis, Bujas, Jandzis, Omorczyk, & Zak, 2018). Posturální stabilitu zde testují na posturografu CQ Electronic System. Statisticky významné rozdíly byly pozorovány při vychýlení anteroposteriorním směrem ($p=0,049$). Poukazují na skutečnost, že involuční změny při kontrole rovnováhy zasahují více muže, než ženy.

6.7 Poznatky pro praxi

1. Výsledky testu m-CTSIB ukázaly dobrou homogenitu při opakovaném testování v prvním týdnu pro všechny testované situace, s výjimkou situace první a situace třetí v druhém týdnu měření. Při porovnání výsledků prvního a druhého týdne měření byla však homogenita výsledků slabá.
2. Výsledky testu limitů stability pro jednotlivé směry ukázaly vysokou homogenitu (vysoké koeficienty ICC) při opakovaném testování v prvním i v druhém týdnu měření. Při porovnání výsledků LOS prvního a druhého týdne měření byla homogenita výsledků ve většině případů dobrá.
3. Test limitů stability na Balančním systému Biodex by se mohl využít k hodnocení efektu rehabilitační terapie u osob s poruchou stability stoje.
4. Testy m-CTSIB a LOS obsažené na Balančním systému Biodex by se mohly využít nejen k vyšetření, ale i k terapii u dalších skupin osob. Jako například u starších pacientů v rámci prevence pádů. Dále u neurologických pacientů – stavy po CMP, pacienti s Parkinsonovou chorobou, postižením mozečku, s diabetickou neuropatií, aj. BSB lze využít i u pacientů s bolestí zad, vadným držením těla, či se skoliózou. U ortopedických pacientů po úrazech a operacích na dolních končetinách. Mimo rehabilitaci lze využít BSB také v tréninku sportovců kombinací dynamické a statické stability.

7 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo zjistit intraindividuální variabilitu posturální stability u seniorů, ve věku 60-75 let pomocí Balančního systému Biodex, a to při třech za sebou jdoucích pokusech. Měření se opakovalo dvakrát, s týdenním odstupem.

Měření probíhalo na Balančním systému Biodex. Hodnotily se dva testy. Prvním testem byl modifikovaný test sensorické interakce (m-CTSIB), tento test zahrnoval čtyři různé situace stoje. Druhý byl test limitů stability (LOS).

Výsledky testu m-CTSIB pro jednotlivé testované situace ukázaly dobrou homogenitu v prvním týdnu měření pro všechny testované situace, s výjimkou první a třetí testované situace v týdnu druhém. Při porovnání výsledků prvního a druhého týdne měření byla však homogenita výsledků slabá. Výsledky testu limitů stability pro jednotlivé směry ukázaly vysoké koeficienty ICC v prvním i v druhém týdnu měření. Při porovnání výsledků testu LOS prvního a druhého týdne byla homogenita výsledků ve většině případů dobrá.

Pro spolehlivé a objektivní hodnocení posturální stability stoje je potřeba vycházet z výsledků přístrojových vyšetření, kde jedna z možností je testování na Balančním systému Biodex.

8 Souhrn

Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit intraindividuální variabilitu posturální stability u jedinců ve věku 60 až 75 let, která byla hodnocena pomocí Balančního systému Biodex, při třech za sebou jdoucích pokusech a ve dvou po týdnu jdoucích měřeních.

V teoretické části jsou uvedené poznatky o postuře, posturální stabilitě, stabilizaci a reaktibilitě. Dále jsou popisovány faktory, které mohou ovlivnit posturu, jednotlivé poruchy postury a posturální kontroly. Jsou zde uvedeny jednotlivé složky, důležité pro správnou posturální stabilizaci, kam spadá propiocepce, zrakový a vestibulární systém. Jelikož byla celá diplomová práce vztahovaná k seniorské populaci, nechybí zde ani kapitola s vlivem stáří na posturální stabilitu. Další kapitola se věnuje možnostem hodnocení posturální stability, které mohou být klinické, i přístrojové, s důrazem na možnosti využití Balančního systému Biodex.

V metodické části diplomové práce byl popsán výzkumný soubor a následně i klinické vyšetření, které podstoupil každý proband. Velká část metodiky byla věnována dvěma testům, které byly pro tuto diplomovou práci stěžejní. Jedná se o modifikovaný test senzorické interakce (m-CTSIB) a test limitů stability (LOS).

