Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

# SROVNÁNÍ KLINICKÉHO A PŘÍSTROJOVÉHO HODNOCENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY U SENIORSKÉ POPULACE

Diplomová práce

Autor: Bc. Tomáš Handl, obor fyzioterapie
Vedoucí práce: Mgr. Elisa Isabel Doleželová, Ph.D.
Olomouc 2020

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Tomáš Handl

**Název diplomové práce:** Srovnání klinického a přístrojového hodnocení posturální stability u seniorské populace

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

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

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2020

**Abstrakt:** Cílem této diplomové práce bylo porovnat přístrojové a klinické hodnocení posturální stability u jedinců ve věkovém rozmezí 60 až 75 let. Přístrojové hodnocení bylo realizováno pomocí balančního systému Biodex.

Výzkumný soubor neměl v anamnéze žádné operace, závažná zranění v oblasti dolních končetin nebo jakékoliv další faktory, které by znemožňovaly provedení daných testů či zkreslovaly jejich výsledky. U souboru byly hodnoceny dva klinické a dva přístrojové testy. Z klinických testů byla první provedena modifikovaná verze klinického testu senzorické interakce při udržení rovnováhy (m-CTSIB), při které se hodnotil parametr „sway index“, neboli index vychýlení probanda, a to dvěma fyzioterapeuty nezávisle na sobě. Test byl prováděn ve čtyřech různých modifikacích, kdy každá trvala maximálně 30 sekund. Druhým testem byl test dosahu ve 4 směrech (MDRT). Zde se hodnotila vzdálenost v centimetrech, o kterou se byl daný proband schopen natáhnout, aniž by nadzvedl paty či špičky, udělal krok nebo upadl. Z přístrojových testů byly hodnoceny rovněž m-CTSIB, kdy jednotlivé modifikace trvaly 30 sekund a pauzou 10 sekund, a dále test limitů stability (LOS), u kterého byl hodnocen parametr maximální úhel vychýlení probanda, a to v osmi směrech. Oba testy byly provedeny celkem třikrát, kdy pro potřeby práce bylo pracováno s průměrnou hodnotou jednotlivých testů.

Při porovnávání obou forem m-CTSIB testu byl při hladině statistické významnosti $p < 0,05$ za použití Wilcoxonova párového testu zjištěn statisticky významný rozdíl ve všech směrech s výjimkou MPZO. Při srovnávání MDRT a LOS byla zjištěna pozitivní korelace, relativně slabá statistická významnost se však objevila pouze při testování směry doprava a doleva.

Uvedené klinické testy jsou tedy metodou volby pro rychlé zhodnocení posturální stability při stoji daného jedince. Při vyšetřování zkušenými odborníky jsou klinické formy testů dostačující, chceme-li však získat spolehlivé a objektivní zhodnocení posturální stability stoje, musíme vycházet z výsledků přístrojového testování, kdy jednou z možností je vyšetření pomocí balančního systému Biodex.

**Klíčová slova:** postura, posturální stabilita, hodnocení posturální stability, balanční systém Biodex, senioři

Souhlasím s půjčováním závěrečné práce v rámci knihovních služeb.

**Name and surname of the author:** Bc. Tomáš Handl

**Title of the diploma thesis:** Comparison of Clinical and Instrumental Evaluation of Postural Stability in the Elderly Population

**Department:** Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Education, Palacký University in Olomouc

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

**Year of defense:** 2020

**Abstract:** The aim of this diploma thesis was to compare instrumental and clinical evaluation of postural stability in individuals aged 60 to 75 years. Instrumental evaluation was implemented with the use of the use of Biodex Balance System.

The research group anamnesis showed no history of any surgeries, serious injuries in the lower extremities, or any other factors that would make it impossible to perform the tests or distort their results. Two clinical and two instrumental tests were evaluated for the group. From clinical tests, a modified version of the sensory interaction clinical test was first performed at equilibration (m-CTSIB), during which the parameter "sway index", or index of deflection of the proband, was assessed by two physiotherapists independently of each other. The test was performed in four different modifications, each lasting a maximum of 30 seconds. The second test which was performed was the Multidirectional Reach Rest (MDRT). Here, the distance in centimeters by which the given proband was able to stretch without lifting heels or toes, taking a step or falling, was measured. From the instrumental tests, the m-CTSIB were also evaluated. In these cases, individual modifications lasted 30 seconds with a pause of 10 seconds. Another performed test was the Limits of Stability (LOS), during which the parameter of maximum angle of deflection of the proband was assessed in eight different directions. Both tests were conducted in total of three times. If necessary, the average values of individual tests were used.

When both forms of the m-CTSIB test were compared, a statistically significant difference was found in all directions with the exception of MPZO at the level of statistical significance of $p < 0.05$ with the use of the Wilcoxon paired test. When comparing MDRT and LOS, a positive correlation was found. However, a relatively weak statistical signicance appeared when the right and left directions were tested.

The above-mentioned clinical tests therefore represent the method of choice for rapid assessment of postural stability in a standing position of an individual. When performer by experienced experts, clinical forms of tests are sufficient. On the other hand,

if we want to obtain a reliable and objective assessment of postural stability of a standing position, we must rely on the results of testing conducted by instruments, as for instance the examination using the Biodex Balance System.
**Keywords**: posture, postural stability, assessment of postural stability,Biodex Balance System, elderly population

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

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

V Olomouci dne: .....  .....

Rád bych poděkoval vedoucí diplomové práce Mgr. Elise Isabel Doleželové, Ph.D. za odborné vedení, pomoc a rady poskytnuté při psaní této práce. Dále bych rád poděkoval RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při zpracovávání statistických dat. Také děkuji Mgr. Petře Říhové za pomoc a spolupráci při provádění vlastního výzkumného měření.

# Obsah

Úvod ..... 12

1 Postura ..... 13

1.2 Vymezení pojmů ..... 14

1.2.1 Opěrná plocha, kontaktní plocha, opěrná báze ..... 14

1.2.2 Těžiště, Centre of Gravity, Centre of Pressure ..... 16

2 Posturální funkce ..... 17

2.1 Posturální stabilizace ..... 17

2.1.1 Vnitřní stabilizace ..... 18

2.1.2 Vnější stabilizace ..... 18

2.2 Posturální stabilita ..... 19

2.2.1 Anticipační posturální stabilita ..... 19

2.2.2 Reaktivní posturální stabilita ..... 20

2.3 Posturální reaktibilita ..... 20

3 Principy řízení posturální stability ..... 21

3.1 Hlezenní strategie ..... 21

3.2 Kyčelní strategie ..... 22

3.3 Kroková strategie ..... 22

3.4 Pád ..... 24

3.5 Psychika ..... 24

4 Posturální kontrola ..... 25

4.1 Senzorická složka ..... 26

4.1.1 Zrak ..... 26

4.1.2 Vestibulární aparát ..... 27

4.1.3 Propriocepce a exterocepce ..... 28

4.2 Řídící složka ..... 29

4.3 Výkonná složka ..... 30

5 Vliv antropometrických faktorů a pohlaví na posturální stabilitu .....31
6 Změny v systémech posturální kontroly spojené s věkem .....32
6.1 Muskuloskeletální systém .....32
6.1.1 Svalová síla .....32
6.1.2 Rozsah pohybů .....34
6.2 Neuromuskulární systém .....35
6.2.1 Změny v klidném stoji .....35
6.2.2 Změny ve výběru motorických strategií .....37
6.3 Senzorický systém .....38
7 Způsoby vyšetření posturální stability .....40
7.1 Funkční vyšetření .....40
7.1.1 Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment (POMA) .....41
7.1.2 Berg Balance Scale (BBS) .....41
7.1.3 Timed „Up and Go Test“ (TUG) .....42
7.1.4 Stoj na jedné noze .....43
7.1.5 Funkční test dosahu .....43
7.2 Systémová vyšetření .....43
7.2.1 Balance Evaluation System Test (BESTest) .....44
7.2.2 Mini BESTest .....44
7.3 Přístrojová vyšetření .....45
7.3.1 Posturografie .....45
7.3.2 Sensory Organization Test .....46
7.3.3 Balanční systém Biodex .....47
8 Cíle a hypotézy .....48
8.1 Cíl práce .....48
8.2 Výzkumné otázky .....49
9 Metodika .....49

9.1 Charakteristika vyšetřovaného souboru ..... 49
9.2 Klinické testování ..... 50
9.2.1 m-CTSIB ..... 50
9.2.2 Test dosahu ve 4 směrech ..... 51
9.3 Testování na balančním systému Biodex ..... 52
9.3.1 m-CTSIB na BSB ..... 52
9.3.2 Limits of Stability ..... 53
10 Výsledky ..... 54
10.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1 ..... 54
10.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2 ..... 55
10.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3 ..... 56
10.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 4 ..... 60
10.5 Výsledky k výzkumné otázce č. 5 ..... 61
11 Diskuze ..... 63
11.1 Diskuze k výzkumné otázce č. 1 ..... 64
11.2 Diskuze k výzkumné otázce č. 2 ..... 65
11.3 Diskuze k výzkumné otázce č. 3 ..... 66
11.4 Diskuze k výzkumné otázce č. 4 ..... 67
11.5 Diskuze k výzkumné otázce č. 5 ..... 68
12 Závěr ..... 69
13 Souhrn ..... 70
14 Summary ..... 71
Referenční seznam ..... 72
Přílohy ..... 80

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AC – plocha kontaktu, Area of Contact

AL – úložná plocha, Area of Load

apod – a podobně

AS – opěrná plocha, Area of Support

BBS – Berg Balance Scale

BS – opěrná báze, Base of Support

BSB – balanční systém Biodex

CNS – centrální nervový systém

COG – centre of gravity

COM – těžiště, center of mass

COP – centre of pressure

FTK – Fakulta tělesné kultury

LOS – limits of stability test

m-CTSIB - modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance

MDRT – multidirectional reach test

MPOO – měkká podložka, otevřené oči

MPZO – měkká podložka, zavřené oči

PPOO – pevná podložka, otevřené oči

PPZO – pevná podložka, zavřené oči

TUG – Timed „Up and Go Test“

UP – Univerzita Palackého

# Úvod

Schopnost udržovat posturální stabilitu je nezbytnou dovedností pro fungování jedince v rámci každodenního života. Vyžaduje komplexní integraci senzorických informací týkajících se polohy těla v prostoru a schopnost generovat vhodné motorické reakce k řízení pohybu těla. To zajišťují aferentní vstupy ze zraku, vestibulárního aparátu, propriocepce, exterocepce, a dále kvalitní stav svalového aparátu. Poruchy rovnováhy a balance mohou vznikat v důsledku patologií, jako jsou např. neurologická onemocnění, senzorické deficity nebo svalová slabost. K progresivnímu zhoršování funkce zmíněných systémů však rovněž dochází s rostoucím věkem, kdy svého optima dosahují v mladším dospělém věku a přibližně od 50. roku života se jejich funkce pouze snižují. Tento fakt představuje značný problém spojený s pády a se zraněními, které v jejich důsledku vznikají, a to zejména v regionech světa, kde velkou část populace reprezentují senioři. Každý třetí občan starší 65 let zažije alespoň jednou ročně pád, přičemž 10–15 % těchto pádů vyústí v závažné zranění. Z ekonomického hlediska jsou přímé i nepřímé výdaje na léčbu zranění vzniklých v důsledku pádu vysoké a se zvyšujícím se počtem obyvatel seniorského věku budou stále růst (Sturnieks, St George, & Lord, 2008).

Komplexní klinické zhodnocení posturální stability je důležité jak z diagnostického, tak z terapeutického hlediska. Rovnovážné poruchy mohou mít závažné důsledky rovněž v rámci společenského života. Strach z pádu může skrze omezení fyzických aktivit vést k významné morbiditě, depresím až k postupné sociální izolaci. Z uvedených důvodů je dopad rovnovážných poruch enormní, a to jak z hlediska jedince ve smyslu snížené kvality života, tak z hlediska společnosti (Mancini, & Horak, 2010).

Cílem této diplomové práce je vyjasnit termín posturální stabilita a obeznámit čtenáře s principy jejího řízení a vlivem stárnutí na její funkci. Dále zde bude uveden přehled klinických testů a přístrojových metod, kterými je možné posturální stabilitu hodnotit. Práce obsahuje rovněž výzkumnou část, v rámci které jsou porovnávány výsledky vybraných, v terapeutické praxi běžně využívaných testů, s výsledky přístrojového testování prostřednictvím balančního systému Biodex, a to na populaci zdravých seniorů.

# 1 Postura

Lidské tělo je tvořeno velkým množstvím rozdílných látek. Jsou tuhé, polotuhé, elastické, polotekuté, tekuté, s různou hustotou a různou konzistencí, tedy značně nehomologní. Od zevního prostředí, ve kterém se přirozeně pohybujeme, jsou pak odděleny kožním obalem. Z důvodu pohyblivého obsahu vnitřního prostředí je i tvar těla jako celku nestálý a ve vzpřímené pozici nestabilní (Véle, 2012). Ačkoliv je pozice vzpřímeného stoje na dvou končetinách pro člověka nejtypičtější, nejedná se o synonymum postury, jak bývá někdy milně prezentováno, neboť postura je součástí jakékoliv polohy, například vzpřímeného držení hlavy v poloze na břiše, zvednutí dolních končetin proti gravitaci v poloze na zádech, ale i chůze a dalších způsobů aktivní lokomoce. Termín postura je tedy chápán jako aktivní držení pohybových segmentů těla pro působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová. Zaujetí, a zejména pak udržení, postury (vzpřímeného držení) je základní podmínkou k provedení optimálního pohybu. Postura vždy vyžaduje zpevnění trupu, krku a hlavy, tedy osového orgánu. Zásadní význam hraje chápání postury jako aktivního držení řízeného centrálním nervovým systémem (CNS) na základě určitého programu a realizovaného anatomicky definovaným pohybovým systémem při respektování biomechanických principů. Na biomechanické aspekty postury poukazuje celá řada autorů, jmenovitě například Mensendiecková, Alexandr, Mezièrová či Nissand. Hlavní význam řídícího systému pak ve svém konceptu zdůrazňuje Brügger či Vojta ve formě globálních motorických vzorů. Názory na význam postury a její vztah k pohybu, respektive lokomoci, se liší, ačkoliv zastánci rozdílných pohledů často citují stejný výrok „posture follows movement like a shadow“. Volný překlad by mohl znít „postura následuje pohyb jako stín“, a je tradičně přisuzován R. Magnusovi. Vařeka (2002a) však uvádí, že tento výrok je rozdílně překládán a také přisuzován různým autorům. Nicméně je zřejmé, že postura je přítomna nejen na začátku nebo konci jakéhokoliv cíleného pohybu, ale je i jeho součástí. Během pohybu je posturální systém inhibován fázickým svalovým systémem, který daný pohyb provádí. I v tomto případě však posturální systém hraje svou roli, kdy se významně podílí na udržování plynulosti pohybu, a brání tak výrazným odchylkám a sakadám v jeho průběhu (Kolář, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009; Véle, 1995).

Při hodnocení postury narážíme na problém neexistence normy, neboť různí autoři, kteří se tuto normu snažili definovat, pohlíželi na danou problematiku odlišně. Existuje tradiční hodnocení ideální postury ve vzpřímeném stoji při pohledu z boku. To říká, že

spustí-li se olovnice z tragu, měla by procházet těly krčních obratlů, středem ramenního kloubu, středem hrudníku, skrze těla bederních obratlů, dále středem kyčelního kloubu či nepatrně posteriorně od něho. Nakonec by měla dopadat přibližně 1 cm před zevní kotník (Magee, 2002). Basmajian, & De Luca (1985) pak udávají, že v perfektně nastavené postuře prochází svislá linie při vzpřímeném stoji skrze processus mastoidues, dále bodem přímo před ramenním kloubem, středem kyčelního kloubu, mírně před středem kolenního kloubu a dopadá před kotník. Véle (in Kolář, 2009) však udává, že stanovení jednoho standardu pro správně držení těla je nemožné, neboť pro každého jedince je správné držení těla odlišné. Ke stanovení ideální postury je proto nutno vycházet z biomechanických, anatomických a neurofyziologických funkcí a jejich propojení chápat v kontextu motorického, respektive morfologického vývoje. Magee (2002) správnou posturou nazývá takové nastavení, při kterém je k udržení dané polohy potřeba minimální svalové aktivity, a klouby jsou v centrované pozici, kdy dochází k optimálnímu statickému zatížení díky maximálnímu rozložení tlaku na kloubních plochách.

### 1.2 Vymezení pojmů

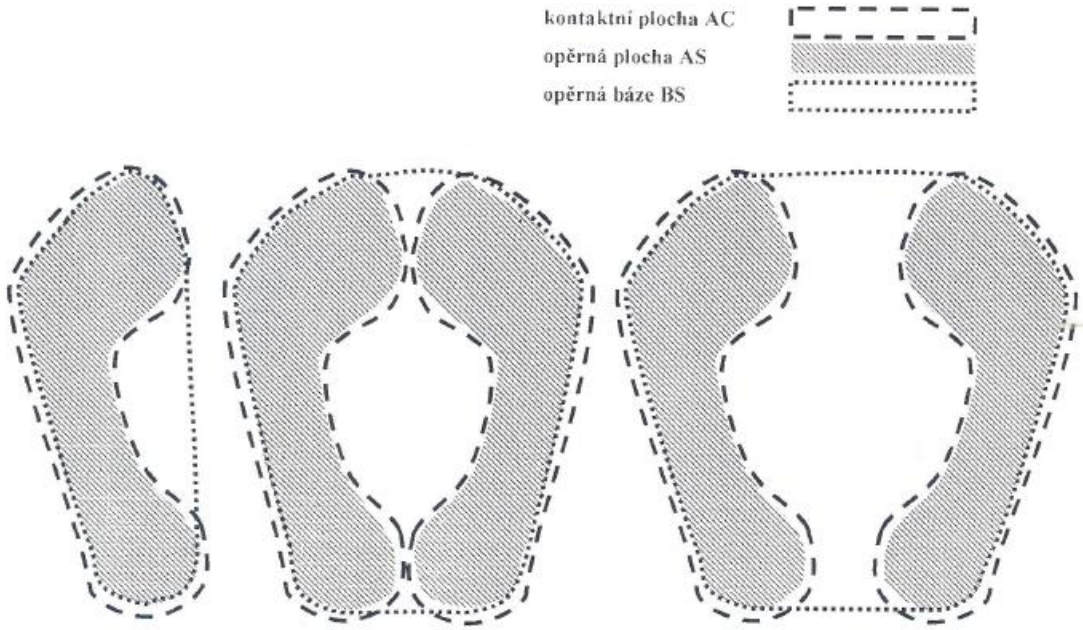
Problematika zajištění vzpřímeného držení u člověka úzce souvisí s pojmem posturální stabilita. Jeho neurčitost vypovídá o tom, že se jedná mimo jiné i o problém terminologický. Řada nejasností je spojena s teoretickými modely, metodikou vyšetření, zpracováním dat či interpretací výsledků. Při studii základních principů posturální stability je důležité používat jednoznačně charakterizované a jasně odlišné termíny (Vařeka, 2002a). To pomůže lepšímu pochopení této problematiky a zabrání šíření častých omylů, z nichž k nejrozšířenějšímu patří záměna COP a těžiště (COM). Proto budou v této kapitoly termíny definovány.

#### 1.2.1 Opěrná plocha, kontaktní plocha, opěrná báze

Opěrná plocha (Area of Support, AS) se dříve definovala jako plocha kontaktu či dotyku podložky s povrchem těla. Následně byla definice zpřesněna. Jedním z důvodů byl fakt, že nemusí jít nutně o „přímý“ kontakt, neboť mezi pevnou podložkou a povrchem těla se může nacházet například část oděvu. Důležitější však je, že k aktivní opoře a kontrole posturální stability se nevyužívá, respektive se ani využít nedá, celá

plocha kontaktu (Area of Contact, AC). AS je tedy jenom část AC, která je v daný okamžik využita k vytvoření opěrné báze.

Opěrná báze (Base of Support, BS, BOS) je definována jako plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi jednotlivých částí AS. Tuto definici je potřeba chápat v souvislosti s opravou a upřesněním definované AS. Stojí-li člověk na jedné dolní končetině, BS přibližně odpovídá AS nebo je mírně větší. Obdobně je tomu při stoji spojném. Při rozkročném stoji dochází ke zvětšování BS za neměnné AS. K největšímu rozdílu ve velikosti BS a AS dochází v pozici vzporu ležmo za rukama, tedy v pozici kliku. Dalším důležitým faktem je, že BS se nachází v rovině kolmé na výslednici působících zevních sil, nemusí tedy být nutně horizontální (Vařeka, 2002a; Shumway-Cook, & Woollacott, 2012). Vztah mezi AC, AS a BS vystihuje Obrázek 1.




*Obrázek 1.* Vztah mezi kontaktní plochou, opěrnou plochou a opěrnou bází (Vařeka, 2002a)

Co se velikosti týče, vyjadřuje vztah mezi zmíněnými termíny jednoduchý vzorec BS ≥ AC ≥ AS. Aktuální velikost a tvar AS a BS jsou určeny jednak anatomickými faktory, jednak také svalovou aktivitou, a tedy činností CNS. Příkladem je tvar a velikost BS při stoji na jedné dolní končetině. Kdyby nebyl možný pohyb v drobných kloubech nohy a hlezenním kloubu, téměř celá plocha plosky by představovala AS. Při zachování pohyblivosti hlezenního kloubu je AS omezena prakticky pouze na část AC před osou tohoto kloubu, což odpovídá i změně v BS. Nikoliv pouze pohyblivost v hlezenním kloubu má vliv na tyto změny, z dalších kloubů nohy to je pohyblivost především

v kloubu subtalárním a Chopartově. Změny BS prostřednictvím propriocepce a exterocepce ovlivňují řízení posturální stability a odráží se v chování celého posturálního systému. Tento mechanismus vysvětluje efekt tzv. reflexní terapie z plosky nohy (Vařeka, 2002a).

Pokud není zorganizován segmentový systém těla, je plocha kontaktu podložky a těla nazývána jako úložná plocha (Area of Load, AL). Jelikož není AL využita k vytvoření BS, neexistuje ani postura ve smyslu řízeného držení. Fyziologicky k tomu dochází pouze zkraje života u novorozence, patologicky pak např. v hlubokém bezvědomí.

### 1.2.2 Těžiště, Centre of Gravity, Centre of Pressure

COM (Centre of Mass, těžiště) je definován jako bod, který leží ve středu celkové tělesné hmotnosti a jeho poloha se určuje na základě váženého průměru COM všech segmentů těla (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, Scholz et al., 2007). Jinými slovy je to hypotetický bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla v globálním vztažném systému. Biomechanicky je možné stanovit těžiště společné a těžiště pro každý segment těla zvlášť i pro zcela bezvládné tělo, z kineziologického hlediska je však možné mluvit o společném těžišti pouze při zaujetí postury. Winter (1995) poukazuje na to, že COM bývá často chybně označováno za COG.

COG (Centre of Gravity) nemá český ekvivalent. Označuje se tak průmět společného těžiště těla do roviny BS. COG má význam pouze ve vztahu k opěrné bázi, a proto nemá smysl se jím zabývat v situacích, kdy BS neexistuje (např. letová fáze běhu). (Blaszczyk, Lowe & Hansen, 1994) uvádějí, že ve statické poloze se musí COG vždy nacházet v opěrné bázi. Vařeka (2002a) však dodává, že ačkoliv je zmíněná podmínka z hlediska biomechaniky i obecné newtonovské mechaniky naprosto nediskutovatelná, překvapivě bývá zpochybňována i odborníky. Jako příklad uvádí, že Pfeiffer (in Vařeka, 2002a) popisuje „rovnovážné reakce, které se snaží, aby se těžiště vrátilo zpět nad základnu“. Jakmile však jednou dojde k vychýlení těžiště (respektive jeho průmětu, tedy COG) mimo základnu (BS), není již z biomechanického hlediska možné, aby došlo pouze působením vnitřních, tedy svalových, sil daného subjektu k návratu do původní pozice. V této situace je možné pouze změnit opěrnou plochu přemístěním plochy kontaktu tak, aby se těžiště (COM) ocitlo opět nad BS a COG v ní.

COP (Centre of Pressure) je definováno jako působiště vektoru reakční síly podložky. V případě dokonale tuhého tělesa je COP shodné s COG. Tím však lidské tělo, tvořené celou řadou segmentů, rozhodně není (Vařeka & Vařeková, 2009). Proto je zásadní chybou ztotožňovat COP s COM či COG, avšak je to doposud běžné. Není však pravda, že COP je na COG, a tedy i na těžišti, zcela nezávislé. Winter (1995) k vysvětlení jejich vztahů v předozadním směru využil model obráceného kyvadla. Z něho vyplývá, že oscilace COP uvnitř opěrné báze jsou výrazně větší než oscilace COG. Na oscilacích se významným způsobem podílí například i vliv kolísající aktivity svalstva bérců a nohou. Příkladem je třeba fakt, že zvýšená aktivita plantárních flexorů posunuje COP dopředu, či že zvýšená aktivita supinátorů nohy jej posunuje laterálně. Tato svalová aktivita je však činností CNS řízena vždy tak, aby těžnice procházela opěrnou bází a COG zůstávalo v BS (Vařeka, 2002a).

# 2 Posturální funkce

V rámci vymezování pojmu postura hovoří Kolář (2009) o třech posturálních funkcích. Konkrétně se jedná o posturální stabilitu, posturální stabilizaci a posturální reaktibilitu.

## 2.1 Posturální stabilizace

Jako posturální stabilizace je chápáno aktivní držení segmentů těla (prostřednictvím svalové aktivity) proti působení zevních sil, zejména proti síle tíhové. Jedná se o centrálně řízený mechanismus. Při statických situacích (sed, stoj, apod.) zajišťuje koordinovaná aktivita agonistických a antagonistických svalů relativní tuhost skloubení, což umožňuje v dané situaci vzdorovat gravitační síle. Takovéto zpevnění segmentů pak představuje základ pro dosažení vzpřímeného držení a následnou lokomoci těla jako celku. Kromě zmíněné svalové koaktivace závisí udržování vzpřímeného držení i na fyzikálních parametrech, jako jsou hmotnost, výška jedince, struktura segmentů, vlastnosti oporné plochy a podobně. Udržení stability ve vzpřímené poloze je tím náročnější, čím více se průmět COP přibližuje okrajům BS (Kolář, 2009).

Posturální stabilizace nepůsobí však pouze proti gravitační síle, nýbrž je součástí všech pohybů, dokonce i izolovaných pohybů např. horní či dolní končetiny. Dle Véleho (2006) se rozlišuje stabilizace na vnitřní a vnější.

### 2.1.1 Vnitřní stabilizace

Vnitřní stabilizaci, též označovanou jako pružnou či segmentovou, provádějí krátké intersegmentální svaly páteře (nazývané jako autochtonní svaly), které tak vytvářejí hluboký stabilizační systém. Jejich citlivé receptory, nacházející se zejména v krční páteři, registrují informace o odchylkách od střední polohy obratlů, díky čemuž mohou být korigovány dřív, než dojde k destabilizaci. Jirout (2004) udává, že k minimálnímu pohybu obratlů v krční páteři dochází už při pouhé představě pohybu, k čemuž dospěl na základě radiologického výzkumu. Důležitou úlohu má v této korekční činnosti nejstarší část mozečku (vestibulocerebellum), která je prostřednictvím spinocerebelárního traktu s proprioceptivními senzory a nucleus vestibularis spojena s motorickými neurony v míše. Tato část posturálního systému přímo koriguje polohu segmentů páteře.

Ke svalům zajišťujícím vnitřní stabilizace bývá obvykle přiřazována bránice spolupracující vzájemně s musculus transversus abdominis a se svaly pánevního dna. Bránice je však specifický sval, který má široký záběr jak v dechové, tak v posturální funkci. Nelze jej jednoznačně zařadit k vnitřnímu stabilizačnímu systému, protože kromě krátkých intersegmentálních svalů spolupracuje i se svaly dlouhými, které již patří do zevního stabilizačního systému (Véle 2006, 2012).

### 2.1.2 Vnější stabilizace

Vnější stabilizace se též označuje jako sektorová či celková. Je zajištěna silnými dlouhými záběrovými svaly, které se táhnou přes celou páteř a udržují pohybovou stabilitu jednotlivých segmentů těla, ale i těla jako celku. Souhrnně se označují jako errectores trunci. Jejich hlavní úlohou je schopnost vyvinutí značného úsilí po krátkou dobu, aby se zabránilo destabilizaci s možným pádem. Aktivují se dle potřeby v situacích, jestliže poloha těla již není ve středním vyrovnaném postavení.

Oba zmíněné stabilizační systémy, včetně bránice, spolupracují s dalšími dýchacími svaly. Navzájem se doplňují a řídí tak stabilizaci (nebo lépe jistou polohu) těla. Posturální funkce je velice koordinovanou a integrující funkcí, proto by neměla být rozdělována do oddělených kategorií na podkladě morfologického dělení svalů. Dnes stále používanější termín „hluboký stabilizační systém“ se stává jakousi zaklínací formulí fyzioterapeutů, na kterou se dá všechno svádět a která odvádí od integrujícího aspektu na posturální a dechovou motoriku (Véle 2006, 2012).

### 2.2 Posturální stabilita

Sousa, Silva, & Tavares (2012) definovali posturální stabilitu jako schopnost kontrolovat těžiště ve vztahu k opěrné bázi. Člověku umožňuje zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu. Shumway-Cook a Woollacott (2007) označují termíny posturální stabilita a balance za synonyma, kdežto Vařeka (2002a) označuje balanci společně s pojmem rovnováha za soubor statických a dynamických strategií, které slouží k zajištění posturální stability, mezi které patří tzv. postojové a vzpřimovací reflexy. Ačkoliv při zaujetí statické polohy (sed, vzpřímený stoj, apod.) nedochází ke změně polohy těla jako celku, jsou v ní zahrnuty i děje dynamické. Zaujetí stálé polohy totiž není statický stav, nýbrž se jedná o proces čelící přirozené labilitě pohybové soustavy. Spíše než o jednorázové zaujetí polohy se tedy jedná o kontinuální zaujímání stálé polohy. Tento stav se dá též označit jako klidová posturální stabilita.

Pro posturální stabilitu ve statické poloze platí základní podmínka, a sice že se COM musí v každém okamžiku promítat do BS (nemusí se však promítat do AS). Stabilita je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze (BS) a hmotnosti. Nepřímo úměrná je výšce COM nad BS, vzdáleností mezi průmětem COM do BS a středem BS a sklonu opěrné plochy k horizontální rovině. Platí zde přímá úměra čím labilnější poloha, tím větší nárok na aktivitu posturálního systému. Nejvyšší aktivitu vykazuje v poloze vzpřímeného stoje, kdy se těžiště nachází relativně vysoko nad opornou bází, představovanou chodidly. Menší aktivita je vykazována vsedě, kdy se COM nachází blízko oporné báze, kterou jsou v dané situaci sedací hrboly, případně stehna. Nejmenší aktivita je na posturální systém kladena v poloze vleže (Véle, 1995). Pokud se během statické zátěže nepromítá vektor tíhové síly do opěrné báze, je zmíněná podmínka porušena. V takové situaci je nutná značná svalová síla pro udržení rovnováhy. Tento nerovnovážný stav je zpočátku schopna korigovat vyšší svalová aktivita. Pokud však nerovnovážný stav i nadále přetrvává, dochází postupně k rozvoji bolesti, případně až ke vzniku deformit (Kolář, 2009).

#### 2.2.1 Anticipační posturální stabilita

Anticipační posturální stabilita či proaktivní modalita posturální stability je rovněž aktivní proces, při kterém dochází k tzv. dopředné posturální adaptaci (feedforward). Funguje na principu přednastavení svalového tonu, které vychází z očekávaných pohybů

tělesných segmentů, a s tím spojeným posunem COM. Za fyziologických podmínek je ztrátě rovnováhy či případnému pádu zabráněno automatickou aktivací stabilizačních svalů ještě před začátkem volního pohybu. Pro aktivaci anticipační strategie je nezbytné splnit výše zmíněnou podmínku, tedy aby podnět byl očekávaný. Na charakter anticipační strategie má významný vliv předešlá zkušenost či opakování prováděného pohybu nebo činnosti (Alexandrov, Frolov, Horak, Carlson-Kuhta, & Park, 2005; Shumway-Cook, & Woollacott, 2007).

### 2.2.2 Reaktivní posturální stabilita

Termín reaktivní posturální stabilita představuje proces udržování COM v BS, případně navrácení COM do BS, dojde-li k jeho vychýlení v důsledku působení destabilizujících impulzů. Jak již bylo zmíněno, vzpřímená poloha klade značné nároky na posturální aktivitu z důvodu vysoce situovaného COM a relativně malé BS. K udržení stabilní polohy ve vzpřímeném stoji se uplatňují pohybové strategie. Tato problematika je podrobněji probrána v kapitole 3. Principy řízení posturální stability.

## 2.3 Posturální reaktibilita

Posturální reaktibilita je reakční stabilizační funkce, která vzniká při každém pohybu segmentu těla náročném na silové působení. Například při zvedání břemene či pohybu končetinou proti odporu je vždy generována kontrakční svalová síla, která je nutná pro překonání odporu. Tato síla je následně převedena na momenty sil v pákovém segmentovém systému lidské těla a vyvolá reakční svalovou sílu v celém pohybovém aparátu. Účelem této je reakce je zpevnit jednotlivé pohybové segmenty (klouby), a tím získat co nejstabilnější punctum fixum. Vytvoření punctum fixum znamená, že jedna úponová část svalu se zpevní vlivem zpevňovací aktivity jiných svalů, aby druhá úponová část svalu mohla provádět pohyb v kloubu. Část vykonávající pohyb se označuje jako punctum mobile. Potřebná tuhost spojení několika anatomických segmentů je dosažena nejen koordinovanou aktivitou agonistů a antagonistů, ale i dalších svalových skupin. Žádný cílený pohyb není možné provést bez úponové stabilizace svalu, tj. zajištění potřebné tuhosti kloubního segmentu v úponové oblasti (Kolář, 2009).

# 3 Principy řízení posturální stability

Klidný vzpřímený stoj není „klidný“ z hlediska neurální kontrolních procesů, neboť i během tohoto stoje je aktivní celá řada mechanismů. Stoj na místě je charakteristický mírnými výkyvy, v anglicky psané literatuře označovanými jako „sway“. I když jedinec nevykazuje známky lokomoce, kosterní nastavení ve spojení s aktivitou a tonem posturálního svalstva není dostačující k udržení stabilní polohy. K jejímu udržení jsou proto využívány tzv. pohybové strategie. Vařeka (2002b) je rozděluje na statické a dynamické. Statickou strategii představují např. rovnovážně reakce, jejichž prostřednictvím se řídící systém snaží udržet posturální stabilitu při nezměněné ploše kontaktu (AC). Tyto strategie se označují jako hlezenní a kyčelní. Dojde-li v labilní poloze k překročení hranice bezpečného udržení COP (a COG) v BS, je řídícím systémem zvolena dynamická strategie k obnovení posturální stability. Ta je spojena s částečným přemístěním AC, například úkrokem, proto je tato strategie označována jako kroková (Horak, 2006; Shumway-Cook, & Woollacott 2007, Vařeka, 2002b).

## 3.1 Hlezenní strategie

Hlezenní strategie se využívá při vzpřímeném stoji na pevné podložce ke kontrole drobných výchylek v anteroposteriorním (předozadním) směru, kdy frekvence těchto výchylek nepřesahuje 1 Hz (Creath, Kiemel, Horak, Peterka, & Jeka, 2005; Horak, & Kuo, 2000). Dle již zmíněného modelu obráceného kyvadla je v předozadním směru udržována rovnováha především aktivitou plantárních a dorzálních flexorů hlezenních kloubů. Při výkyvu (sway) dopředu dochází k aktivaci musculus gastrocnemius, která je následována kontrakcí hamstringů a paraspinálních svalů, jenž udržují kyčelní a kolenní klouby v extendované pozici. Bez této synergistické svalové kontrakce by točivý moment gastrocnemiu v hleznu vyústil v dopředný pohyb trupu vůči dolním končetinám. Při výkyvu směrem dozadu je nejprve aktivován musculus tibialis anterior, následovaný kontrakcí musculus quadriceps femoris a břišních svalů. Z uvedeného vyplývá, že sekvence zapojování jednotlivých svalů postupuje distoproximálním směrem. Vařeka (2002b) upozorňuje, že při snožném stoji nemají obě hlezna stejnou osu pohybu, a kontrola je tak i bez přítomnosti zjevné patologie asymetrická. Toto tvrzení dokládá na základě současného použití dvou tenzometrických plošin, které umožňuje sledovat nezávisle levostrannou a pravostrannou kontrolou COP v předozadním směru. Využití

hlezenní strategie je podmíněno intaktním rozsahem pohybu a adekvátní svalovou silou v kotnících (Shumway-Cook, & Woollacott, 2007).

### 3.2 Kyčelní strategie

Tato strategie je k udržení stability využívána v případě větších, rychlejších pertubací nebo v situacích, kdy jedinec stojí na podložce, která je svým rozměrem stejná či užší než chodidlo (např. kladina) (Horak, & Nasher, 1986). Uplatňuje se tehdy, kdy svalová síla vyprodukovaná flexory kotníku není dostatečná k udržení rovnováhy. Tento mechanismus se uplatňuje oproti předešlému nejenom v anteroposteriorním směru, ale i v mediolaterálním. Shumway-Cook a Woollacott (2007) i zde popisují typickou synergistickou aktivitu svalů. Synergie je definována jako funkční spojení několika svalových skupin, které jsou nuceny pracovat jako jeden celek. Nejprve se aktivují flexory trupu, následují flexory kyčelního kloubu (m. quadriceps femoris). Při ještě větších nárocích na udržení stability se aktivují musculus gastrocnemius a soleus. Při vychýlení vzad dochází k aktivaci paravertebrálních svalů a následně hamstringů. Při kyčelní strategii je tedy sekvence zapojování svalů proximodistální. V případě mediolaterálního směru je zachování stability realizováno kontrakcí abduktorů stojné dolní končetiny a adduktorů druhostranné dolní končetiny (Horak, & Kuo, 2000).

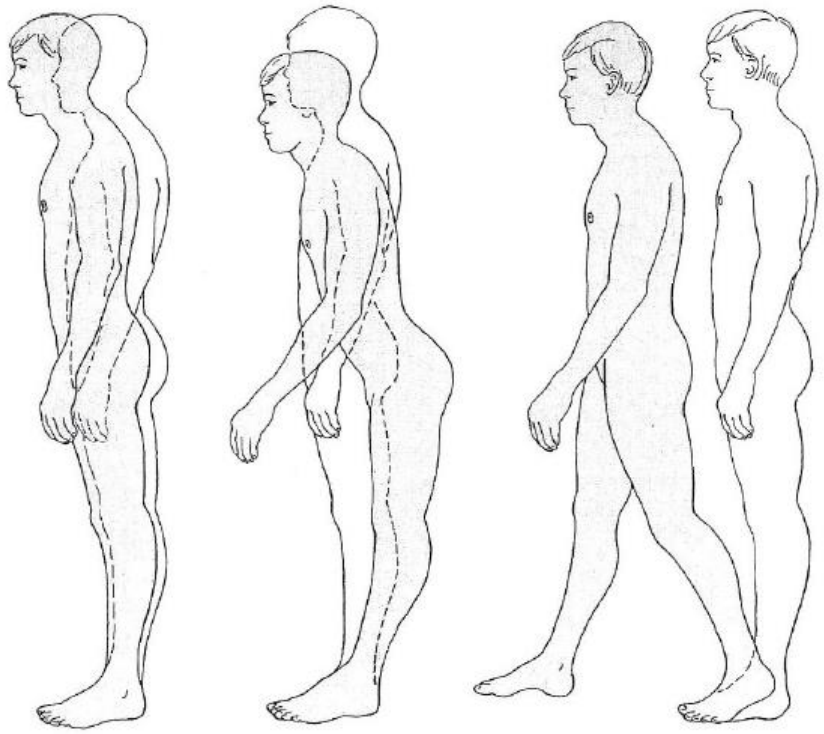
Z kliniky vyplívá, že stranová stabilita je podstatně lepší než předozadní stabilita. To je dáno anatomicky podmíněnou volností pohybu dolních končetin, která je do stran podstatně omezenější než ve směru předozadním. Vysoká volnost pohybu spolu s malou stabilitou v sagitální rovině souvisí se skutečností, že v této rovině probíhá přirozená lokomoce. S přihlédnutím k omezené ploše chodidel je rovněž účinnost svalů hlezna podstatně menší (moment síly se pohybuje kolem 10 Nm), než účinnost svalů kyčle (100 Nm). Proto je využití hlezenní strategie omezeno výhradně na situace klidného stoje bez výraznějšího působení zevních sil. Při větším působení zevních sil se již zapojují svaly kyčelního kloubu a přechází se na strategii kyčelní (Vařeka, 2002b).

### 3.3 Kroková strategie

Stejně jako kyčelní, je i kroková strategie využívána v reakcích na nenadálé, veliké či rychlé odchylky od stabilní polohy. Uplatňuje se však až v případě, kdy statické strategie nejsou schopny bezpečně udržet COM (a COG) v BS. První aktivovanou svalovou skupinou jsou zde abduktory stojné dolní končetiny, nejčastěji tensor fasciae

latae, a druhostranný musculus tibialis anterior. Kroková strategie je obvykle spojená s přenesením váhy na stojnou končetinu, aby byla uvolněna opačná končetina k vykročení (Horak, & Kuo, 2000). Ačkoliv se zmíněná strategie nazývá kroková, nemusí být nutně krok udělán. Tato dynamická strategie totiž funguje na principu částečného přemístění AC, kterého může být dosaženo například i chycením se pevné opory (Vařeka, 2002b).

Všechny zmíněné pohybové strategie názorně vystihuje Obrázek 2.



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

Obecně dochází při běžných aktivitách ke kombinaci všech pohybových strategií. Na základě vnějších podmínek, záměru, zkušeností a očekávání je člověk schopný ovlivnit typ a rozsah konkrétní strategie k udržení rovnováhy. Anticipační posturální strategie mohou rovněž, ještě než dojde k volnímu pohybu, napomoci udržet stabilitu kompenzací očekávané destabilizace spojené s pohybem končetin. Jedinci se špatně koordinovanými automatickými posturálními reakcemi vykazují špatnou posturální stabilitu v reakcích na změnu působení zevních sil. Naproti tomu jedinci se špatně koordinovaným anticipačním posturálním nastavením jsou posturálně nestabilní během vůli iniciovaných pohybů (Horak, 2006; Shumway-Cook, & Woollacott, 2007).

### 3.4 Pád

Je-li řídícím systémem daná situace vyhodnocena tak, že již není možné posturální stabilitu udržet pomocí statických strategií nebo ji znovu získat prostřednictvím strategie dynamické, uplatní se program řízeného pádu. S tím jsou spojeny i pohyby horních končetin ve směru pádu, jejichž účelem je zmírnění dopadu nebo ochránění obličeje a hlavy.

Termínem „obranné reakce pádu“ jsou označovány konkrétní pohyby horních končetin, které jsou natahovány na opačnou stranu, než na kterou je vychylováno těžiště. Jejich smyslem však není ochrana před následky pádu, nýbrž snaha o udržení COM v BS. Principiálně se tedy jedná o statickou strategii udržení posturální rovnováhy, která má pádu zabránit, a nikoliv bránit nárazu v rámci již probíhajícího pádu.

Podmínkou pro uplatnění programu řízeného pádu je kvalitní pohybová koordinace, kterou velmi dobře ovládají např. volejbalisté či judisté. Na druhou stranu je však z praxe známo, že jedinci, kteří nemají ve svůj pohybový systém důvěru, často vědomě volí více či méně řízený pád i v situacích, které by ostatní balančně zvládli pomocí pohybových strategií. Tato volba je zcela racionální obranou proti nezamýšlenému nebo neřízenému pádu. Starší lidé však mívají velké obavy před následky jakéhokoliv pádu. Z toho důvodu se snaží o znovunabytí rovnováhy dynamickými strategiemi i v situacích, kdy je to z hlediska kvality struktury a funkce jejich pohybové soustavy nereálné. Dochází potom k neřízenému pádu, který má veliká rizika závažných následků. U starší populace jsou více než poloviční příčinou všech úrazů.