Výsledky testu m-CTSIB pro jednotlivé testované situace ukázaly dobrou homogenitu (koeficienty ICC nad 0,7) v prvním týdnu měření pro všechny testované situace, s výjimkou první a třetí testované situace v týdnu druhém. Při porovnání výsledků prvního a druhého týdne měření však byla homogenita výsledků slabá (koeficienty ICC v rozmezí 0,505 - 0,643). Výsledky testu limitů stability pro jednotlivé směry ukázaly vysoké koeficienty ICC v prvním týdnu (koeficienty ICC v rozmezí 0,887 – 0,936) i ve druhém týdnu měření (koeficienty ICC v rozmezí 0,894 – 0,957). Při porovnání výsledků testu LOS prvního a druhého týdne měření byla homogenita výsledků ve většině případů dobrá (koeficienty ICC v rozmezí 0,607 – 0,864).

Při hodnocení testu m-CTSIB a srovnání parametrů sway index v jednotlivých situacích mezi sebou, byl zjištěn významný statistický rozdíl. K tomuto byl využit Wilcoxonův párový test.

9 Summary

The goal of this diploma thesis was to assess the intra-individual variability of postural stability in individuals between 60 and 75 years old, which was evaluated with the help of the Biodex Balance System, in three consecutive experiments, and in two measurements which were performed at one-week intervals.

The theoretical part presents knowledge about posture, postural stability, stabilization and reactivity. Factors that can affect posture, individual posture disorders, and postural control are also described. Furthermore, I introduced individual components which are essential for proper postural stabilization, proprioception, visual and vestibular system. Since the whole diploma thesis was related to the senior population, I also included a chapter which deals with the influence of old age on postural stability.

The next chapter concentrates on the possibilities of evaluating postural stability, which can be clinical or instrumental, with emphasis on the possibilities of usage of the Biodex Balance System.

The methodological part of the diploma thesis described the research group and subsequently also the clinical examination which were undergone by all probands. A significant part of the methodology was dedicated to two tests, which were crucial for this diploma thesis. These are a modified sensory interaction test (m-CTSIB) and a stability limit test (LOS).

The results of the m-CTSIB test for the individual test situations demonstrated good homogeneity (ICC coefficients above 0.7) in the first week of measurement for all tested situations, with the exception of the first and third tested situations which were assessed in the second week. Nevertheless, when the results of the first and second weeks of measurement were compared, the homogeneity of the results was weak (ICC coefficients in the range of 0.505 - 0.643). The results of the test of limit of stability for each direction showed high ICC coefficients in the first week (ICC coefficients in the range of 0.887 - 0.936) and in the second week of measurement (ICC coefficients in the range of 0.894 - 0.957). When the LOS test results of the first and second weeks of measurement were compared, the homogeneity of the results was good in most cases (ICC coefficients in the range of 0.607 - 0.864).

When the m-CTSIB test was evaluated and the parameters of the sway index in individual situations was compared, a significant statistical difference was found. This was achieved with the help of the Wilcoxon paired test.

10 Referenční seznam

- Bastlová, P. (2015). *Výběr klinických testů pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Biodex Medical System. (2018). *Balance Systém SD: Návod k použití*. Shirley.
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M. & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Borah, D., Singh, U., Wadhwa, S. & Bhattacharjee, M. (2007). Postural Stability: Effect of Age. *International Journal of Pharmaceutical and Medicinal Research*, 18(1), 7-10.
- Bronstein, A.M., Brandt, T., Woollacott, M.H. & Nutt, J.G. (2004). *Clinical disorders of balance, posture and gait*. London: Arnold.
- Cachupe, W.J.C., Shifflett, B., Kahanov, L. & Wughalter, E.H. (2001). Reliability of Biodex Balance System Measures- *Measurment in physical education and exercise science*, 5(2), 97-108.
- Dawson, N., Dzurino, D., Karleskint, M. & Tucker, J. (2017). Examining the reliability, correlation, and validity of commonly used assessment tools to measure balance. *Health Science Reports*, 1(12), 1-8.
- Didier, J.J., Glave, A.P., Browning, S.J., Fiaud, V. & Weatherway, J. (2014). Reliability of BBS LOS Test at two time points in a healthy population. *Journal of fitness research*, 3(3), 3-7.
- Drnková, Z. & Syllabová, R. (1991). *Záhada leváctví a praváctví*. Praha: Avicentrum.
- Fujimoto, Ch., Murofushi, T., Chihara, Y., Ushio, M., Yamaguchi, T., Yamasoba, T., & Iwasaki, S. (2010). Effects of unilateral dysfunction of the inferior vestibular nerve systém on postrual stability. *Clinical Neurophysiology*, 121(8), 1279-1284. doi: 10.1016/j.clinph.2010.02.149
- 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 Systém Limits of Stability Test Consistent? *Gait & Posture*, 43, 225-227. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.09.028
- Hendl, J. (2012). *Přehled statistických metod*. Praha: Portál.
- Hinman, M.R. (2000). Factors Affecting Reliability o the Biodex Balance Systém: A Summary of Four Studies. *Journal of sport rehabilitation* 9(3), 240-252.

- Horak, F.B., Nashner, L.M. & Diener, H.C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*, 82(1), 167-177.
- Horak, F.B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and aging*, 35(2), 117-121.
- Janda, V., et al. (2004). *Svalové funkční testy* Praha: Grada Publishing.
- Janda, V. & Pavlů, D. (1993). *Goniometrie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
- Kalvach, Z., Zadák, Z., Jiráček, R., Zavázalová, H., Sucharda, P., et al.(2004). *Geriatric a gerontologie*. Praha. Grada Publishing.
- Kalvach, Z., Zadák, Z., Jiráček, R., Zavázalová, H., Holmerová, I., Weber, P., et al. (2008). *Geriatrické syndromy a geriatrický pacient*. Praha: Grada Publishing.
- Karimi, N., Ebrahimi, I., Kahrizi, S. & Torkaman, G. (2008). Reliability of postural balance evaluation using the biodex balance system in subjects with and without low back pain. *Journal of Postgraduate Medical Institute*, 22(2), 95-101.
- Khattar, V.S. & Hathimar, B.T. (2012). The Clinical Test for the Sensory Interaction of Balance. *Otorhinolaryngology Clinics: An International Journal*, 4(1), 41-45.
- Kolář, P., et al. (2012). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Galén.
- Latash, M.L. (2012). *Fundamentals of Motor Control*. Amsterdam: Elsevier.
- Liningner, M.R., Leahy, T.E., Haug, E.C. & Bowman, T.G. (2018). Test-retest reliability of the limits of stability test performed by young adults using neurocom vsr sport. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(5), 800-807.
- Máček, M. & Radvanský, J. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén.
- Maršálek, P. (2014). *Interna a geriatric pro fyzioterapeuty a ergoterapeuty*. Ústí nad Labem: Univerzita Jana Evangelisty Purkyně.
- Matějovská Kubešová, H. (2015). *Vybrané klinické stavy u seniorů: Úskalí diagnostiky a terapie*. Praha: Mladá fronta.
- Montgomery, P.C. & Connolly, B.H. (2003). *Clinical applications for Motor Control*. New Jersey: Slack.
- Nashner, L.M. & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8(1), 135-150.

Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

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 & exercise*, 6(2), 444-451.

Patel, M., Fransson, P.A., Lush, D., & Gomez, S. (2008). The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Gait & Posture*, 28(4), 649-656. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.04.018

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

Pickerill, M.L. & Harter, R.A. (2011). Validity and Reliability of Limits-of-Stability Testing: A Comparison of 2 Postural Stability Evaluation Devices. *Journal of Athletic Training*, 46(6), 600-606.

Puszczalowska-Lizis, E., Bujas, P., Jandzis, S., Omorczyk, J., & Zak, M. (2018). Inter-gender differences of balance indicators in persons 60-90 years of age. *Clinical Interventions in Aging*, 13, 903-912. doi: 10.2147/CIA.S157182

Ruhe, A., Fejer, R., Walker, B. (2010). The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. *Gait & Posture*, 32(4), 436-445. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.012

Sell, T.C. (2012). An Examination, Correlation, and Comparison of Static and Dynamic Measures of Postural Stability in Healthy, Physically Active Adults. *Physical Therapy in Sport*, 13(2), 80-86.

Shaffer, S.W., & Harrison, L.H. (2007). Aging of the Somatosensory System: A Translational Perspective. *Physical Therapy*, 87(2), 193-207

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2007). *Motor control*. Philadelphia. Lippincott Williams & Wilkins.