Balanční cvičení (tedy statické strategie) jsou spolu s nácvikem obranných reakcí pádu součástí řady facilitačních rehabilitačních technik, které jsou běžně v terapii využívány. Oproti tomu je nácvik řízeného pádu opomíjen, zejména z přirozeně oprávněných obav z poškození pacienta. Zvládnutí jeho techniky by však spolu s dobře vytvořenou metodikou a vybavením vhodnými pomůckami mohlo zvýšit bezpečnost lokomoce u starších jedinců, a to jednak snížením počtu závažných následků neřízených pádu, jednak získáním větší sebedůvěry a jistoty při běžné lokomoci (Vařeka, 2002b).

### 3.5 Psychika

Vliv psychiky má podstatný vliv na držení těla. Má značný dopad i na výběr vhodného programu k udržení či obnovení posturální stability, na vymezení hranic přechodu mezi rozdílnými strategiemi nebo využití řízeného pádu. Bylo například

prokázáno, že během stoje na vyvýšené plošině probandi podvědomě „utužují“ kontrolu pohybu těžiště a zároveň se výrazněji projevuje anticipace. Pokud se jednotlivec do určité míry soustředí, může tím svou stabilitu zlepšit. Nadměrná psychická tenze je však kontraproduktivní. Jestli-že proband předem vykazuje známky obav či stresu z nezvládnutí nastávající situace, vede tento stav k nadměrnému svalovému napětí, které následně ruší potřebnou koordinaci. K tomu však dochází i u zdravých lidí, např. při prvním stoji na lyžích či bruslích, při stoji na okraji propasti a podobně (Vařeka, 2002b).

# 4 Posturální kontrola

Posturální kontrola je komplexní motorická dovednost, jejímž smyslem je řízení pozice těla v prostoru pro účely posturální stability a orientace. Posturální orientace je definována jako schopnost udržet odpovídající a vhodný vztah mezi jednotlivými segmenty těla prostřednictvím svalového tonu, a vztah mezi tělem jako celkem a vnějším prostředím k vykonávání úloh (Horak, 2006). Pro vykonání většiny funkčních úkonů preferuje člověk vzpřímenou pozici těla. Proces udržení vertikální orientace závisí na stálé aferentaci z vestibulárního, somatosenzorického a zrakového systému. Informace z těchto systémů musí být následně zpracovány v mozkovém kmeni, mozečku, bazálních gangliích a kortexu. Na základě vyhodnocení informací a vytvoření schématu v daných částech centrálního nervového systému jsou poté řízeny pohyby zajišťující posturální reakce (Kolář, 2009). Posturální kontrola je tedy komplexní interakce muskuloskeletálního a nervového systému. Mezi komponenty muskuloskelálního systému jsou zahrnuty rozsah pohybu v kloubech, flexibilita páteře, vlastnosti a charakteristika svalů či biomechanické vztahy jednotlivých segmentů těla (Shumway-Cook, & Woollacott, 2012).

Posturální kontrola zajišťující stabilitu a orientaci je rovněž nezbytnou součástí úkonů, v rámci kterých se tělo pohybuje (např. chůze). Během chůze nezůstává COM v BS, a tělo tak setrvává v neustálém stavu nerovnováhy. Aby se zabránilo pádu, je během pohybu vpřed švihová noha umístěna vzhledem k COM dopředu a laterálně, čímž je zajištěna kontrola těžiště ve vztahu k pohybující se BS (Shumway-Cook; & Woollacott, 2012).

### 4.1 Senzorická složka

Centrální nervová soustava musí vyhodnocovat informace ze senzorických receptorů rozmístěných po celém těle dříve, než může určit pozici těla v prostoru. Převážná většina autorů se shoduje, že zásadní význam mají v rámci zajištění posturální stability tři složky, a sice zraková, vestibulární a proprioceptivní. Každý z těchto smyslů poskytuje CNS specifický typ informace o poloze a pohybu těla (Shumway-Cook, & Woollacott, 2012). Názory na jejich podíl se však různí, kdy někteří vyzdvihují úlohu vestibulárního systému, jiný úlohu zraku. Pomocí experimentálních prací bylo zjištěno, že v rámci udržení posturální stability během klidného stoje má rozhodující podíl propriocepce. Toto tvrzení dokládá např. Horak (2006). Ta udává, že při stoji na pevné podložce za dobrých světelných podmínek spoléhá zdravý člověk ze 70 % na informace z proprioceptorů, z 20 % z vestibulárního aparátu a pouze z 10 % ze zraku. Ne vždy jsou však informace ze všech zmíněných smyslů dostupné či přesné. Z tohoto důvodu musí být posturální systém schopný určitým způsobem zajistit kontrolu vzpřímeného stoje za rozdílných podmínek zevního prostředí (Peterka, 2002). Například při stoji na nestabilní podložce rostou nároky na vestibulární aparát a zrak, naopak závislost na informacích z proprioceptorů klesá. Schopnost vyhodnocovat a přehodnocovat informace závisející na senzorickém kontextu je nezbytná pro udržení posturální stability při přechodu z jednoho prostředí do jiného, např. sejdeme-li ve večerních hodinách z dobře osvětleného chodníku na trávou porostlou, šerou zahradu (Horak, 2006).

Vařeka (2002b) dodává, že velice často bývá přehlížena účast exterocepce na posturálním řízení. Konkrétně informace z Meissnerových a Ruffiniho tělísek jsou důležité k identifikaci míst s rozdílným zatížením a tedy i polohy COP. Dále jsou důležité pro kontrolu tření, jež je velice významným faktorem při zajištění posturální stability.

#### 4.1.1 Zrak

Vstupní informace ze zrakového aparátu jsou důležitým zdrojem informací k řízení posturální kontroly. Jakožto „distanční“ receptor má zrak zásadní úlohu při celkové orientaci v prostoru, ale hlavně při anticipaci změn působení zevních sil a při pohybu. Je i důležitým zdrojem informací ve vztahu k poloze a pohybu hlavy v tom smyslu, že při pohybu hlavy dopředu je zrakem registrován pohyb okolních objektů opačným směrem (Shumway-Cook, & Woollacott, 2012; Vařeka, 2002b). Vizuální vstupy v sobě zahrnují informace jak z periferního, tak z přímého (tzv. foveálního) vidění. Paillard (in Ellen, &

Thinus-Blanc, 1987) uvádí, že pro udržování posturální stability jsou důležitější vjemy z periferního vidění.

Mezi běžně známé fakty patří, že slepí lidé jsou při udržování posturální stability méně stabilní, tedy mají větší výchylky COP v BS (mají větší sway). Rovněž lidé bez poruchy zraku se „kývají“ více se zavřenýma očima, než s otevřenýma. Z uvedeného tedy vyplívá, že zrak se podílí na kontrole posturální stability (Schmidt, Lee, Winstein, Wulf, & Zelaznik, 2019). Poměr velikosti kývaní během stoje s otevřenýma očima ku stoji se zavřenýma se nazývá „Rombergův kvocient“. V klinické praxi se frekventovaně využívá právě k měření míry stability (Shumway-Cook, & Woollacott, 2012).

Zajímavý pokus učinili vědci ve Skotsku. Vytvořili „pohyblivý pokoj“; místnost, jejíž stěny se mohly pohybovat nezávisle na podlaze směrem dozadu a dopředu. Při několikacentimetrovém pohybu stěny směrem proti stojícímu probandovi docházelo k následujícímu. U neurologicky intaktních dospělých jedinců se zvýšil sway směrem dozadu. U seniorů byla jeho hodnota podstatně vyšší, u malých dětí dokonce docházelo až ke ztrátě balance ve formě posazení se. To by mohlo být vysvětleno nižší schopností zpracovávat informace z chodidel a kotníků, a tedy vyšší mírou spoléhání se na zrakové vjemy. Naopak, při pohybu stěny směrem od probandů se zvýšil sway směrem dopředu, u dětí nezřídka docházelo ke klopýtnutí či pádu. Znovu autoři zdůrazňují, že podlaha byla během experimentu fixní, takže pohyb stěny nemohl mít vliv na pozici probanda z mechanického hlediska. Jako rozumné vysvětlení se tedy naskýtá vliv změny optického toku a optického pole. Jestli-že jedinec využíval zrakové podněty jako zdroj informací k udržení stability, stěna přibližující se blíže k očím mohla evokovat pocit pádu dopředu, a proto došlo ke kompenzačnímu pohybu směrem dozadu (Lee, & Aronson, 1974).

### 4.1.2 Vestibulární aparát

Tento aparát se nachází ve středním uchu. Jeho receptory citlivě reagují na pohyby a změny polohy hlavy z vertikální pozice. Na základě informací pouze z vestibulárního aparátu však není CNS schopný vytvořit si přesný obrázek o pohybu těla v prostoru. Například nedokáže rozlišit mezi předklonem hlavy vůči nepohyblivému trupu a celkovým předkloněním se dopředu pouze na základě aferentace z vestibulárního aparátu (Shumway-Cook, & Woollacott, 2012). I proto některé studie zpochybňují význam těchto informací v rámci vnímání výkyvů COP během udržování posturální stability při klidném stoji (Fitzpatrick, & McCloskey, 1994).

Při poškození vestibulární aparátu bývá základním subjektivní příznakem závrať neboli vertigo. Popisuje se jako iluze pohybu okolí nebo iluze pohybu dané vlastní osoby v prostoru. Typickým průvodným jevem jsou vegetativní poruchy jako pocení, nauzea či zvracení. Objektivně se vyskytuje nystagmus, tonické úchylky končetin a trupu a poruchy rovnováhy. Porucha rovnováhy způsobená vestibulárním aparátem se projevuje zejména při chůzi, konkrétně odchýlením se od přímého směru. Výrazněji se projevuje při zavřených očích (Ambler, 2011).

### 4.1.3 Propriocepce a exterocepce

Začne-li docházet ke ztrátě rovnováhy ve vzpřímeném klidném stoji, i nepatrný pohyb v kloubech z ideálního postavení je zaznamenán buď receptory umístěnými právě v kloubech, nebo receptory ve svalech jdoucích přes daný kloub, v optimálním případě oběma typy receptorů. Navíc může také docházet k taktilnímu rozruchu z oblasti chodidel či palců, který funguje rovněž jako indikátor ztráty balance. Každý z těchto receptorů, ať už sám či v kombinaci s ostatními, může myslitelně poskytnout impulz k tomu, aby si jedinec uvědomil ztrátu rovnováhy, a zároveň může poskytnout základ k iniciaci korekčních mechanismů (Schmidt et al., 2019). Somatosenzorický systém tedy poskytuje informace vztahující se k poloze těla v prostoru, a sice prostřednictvím proprioceptorů a exteroceptorů.

Proprioceptory se nacházejí ve svalech, šlachách a kloubech a informují CNS o pozici končetin, těla a svalovém rozpětí či natažení. Mezi hlavní dva typy receptorů, které poskytují komplexní informaci o stavu svalů, patří svalová vřetýnka a Golgiho šlachová tělíska. Svalová vřetýnka jsou lokalizována mezi jednotlivými vlákny masité části svalu a nejaktivnější jsou v situaci, kdy dochází ke svalovému protažení. Golgiho šlachová tělíska se nachází s místě, kde přechází sval ve šlachu. Nejvíce jsou aktivní při svalové kontrakci. Jedná se o vysoce citlivé receptory, které dokáží zaregistrovat sílu menší než jedna desetina gramu (Houk, & Henneman, 1967). Každý kloub je obklopen kloubním pouzdrem, které je primárně zodpovědné za udržování lubrikační tekutiny v kloubu. V tomto pouzdru jsou pevně umístěny kloubní receptory. Největší koncentrace je v místech, kde se kloubní pouzdro při pohybu nejvíce protahuje. Informace z kloubních receptorů jsou vysílány v závislosti na vykonávaném směru pohybu v kloubu a na jeho rozsahu. Rovněž se objevuje rozdíl v intenzitě vysílaných informací při pasivním a aktivním pohybu (Schmidt et al., 2019). Jak již bylo zmíněno výše, proprioceptory mají

rozhodující podíl při udržování posturální stability v klidném stoji. Simoneau, Ulbrecht, Derr, & Cavanagh (1995) dokonce tvrdí, že vyřazení propriocepce má horší dopad, než současné vyřazení zraku a vestibulárního aparátu.

Exteroceptivní informace se odvozují z různých typů receptorů v kůži a podkoží. Nejdůležitějším typem kožních receptorů pro udržování posturální stability jsou Meissnerova tělíska, vnímající lehké vibrace ve frekvenčním rozsahu 10-50 Hz, a Merkelovy disky. Z hlouběji uložených receptorů jsou to poté Ruffiniho a Vater-Paciniho tělíska (Latash, 2008b).

### 4.2 Řídící složka

Informace přicházející ze zmíněných složek zpracovává centrální nervový systém, sestávající z mozku a míchy. Na základě vyhodnocení všech aferentních vstupů dokáže vytvořit přesný obraz o poloze a pohybu těla i okolního prostředí. Rovnováha je řízena značným množstvím struktur CNS. Vstupní signály do korových neuronů přicházejí však převážně z thalamických jader, která přenáší informace z míchy, bazálních ganglií, mozečku a parietální a frontální oblasti kortexu.

V mozkovém kmeni sídlí vestibulární jádra. V těchto jádrech jsou analyzovány informace z vestibulárního aparátu, retikulární formace či mozečku. Vestibulární jádra též bývají nazývána jako jádra rovnovážná, neboť představují hlavní koordinační centrum celého rovnovážného systému. Z kmene vedou důležité dráhy tractus vestibulospinalis a tractus rubrospinalis, jež se podílejí na řízení rovnováhy a pohybu končetin (Kejonen, 2002; Véle, 2006).

Na základě klinických testů a experimentů bylo zjištěno, že mozeček upravuje parametry pohybů a koordinuje je tak, aby došlo k jejich bezchybnému provedení. Tím se rovněž podílí na orientaci tělesných segmentů těla jako celku v čase a prostoru (Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 2005). Aferentní dráhy do mozečku vycházejí z proprioceptorů, vestibulárního aparátu, thalamu a z mozkové kůry. Mozeček zpracovává informace přicházející z řady systémů, které následně předává kontralaterálním centrům řídícím motoriku na úrovni mozkového kmene, bazálních ganglií a cerebrálního kortexu (Ambler, 1999). Z vývojového hlediska se mozeček dělí na archicerebellum, palleocerebellum a neocerebellum. Pro udržování posturální stability jsou důležitější jeho starší části. Archicerebellum, konkrétně jeho část nazývaná flokulonodulární lalok, souvisí s vestibulárním systémem a tím i s udržováním polohy

trupu. Palleocerebellum pak zajišťuje koordinaci vzpřímeného stoje tak, aby těžnice spuštěná z těžiště těla (ve stoji se nachází v malé pánvi) směřovala co nejblíže středu BS (Véle, 2006). Neocerebellum, nejnovější část, pak zpracovává informace z mozkové kůry, a tím koordinuje pohyby končetin a svalstva mluvidel (Pfeiffer, 2007).

### 4.3 Výkonná složka

Nejčastější reakcí na aferentní podnět je kontrakce svalové tkáně. Výkonným aparátem v rámci posturální kontroly je příčně pruhované svalstvo, které je zásobené a aktivované cerebrospinálními nervy. Hybnost se vyvíjí ve službách statických, posturálních (tzv. hold system), a dynamických (tzv. move system). Tyto činnosti jsou umožněny díky svalovému napětí (tonu), svalovým kontrakcím a relaxacím, dále díky koaktivační aktivitě agonistů, synergistů a antagonistů, udržující tělesné segmenty proti působení zevních sil, a díky velkému množství pohybových vzorců řízených na různých úrovních nervového systému. Mezi propojenými segmenty musí být kvalitní biomechanické vztahy, čímž je mimo jiné myšlena dostačující svalová síla či adekvátní rozsah pohybu v kloubech (Kolář, 2009; Pfeiffer, 2007; Shumway-Cook, & Woollacott, 2012).

Nejjednodušší řízení svalových činností je tzv. automatické, které probíhá na reflexním, tedy nepodmíněném principu. Jedná se o reakce na vnější (exterocepce) nebo vnitřní (propriocepce) podněty. Řadí se sem například polykací nebo obranné reflexy, jako třeba mžiknutí okem při nenadálém přiblížení se cizího tělesa k oku či ucuknutí horní končetinou při položení ruky na rozpálenou plotýnku. Složitější formou řízení svalových činností je reflexní poloautomatické (podvědomé) řízení. Patří sem např. chůze po rovině. Těmto poloautomatickým pohybům však nutně předchází učení, během kterého se daný pohyb zautomatizuje a vznikne pohybový stereotyp. Právě zmíněnou chůzi se člověk usilovně učí v časovém úseku života, na který si nepamatuje, neboť v té době ještě nedisponoval dlouhodobou pamětí. Řízení na nejvyšší úrovni je uvědomělé, chtěné, úmyslné, též nazývané jako volní. Tyto typy pohybů jsou iniciovány na základě vstupního podnětu. Úmysl jednoznačně neodpovídá definici reflexní povahy, protože zatím není přesně známo, jak podnět typu myšlenky vzniká. Není ani zcela vysvětlen vztah úmyslné hybnosti s vědomím. Např. během spánku může jedinec prožívat složité pohybové děje a celý pohybový systém je od svalových efektorů odpojen a neví se, kde přesně se tak děje. Naopak v některých stavech disociovaného spánku při náměsíčnosti se mohou

odehrávat složité pohybové aktivity bez účasti úmyslné složky uvědomění (Pfeiffer, 2007).

## 5 Vliv antropometrických faktorů a pohlaví na posturální stabilitu

Řada studií, které se týkaly měření těla a končetin, nezohledňovaly biomechanické faktory. Na základě novějších poznatků však charakteristika těla a tělních segmentů ovlivňuje posturální stabilitu. Nejzákladnějším rozměrem je vzdálenost mezi jednotlivými klouby. Průměrná sada těchto vzdáleností, vyjádřená jako výška těla, poskytuje přibližný nástin modelu lidského těla. Antropometrické faktory by měly být uváženy v biomechanickém modelování těla, v plánování měření a v hodnocení výsledků daných měření (Winter, 1990). Ze zmiňovaného modelu obráceného kyvadla vyplývá, že s delším ramenem páky (ve vztahu k lidského tělu míněno s větší výškou) se zvětšuje amplituda pohybu. Kromě toho, velikost opěrné plochy souvisí s výškou daného jedince. Charakteristiky těla by proto měly být zohledněny během měření (Kejonen, 2002). Má se za to, že rozdíly v proporcích těla ovlivňují hranice individuální posturální stability, a tato rozdílnost může ovlivňovat i výběr motorických strategií v rámci posturální kontroly (Woolacott, & Shumway-Cook, 1990).

Výsledky studií zkoumajících vliv stejné a nestejné délky dolních končetin na udržování posturální stability se liší. Murrell, Cornwall, & Doucet (1991) porovnávali velikost výchylek těla ve vzpřímeném stoji u 45 jedinců se stejnou a s rozdílnou délkou dolních končetin. Před začátkem měření autoři vycházeli z teorie, že vlivem dlouhodobé adaptace na nestejnou délku dolních končetin se u těchto jedinců modifikuje neuromuskulární odpověď, a nebudou tedy měřeny větší výchylky COP. Tato teorie se jim potvrdila, neboť v rámci skupin skutečně nebyly podstatné rozdíly. Oproti tomu (Mahar, Kirby, & MacLeod, 1985) na vzorku 14 jedinců s rozdílnou délkou dolních končetin došli k výsledkům, že už centimetrový rozdíl výrazně zvyšuje posturální výchylky, zejména mediolaterálně směrem k delší končetině. Antropometrické hodnoty nohy a její vady, jako např. deformity, mohou tedy přispívat v funkčním poruchám, a tedy i k horší posturální stabilitě. Prevalence potíží s dolními končetinami má tendenci vzrůstat s věkem (Kejonen, 2002).

Rozsáhlou studii provedli (Masui et al., 2005), kteří testovali posturální stabilitu za různých podmínek u 107 mužů a 236 žen ve věkovém rozmezí 55–83 let prostřednictvím měření pozice COP na balanční plošině. V případě obou pohlaví vykazoval pohyb COP

výrazný nárůst s vyšším věkem probandů. U mužů však byla podstatně silnější pozitivní korelace mezi věkem a amplitudou pohybu COP v porovnání se ženami, a to jak v případě, kdy testovaní měli otevřené oči, tak i v případě, kdy měli oči zavřené. Je dobře známo, že s postupem času dochází ke snižování vestibulárních a somatosenzorických funkcí a zpomalování svalových reakcí. Tento výzkum však ukazuje, že úbytky v motorických a senzorických funkcích s rostoucím věkem by se mohly lišit i v rámci pohlaví. To ostatně dokládá i starší výzkum, který s kolegy provedl Thyssen (in Masui et al., 2005). Ten podobným způsobem testoval 100 jednotlivců ve věku od 20 do 69 let. Zjistil, že 10 mužů ve věkové hranici 60–69 se kymácelo při udržování posturální stability více, než 10 můžu ve věku 50–59, zatímco u žen se v těchto věkových skupinách žádný významný rozdíl neobjevil.

# 6 Změny v systémech posturální kontroly spojené s věkem

Řada studií se zabírala procesem stárnutí a shodně se usnesly, že postupem času dochází u lidí ke zhoršování senzorických a motorických procesů a funkcí. Překvapivým rysem však byla heterogenita v rámci stárnutí, kdy staří dospělí lidé stejného chronologického věku vykazovali rozdílné fyzické funkce, a to od elitních seniorů po fyzicky závislé (Duncan, Chandler, Studenski, Hughes, & Prescott, 1993; Spirduso, Francis, & MacRae, 2005). To vedlo k závěru, že na zdraví a dlouhověkost má vliv řada faktorů, od vnitřních, např. genetické predispozice, po vnější, jako jsou životní styl, životospráva či prostředí, ve kterém daný jedinec žije. Výzkum, který provedli ve studii (Bortz, & Bortz, 1996), tvrdí, že genetické faktory se na rychlosti procesu stárnutí podílení z 20 %, zatímco ovlivnitelné zdravotní návyky a chování, mezi které patří kromě jiného dieta, pravidelné cvičení, životní styl či schopnost objektivního zhodnocení vlastní výkonnosti, ovlivňují tento proces až z 80 %.

## 6.1 Muskuloskeletální systém

### 6.1.1 Svalová síla

Několik studií prokazuje, že u naprosté většiny starších dospělých dochází ke změnám v muskuloskeletálním systému (Aniansson, Hedbert, Henning, & Grimby, 1986; Narici, Maffulli, & Maganaris, 2008). Síla, či množství práce vyprodukované svalem, se s věkem snižuje. Svalová síla dolních končetin, definovaná jako množství síly vyprodukované svalem během jeho jedné maximální kontrakce, se může mezi 30 a 80

lety věku snížit až o 40 % (Aniansson et al, 1986). Autoři (Hughes et at, 2001) provedli dlouhodobou studii, v rámci které sledovali v průběhu deseti let změny svalové síly u starších dospělých. Průměrný věk probandů byl na začátku měření 60 let. Dospěli ke zjištění, že svalová síla flexorů a extenzorů kolenního kloubu se snížila o 12 až 17 %. Avšak, u malé části zkoumaného souboru byly zaznamenány i mírné nárůsty svalové síly, což opět poukazuje na heterogenitu v procesu stárnutí. Redukce svalové síly je výraznější u seniorů s historií pádů. U těchto jedinců se svalová síla svalů kolenního kloubu snižuje dvakrát, u svalů kotníku až čtyřikrát v porovnání se stejně starými lidmi bez historie pádů (Shumway-Cook, & Woollacott, 2012).

Další vlastností svalu je jeho vytrvalost, tedy schopnost kontinuálních kontrakcí na submaximální úrovni. Tato schopnost s věkem rovněž klesá, nikoliv však v taková míře, jako svalová síla. Postupem času se svaly zmenšují, přičemž tato redukce je výraznější u svalů dolních končetin, než u horních. Odumřelé svalové buňky jsou postupně nahrazovány pojivovou tkání a tukovými buňkami. Studie, které zkoumaly, jaký typ svalových vláken je primárně ztrácen a nahrazován během stárnutí, dospěly k rozdílným výsledkům. Timiras (1994) tvrdí, že svalová vlákna typu I (pomalu oxidativní, využívaná při udržování posturální kontroly či dlouhotrvajících aktivitách) se ztrácí pomaleji než svalová vláka typu II (rychle oxidativní, aktivovaná při rychlých aktivitách jako sprint apod.). Oproti tomu novější studie předpokládají, že rostoucí počet typů svalových vláken se jednoduše stává jakousi směsí typů I a II, a na základě jejich „složení“ je pak ovlivněna i rychlost jejich ztráty s věkem (Spirduso et al, 2005). Rovněž bylo zjištěno, že s věkem klesá i počet motorických jednotek.

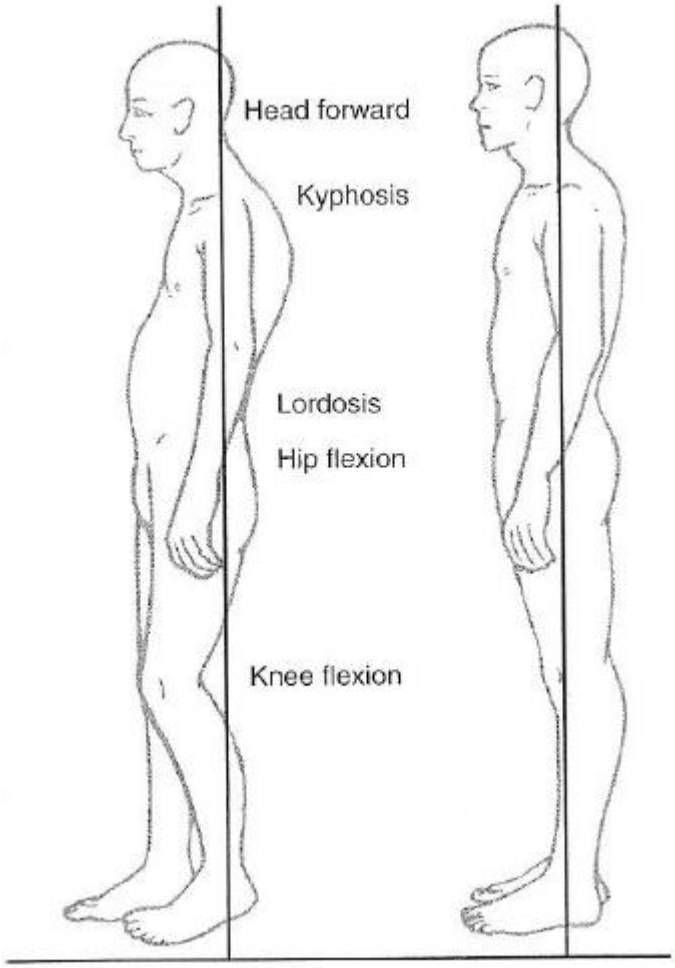
Změny kosterního svalstva ovlivňují funkční kapacitu svalů. Maximální izometrická síla klesá, svaly ochabují rychleji a schopnost rychle vyvinout napětí klesá. Zdá se, že možnost vyvinutí koncentrické kontrakce je na základě změn v neuromuskulárním systému spojených s věkem omezena více, než schopnost kontrakce excentrické. Generování rychlých pohybů je více omezeno než generování pohybů pomalých (Shumway-Cook, & Woollacott, 2012).

Nicméně, množství svalové síly potřebné k fyzické aktivitě závisí na konkrétní situaci. Předpokládá se, že průměrná osmdesátiletá zdravá žena má svalovou sílu quadricepsů velice blízko hodnotě, která je potřebná ke zvednutí se ze židle. Obecně platí, že klesne-li síla po práh potřebný k vykonání úkonu, objeví se funkční disabilita (Shumway-Cook, & Woollacott, 2012).

### 6.1.2 Rozsah pohybů

Snížení rozsahu pohybu v kloubech a omezená pohyblivost páteře mohou u valné části seniorů vést k charakteristické ohnuté či shrbené postuře (Obrázek 3.). Flexibilita páteře vykazuje v porovnání s ostatními klouby na těle největší omezení v průběhu stárnutí. Nejvíce omezená je pak její extenze, která u lidí ve věku 70–84 let klesá oproti třicátníkům až o 50 % (Katzman, Sellmeyer, Stewart, Wanek, & Hamel, 2007). Primární příčinu tohoto jevu bychom mohli hledat v typu běžně vykonávaných aktivit, kdy pouze malá část z nich vyžaduje extenzi páteře. Omezená pohyblivost páteře je spojená s dalšími změnami posturálního nastavení, jako třeba s kompenzačním vertikálním posunem těžiště těla dozadu směrem ke kotníkům. Flexibilita hlezenních kloubů, která je kritická pro posturální kontrolu, klesá o 50 % u žen a o 35 % u mužů mezi lety 55 až 85 (Vandervoort et al, 1992).

K omezení rozsahu pohybu v kloubech přispívají i další faktory, jako je třeba artritida. Bolest během pohybu výrazným způsobem ovlivňuje jeho rozsah v jednotlivých kloubech. Zvýšená hrudní kyfóza je spojená se snížením svalové síly extenzorů páteře, stejně jako s horší schopností udržet rovnováhu, pomalejší chůzí po rovině i po schodech, s menšími funkčními dosahy a sníženou soběstačností v rámci vykonávání aktivit denního života (Katzman et al, 2007; Shumway-Cook, & Woollacott, 2012; Spirduso et al, 2005).




*Obrázek 3.* Porovnání posturálního nastavení seniora a mladého dospělého člověka (Shumway-Cook, Woollacott, 2012).

### 6.2 Neuromuskulární systém

Neuromuskulární systém přispívá k řízení posturální kontroly. Posturální stabilitu udržuje na základě koordinace sil, které jsou efektivní v rámci řízení kontroly pozice těla v prostoru a okolním prostředí (Shumway-Cook, & Woollacott, 2012).

#### 6.2.1 Změny v klidném stoji

Metody hodnotící rovnovážné funkce u starších dospělých a seniorů tradičně využívají globálních ukazatelů posturální kontroly. Nejtypičtějším z nich je hodnocení spontánního kolébání se (sway) pacienta během klidného stoje. Mezi prvními, kdo tuto problematiku zkoumal, byl Sheldon (in Shumway-Cook, & Woollacott, 2012). Ten hodnotil spontánní sway u probandů ve věkovém rozmezí 6–80 let. Jedinci ze skupin z obou konců věkového spektra ve věku 6–14 a 60–80 let vykazovali vyšší nároky ve

snaze minimalizovat spontánní výchylky během klidného stoje, než probandi z ostatních věkových skupin. Tato studie však do výzkumu zařadila lidi pouze na základě věku, a tedy nevylučovala různé abnormální stavy a patologie, zejména u seniorů.

Novější studie využívají k hodnocení této problematiky modernější přístroje, jako stabilometrické či tíhové plošiny. Toupet et al (in Shumway-Cook, & Woollacott, 2012) otestovali celkem 500 zdravých dospělých jedinců ve věkovém rozmezí 40–80 let. Zjistili, že posturální sway se zvyšuje s každou dekádou věku. Podobného výsledku se dobrali (Shumway-Cook, Woollacott, Baldwin, & Kerns, 1997c), kteří porovnávali spontánní výchylku při udržování vzpřímeného stoje u seniorů s historií pádů, u seniorů bez historie pádů a u mladých dospělých. Dospěli k závěru, že zdraví senioři bez historie pádů dosahovali podstatně horších výsledků, než zdraví mladí jedinci, a senioři s historií pádů dosahovali výsledků nejhorších. Naproti tomu však existují i studie, které nezjistily buď žádné, nebo pouze nepatrné rozdíly mezi jednotlivými věkovými kategoriemi. Například Wolfson et al (1992) objevil pouze 3% rozdíl mezi mladými dospělými (průměrný věk 32 ± 12 let) a zdravými seniory (průměrný věk 76 ± 5 let) bez neurologických onemocnění, což je naprosto nevýrazná a nepodstatná odchylka.

Skupina autorů v čele s Fernie (in Shumway-Cook, & Woollacott, 2012) testovala jednak amplitudu výchylek v klidném stoji, a jednak rychlost výchylek, obojí na skupině institucionalizovaných seniorů. Zjistili, že u jedinců, kteří v průběhu předešlého roku jednou či víckrát upadli, byla rychlost výchylek (nikoliv však jejich velikost) značně vyšší v porovnání s probandy bez historie pádů. To naznačuje, že u určité populace by mohla být rychlost výchylek citlivějším měřítkem posturální stability, než velikost výchylek samotná.

Horak, Nutt a Nasher (1992) připomínají, že schopnost udržování posturální stability v klidném stoji může být ovlivněna řadou neurologických onemocnění. Jako příklad udávají Parkinsonovu nemoc. Jedinci s touto chorobou vykazují normální, či dokonce menší posturální sway v klidném stoji. Jako příčinu tohoto jevu udávají autoři fakt, že v rámci Parkinsonovi nemoci se zvyšuje rigidita, která omezuje sway na menší plochu během klidného stoje. Toto je mimo jiné důvod, proč by se schopnost udržení posturální stability na základě velikosti výchylek ve stoji neměla hodnotit pouze s otevřenýma očima.

### 6.2.2 Změny ve výběru motorických strategií

Vědci si pokládali otázku, zda je starší dospělý člověk či senior schopný aktivovat svalové synergie v odpovídajícím čase a patřičné síle ve chvíli, kdy je ohrožena stabilní poloha. K tomuto výzkumu využili pohyblivou platformu, schopnou simulovat nestabilní podloží. Měření posturální kontroly zahrnovalo několik bodů. Prvním bylo měření charakteristických reakcí posturálních svalů prostřednictvím elektromyografie (např. počáteční latence, doba trvání kontrakce a její velikost). Dalším bod představoval kinematické hledisko, v rámci kterého se sledovaly změny COM a hlezenních kloubů během vystavení probanda nestabilní situaci, a rovněž během opětovného získávání stabilní pozice. Poslední hledisko představovalo kinetické hledisko. Zde byly měřeny např. reakční síly podložky, vznikající v reakci na nestabilní situaci a obnovení stabilní polohy (Shumway-Cook, & Woollacott, 2012).

První takovouto studii, zabývající se aktivitou posturálních svalů v závislosti na věku během udržování stabilní polohy v klidném stoji, provedla Woollacott v roce 1986 (in Shumway-Cook, & Woollacott, 2012). Dobrala se výsledku, že pořadí zapojovaných svalů je u skupiny seniorů (61–78 let) vesměs podobné, jako u skupiny mladých dospělých (19–38 let). První se aktivovaly plantární a dorsální flexory hlezenního kloubu, následované aktivací svalů stehen. U starších jedinců však byla podstatně delší latence v aktivaci dorsálních flexorů hlezen v reakci na anteriorní pohyb podložky, způsobující vychýlení COM směrem dozadu. U některých jednotlivců z řad seniorů byla rovněž porušena posloupnost v zapojování jednotlivých svalů, kdy aktivita proximálního svalstva předcházela aktivitě svalů distálních. Stejná svalová reakce je pozorována i u pacientů s některými porucha CNS.

Řada seniorů využívá strategie zahrnující pohyby kyčelních kloubů častěji, než pohyby v hlezenních kloubech. Kyčelní strategie je typicky využívána mladými lidmi v situacích, kdy balancují na malé ploše, která jim nedovolí využít točivý moment vyvinutý hlezenními svaly ke kompenzaci vychýlení COM. Starší jedinci ji však využívají i v situacích, které by mladší člověk dokázal vyřešit pomocí hlezenní strategie. Předpokládá se, že k tomuto jevu dochází v reakci na určité limitace spojené se stárnutím, jako je svalová slabost (konkrétně dorsálních a plantárních flexorů hlezenního kloubu), snížená senzitivita v oblasti nohy nebo omezený rozsah pohybu a vyšší tuhost v kloubech. Proto například senior vygeneruje v určité situaci dopředný pohyb v kyčli k udržení COP v BS, protože svalová síla flexorů hlezna není dostatečná k zajištění posturální stability pomocí hlezenní strategie.

V další studii porovnávali (Lin, Woollacott, & Jensen, 2004) subjekty rozdělené do tří skupin. První reprezentovali mladí dospělí lidé ve věku 25 ± 4 let, další dvě senioři ve věku 75 ± 4 let. Senioři pak byli následně rozděleni na stabilní a méně nestabilní na základě výsledků ze dvou balančních testů, konkrétně z Berg Balance Scale (BSS) a Dynamic Gait Index (DGI), a dotazníku. Tento dotazník, v anglické literatuře označovaný jako sefl-perceived balance capacity questionnaire, obsahoval 20 otázek týkajících se sebedůvěry během vykonávání rozličných denních aktivit, od chůze po domě, venku, přes přípravu jídla až po práci na zahradě. Proband jednotlivé aktivity hodnotil na pětistupňové škále od „velmi sebejistý" po „naprosto nejistý". Dle očekávání byly patrné rozdíly mezi všemi skupinami ve schopnosti efektivně reagovat na nestabilní situaci, navozenou pomocí balanční plošiny. Kupříkladu při malé a pomalé výchylce plošiny směrem dopředu se aktivita m. tibialis anterior, m. quadriceps femoris a břišních svalů objevila výrazně později u obou seniorských skupin, než u skupiny mladých dospělých. Při velikých a rychlých výchylkách však pozdější svalovou aktivitu vykazovala pouze skupina nestabilních seniorů v porovnání s mladými. To nasvědčuje tomu, že stabilní senioři mají potíže ve vnímání jemnějších odchylek, ale výchylky většího rozsahu dokáží adekvátně kompenzovat. Celkově však senioři mnohem méně využívali ke zvládnutí posturálně náročných situací pohyby v hlezenních kloubech na úkor pohybů v kloubech kyčelních. Rovněž více využívali alternativních strategií k udržení těžiště v opěrné bázi, jako například předklánění se za současné flexe v kolenních kloubech či pohybů horních končetin. S rostoucí rychlostí výchylek balanční plošiny pak senioři museli využít k udržení stability kroku, zatímco mladí jedinci byli schopni danou situaci ustát pouze za využití statických pohybových strategií.

### 6.3 Senzorický systém

Prahová hodnota vibračního čití se na nohou v seniorském věku zvyšuje až třikrát. Tento práh se obecně zvyšuje více na dolních končetinách, než na horních. Výzkumníci v některých případech dokonce narazili na nemožnost měřit reakci v hlezenních kloubech na vibrační čití, protože mnozí probandi z řad seniorů jednoduše nebyli schopní tento typ podnětu cítit (Shumway-Cook, & Woollacott, 2012). Prostřednictvím měření citlivosti na dotykové podněty bylo zjištěno, že sensibilita vůči taktilnímu čití s věkem klesá. Vědci zaznamenali pokles ve vnímání jemných doteků, mírného tlaku a vibrací prostřednictvím Meissnerových a Vater-Paciniho tělísek. Stárnutí ovlivňuje jak kvantitu, tak kvalitu

těchto exteroceptorů, přičemž se předpokládá, že efektivita jejich funkce je ovlivněna primárně počtem ztracených receptorů (Kalisch, Ragert, Schwenkreis, Dinse, & Tegenthoff, 2009). Důležitým faktorem je, kromě redukce počtu receptorů samotných, i pokles v množství senzorických vláken inervujících periferní receptory. V průběhu stárnutí klesá až o 30 %, což může vést až ke vzniku a rozvoji periferních neuropatií. Tyto periferní neuropatie způsobují, že se daný jedinec více spoléhá na ostatní senzorické systémy, zejména zrakový a vestibulární. Lidé s tímto problémem mají navíc prokazatelně pomalejší reakce v rámci aktivace svalů udržujících rovnováhu při výchylkách podložky. Navíc nejsou schopni adekvátně modulovat jejich reakci ve vztahu k velikosti konkrétní výchylky (Shumway-Cook, & Woollacott, 2012).

Co se zrakového aparátu týče, jeho funkce se v průběhu života rovněž zhoršují. Vlivem četných změn ve struktuře oka samotného je méně světla přenášeno na sítnici, což zvyšuje hranici světla potřebného k detekci objektu či předmětu. Typicky dochází k zmenšování zorného pole, poklesu ostrosti zraku, snížení schopnosti rozlišovat kontury, pomalejší adaptaci na temnotu apod., což dohromady způsobuje problémy s vnímáním detailů, obrysů a tvarů. Kromě běžných refrakčních změn spojených s věkem jsou starší lidé náchylnější k rozvoji dalších patologií zrakového ústrojí, jako je katarakta, makulární degenerace či glaukom. Lidé trpící diabetem či hypertenzí mají navíc zvýšené riziko rozvoje retinopatie. Tyto s věkem spojené změny mají dopad na široké spektrum funkčních dovedností, udržování posturální stability nevyjímaje (Sturnieks et al, 2008). Wade (in Shumway-Cook, & Woollacott, 2012) porovnával efekt vizuálního toku na posturální reakce (měřením výchylek COP) u zdravých seniorů a mladých dospělých. Ukázalo se, že senioři vykazují v porovnání s mladými dospělými větší výchylky, což autoři přisuzují nižšímu množství dostupných somatosenzorických informací ve vyšším věku.

Vestibulární aparát také vykazuje omezení funkce. Jak udávají (Rosenhall, & Rubin, 2009), do sedmdesáti let života dojde k ztrátě až 40 % vláskových buněk vestibulárního aparátu, které jsou stěžejní k registraci úhlového zrychlení hlavy. Ve věkovém rozmezí od 40 do 90 let dochází také během každé dekády ke ztrátě 3 % buněk vestibulárních jader, které slouží k registraci horizontální zrychlení. Kromě funkce vestibulárního aparátu jakožto absolutního referenčního systému přispívají vstupy z tohoto aparátu k amplitudě automatických posturálních reakcí během výchylek COP. Starší dospělí s vestibulárním deficitem proto vykazují posturální reakce, které jsou v dané situaci neadekvátně malé. V důsledku dysfunkce vestibulárního aparátu může také

docházet k rozvoji závratě. Tento termín, popisovaný jako iluze pohybu, významně přispívá k nestabilitě starších jedinců. Může zahrnovat pocity nejistoty, malátnosti nebo na omdlení. Degenerativní procesy v rámci otolitů mohou zapříčinit rozvoj polohového vertiga a nejistotu a nerovnováhu během chůze (Shumway-Cook, & Woollacott, 2012).

# 7 Způsoby vyšetření posturální stability

Existují dva hlavní důvody testování a hodnocení posturální stability. Prvním a základním účelem je zjistit, zda se problém s udržováním rovnováhy a balance u daného člověka vyskytuje či nevyskytuje. Pokud ano, je druhým účelem zjistit příčinu tohoto problému. Získané informace o možných obtížích s udržováním posturální stability jsou jednak dobrým nástrojem v předpovídání rizika pádů, jednak se na základě jejich provedení stanovuje typ terapeutické intervence a hodnotí její efektivita. Optimálně by kvantitativní a statisticko-normativní nástroje pro hodnocení posturální kontroly, které se používají v klinické fyzioterapeutické praxi, měly splňovat jistá kritéria. Měly by vypovídat o funkčních schopnostech a kvalitě posturálních strategií, zahrnovat měření senzitivní a selektivní vůči abnormalitám v posturálním řízení, dále by měly být reliabilní a validní a vhodné do klinické praxe, např. z hlediska jednoduchosti provedení (Mancini, & Horak, 2010).

Členění jednotlivých vyšetření se liší na základě různých hledisek. Příkladem je dělení na vyšetření statická a dynamická, dělení podle diagnóz, dle jednotlivých složek posturální kontroly a podobně. Velmi frekventovaně využívaným způsobem je dělení dle tří hlavních typů přístupů na vyšetření funkční, systémová a kvantitativní/přístrojová (Horak, Wrisley, & Frank, 2009). V následujícím textu budou uvedeny příklady některých používaných testů, využívaných k hodnocení posturální stability starších osob a seniorů.