Sturnieks D.L., George, R., & Lord S.R. (2008). Balance disorders in the elderly. *Clinical Neurophysiology* (38)6, 467-478.

Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121,

Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122-129.

Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Univerzita Karlova.

Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha. Grada.

Waręczak, A. & Lisiński, P. (2019). Does total hip replacement impact on postural stability? *BMC Musculoskeletal Disorders*, 20(1), 1-9. doi: 10.1186/s12891-019-2598-9

Winter, D.A., Patla, A.E., & Frank, J.S. (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical progress through technology*, 16(1), 31-51.

Wiśniowska-Szurlej, A., Ćwirlej-Sozańska, A., Wilmowska-Pietruszyńska, A., Wołoszyn, N., & Sozański, B. (2019). Gender differences in postural stability in elderly people under institutional care. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 21(2), 45-53. doi: 10.5277/ABB-01327-2019-01

11 Přílohy

Příloha 1. Vyjádření Etické komise FTK UP



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 16. 10. 2019 byl projekt diplomové práce

autor: **Bc. Petra Říhová**

s názvem **Hodnocení intraindividuální variability posturální stability u seniorů pomocí balančního systému Biodex**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **51 / 2019**
dne: **29. 10. 2019.**

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

Řešitelka projektu splnila 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 studie (projektu): HODNOCENÍ INTRAINDIVIDUÁLNÍ VARIABILITY
POSTURÁLNÍ STABILITY U PENIORŮ POMOCÍ BALANČNÍHO SYSTÉMU BIODEX

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 důvěrnosti 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.

Podpis účastníka:

Podpis např. fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 3. Anamnestický dotazník

Dotazník

Jméno: _____

Datum narození: _____

Příjmení: _____

Pohlaví: žena muž

Výška: _____

Pravák/levák

Váha: _____

Stalo se vám někdy, že jste v průběhu klasické chůze upadl/a?: ano/ne

pokud ano

- na rovině
- na nerovném terénu
- na schodech
- v důsledku uklouznutí (mokrý podlaha, led, mokrý tráva, ...)
- v bytě (koupelna, sprcha,...)

Nosíte brýle? ano/ne

- pokud ano:

- na blízko
- na dálku

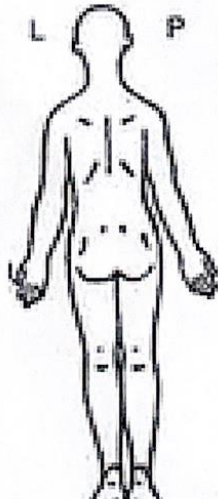
Prodělal/a jste úrazy či operace na dolních končetinách? ano/ne

- pokud ano, jaké? _____

Trpíte točením hlavy? ano/ne

Trpíte vertebrogenními obtížemi? ano/ne

- pokud ano, kde máte bolesti (můžete zakreslit)? _____



Příloha 4. Protokol vyšetření

VYŠETŘENÍ FYZIOTERAPEUTEM:

	PRAVÁ DK	LEVÁ DK
<u>- SVALOVÁ SÍLA:</u>		
Kyčelní kloub: - flexe	_____	_____
- extenze	_____	_____
- abdukce	_____	_____
- addukce	_____	_____
Kolenní kloub: - flexe	_____	_____
- extenze	_____	_____
Hlezenní kloub: - plantární flexe	_____	_____
- dorzální flexe	_____	_____
<u>- DÉLKA DOLNÍCH KONČETIN:</u>		
- funkční	_____	_____
- anatomická	_____	_____
- délka stehna	_____	_____
- délka bérce	_____	_____
<u>- ROZSAH POHYBU</u>		
- kyčelní kloub		
- flexe/extenze	_____	_____
- abdukce/addukce	_____	_____
- kolenní kloub		
- flexe/extenze	_____	_____
- hlezenní kloub		
- plantární flexe/ dorzální flexe	_____	_____
<u>- lateralita na DKK:</u> pravá / levá		

Příloha 5. Potvrzení o překladu

Name and surname of the author: Bc. Petra Říhová

Title of diploma thesis: Evaluation of Intraindividual Variability of Postural Stability in Seniors Using the Biodex Balance System

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Eliša Isabel Dolžetelová, Ph.D.