## 7.1 Funkční vyšetření

Funkční balanční testy jsou užitečné zejména při hodnocení balančních a rovnovážných schopností jedince a efektu indikované terapie. Obvykle hodnotí provedení určitých motorických úkolů, a to buď na číselné škále (nejčastěji od 3 do 5), nebo prostřednictvím měření délky jejich trvání pomocí stopek. Většinou se jedná a jednoduché testy, které nejsou nijak časově náročné a nevyžadují speciální vybavení. Na druhou stranu, jejich nevýhodou je fakt, že jejich pomocí nelze specifikovat příčinu

dané poruchy. Využití funkčních testů je tedy omezeno pouze na zjištění, zda se porucha rovnováhy u testovaného jedince vyskytuje či nevyskytuje (Mancini, & Horak, 2010).

### 7.1.1 Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment (POMA)

Test dle Tinettiové je nejstarším a nejvyužívanějším klinickým testem, pomocí kterého se hodnotí balance a chůze u starších osob, na základě čehož lze předpovídat rizika pádu (Sterke, Huisman, van Beeck, Looman, & van der Cammen, 2010). Existuje více variant testu, základní varianta obsahuje 2 části, ve kterých se zvlášť hodnotí balance a zvlášť chůze. Celkem sestává z 16 položek, kdy 9 jich je zaměřeno na rovnováhu, zbylých 7 na chůzi.

V první části testu pacient postupně provádí následující činnosti: sed, postavení se ze židle, stoj, stoj se zavřenýma očima, otočení se kolem dokola o 360° a posazení se zpět na židli. Ve stoji se detailněji hodnotí, jakým způsobem se testovaný postaví, jaká je jeho stabilita během prvních 5 sekund a jaké jsou jeho reakce na mírné postrčení na sternum vyšetřujícím.

V druhé části dostane vyšetřovaný instrukce, aby se prošel po místnosti ve vyměřené vzdálenosti 4,57 m tam a zpět, nejprve přirozeným tempem, poté rychlým, ale bezpečným tempem. Terapeut během této chůze sleduje a hodnotí iniciaci chůze, délku a šířku jednotlivých kroků, jejich kontinuitu, symetrii, trajektorii chůze, souhyby trupu a bázi chůze (zda se paty při chůzi téměř dotýkají či nikoliv).

Hodnocení testu se provádí pomocí třístupňové (0-2) stupnice, několik položek je hodnoceno dvojstupňově (0-1). Skóre 0 představuje největší poruchu, naopak hodnota 2 znamená naprostou nezávislost. Maximálně může proband získat 28 bodů. Obecně pak platí, že skóre 19-24 bodů představuje mírné riziko pádu, skóre 19 a méně znamená vysoké riziko pádu daného jedince. Celkově se jedná o nenáročný test, jehož provedení a vyhodnocení zabere maximálně čtvrt hodiny (Bastlová, Jurutková, Tomsová, & Zelená, 2015). Jak však dodávají Mancini a Horak (2010), řadu položek je složité hodnotit pouze na třístupňové/dvojstupňové škále.

### 7.1.2 Berg Balance Scale (BBS)

Jedná se o široce využívaný balanční test, který hodnotí funkční statickou a dynamickou posturální stabilitu, nehodnotí však chůzi. BBS je považován za velmi dobrý ukazatel rizika pádu. Nejčastěji se využívá u seniorů, dále pak u pacientů

s poškozením mozku, poraněním míchy, po amputacích dolních končetin či jedinců trpících Parkinsonovou chorobou nebo roztroušenou sklerózou. Umožňuje kvantitativní zhodnocení posturální stability a monitorování pacienta v klinické praxi (Bastlová et al, 2015).

Celý test sestává ze 14 úkolů, které zahrnují postavení se ze židle, přesuny, různě modifikované typy stoje a motorické úkoly ve stoji. Každý úkol je hodnocen na škále od 0 (neschopen vykonat) do 4 (bezpečně provede). Maximální možný bodový zisk je tedy 56 bodů, přičemž 41-56 bodů znamená minimální riziko pádu, 21-40 nízké riziko pádu a 20 bodů a méně znamená vysoké riziko pádu. Provedení testu zabere 10 až 15 minut. S odstupem času v rámci srovnávacího měření znamená snížení skóre o více než 8 bodů klinicky významné zhoršení stavu (Yelnik, & Bonan, 2008). Mancini a Horak (2010) dodávají, že citlivost tohoto testu je však mírná až slabá.

### 7.1.3 Timed „Up and Go Test“ (TUG)

TUG je z klinických funkčních testů nejrychlejší, nejjednodušší a pravděpodobně i nejvíce reliabilní, neboť je vyhodnocen na základě času naměřeného pomocí stopek, nikoliv prostřednictvím hodnotící škály (Yelnik, & Bonan, 2008). Je určen k hodnocení mobility, rovnováhy a rovněž rizika pádu u starších osob. Tento test je povoleno vykonat s kompenzační pomůckou (berle apod.), nikoliv však s fyzickou asistencí.

Úkolem pacienta je zvednout se ze židle, dojít ke kuželu vzdálenému 3 metry, obejít ho, dojít zpět a znovu se posadit. Od chvíle, kdy dá vyšetřující pacientovi pokyn „jděte“, je stopován čas, do momentu, kdy se vrátí do sedu na židli. Někteří autoři udávají, že je vhodné celý test opakovat třikrát, a jako výslednou hodnotu použít průměr z naměřených časů (Bastlová et al, 2015). Test byl prokázán jako validní a reliabilní i u pacientů po poranění mozku a s Parkinsonovou chorobou. U starších pacientů značí čas 12 sekund a více vysoké riziko pádů.

Existují i modifikované verze tohoto testu, kdy k základní chůzi je přidružen sekundární úkol, například počítání pozpátku od 100 do 80, či nesení sklenice s vodou. U těchto testů je v případě starších osob jako hraniční považována délka trvání 15 sekund. Stejně jako v případě většiny ostatních funkčních klinických testů, i TUG neumožňuje specifikovat, jaká komponenta posturální stability nebo chůze je postižena. (Mancini, & Horak, 2010).

### 7.1.4 Stoj na jedné noze

Jedná se o velmi jednoduchý test, který je však dobrým indikátorem možného rizika pádu. Většinou ho pacient provádí s otevřenýma očima, neboť stoj na jedné noze se zavřenýma očima je obtížný i pro jedince bez zjevné poruchy rovnováhy a balance. Vydrží-li testovaný ustát na jedné dolní končetině po dobu 30 sekund, je u něho riziko pádu velice malé. Naopak neustojí-li více než 5 sekund, riziko pádu ve velice výrazné (Yelnik, & Bonan, 2008). Nevýhodou tohoto klinického testu je omezení na testování pouze statické posturální kontroly (Mancini, & Horak, 2010).

### 7.1.5 Funkční test dosahu

Funkční test dosahu (The Functional Reach Test) byl vyvinut k hodnocení maximálních limitů stability ve stoji (Mancini, & Horak, 2010). Jeho prostřednictvím se testuje anticipační složka posturální stability. Výchozí polohou je stoj bokem ke zdi s horní končetinou flektovanou do 90° v ramenním kloubu. Vyšetřovaný jedinec je vyzván k maximálnímu předklonění se dopředu, aniž by ztratil rovnováhu či udělal krok. Terapeut změří rozdíl počáteční a koncové polohy třetího prstu na měřidlu, které je připevněno na zdi v horizontální pozici. Celý test se opakuje třikrát a jako výsledná se bere průměrná hodnota všech měření (Yelnik, & Bonan, 2008). Vyšetření by mělo probíhat naboso a během testování se proband nesmí dotýkat zdi.

Výhodou funkčního testu dosahu je, že není zatížen subjektivním hodnocením. Na druhou stranu se jedná pouze o doplňkové vyšetření, protože zahrnuje pouze jedinou složku posturální kontroly. Dobře využitelný je tento test u pacientů vyššího věku k posouzení rizika pádu, u pacientů s Parkinsonovou nemocí či u pacientů s poraněním míchy. V klinické praxi se více využívají modifikované verze testu, v rámci kterých se hodnotí vzdálenost dosahu i do dalších směrů. Konkrétně se jedná o Test dosahu ve 4 směrech (Multidirectional Reach Test), který hodnotí dosah v laterolaterálním a anteroposteriorním směru. Tento test bude blíže popsán v kapitole 9.2.2. (Bastlová et al, 2015).

## 7.2 Systémová vyšetření

Zatímco funkční přístup klinického hodnocení posturální stability se využívá k určení faktu, zda se problém s rovnováhou vyskytuje či nevyskytuje, účelem systémového přístupu je odhalit příčinu, kvůli které se rovnovážná porucha objevuje.

Ačkoliv se funkční testy ukázaly být validní v předpovídání pravděpodobnosti budoucích pádů, nejsou lékařům nápomocné v naordinování správného postupu léčby. Systémová vyšetření představují menší skupinu testů, jsou však souhrnné a hodnotí všechny složky posturální kontroly (Mancini, & Horak, 2010).

### 7.2.1 Balance Evaluation System Test (BESTest)

BESTest, neboli test reaktivní rovnováhy, je prvním testem, který diferencuje poruchu rovnováhy na základě jednotlivých kontrolních složek. Jedná se o poměrně nový test, jehož autoři, Fay B. Horak a James Frank, ho dokončili v roce 2005.

BESTest se skládá z 36 položek, které jsou rozděleny do 6 sekcí: biomechanické omezení, limity stability, anticipující posturální změny, posturální reakce, senzorická orientace a stabilita během chůze. Na základě vyhodnocení testu je terapeut schopný určit, který ze zmíněných systémů je nejvíce deficitní, a následně může navrhnout adekvátní, přesně zaměřenou terapii.

Celý test sestává z 27 úkolů, některé jsou ještě dále rozděleny, kdy se např. zvlášť hodnotí levá a pravá strana. Maximální skóre testu je 108 bodů, které se přepočítávají na procenta. Každá z výše uvedených šesti sekcí se hodnotí procentuálně zvlášť. Základní bodování jednotlivých úkolů se pohybuje na čtyřstupňové stupnici od 0 do 3 bodů, kdy 3 body odpovídají nejlepšímu provedení dané úlohy. Kromě poruch s rovnováhou se může tento test používat u pacientů po prodělaném mozečkovém infarktu, u Parkinsonovy choroby, periferních neuropatií, vestibulárních dysfunkcích či cévní mozkové příhody (Bastlová et al, 2015; Horak et at, 2009).

Z důvodu poměrně značné časové (30 minut) a administrativní náročnosti bylo snahou vytvořit kratší verze BESTestu. Proto vznikly modifikace tohoto testu, tzv. Mini BESTest a brief BESTest.

### 7.2.2 Mini BESTest

Jedná se o kratší verzi BESTestu, který rovněž vytvořila Fay B. Horak. Test v sobě zahrnuje 14 úkolů, které jsou rozděleny do 4 sekcí. Z původních 6 sekcí se v případě Mini BESTestu hodnotí pouze anticipační posturální změny, posturální reakce, senzorická orientace a stabilita při chůzi. K hodnocení je využívána třístupňová škála v rozmezí 0-2, kdy 0 znamená neschopnost vykonat úkol či potřebu dopomoci v průběhu jeho vykonání, 2 značí bezproblémové provedení daného úkolu. Maximální možný počet získaných bodů

je 28. Celková délka vyšetření se pohybuje kolem 15 minut (Löfgren, Lenholm, Conradsson, Ståhle, & Franzén, 2014).

### 7.3 Přístrojová vyšetření

Klinické vyšetření bývá často doplněno o vyšetření přístrojová. Jejich pomocí je možné objektivně zachytit některé tělesné děje související s pohybem a vyjádřit je přesně číselnou a grafickou formou. Jedná-li se o pohybové poruchy, je vždy nutné posoudit stav muskuloskeletálního systému v souvislosti s jeho nervovým řízením. Fyzioterapeut by měl být obeznámen s možnostmi přístrojových vyšetření, aby mohl kvalitně zvážit, zda a případně jaké přístrojové metody je vhodné použít k prospěchu pacienta (Kolář, 2009).

Existuje celá řada přístrojových vyšetření, od laboratorních vyšetření (kinematická analýza, kinetická analýza, elektromyografická analýza), přes pomocná neurologická vyšetření (elektromyografie, elektroencefalografie, evokované potenciály) až po vyšetření pomocí zobrazovacích metod (radiologické metody, ultrazvukové vyšetření). Jejich popis však přesahuje rámec této diplomové práce, proto budou v podkapitolách uvedeny pouze vybrané metody.

#### 7.3.1 Posturografie

Počítačová posturografie je vyšetřovací metoda, jejímž prostřednictvím lze hodnotit motorické balanční mechanismy, které se podílejí na udržování posturální stability. Z výsledků vyšetření je rovněž možné určit podíl jednotlivých senzorických systémů na kontrole rovnováhy, např. vyloučením zraku či změnou proprioceptivní informace z podložky (Kolář, 2009).

V rámci posturografického vyšetření, nebo též kinetické analýzy, jsou měřeny reakční síly, respektive jejich rozklad ve třech navzájem kolmých rovinách, které působí na tenzometrickou plošinu. Primární akční silou, působící na plošinu, je tíhová síla pacienta. Tenzometrická plošina měří reakční sílu, která reaguje na tíhovou sílu pacienta podle zákona akce a reakce. Jako sekundární reakční síly se označují reakční síly svalů, které jsou přenášené na plošinu a které neustále reagují na oscilace těžiště během stoje. Jednotlivé složky reakční síly (mediolaterální, anterioposteriorní a vertikální) a jejich momenty snímají piezoelektrické tenzometry, které jsou umístěny v rozích plošiny (Kolář, 2009).

V klinické praxi slouží toto vyšetření především k objektivizaci balančního deficitu u pacientů s poruchou rovnováhy. Kromě toho se navíc jedná i o dobrý prediktor rizika pádu či prostředek k hodnocení efektivity terapeutické intervence (Mancini, & Horak, 2010). Je však potřeba si uvědomit, že se nejedná o diagnostickou metodu, a proto by vždy výsledky měření měly být pečlivě porovnány se základní diagnózou pacienta a s výsledky dalších vyšetření (Kolář, 2009).

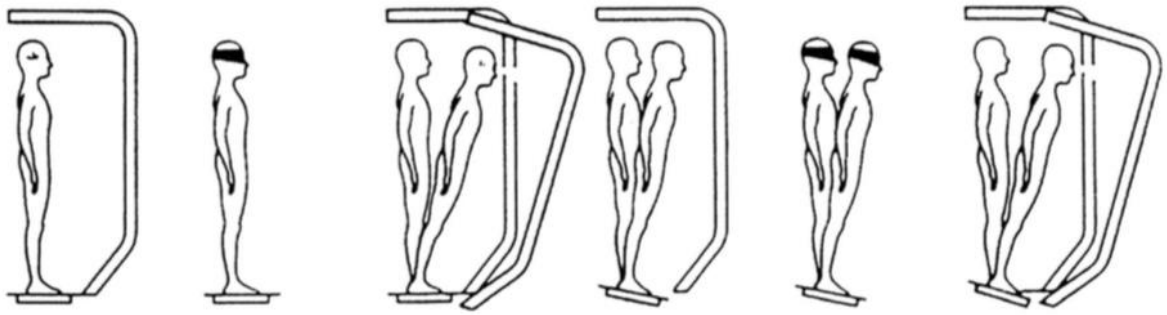
Existují dva typy posturografického vyšetření, a sice statické a dynamické. Statická posturografie není doopravdy statická, ale zaměřuje se na hodnocení posturálních výchylek v situaci, kdy se vyšetřovaný snaží stát co nejklidněji. Posturální výchylky jsou pak kvantifikovány výchylkou polohy COP (Mancini, & Horak, 2010). Oproti tomu dynamická posturografie zahrnuje takové vyšetřování takových situací, během kterých se buď pacient pohybuje po tenzometrické plošině, nebo se pohybuje podložka s pacientem. V prvním případě se jedná o vyšetření chůze a jejích modifikací či koordinačně náročnějších pohybových aktivit, jako je například otáčení se v prostoru. V druhém případě se vyšetřuje pacientova rovnováha v situaci, kdy je narušena zevním podnětem, nejčastěji translačním pohybem plošiny v anterioposteriorním nebo mediolaterálním směru. V obou případech se hodnotí reakční časy balančních reakcí pacienta. Tyto reakce jsou zpravidla zpožděny o 70-180 milisekund a jedná se o automatické posturální reakce, které jsou organizovány na podkorové úrovni centrální nervové soustavy (Kolář, 2009).

### 7.3.2 Sensory Organization Test

Sensory Organization Test (SOT) patří mezi testy hodnotící zastoupení jednotlivých senzorických systémů v rámci udržování posturální kontroly. Zahrnuje v sobě šest testovacích podmínek, na základě kterých je vyhodnocena schopnost pacienta efektivně využívat vizuální, vestibulární a proprioceptivní vstupy, a rovněž schopnost pacienta potlačovat nepřesné senzorické informace (Ford-Smith, Wyman, Elswick, Fernandez & Newton, 1995). Testování představuje kombinaci přítomných, chybějících nebo zkreslených vizuálních nebo proprioceptivních podnětů, k čemuž SOT využívá pohyblivou platformu a vizuální pohyblivé prostředí. Celý systém je řízen počítačovým programem. Jednotlivé testovací podmínky, vystiženy na Obrázku 4, jsou následující: 1. otevřené oči s fixovanou platformou i prostředím; 2. zavřené oči s fixovanou platformou; 3. otevřené oči, pohyblivé vizuální prostředí s fixovanou platformou; 4. otevřené oči, fixované vizuální prostředí a pohyblivá platforma; 5. zavřené oči

s pohyblivou platformou; 6. otevřené oči při pohyblivé platformě a vizuálním prostředí (Yeh, Hsu, Lin, Chang, & Lo, 2014). V každé situaci setrvává testovaný proband 20 sekund, přičemž celý proces se zpravidla třikrát opakuje (Ford-Smith et al, 1995).

SOT se užívá u osob s deficity posturální kontroly různé etiologie, např. u pacientů s Parkinsonovou chorobou, periferní neuropatií, po cévní mozkové příhodě či s periferními vestibulárními poruchami (Yeh et al, 2014).



*Obrázek 4.* Jednotlivé modifikace vnějších podmínek během testu SOT (Yeh et al, 2014).

### 7.3.3 Balanční systém Biodex

V minulosti se využívala řada systémů k hodnocení rovnováhy a posturální stability. Tato zařízení typicky sestávala ze silové plošiny propojené s počítačovým softwarem a byla schopna určit pohyb COP. COP je centrálním místem působení tlaku, vyvíjeného na chodidlo během kontaktu s podložkou, nebo místem působení reakční síly podložky na chodidlo. Během klidného stoje se COP využívá k měření pohybu jedincova COG (Centre of Gravity) nad nohami. Proto se COP používá jakožto ukazatel velikosti pohybu COG během stoje (Arnold, & Schmitz, 1998; Kao, Chen, Chou, Tsai, & Lo, 2014).

V kontrastu si silovými plošinami, balanční systém Biodex (Obrázek 5) využívá kruhovou platformu, která se může pohybovat souběžně v anteroposteriorním a mediolaterálním směru (Dawson, Dzurino, Karleskint, & Tucker, 2018). Navíc je možné kontrolovat stupeň nestability kruhové plošiny prostřednictvím 12 úrovní plus statickou pozicí. Kromě měření velikosti deviace COP umí rovněž měřit stupeň naklonění nad každou osou, čímž například poskytuje specifičtější informaci o pohybu v hlezenních kloubech (Arnold, & Schmitz, 1998). Balanční systém Biodex tedy objektivně měří a zaznamenává schopnost jedince setrvat v rovnovážném stavu, a to jak během statických, tak dynamických podmínek. Systém je rovněž vybaven obrazovkou, na které se díky propojení s počítačovým softwarem zobrazuje pozice COP během testu

v reálném čase, což poskytuje feedback testovanému jedinci (Kao et al, 2014; Parraca et at, 2011). Data z každého měření jsou shromážděna, uložena a dostupná pro tisk.

Ačkoliv balanční systém Biodex poskytuje velmi rychlé a objektivní výsledky, jedná se o velice drahé zařízení, což limituje jeho širší využití v klinické praxi v porovnání s dalšími přístroji či způsoby testování posturální stability (Almeida, Monteiro, Marizeiro, Maia, & de Paula Lima, 2017).

*Obrázek 5*. Balanční systém Biodex (Dawson et al, 2018).

# 8 Cíle a hypotézy

## 8.1 Cíl práce

Hlavní cíl této práce představuje srovnání a vyhodnocení výsledků z klinicky využívaných testů k hodnocení posturální stability s výsledky přístrojového testování pomocí balančního systému Biodex u populace zdravých seniorů.

Dílčí cíle:

1) Porovnání subjektivního hodnocení klinického testu m-CTSIB dvěma fyzioterapeuty nezávisle na sobě.

2) Posouzení hodnoty sway indexu v závislosti na výšce probanda během testování posturální stability v rámci testu m-CTSIB na balančním systému Biodex.

3) Posouzení dosažených výsledků testu Limity stability měřeného na balančním systému Biodex v závislosti na pohlaví.

### 8.2 Výzkumné otázky

1) Existuje rozdíl mezi výsledky klinické formy testu m-CTSIB a přístrojovou verzí testu m-CTSIB naměřeném na balančním systému Biodex?

2) Existuje rozdíl mezi výsledky klinického testu dosahu ve 4 směrech a přístrojovou verzí testu Limity stability naměřeného na balančním systému Biodex?

3) Objevují se významné rozdíly ve výsledcích v rámci hodnocení klinického testu m-CTSIB při hodnocení dvěma fyzioterapeuty nezávisle na sobě?

4) Existuje pozitivní korelace mezi výškou probanda a hodnotou sway indexu během testování posturální stability v rámci testu m-CTSIB na balančním systému Biodex?

5) Existuje statisticky významný rozdíl ve výsledcích testu Limity stability měřeného na balančním systému Biodex mezi muži a ženami?