Year of defense: 2020

Abstract: The goal of this diploma thesis was to assess the intra-individual variability of postural stability in individuals aged between 60 and 75 years; the aim was achieved by means of the Biodex Balance System, in three consecutive experiments and in two weekly measurements. The research group did not evince history of any surgeries, or serious injuries of the lower limbs, or other causes that would disable the execution of the test. The group submitted to two tests; the first was a modified equilibrium sensory interaction test (m-CTSIB), during which the parameter "sway index", or profound deflection, was assessed. The test was performed in four different situations, each lasted 30 seconds and were separated by pauses of 10 seconds. The second test which was executed was the limit of stability test (LOS), in which the parameter of the maximum angle of deflection of the proband was evaluated in eight directions. Both tests were performed three times in the first and the following second week. The results of the m-CTSIB test for the individual tested situations demonstrated good homogeneity (ICC coefficients above 0.7) in the first week of the measurement for all tested situations, with the exception of the first and third test situations in the second week. Nonetheless, when the results of the first and second weeks of measurement were compared, the homogeneity of the results was weak (ICC coefficients in the range of 0.505 - 0.643). The outcomes of the test of limit of stability for each direction showed high ICC coefficients in the first week (ICC coefficients in the range of 0.887 - 0.936) and in the second week of measurement (ICC coefficients in the range of 0.894 - 0.957). When comparing the LOS test results of the first and second weeks of measurement, the homogeneity of the results was good in most cases (ICC coefficients in the range of 0.607 - 0.864). When the m-CTSIB test was evaluated and the parameters of the sway index were contrasted in individual situations, a significant statistical difference was found. To achieve this, the Wilcoxon paired test was used. In conclusion, we can state that to obtain a reliable and objective evaluation of postural stability of standing, it is essential to proceed from the results of instrumental examinations, where testing on the Biodex Balance System represents one of the options.

Key words: intraindividual variability, posture, postural stability, seniors, Biodex Balance System

I agree with the lending of the final thesis within library services.

Summary

The goal of this diploma thesis was to assess the intra-individual variability of postural stability in individuals between 60 and 75 years old, which was evaluated with the help of the Biodex Balance System, in three consecutive experiments, and in two measurements which were performed at one-week intervals.

The theoretical part presents knowledge about posture, postural stability, stabilization and reactivity. Factors that can affect posture, individual posture disorders, and postural control are also described. Furthermore, I introduced individual components which are essential for proper postural stabilization, proprioception, visual and vestibular systems. Since the whole diploma thesis was related to the senior population, I also included a chapter which deals with the influence of old age on postural stability.

The next chapter concentrates on the possibilities of evaluating postural stability, which can be clinical or instrumental, with emphasis on the possibilities of usage of the Biodex Balance System.

The methodological part of the diploma thesis described the research group and subsequently also the clinical examination which were undergone by all probands. A significant part of the methodology was dedicated to two tests, which were crucial for this diploma thesis. These are a modified sensory interaction test (m-CTSIB) and a stability limit test (LOS).

The results of the m-CTSIB test for the individual test situations demonstrated good homogeneity (ICC coefficients above 0.7) in the first week of measurement for all tested situations, with the exception of the first and third tested situations which were assessed in the second week. Nevertheless, when the results of the first and second weeks of measurement were compared, the homogeneity of the results was weak (ICC coefficients in the range of 0.505 - 0.643). The results of the test of limit of stability for each direction showed high ICC coefficients in the first week (ICC coefficients in the range of 0.887 - 0.936) and in the second week of measurement (ICC coefficients in the range of 0.894 - 0.957). When the LOS test results of the first and second weeks of measurement were compared, the homogeneity of the results was good in most cases (ICC coefficients in the range of 0.607 - 0.864).

When the m-CTSIB test was evaluated and the parameters of the sway index in individual situations was compared, a significant statistical difference was found. This was achieved with the help of the Wilcoxon paired test.

Potvrzuji, že jsem přeložila do anglického jazyka abstrakt a souhrn diplomové práce „Hodnocení intraindividuální variability posturální stability u seniorů pomocí balančního systému Biodex“, ve výše uvedeném znění, jejímž autorem je Bc. Petra Říhová.

V Olomouci dne 10. 05. 2020



Bc. Jana Patschová
lektorka & překladatelka
majitelka jazykové školy SPOKEN
IČO: 08516154