## 9 Metodika

### 9.1 Charakteristika vyšetřovaného souboru

Do studie bylo vybráno 20 osob ve věkovém rozmezí 60 až 75 let, 10 žen a 10 mužů. Průměrný věk celého souboru byl 68,3 let, konkrétně u žen 68 let (SD = 4,2), u mužů 68,6 let (SD = 5,5). Mezi exkluzivní kritéria patřila prodělaná totální endoprotéza

kyčelního nebo kolenního kloubu, bolestivá iritace v oblasti dolních končetiny, kvůli které by testovaný jedinec nebyl schopný rovnoměrného zatížení obou dolních končetin ve stoji, nebo diagnostikované neurologické onemocnění, které by mohlo mít vliv na posturální stabilitu. Po obeznámení se s průběhem testování a podepsání informovaného souhlasu s provedením výzkumu každý proband vyplnil anamnestický dotazník se zaměřením na historii pádů, úrazy na dolních končetinách, vertebrogenní obtíže a točení hlavy.

Vyšetření a měření za účelem získání dat k diplomové práci probíhalo v prostorách Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Postup měření byl schválen Etickou komisí FTK UP (Příloha 1).

Před začátkem samotného vyšetření každý proband podepsal informovaný souhlas (Příloha 2) a vyplnil anamnestický dotazník (Příloha 3).

### 9.2 Klinické testování

Samotným klinickým testům předcházelo antropometrické vyšetření. Každému probandovi byla změřena anatomická a funkční délka obou dolních končetin, délka stehen a délka bérců. Následně byl pomocí plastového goniometru vyšetřen rozsah pohybu v kyčelních, kolenních a hlezenních kloubech na obou dolních končetinách tak, jak to popisují Janda a Pavlů (1993). Dále byl vyšetřen funkční svalový test dle Jandy (2004). Konkrétně se určovala svalová síla do flexe, extenze, abdukce a addukce v kyčelních kloubech, do flexe a extenze v kolenních kloubech a do plantární flexe a supinace s dorzální flexí v kloubech hlezenních. V poslední řadě byla stanovena dominance dolních končetin, a to prostřednictvím testů dle Drnkové a Syllabové (1991). Konkrétní testované činnosti byly kopnutí do míče (dominantní je ta noha, která kope), vystoupení na stoličku (dominantní je ta noha, která vystupuje nahoru) a posunutí kostky nohou po čáře po zemi. Všechny zmíněné údaje byly zaznamenány do protokolu a vyšetření (Příloha 4).

#### 9.2.1 m-CTSIB

Klinický test senzorické interakce při udržení rovnováhy (Clinical Test of Sensory Interaction on Balance – CTSIB) se využívá k posouzení posturální kontroly v šesti různých situacích. V klinické praxi se více používá jeho modifikovaná verze (m-CTSIB), ve které se využívají situace čtyři. Konkrétně se jedná o stoj na pevném povrchu

s otevřenýma očima, stoj na pevném povrchu se zavřenýma očima, stoj na měkkém povrchu (pěnové podložce) s otevřenýma očima a o stoj na měkkém povrchu se zavřenýma očima. Při stoji s otevřenýma očima na pevném povrchu se testovaný jedinec spoléhá na informace ze všech senzorických systému spojených s udržením rovnováhy a balance, tedy zraku, vestibulárního aparátu i propriocepce. Během stoje na pevné podložce se zavřenýma očima hrají dominantní roli informace z proprioceptorů a exteroceptorů. Při postavení se na měkkou podložku jsou sice informace z proprioceptorů a exteroceptorů dostupné, jsou však výrazně zkreslené, a proto nepřesné. Proto při stoji s otevřenýma očima na měkké podložce spoléhají testovaní jedinci zejména na zrakové informace. V rámci stoje na měkké podložce se zavřenýma očima jsou pouze informace z vestibulárního aparátu přesné (Bascuas et al, 2013).

Probandi byli testováni v jednotlivých situacích v uvedeném pořadí. Stáli vždy naboso, klidně s rukama podél těla, s chodidly mírně od sebe a pohledem směřujícím dopředu. Testování každé z podmínek trvalo maximálně 30 sekund. Test v konkrétní situaci byl přerušen v případě, kdy pacient otevřel oči v době, kdy měly být zavřené, upažil horní končetiny dopředu či do stran, nebo ukročil nohou k udržení balance. V takovém případě se zaznamenala doba, po kterou byl schopen v dané situaci vydržet, do záznamového archu a test se opakoval, maximálně však třikrát (pokud pacient v dané situaci zvládl ustát 30 sekund, přešlo se k další situaci). V záznamovém archu, který prezentovali (Shumway-Cook, Horak, 1986), se posuzuje i kývání pacienta (sway), a to hodnotami 0, znamenající „abnormální“ kývání, a 1, znamenající „normální“. V této diplomové práci se však sway probanda posuzoval prostřednictvím škály, kterou prezentovali (Khattar, & Hathiram, 2012), a to z důvodu detailnějšího hodnocení. Tato škála má hodnoty 1-4, kdy 1 znamená minimální kývání, 2 mírné kývání, 3 větší kývání a 4 znamená pád. Navíc bylo toto hodnocení provedeno dvěma terapeuty zároveň, kdy každý hodnotil dle vlastního uvážení. Závěrem se vypočítal celkový čas ze součtu průměrů doby trvání jednotlivých situací (Bastlová et al., 2015; Cohen, Blatchy, & Gombash, 1993).

### 9.2.2 Test dosahu ve 4 směrech

Druhým provedeným klinickým testem byl test dosahu ve 4 směrech (Multidirectional Reach Test – MDRT), který slouží k rychlému zhodnocení posturální

stability. Jeho prostřednictvím se zjišťuje, kam až může jedinec dosáhnout a přesunout své těžiště, aniž by udělal krok či upadl.

Do výšky v úrovni akromionu vyšetřovaného byl připevněn metr v horizontální poloze vůči podlaze. Následně pacient předpažil do 90° flexe v ramenním kloubu a za instrukcí, aby neudělal krok či nespadl a horní končetinu udržel ve výši měřidla, se pokusil natáhnout do nejdál (v případě testování dosahu do stran udělal pacient 90° abdukci v ramenním kloubu). Počáteční a koncové polohy, jichž testovaný jedinec dosáhl, byly zaznamenány, a na základě jejich rozdílu byl vypočítán celkový rozsah pro daný směr. Nohy byly udržovány na podlaze přibližně 10 cm od sebe. V případě, že během testování proband pohnul chodidly či udělal krok, byl test neplatný a opakoval se.

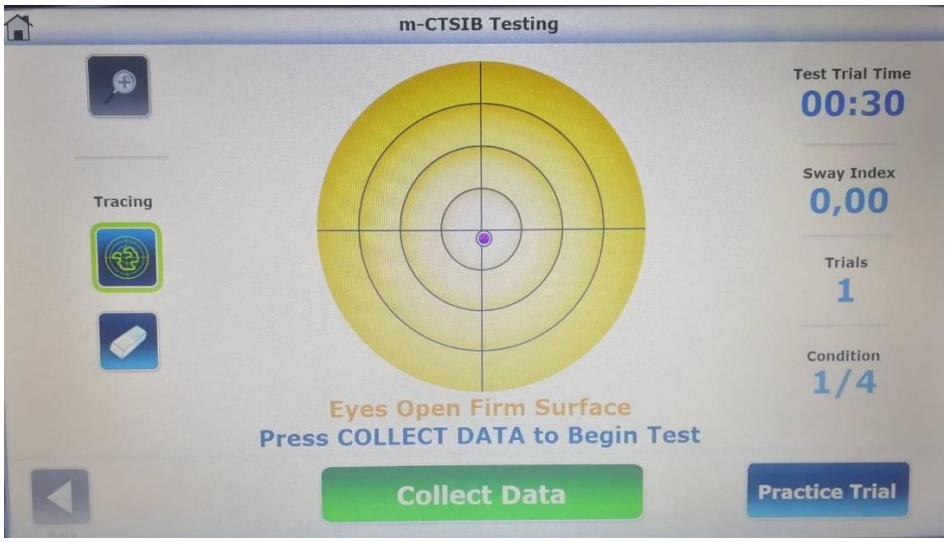
### 9.3 Testování na balančním systému Biodex

Na balančním systému Biodex (BSB) absolvoval každý proband dva testy, které svým charakterem odpovídaly provedeným klinickým testům. Jmenovitě se jednalo o test m-CTSIB, viz výše, a test limity stability (Limits of Stability – LOS), který představuje alternativu testu dosahu ve 4 směrech.

#### 9.3.1 m-CTSIB na BSB

Jedná se o standardizovaný test pro hodnocení rovnováhy na pevném povrchu. Jeho prostřednictvím se hodnotí, jak dobře pacient dokáže integrovat jednotlivé senzorické informace, aby zůstal stabilní.

Po zapnutí přístroje se v sekci „Testing“ zvolila možnost „Senzory Integration“, a v ní následně m-CTSIB. Proband se postavil tak, aby jeho stoj byl pohodlný či příjemný, a zároveň bylo dosaženo takové pozice, že se pohyblivý kurzor nacházel přibližně uprostřed kruhu značícího opornou bázi (Obrázek 6). Až posléze byla v přístroji nastavena pozice nohou, která byla zaznamenána jako výchozí pro veškerá následující testování na BSB. Šíře stoje byla rovněž individuálně nastavena. Nejdříve se pomocí pelvimetru změřila vzdálenost mezi předními horními spinami (spinae iliacae anteriores superiores – SIAS), a nohy byly posléze nastaveny na podložce tak, aby stejná vzdálenost byla mezi zevními kotníky vyšetřovaného. Úhel nohou byl určen podle linie, která je rovnoběžná s osou nohy.



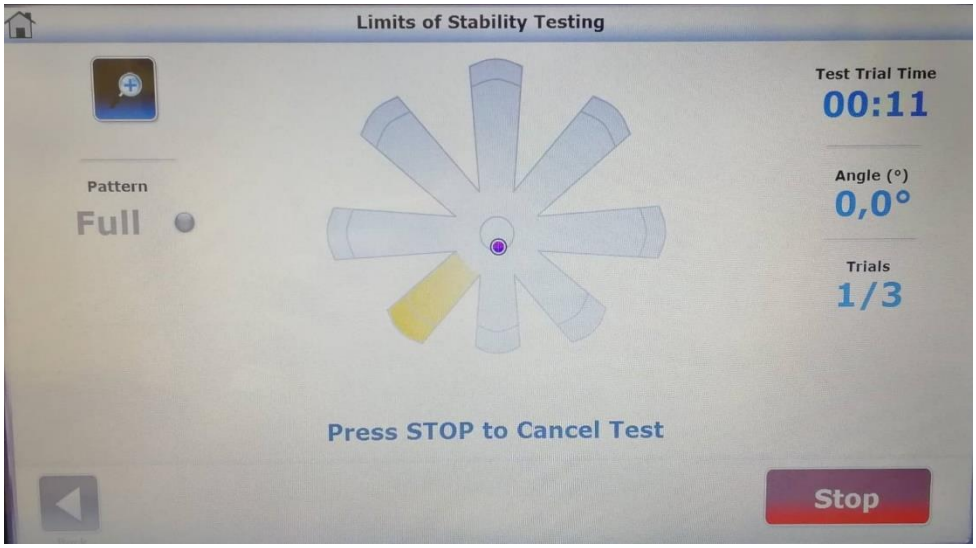

*Obrázek 6.* Výchozí pozice pro měření, kdy pohyblivý kurzor je přibližně ve středu kruhu při pohodlném stoji vyšetřované osoby.

Samotné testování sestávalo ze všech čtyř výše zmiňovaných situací. Každá trvala 30 sekund, po ní následovala 10 sekund pauza. Z důvodu paralelně probíhajícího výzkumu, zkoumajícího intraindividuální variabilitu posturální stability u seniorů pomocí balančního systému Biodex, byl celý tento cyklus opakován třikrát. Mezi jednotlivými cykly byla dvouminutová pauza. Výsledkem tohoto testu je tzv. sway index. Ten představuje průměrnou absolutní odchylku pacientovi střední pozice v průběhu testu. Čím vyšší hodnoty sway index nabývá, tím více nestabilní je proband během testování. Pro potřeby této diplomové práce byl využit výsledek odpovídající průměru všech tří měření, který byl následně porovnán s výsledky klinických testů.

### 9.3.2 Limits of Stability

Druhým testem provedeným na BSB byl test limitů stability. LOS zjišťuje, jak daleko se dokáže pacient naklonit z výchozí polohy (stejná jako u m-CTSIB), aniž by nadzvedl paty/špičky, udělal krok či upadl. Míra náklonu je vyjádřena ve stupních vůči průmětu společného těžiště těla do roviny oporné báze, tedy Centre of Gravity (COG).

Během každého cyklu musí pacient přenášet váhu tak, aby pohyboval kurzorem ze středu vyznačeným směrem (Obrázek 7) tam a zase zpět co nejrychleji, a zároveň s co nejmenší odchylkou z konkrétního úseku. Jakmile absolvuje jednu z osmi vyznačených cest, musí kurzorem setrvat ve středu po dobu tří sekund, aby se objevil další směr, kterým se má pohybovat. Pořadí směrů je generováno náhodně. Cyklus končí ve chvíli, kdy testovaný jedinec absolvuje všech osm vyznačených cest.




*Obrázek 7.* Označený směr, kterým se má vyšetřovaný pohybovat během LOS.

Stejně jako v případě předchozího testu byl i LOS změřen třikrát, kdy jednotlivé testy sloužily k posouzení intraindividuální variability posturální stability. Pro potřeby této diplomové práce se použil aritmetický průměr ze všech tří měření.

# 10 Výsledky

## 10.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

*Výzkumná otázka č. 1: Existuje rozdíl mezi výsledky klinické formy testu m-CTSIB a přístrojovou verzí testu m-CTSIB naměřeném na balančním systému Biodex?*

Hodnoty základních statistických veličin klinické a přístrojové verze testu m-CTSIB uvádí Tabulka 1.

Ke zjištění případného rozdílu mezi výsledky obou forem testů byl využit Wilcoxonův neparametrický test, který hodnotí, zda jde přítomen významný statistický rozdíl mezi jednou a druhou proměnnou. Jeho hodnoty jsou uvedeny v Tabulce 2.

*Tabulka 1.* Popisné statistiky jednotlivých situací testu m-CTSIB.

| Testovací situace | Průměr | Medián | Minimum | Maximum | SD |
|---|---|---|---|---|---|
| PPOO – BSB | 0,462 | 0,485 | 0,270 | 0,710 | 0,106 |
| PPOO – klin. | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 0,000 |
| PPZO – BSB | 1,164 | 1,140 | 0,690 | 1,880 | 0,323 |
| PPZO – klin. | 1,500 | 1,500 | 1,000 | 2,000 | 0,512 |
| MPOO – BSB | 1,164 | 1,140 | 0,690 | 1,880 | 0,323 |
| MPOO – klin. | 1,500 | 1,500 | 1,000 | 2,000 | 0,512 |
| MPZO – BSB | 3,002 | 2,870 | 2,230 | 4,110 | 0,527 |
| MPZO – klin. | 2,800 | 3,000 | 2,000 | 4,000 | 0,615 |

Poznámka: PPOO – pevná podložka, otevřené oči; PPZO – pevná podložka, zavřené oči; MPOO – měkká podložka, otevřené oči; MPZO – měkká podložka, zavřené oči; BSB – balanční systém Biodex; kli. – klinický test; SD – směrodatná odchylka

*Tabulka 2.* Hodnota korelačního koeficientu Wilcoxonova testu pro testy m-CTSIB.

| Testovací situace | p - hodnota |
|---|---|
| PPOO | **0,000089** |
| PPZO | **0,017759** |
| MPOO | **0,017759** |
| MPZO | 0,085925 |

Rozdíl mezi klinickou a přístrojovou formou testu m-CTSIB je při hladině statistické významnosti $p < 0,05$ významný ve všech situacích kromě MPZO.

### 10.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

*Výzkumná otázka č. 2: Existuje rozdíl mezi výsledky klinického testu dosahu ve 4 směrech a přístrojovou verzí testu Limity stability naměřeného na balančním systému Biodex?*

Hodnoty základních statistických veličin testů MDRT a LOS jsou uvedeny v Tabulce 3.

Ke zjištění vztahu mezi oběma testu byla využita Spearmenova korelace, jejíž hodnoty uvádí Tabulka 4.

*Tabulka 3.* Popisné statistiky testů MDRT a LOS.

| Testovací situace | | Průměr | Medián | Minimum | Maximum | SD |
|---|---|---|---|---|---|---|
| MDRT [cm] | dopředu | 24,15 | 24,00 | 15,00 | 39,00 | 5,92 |
| | dozadu | 17,40 | 17,00 | 11,00 | 26,00 | 3,74 |
| | doprava | 18,00 | 18,50 | 13,00 | 24,00 | 3,27 |
| | doleva | 18,00 | 19,00 | 14,00 | 25,00 | 2,64 |
| LOS [°] | dopředu | 6,21 | 6,10 | 4,60 | 8,80 | 1,11 |
| | dozadu | 4,14 | 4,00 | 3,10 | 6,10 | 0,81 |
| | doprava | 6,93 | 6,90 | 4,30 | 9,40 | 1,36 |
| | doleva | 7,62 | 7,80 | 4,90 | 9,70 | 1,41 |

Poznámka: MDRT – test dosahu ve 4 směrech; LOS – test limitů stability

*Tabulka 4.* Hodnota Spearmanova koeficientu korelace testů MDRT a LOS.

| Testovaný směr | Spearmanův koef. | p - hodnota |
|---|---|---|
| dopředu | 0,264851 | 0,259115 |
| dozadu | 0,224621 | 0,341047 |
| doprava | **0,539766** | **0,01431** |
| doleva | **0,595238** | **0,005627** |

Ve všech případech byla mezi zmíněnými testy pozitivní Spearmanova korelace. Korelační koeficient byl však menší než 0,05 pouze ve směrech doprava a doleva, značící statistickou významnost. Velikost Spearmanova koeficientu v situacích dopředu a dozadu byla slabě pozitivní a velikost korelačního koeficientu větší než 0,05, znamenající nevýznamnost ze statistického hlediska.

### 10.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

*Výzkumná otázka č. 3: Objevují se statisticky významné rozdíly ve výsledcích v rámci hodnocení klinického testu m-CTSIB při hodnocení dvěma fyzioterapeuty nezávisle na sobě?*

Klinický test m-CTSIB byl hodnocen u každého probanda dvěma fyzioterapeuty nezávisle na sobě. K tomu byla využita škála, kterou prezentovali Khattar, & Hathiram (2012), nabývající hodnot 1-4. Detailně je hodnocení popsáno v kapitole 9.2.1 m-CTSIB.

Nejprve stáli probandi na pevné podložce s otevřenýma očima. Během této situace nedošlo vůbec k žádným rozdílům. Všichni testovaní vydrželi v dané pozici maximální dobu, tedy 30 sekund, a oba fyzioterapeuti hodnotili sway testovaných shodně hodnotou 1, znamenající minimální kývání.

Ve druhé situaci při stoji na pevné podložce se zavřenýma očima dokázali všichni probandi vydržet 30 sekund. Hodnocení kývání se u dvou terapeutů lišilo pouze nepatrně (Tabulka 5). Výsledek F-testu je 0,930032, výsledek T-testu 0,329877, což značí, že rozdíly v hodnocení jsou statistiky nevýznamné.

*Tabulka 5.* Výsledky klinického testu m-CTSIB během stoje na pevné podložce s otevřenýma očima.

| Pacient (PPZO) | Trvání testu [s] | T1 sway | T2 sway |
|---|---|---|---|
| 1. | 30 | 2 | 1 |
| 2. | 30 | 2 | 1 |
| 3. | 30 | 2 | 2 |
| 4. | 30 | 2 | 1 |
| 5. | 30 | 1 | 2 |
| 6. | 30 | 1 | 1 |
| 7. | 30 | 2 | 2 |
| 8. | 30 | 2 | 2 |
| 9. | 30 | 1 | 1 |
| 10. | 30 | 2 | 2 |
| 11. | 30 | 1 | 1 |
| 12. | 30 | 1 | 1 |
| 13. | 30 | 2 | 2 |
| 14. | 30 | 1 | 1 |
| 15. | 30 | 2 | 2 |
| 16. | 30 | 2 | 2 |
| 17. | 30 | 2 | 2 |
| 18. | 30 | 1 | 1 |
| 19. | 30 | 1 | 1 |
| 20. | 30 | 1 | 1 |

Poznámka: PPZO = pevná podložka, zavřené oči, T1 sway = hodnocení kývání pacienta prvním fyzioterapeutem, T2 sway = hodnocení kývání pacienta druhým fyzioterapeutem

Třetí podmínkou byl stoj na měkké podložce s otevřenýma očima. I v této situaci vydrželi všichni testovaní stát maximální dobu. Rozdíl v hodnocení jednotlivých pacientů dvěma fyzioterapeuty je uveden v Tabulce 6. Opět zde nedošlo k statisticky významným rozdílům v rámci F-testu a T-testu. F-test nabyl hodnoty 1,00, T-test nabyl rovněž hodnoty 1,00.

*Tabulka 6.* Výsledky klinického testu m-CTSIB během stoje na měkké podložce s otevřenýma očima.

| Pacient (MPOO) | Trvání testu [s] | T1 sway | T2 sway |
|---|---|---|---|
| 1. | 30 | 2 | 2 |
| 2. | 30 | 2 | 2 |
| 3. | 30 | 2 | 2 |
| 4. | 30 | 2 | 2 |
| 5. | 30 | 2 | 2 |
| 6. | 30 | 1 | 1 |
| 7. | 30 | 2 | 2 |
| 8. | 30 | 2 | 2 |
| 9. | 30 | 2 | 1 |
| 10. | 30 | 3 | 2 |
| 11. | 30 | 1 | 2 |
| 12. | 30 | 2 | 2 |
| 13. | 30 | 2 | 3 |
| 14. | 30 | 2 | 2 |
| 15. | 30 | 2 | 2 |
| 16. | 30 | 2 | 2 |
| 17. | 30 | 2 | 2 |
| 18. | 30 | 2 | 2 |
| 19. | 30 | 2 | 2 |
| 20. | 30 | 2 | 2 |

Poznámka: MPOO = měkká podložka, otevřené oči, T1 sway = hodnocení kývání pacienta prvním fyzioterapeutem, T2 sway = hodnocení kývání pacienta druhým fyzioterapeutem

Čtvrtou a poslední podmínku, stoj na měkké podložce se zavřenýma očima, nebyli všichni probandi schopni ustát celou dobu. Rozdíly v hodnocení kývání byly však rovněž

nepatrné a ani zde se neobjevil statisticky významný rozdíl. Výsledek F-testu je 0,642186, výsledek T-testu 0,329877. Jednotlivé hodnoty jsou uvedeny v Tabulce 7.

*Tabulka 7.* Výsledky klinického testu m-CTSIB během stoje na měkké podložce se zavřenýma očima.

| Pacient (MPZO) | Trvání testu [s] | T1 sway | T2 sway |
|---|---|---|---|
| 1. | 19 | 3 | 3 |
| 2. | 30 | 3 | 3 |
| 3. | 30 | 3 | 3 |
| 4. | 30 | 3 | 3 |
| 5. | 30 | 2 | 3 |
| 6. | 30 | 2 | 2 |
| 7. | 30 | 3 | 3 |
| 8. | 30 | 2 | 3 |
| 9. | 30 | 2 | 2 |
| 10. | 22,5 | 3 | 3 |
| 11. | 30 | 3 | 3 |
| 12. | 30 | 2 | 2 |
| 13. | 30 | 3 | 3 |
| 14. | 24,3 | 4 | 4 |
| 15. | 30 | 3 | 3 |
| 16. | 21,5 | 3 | 3 |
| 17. | 30 | 3 | 3 |
| 18. | 20,3 | 4 | 4 |
| 19. | 30 | 2 | 3 |
| 20. | 30 | 3 | 2 |

Poznámka: MPZO = měkká podložka, zavřené oči, T1 sway = hodnocení kývání pacienta prvním fyzioterapeutem, T2 sway = hodnocení kývání pacienta druhým fyzioterapeutem

### 10.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 4

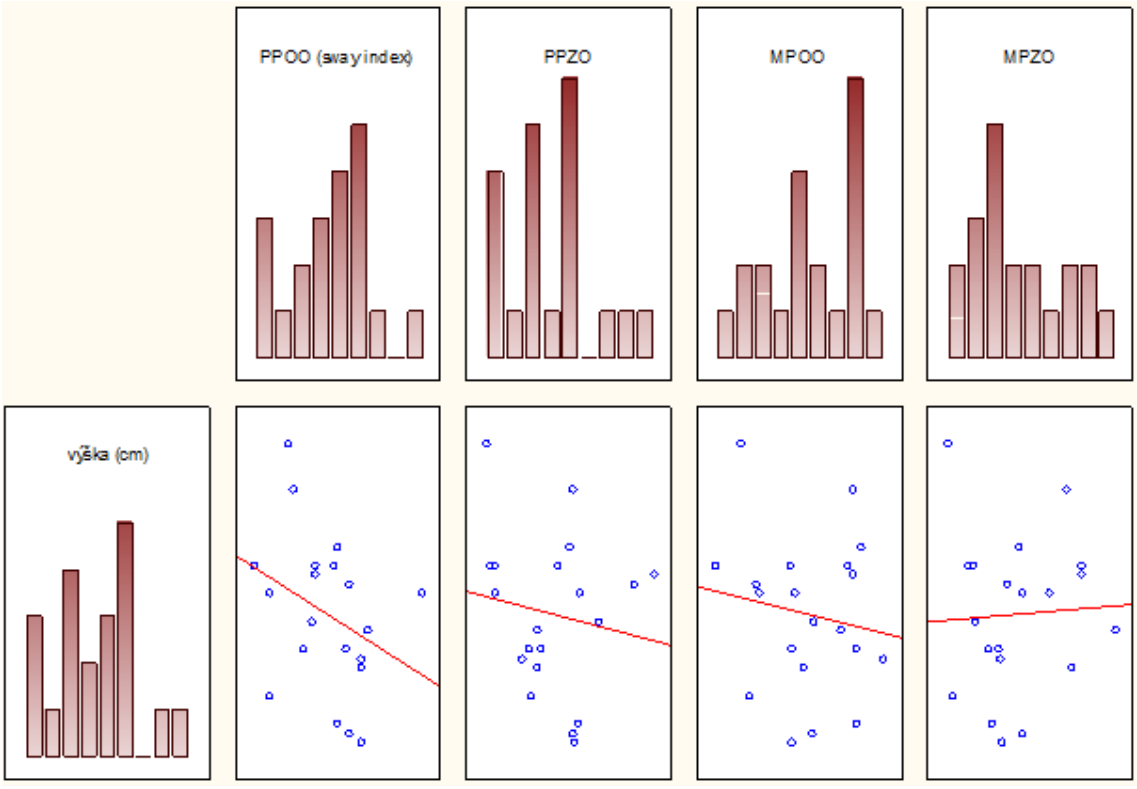
*Výzkumná otázka č. 4: Existuje pozitivní korelace mezi výškou probanda a hodnotou sway indexu během testování posturální stability v rámci testu m-CTSIB na balančním systému Biodex?*

Během provádění testu m-CTSIB na balančním systému Biodex na pevné podložce s otevřenýma očima se neprokázala pozitivní korelace mezi výškou probandů a naměřenou hodnotou sway indexu. Hodnota korelace byla r = -0,3329.

Během stoje na pevné podložce se zavřenýma očima byla korelace mezi výškou testovaného a hodnotou sway indexu opět záporná (r = -0,1537).

V situaci, kdy testovaní jedinci stáli na měkké podložce s otevřenýma očima, rovněž nebyla prokázána pozitivní korelace mezi výškou a hodnotou sway indexu. Korelace nabyla záporné hodnoty r = -0,1502.

Při stoji na měkké podložce se zavřenýma očima byla prokázána pozitivní korelace mezi výškou probanda a hodnotou sway indexu. Dosáhla hodnoty r = 0,0516. Tato hodnota je však statisticky nevýznamná. Data jednotlivých testů jsou zobrazena v Obrázku 7.



*Obrázek 7.* Korelace mezi výškou probandů a hodnotou sway indexu během testu m-CTSIB na balančním systému Biodex během jednotlivých testovacích situací.
Poznámka: PPOO – pevná podložka, otevřené oči, PPZO – pevná podložka, zavřené oči; MPOO – měkká podložka, otevřené oči; MPZO – měkká podložka, zavřené oči.

### 10.5 Výsledky k výzkumné otázce č. 5

*Výzkumná otázka č. 5: Existuje statisticky významný rozdíl ve výsledcích testu Limity stability měřeného na balančním systému Biodex mezi muži a ženami?*

Hodnoty náklonu ve stupních jednotlivými směru v rámci testu Limity stability na balančním systému Biodex udává Tabulka 8.

*Tabulka 8.* Výsledky testu Limity stability na balančním systému Biodex

| Pohlaví | F [°] | FR [°] | R [°] | BR [°] | B [°] | BL [°] | L [°] | FL [°] |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **Ž** | 4,7 | 5,6 | 4,3 | 3,4 | 3,6 | 4,6 | 5,9 | 5,7 |
| **Ž** | 5,4 | 5,6 | 5,4 | 6,0 | 5,7 | 5,3 | 5,4 | 7,5 |
| **Ž** | 5,1 | 5,5 | 5,8 | 5,1 | 3,3 | 4,9 | 6,5 | 5,9 |
| **Ž** | 6,5 | 6,5 | 6,6 | 5,5 | 4,0 | 5,4 | 6,4 | 6,4 |
| **Ž** | 7,6 | 8,4 | 6,3 | 4,0 | 3,4 | 5,0 | 9,5 | 9,2 |
| **Ž** | 5,4 | 6,7 | 7,2 | 5,5 | 4,1 | 5,6 | 7,6 | 6,1 |
| **Ž** | 6,4 | 8,8 | 9,0 | 5,9 | 4,7 | 7,2 | 9,5 | 8,0 |
| **Ž** | 6,1 | 7,7 | 7,4 | 7,5 | 4,4 | 6,5 | 8,4 | 7,5 |
| **Ž** | 5,9 | 7,5 | 7,3 | 7,1 | 6,1 | 7,6 | 7,9 | 7,4 |
| **Ž** | 6,8 | 8,7 | 8,3 | 6,2 | 4,5 | 6,5 | 9,3 | 8,9 |
| **M** | 6,5 | 8,1 | 6,4 | 4,2 | 3,2 | 5,4 | 6,9 | 7,7 |
| **M** | 7,3 | 7,8 | 8,1 | 6,2 | 4,0 | 5,2 | 8,5 | 8,2 |
| **M** | 5,1 | 4,8 | 4,8 | 4,4 | 3,1 | 3,8 | 4,9 | 4,9 |
| **M** | 6,0 | 5,8 | 6,2 | 4,7 | 3,6 | 5,1 | 7,7 | 7,4 |
| **M** | 4,6 | 5,0 | 6,2 | 5,8 | 4,9 | 6,2 | 6,4 | 5,1 |
| **M** | 5,5 | 6,4 | 7,4 | 5,8 | 4,0 | 6,1 | 8,3 | 7,1 |
| **M** | 6,4 | 7,0 | 9,4 | 7,5 | 3,9 | 7,0 | 9,7 | 6,9 |
| **M** | 6,1 | 7,1 | 6,2 | 5,2 | 3,3 | 4,4 | 7,0 | 6,7 |
| **M** | 8,1 | 9,2 | 8,6 | 7,2 | 4,7 | 6,4 | 8,0 | 9,3 |

| | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **M** | 8,8 | 9,8 | 7,7 | 5,9 | 4,4 | 5,2 | 8,6 | 9,9 |
| | | | | | | | | |
| prům. | 6,2 | 7,1 | 6,9 | 5,7 | 4,1 | 5,7 | 7,6 | 7,3 |
| SD | 1,11 | 1,46 | 1,36 | 1,15 | 0,81 | 0,99 | 1,41 | 1,38 |

*Legenda: F – dopředu, FR – dopředu doprava, R - doprava, BR – dozadu doprava, B - dozadu, BL – dozadu doleva, L - doleva, FL – dopředu doleva, Ž – žena, M – muž, prům. – průměrná hodnota, SD – směrodatná odchylka*

U směrů FR, L a FL byl u mužů i žen stejný aritmetický průměr, proto byly tyto směry z dalšího statistického hodnocení vyloučeny. Hodnoty T-testu a F-testu ostatních směrů udává Tabulka 9. Rozdíly mezi jednotlivými proměnnými mezi muži a ženami jsou malé oproti směrodatných odchylkám, jinými slovy nikde není velikost rozdílu větší než směrodatná odchylka. Proto nemá pohlaví vliv na hodnoty testu Limity stability.

*Tabulka 9.* Výsledky F-testu a T-testu vybraných směrů při testu Limity stability na balančním systému Biodex.

| | **F** | **R** | **BR** | **B** | **BL** |
|---|---|---|---|---|---|
| **prům. Ž [°]** | 6,0 | 6,8 | 5,6 | 4,4 | 5,9 |
| **SD Ž [°]** | 0,87 | 1,39 | 1,25 | 0,93 | 1,03 |
| **prům. M [°]** | 6,4 | 7,1 | 5,7 | 3,9 | 5,5 |
| **SD M [°]** | 1,31 | 1,38 | 1,10 | 0,62 | 0,96 |
| **F-test** | 0,2416 | 0,9903 | 0,7136 | 0,2483 | 0,8534 |
| **T-test** | 0,3796 | 0,5899 | 0,8961 | 0,2029 | 0,4046 |

*Legenda: F- dopředu, R – doprava, BR – dozadu doprava, B – dozadu, BL – dozadu doleva, Ž – ženy, M – muži, prům. – průměr, SD – směrodatná odchylka*

## 11 Diskuze

Posturální stabilita je definována jako schopnost zůstat stabilní jak během statických, tak během dynamických situací (Almeida et al, 2017). Balance a posturální kontrola jsou naprosto nezbytné k zajištění ne pouze bezpečného provedení aktivit denního života, ale k vykonávání bezpečné lokomoce obecně (Dawson et al, 2018). Posturální kontrola je považována za komplexní motorickou dovednost, odvozenou z interakce celé řady senzomotorických procesů. Dva hlavní funkční cíle posturální kontroly představují posturální orientace a posturální rovnováha. Posturální orientace představuje aktivní kontrolu pozice těla a svalového tonu s ohledem na gravitaci, nosnou plochu a působení vnějšího prostředí. Závisí na stálé aferentaci a následném vyhodnocení informací z vestibulárního, somatosenzorického a zrakového systému. Posturální rovnováha slouží ke koordinaci senzomotorických strategií k udržení COM, a to jak ve vůli iniciovaným, tak při vnějšími podmínkami způsobeným narušením posturální stability (Horak, 2006; Shumway-Cook, & Woollacott, 2012).

S rostoucím věkem dochází k progresivní ztrátě senzomotorických funkcí, což významně ovlivňuje schopnost udržet posturální stabilitu. U seniorské populace je nejčastějším důsledkem tohoto faktu pád. Pády představují nejběžnější příčinu náhodných zranění a velice často ústí v disabilitu, handicap, emoční strádání a větší potřebu zdravotních či sociálních služeb (Parraca et al, 2011). Kromě potíže s udržením rovnováhy patří mezi rizikové faktory pádu u seniorské populace také kognitivní vady, užívání léků a postižení či vady v oblasti dolních končetin (Panzer, Bandinelli, & Hallett, 1996).

Každý třetí občan starší 65 let zažije alespoň jednou ročně pád, přičemž 10–15 % těchto pádů vyústí v závažné zranění. Důsledky náhodných zranění jsou šestou nejčastější příčinou úmrtí u populace nad 65 let, u lidí nad 85 let dokonce první příčinou, přičemž naprostá většina je zapříčiněna právě pádem. Rovněž strach z pádu je poměrně běžným jevem mezi seniory. Odhady se pohybují kolem hodnoty 73 %, což by z určité míry mohlo vysvětlovat výrazný pokles fyzické aktivity, a tím pádem další nárůst rizika pádu u této skupiny populace (Newton, 2008; Sturnieks et al, 2008). Mancini, & Horak (2010) udávají, že potíže s udržením rovnováhy a balance ve stoji a při chůzi má jedna třetina až jedna polovina občanů starších 65 let, přičemž velká část z nich má neurologické onemocnění či určitou muskuloskeletální poruchu.

### 11.1 Diskuze k výzkumné otázce č. 1

Zhodnocení a prezentace výsledků pacientů s rovnovážnými potížemi vždy představovalo velikou výzvu pro klinické pracovníky. Fyziologická složitost a jemné souhry mezi faktory podílejícími se na procesu zachování rovnováhy a balance o to ztížily vyhodnocení a interpretaci posturální instability.

Klinické hodnocení spočívá v prostém pozorování pacienta. Terapeut pak hodnotí index vychýlení pacienta (sway index) během konkrétních podmínek. Nevýhodou testu je neexistence standardizovaných podmínek k jeho absolvování, například co se tloušťky a denzity měkké podložky týče. Weber & Cass (1993) ve své studii použili podložku o střední denzitě tlustou 6 palců. V další studii využili (El-Kashlan, Shepard, Asher, Smith-Wheelock & Telian, 1998) pěnovou podložku tlustou 4 palce, která byla navíc očalouněná, (Wrisley & Whitney, 2004a) pak použily viskoelastickou, 3 palce tlustou podložku o vysoké denzitě. Dokud tedy nebude standardizována denzita a tloušťka podložky, je obtížné srovnávat výsledky rozdílných studií. Základní podmínkou však zůstává, aby pacientovy nohy nebyly v kontaktu s podlahou, jinými slovy, aby pacient měkkou podložku „neprošlápl“, a nebyly tak doručovány somatosenzorické informace z oblasti nohou (Khattar, & Hathiram, 2012).

Wrisley & Whitney (2004a) rovněž ve své studii diskutovaly pozici nohou. V původní práci autorky (Shumway-Cook, & Horak, 1986) uvádí, že by se test měl provádět s nohami u sebe, zde byl však test proveden jak s nohami u sebe, tak s nohami mírně rozkročenými. Ačkoliv nebyl v naměřených datech při stoji s nohami u sebe a s rozkročenými nohami zjištěn statisticky významný rozdíl, u stoje rozkročného byly celkově nižší hodnoty sway indexu. Navíc tato situace silněji korelovala s přístrojově získanými daty z SOT testu.

V další studii se zjišťovalo, zda má na výsledek klinického m-CTSIB testu a korelaci s přistrojovým SOT testem vliv obuv u pacientů s vestibulárními poruchami. Wrisley & Whitney (2004b) testovaly na vzorku 30 pacientů ve věku 63 ± 17 let vliv různé obuvi (sportovní, s plochou podrážkou, sandále, s malým podpatkem do 5 cm) na výsledek testu m-CTSIB. Nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly v situacích s nebo bez bot v rámci zmíněného testu. Z toho důvodu autorky uvádějí, že je přínosnější provádět test v obuvi, a to z důvodu pacientova pohodlí a ušetření času. V originální práci se však udává, že test má být proveden bez obuvi (Shumway-Cook, & Horak, 1986).

Oproti klinickým testům, přístrojové testování poskytuje terapeutům a lékařům objektivní zhodnocení posturální stability a možnost srovnávání výsledků v průběhu

času. Ve studii (Loughran, Tennant, Kishore & Swan, 2005) využili autoři dvou zkušených specialistů, otorinolaryngologa a fyzioterapeuta, aby nezávisle na sobě vyšetřili a vyhodnotili klinický m-CTSIB na vzorku 81 jedinců v průměrném věku 54 ± 15,5 let. Jejich výsledky pak byly srovnány s výsledky přístrojové verze testu s využitím Cohenova koeficientu kappa. V výsledků pak vyšlo najevo, že zkušený odborník je schopen určit, kdy se jedná o abnormální vychylování probanda během udržování statické posturální stability a má vysokou míru shody ve srovnání s přístrojovou analýzou. Z časového i finančního hlediska se tedy zdá být efektivnější nechat provádět m-CTSIB test zkušeného lékaře či fyzioterapeuta.

Při klinickém testování se však vždy jedná o subjektivní hodnocení. Ačkoliv může být shoda jak mezi jednotlivými terapeuty, tak mezi terapeuty a přístrojovými testy vysoká, chceme-li získat objektivní a přesné výsledky, mělo by se vycházet z přístrojového hodnocení.

### 11.2 Diskuze k výzkumné otázce č. 2

K bezpečnému vykonávání běžných denních aktivit je nezbytné, aby starší dospělí byli schopni generovat vhodné motorické strategie k orientaci v prostředí. Balance a rovnováha jsou rovněž nutné při manipulaci s předměty, zatímco nohy jsou v neměnném kontaktu se zemí či podložkou. Aktivity jako předklánění nebo natahování se dopředu či do stran vyžadují posun COG v rámci opěrné báze (BS). Jakmile dojde k vychýlení COG mimo BS, dojde k vyčerpání limitu stability. K udržení balance je pak nutné objevení se automatické pohybové strategie a ustanovení nové BS. Pokud není vykonána automatická pohybová strategie, daný jedinec může zakopnout až spadnout ve snaze znovu získat stabilní pozici.

Řada studií potvrdila, že MDRT je dobrým testem pro zhodnocení posturální stability, a to nejen u seniorské populace (Holbein-Jenny, McDermott, Shaw, & Demchak, 2007; Newton, 2001; Tantisuwat, Chamonchant, & Boonyong, 2014). Jeho validita byla podpořena dalšími studiemi. Brauer, Burns, & Galley (1999) porovnávali na skupině 60 seniorů (72,5 ± 5 let) MDRT s laboratorním testem limitů stability, v rámci kterého byly zaznamenávány exkurze COP během maximálního naklonění probanda do stran. Nezjistili žádné statisticky významné rozdíly mezi oběma testy, naopak byla prokázána významná pozitivní korelace (r = 0,650). Podobným způsobem byla zjištěna i vysoká korelace MDRT s laboratorním testem směrem dopředu (r = 0,710), kterou na

skupině 128 osob ve věku 21-87 let zjistili Duncan, Weiner, Chandler, & Studenski (1990).

Rozsáhlou studii provedla Newton (2001). Na vzorku 254 seniorů v průměrném věku 74,1 ± 7,9 let hodnotila vztah mezi MDRT, BBT a TUG. Výsledky testu MDRT z uvedené studie dnes slouží jako norma při hodnocení tohoto testu u seniorské populace. Navíc byla zjištěna pozitivní korelace mezi MDRT a BBT, konkrétně směry dopředu (r = 0,476), dozadu (r = 0,356), doprava (r = 0,389) a doleva (r = 0,390). Podobnou studii provedli Steffen & Mollinger (2005). Oproti předchozí studii zde vyšly výrazně vyšší hodnoty ve směrech dopředu (průměrně o 7 cm) a dozadu (průměrně o 8 cm). To však autoři vysvětlují mladším vzorkem jedinců, kdy měření prováděli na probandech o průměrném věku 69 ± 11 let. Toto tvrzení potvrzují i další studie, které uvádějí, že s rostoucím věkem dochází k poklesu hodnot testu MDRT (Holbein et al, 2007; Tantisuwat et al, 2014). Na základě uvedených výsledků je MDRT považován za finančně a časově nenáročný, reliabilní a validní prostředek ke zjišťování limitů stability odvozené z dosahu do 4 směrů (Newton, 2001).

Přístrojový LOS je rovněž považován za reliabilní při zjišťování dynamické balance a rovnováhy u seniorské populace s historií pádů (Clark, & Rose, 2001). Dosud však nebyla provedena studie, srovnávající výsledky MDRT a LOS. Z výsledků měření této diplomové práce vyplynula pozitivní korelace do všech směrů mezi zmíněnými testy (viz Tabulka 4), kdy zejména hodnoty korelace směry doprava a doleva jsou vyšší a statisticky významnější, než ve srovnání s pracemi Newton (2001) a Steffen & Mollinger (2005). To by mohlo být způsobeno průměrných věkem výzkumného souboru, který v rámci diplomové práci činil 68,3 let. Hodnoty korelace směry dopředu a dozadu byly však naopak nezanedbatelně nižší, než u zmíněných dvou prací. Proto by měly být do budoucna provedeny další studie srovnávající hodnoty MDRT a LOS testů, optimálně na větším vzorku probandů.

### 11.3 Diskuze k výzkumné otázce č. 3

Klinická verze modifikovaného testu senzorické interakce při udržení rovnováhy (m-CTSIB) je hojně využívanou metodou v klinické praxi. Jedná se o rychle proveditelný test, který neklade vysoké nároky na finance a prostorové vybavení ordinace v porovnání s přístrojovými testy. Zároveň přináší velice podobné výsledky, jako například přístrojový Sensory Organization Test (Park et al, 2013).

Jako nevýhoda se může jevit subjektivní hodnocení testu. Dle výsledků měření se však objevovaly pouze minimální, statisticky nevýznamné rozdíly v hodnocení dvěma fyzioterapeuty, a to ve všech situacích testu. Klinická verze m-CTSIB je tedy vhodnou metodou volby k posouzení posturální stability seniorské populace. Otázkou zůstává, zda je prostřednictvím tohoto testu možné detekovat příčinu případné poruchy v udržování balance a rovnováhy. Ačkoliv se jedinec za různých podmínek testu spoléhá na informace z rozdílných aparátů, viz kapitola 9.2.1, Bascuas et al (2013) uvádí, že m-CTSIB je užitečný ke globálnímu zhodnocení posturální stability, nikoliv však pro etiologickou diagnostiku narušeného senzorického systému. Oproti tomu z výsledků studie autorů Park et al (2013), kteří porovnávali klinický m-CTSIB test se SOT, vyplývá, že ačkoliv výsledky ze SOT jsou o něco přesnější, je přesto m-CTSIB vhodný testem k identifikaci poruch vestibulárního aparátu. K podobnému výsledku došli i Weber, & Cass (1993), kterým vyšla signifikantní korelace ($p < 0{,}005$) mezi testy m-CTSIB a SOT se 95% senzitivitou a 90% specificitou u dospělých pacientů s vestibulárními poruchami. Stejně jako Park et al (2013) došli k závěru, že situace se zavřenýma očima byly více senzitivní, než podmínky s očima otevřenýma. Nízkou korelaci mezi m-CTSIB a SOT u pacientů s vestibulární poruchou podstupujících vestibulární rehabilitaci naopak zjistili El-Kashlan et al. (1998).

### 11.4 Diskuze k výzkumné otázce č. 4

Charakteristika těla a tělních segmentů má vliv na posturální stabilitu, proto by antropometrické faktory měly být uváženy v hodnocení výsledků daných měření. Z modelu obráceného kyvadla vyplývá, že s delším ramenem páky, což ve vztahu k lidskému tělu znamená s větší výškou, se zvětšuje amplituda pohybu (Winter, 1990; Kejonen, 2002). Logicky by tak během měření měli vyšší jedinci dosahovat větších hodnot sway indexu.

K opačným výsledkům dospěli (Davis, Ross, Nevitt, & Wasnich, 1999), kteří ve studii provedené na japonských ženách zjistili, že výška nižší nebo rovna 146,5 cm znamená vyšší riziko pádu ve věku nad 35 let. Autoři však uvádějí, že většina těchto žen trpěla bolestmi zad či během života prodělala zlomeninu obratle. Váha a BMI, jakožto další z antropometrických faktorů, neměly v této studii s rizikem pádu souvislost.

Korelace mezi výškou probandů a hodnotou sway indexu byla v rámci měření k této diplomové práci kromě podmínky stoje na měkké podložce se zavřenýma očima vždy

záporná, ve všech případech navíc na statisticky nízké hladině významnosti. Z toho tedy plyne, že výška probanda nemá na hodnotu sway indexu v rámci testu m-CTSIB na balančním systému Biodex vliv.

### 11.5 Diskuze k výzkumné otázce č. 5

Genderové rozdíly ve výsledcích testů spadajících do oblasti dynamické posturografie jsou často diskutovanou záležitostí. Tato měření se rozhodně mění v závislosti na věku, aktivitě testovaného jedince, stavu pohybového aparátu, emočním stavu a podobných faktorech (Faraldo-García, Santos-Pérez, Labella-Caballero & Soto-Varela, 2011).

Pátá otázka hodnotila, zda existuje rozdíl v hodnotě LOS měřeného na BSB mezi muži a ženami. Z výsledků uvedených v Tabulce 9 vyplývá, že v rámci tohoto měření neexistují významné rozdíly mezi pohlavími. K podobnému závěru dospěli i Faraldo-García et al (2011), kteří hodnotili vliv pohlaví na výsledky testu SOT a LOS na vzorku 70 lidí (35 můžu a 35 žen) v průměrném věku 44,9 let. Ti sice objevili významné rozdíly v rámci reakčního času u žen a vyšší rychlosti pohybu směrem dozadu a doprava u mužů, nicméně v dosažené vzdálenosti a kontrole směru pohybu žádné významné rozdíly neshledali.

Rovněž Musselman & Brouwer (2005) dospěli k zjištění, že pohlaví nemá vliv na hodnoty výsledků LOS. Ve skupině 20 mužů a 20 žen ve věku 74,5 ± 5,3 let sice muži dosahovali vyšších hodnot v testu, což však autoři přisuzují faktu, že byli v průměru o 11 cm vyšší než ženy. Schopnost maximálně posunout COP však souvisí s rovnovážnou sebejistotou (Maki, Holliday, & Topper, 1991), výškou a velikostí BS, přičemž poslední dvě hodnoty jsou korelovány. Jelikož důvěra ve vlastní rovnovážné schopnosti byla u mužů i žen stejná, nebyly vyšší hodnoty LOS dosažené muži při vztažení exkurzí COP k tělesné výšce považovány za relevantní. Naproti tomu Kinney LaPeir, Liddle, & Bain (1997) dospěli, i při vztažení exkurzí COP k tělesné výšce, k genderovým rozdílům ve výsledku LOS testu, konkrétně v anteroposteriorním směru. Tento rozdíl autoři vysvětlují na základě muskuloskeletálních faktorů.

# 12 Závěr

Tato diplomová práce se zaměřila na srovnání klinického a přístrojového hodnocení posturální stability u zdravé seniorské populace ve věku 60–75 let.

Klinické hodnocení spočívalo v absolvování modifikované verze klinického testu senzorické interakce při udržení rovnováhy (m-CTSIB) a testu dosahu ve 4 směrech (MDRT). Přístrojové testování probíhalo na Balančním systému Biodex, na kterém se hodnotily dva testy. Prvním byl modifikovaný test senzorické interakce (m-CTSIB), druhým byl test limitů stability (LOS), který představuje alternativu pro MDRT.

Při porovnávání obou forem testu m-CTSIB byl zjištěn statisticky významný rozdíl v situacích při stoji na pevné podložce s otevřenými a zavřenýma očima a při stoji na měkké podložce s otevřenýma očima. Klinický m-CTSIB jeví jako vhodný prostředek pro rychlé zhodnocení posturální stability stoje, Loughran et al (2005) dokonce tvrdí, že při provedení testu zkušeným terapeutem či lékařem je výsledek srovnatelný s přístrojovým hodnocením. Přesto, z hlediska objektivity a možnosti srovnávání výsledků v časovém horizontu, například v rámci hodnocení efektu terapie, je vhodnější vycházet z výsledků přístrojového m-CTSIB při hodnocení posturální stability stoje.

Na základě již provedených studií se samostatně oba testy MDRT a LOS jeví jako validní a reliabilní při hodnocení posturální stability. Z výsledků výzkumu této práce vyšla najevo pozitivní korelace mezi oběma testy do všech 4 testovaných směrů, statisticky nejvýznamnější byla směry doprava a doleva.

Klinické testy jsou vhodné pro rychlé utvoření si obrázku o posturální stabilitě vyšetřovaného jedince. Pro vyšší spolehlivost, objektivitu a možnost srovnávání efektu terapie či léčby by se však mělo vycházet z výsledků přístrojových testů. Jednou z možností přístrojového testování je i hodnocení pomocí balančního systému Biodex.

## 13 Souhrn

Cílem této diplomové práce bylo srovnat klinické a přístrojové hodnocení posturální stability u seniorské populace ve věku 60 až 75 let. Přístrojové testy byly realizovány prostřednictvím balančního systému Biodex, kdy jako hodnota pro statistické zpracování byl zvolen průměr ze tří po sobě provedených měření.

Teoretická část práce popisuje poznatky o postuře, posturálních funkcích včetně posturální stabilizace, reaktibility, stability a principech jejího řízení. Dále jsou zde popsány jednotlivé složky důležité pro posturální kontrolu, kam spadá zejména propriocepce a informace ze zrakového a vestibulárního aparátu. Z důvodu cílové skupiny, kterou je v této práci seniorská populace, je zde zahrnuta i kapitola věnující se změnám v systémech posturální kontroly spojených s věkem. Poslední kapitola teoretické části se věnuje způsobům a možnostem testování posturální stability, a to jak klinické, tak přístrojové.

Metodická část práce popisuje výzkumný soubor. Je zde popsáno klinické vyšetření, spočívající zejména v modifikované verzi klinického testu senzorické interakce při udržení rovnováhy (m-CTSIB) a testu dosahu ve 4 směrech (MDRT). Další část metodické části je věnována přístrojovému vyšetření na balančním systému Biodex, konkrétně přístrojové verzi m-CTSIB a přístrojové alternativě MDRT, kterou představuje test limitů stability (LOS).

Z porovnání výsledků klinické a přístrojové formy testu m-CTSIB vyplynul za použití Wilcoxonova testu významný statistický rozdíl ve všech testovaných situací, vyjma stoje na měkké podložce se zavřenýma očima. Z tohoto důvodu by se mělo vycházet především z výsledků přístrojového testování, které jsou v porovnání s klinickým testováním objektivní a umožňují srovnání stavu či efektu terapie s odstupem času.

Při srovnávání testů MDRT a LOS vyšla pozitivní Spearmanova korelace ve všech testovaných směrech. Nejvyšších hodnot dosáhla ve směrech doprava ($r = 0{,}539766$) a doleva ($r = 0{,}595238$), které byly při hladině statistické významnosti $p < 0{,}05$ statisticky významné. Test MDRT se však jeví jako spolehlivý ukazatel limitů stability odvozené z dosahu do 4 směrů. Přesto by se však, stejně jako v předchozím případě, mělo pro větší objektivitu a možnost srovnávání stavu pacienta vycházet z přístrojového testování.

## 14 Summary

The aim of this diploma thesis was to compare clinical and instrumental evaluation of postural stability in the elderly population aged between 60 and 75 years. The instrument tests were conducted with the use of Biodex Balance System; the average of three successive measurements was chosen as the valu efor statistical processing.

Theoretical part of the work focuses on the knowledge about posture, postural functions including postural stabilization, reactibility, stability, and principles of its management. Furthermore, individual components essential for postural control, which include particularly proprioception and information from the visual and vestibular apparatus, are described.

As the target group of this thesis is the senior population, a chapter is devoted to changes in systems of postural control that are connected with aging. The last chapter of the theoretical part focuses on the ways and possibilites of postural stability testing, both clinical and instrumental.

The methodological part of the thesis deals with the research file. A clinical examination is described, which mainly resides in a modified version of a clinical test of sensory interaction while maintaining ekvilibrium (m-CTSIB) and a four-way range test (MDRT). Another part of the methodological section is dedicated to instrumental examination on the Biodex Balance System, particularly the instrumental version m-CTSIB and the MDRT instrument alternative, which is the limits of stability test (LOS).

A comparison of the results of both clinical and instrumental forms of the m-CTSIB test with the use of Wilcoxon paired test showed significant statistical difference in all situations which were tested, except the position of standing on a soft pad with closed eyes. For this reason, it should be proceeded especially from the results of instrumental testing that is objective compared to clinical testing, and also allows comparison of the state or effect of therapy with the benefit of hindsight.

When comparing the MDRT and LOS tests, a positive Spearman correlation appeared in all tested directions. The highest values were reached in the directions to the right ($r = 0.539766$) and to the left ($r = 0.595238$), which were shown statistically significant at the level of statistical significance $p < 0.05$. However, the MDRT test seems to be a reliable indicator of stability limits derived from a range of four directions. Nonetheless, as in the previous case, to achieve better objectivity and possibility of comparing the state of patients, it should have been worked with instrumental testing.

## Referenční seznam


Alexandrov, A. V., Frolov, A. A., Horak, F. B., Carlson-Kuhta, P., & Park, S. (2005). Feedback equilibrium control during human standing. *Biological cybernetics, 93*(5), 309-322. doi: 10.1007/s00422-005-0004-1

Almeida, G. P. L., Monteiro, I. O., Marizeiro, D. F., Maia, L. B., & de Paula Lima, P. O. (2017). Y balance test has no correlation with the Stability Index of the Biodex Balance System. *Musculoskeletal Science And Practice, 27*, 1-6. doi: 10.1016/j.msksp.2016.11.008

Ambler, Z. (1999). *Neurologie: pro studenty všeobecného lékařství* (3. vyd.). Praha, Česká republika: Karolinum.

Ambler, Z. (2011). *Základy neurologie: učebnice pro lékařské fakulty*. (7. vyd.). Praha, Česká republika: Galén.

Aniansson, A., Hedberg, M., Henning, G., & Grimby, G. (1986). Muscle morphology, enzymatic activity, and muscle strength in elderly men: A follow-up study. *Muscle & Nerve, 9*(7), 585-591. doi: 10.1002/mus.880090702

Arnold, B. L., & Schmitz, R. J. (1998). Examination of balance measures produced by the biodex stability system. *Journal of athletic training, 33*(4), 323-327.

Bascuas, I., Tejero, M., Monleón, S., Boza, R., Muniesa, J. M., & Belmotne, R. (2013). Balance 1 Year After TKA: Correlation With Clinical Variables. *Orthopedics, 36*(1), 6-12. doi: 10.3928/01477447-20121217-11

Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscles alive: their incntions revealed by electromyographthy*. 5th edition. Baltimore: Williams & Wilkins

Bastlová, P., Jurutková, Z., Tomsová, J., & Zelená, A. (2015). *Výběr klinických testů pro fyzioterapeuty.* Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého

Blaszczyk, J. W., Lowe, D. L., & Hansen, P. D. (1994). Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait & Posture, 2*(1), 11-17. doi: 10.1016/0966-6362(94)90012-4

Bortz, W. M. IV, & Bortz, W. M. II (1996). How Fast Do We Age? Exercise Performance Over Time as a Biomarker. *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES, 51A*(5), M223-M225.

Brauer, S., Burns, Y., & Galley, P. (1999). Lateral reach: a clinical measure of medio.lateral postural stability. *Physiotherapy Research International, 4*(2), 81-88

Clark, S., Rose, D. J. (2001). Evaluation of dynamic balance among community-dwelling older adult fallers: a generalizability study of the Limits of Stability Test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 82*, 468-474

Cohen, H., Blatchy, C. A., & Gombash, L. L. (1993). A Study of the Clinical Test of Sensory Interaction and Balance. *Physical Therapy, 73*(6). doi: 10.1093/ptj/73.6.346

Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., Peterka, R., & Jeka, J. (2005). A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters, 377*(2). doi: 10.1016/j.neulet.2004.11.071

Davis, J. W., Ross, P. D., Nevitt, M. C., & Wasnich, R. D. (1999). Risk Factors for Falls and for Serious Injuries on Falling Among Older Japanese Women in Hawaii. *Journal of the American Geriatrics Society, 47*(7), 792-798. doi: 10.1111/j.1532-5415.1999.tb03834.x

Dawson, N., Dzurino, D., Karleskint, M., & Tucker, J. (2018). Examining the reliability, correlation, and validity of commonly used assessment tools to measure balance. *Health Science Reports, 1*(12), 1-8. doi: 10.1002/hsr2.98

Drnková, Z., & Syllabová, R. (1991). *Záhada leváctví a praváctví* (2. doplněné vydání). Praha, Česká republika: Avicenum.

Duncan, P. W., Chandler, J., Studenski, S., Hughes, M., & Prescott, B. (1993). How Do Physiological Components of Balance Affect mobility in Elderly Men? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 74*, 1343-1349.

Duncan, P., Weiner, D., Chandler, J., & Studenski, S. (1990). Functional Reach: a new clinical measure of balance. *The Journals of Gerontology and Medical Sciences, 45*, M192-197

Ellen, P., & Thinus-Blanc, C. (Eds.) (1987). *Cognitive Processes and Spatial Orientation in Animal and Man.* Dorgrecht, Netherlands: Springer Netherlands.

El-Kashlan, H. K., Shepard, N. T., Asher, A. M., Smith-Wheelock, M., & Telian, S. A. (1998). Evaluation of Clinical Measures of Equilibrium. *The Laryngoscope, 108*(3), 311-319. doi: 10.1097/00005537-199803000-00002

Faraldo-García, A., Santos-Pérez, S., Labella-Caballero, T., & Soto-Varela, A. (2011). Influence of Gender on the Sensory Organisation Test and the Limits of Stability in Healthy Subjects. *Acta Otorrinolaringologica (English Edition), 62*(5), 333-338, doi: 10.1016/j.otoeng.2011.03.006

Fitzpatrick, R., & McCloskey, D. I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *The Journal of Physiology, 478*(1), 173-186.

Ford-Smith, Ch. D., Wyman, J. F., Elswick, R. K., Fernandez, T., & Newton, R. A. (1995). Test-Retest Reliability of The Sensory Organization Test in Noninstitutionalized Older Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 76,* 77-81

Holbein-Jenny, M. A., McDermott, K., Shaw, C., & Demchak, J. (2007). Validity of functional stability limits as a measure of balance in adults aged 23-73 years. *Ergonomics, 50*(5), 631-646, doi: 10.1080/00140130601154814

Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing, 35*(S2), ii7-ii11. doi: 10.1093/ageing/afl077

Horak, F. B., & Kuo, A. (2000). Postural adaptation for altered environments, tasks, and intentions. In: *Biomechanics and Neuronal Control of Posture and Movement.* New York, NY: Spinger.

Horak, F. B., & Nasher, L. M. (1986). Central Programming of Postural Movements: Adaptation to Altered Support-Surface Configurations. *Journal of Neurophysiology, 55*(6), 1369-1381.

Horak, F. B., Nutt, J. G., & Nasher, L. M. (1992). Postural inflexibility in parkinsonian subjects. *Journal of the Neurological Sciences, 111*(1), 46-58. doi: 10.1016/0022-510X(92)90111-W

Horak, F. B., Wrisley, D. M., & Frank, J. (2009). The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Deficits. *Physical Therapy, 89*(5), 484-498.

Houk, J. C., Henneman, E. (1967). Responses of Golgi tendon organs to active contractions of the soleus muscle of the cat. *Journal of Neurophysiology, 30,* 466-481.

Hughes, V. A., Frontera, W. R., Wood, M., Evans, W. J., Dallal, G. E., Roubenoff, R., & Singh, M. A. F. (2001). Longitudinal Muscle Strenght Changes in Older Adults: Influence of Muscle Mass, Physical Activity, and Health. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, 56*(5), B209-B217. doi: 10.1093/gerona/56.5.B209

Janda, V. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha, Česká republika: Grada.

Janda, V., & Pavlů, D. (1993). *Goniometrie*. Brno, Česká republika: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.

Jirout, J. (2004). *Dynamics, diagnostics, and treatment of disorders of the cervical spine*. Praha, Česká republika: ViComt

Kalisch, T., Ragert, P., Schwenkreis, P., Dinse, H. R., & Tegenthoff, M. (2009). Impaired Tactile Acuity in Old Age Is Accompanied by Enlarged Hand Representations in Somatosensory Cortex. *Cerebral Cortex, 19*(7), 1530-1538. doi: 10.1093/cercor/bhn190

Kao, M.-J., Chen, T.-H., Chou, L.-W., Tsai, M.-W., & Lo, M.-J. (2014). Effectiveness of a heel cup with an arch support insole on the standing balalce of the elderly. *Clinical Interventions in Aging, 351-356.* doi: 10.2147/cia.s56268

Katzman, W. B., Sellmeyer, D. E., Stewart, A. L., Wanek, L., & Hamel, K. A. (2007). Changes in Flexed Posture, Musculoskeletal Impairments, and Physical Performance After Group Exercise in Community-Dwelling Older Women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 88*(2), 192-199. doi: 10.1016/j.apmr.2006.10.033

Kejonen, P. (2002). Body movements during postural stabilization: Measurements with a motion analysis system. *Department of Physical Medicine and Rehabilitation, University of Oulu.*

Khattar, V. S., Hathiram, B. T. (2012). The Clinical Test for the Sensory Interaction of Balance. *An International Journal of Otorhinolaryngology Clinics, 4*(1), 41-45.

Kinney LaPier, T. L., Liddle, S., & Bain, C. (1997). A comparison of static and dynamic standing balance in older men versus women. *Physiotherapy Canada,* 59, 207-213.

Kolář, P., et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi.* Praha, Česká republika: Galén

Latash, M. L. (2008b). *Neurophysiological basis of movement* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.

Lee, D. N., & Aronson, E. (1974). Visual proprioceptive control of standing in human infants. *Perception & Psychophysics, 15*, 529-532.

Lin, S., Woollacott, M. H., & Jensen, J. L. (2004). Postural response in older adults with different levels of functional balance capacity. *Aging Clinical and Experimental Research, 16*(5), 369-374

Loughran, S., Tennant, N., Kishore, A., & Swan, I. R. C. (2005) Interobserver reliability in evaluating postural stability between clinicians and posturography. *Clinical Otolaryngology, 30*, 255-257

Löfgren, N., Lenholm, E., Conradsson, D., Ståhle, A., Franzén, E. (2014). The Mini-BESTest – a clinically reproducible tool for balance evaluations in mild to moderate Parkinson's disease? *BMC Neurology, 14*(1), 1-8, doi: 10.1186/s12883-014-0235-7

Magee, D. J. (2002). *Orthopedic Physical Assessment.* Philadelphia, PA: Saunders

Mahar, R. K., Kirby, R. L., & MacLeod, D. A. (1985). Simulated Leg-Length Discrepancy: Its Effect on Mean Center-of-Pressure Position and Postural Sway. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 66*, 822-824.

Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1991). Fear of falling and postural performance in the elderly. *Journal of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences,* 46, M123-M131.

Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine, 46*(2), 239-248.

Masui, T., Hasegawa, Y., Matsuyama, Y., Sakano, S., Kawasaki, M., & Suzuki, S. (2005). Gender differences in platform measures of balance in rural community-dwelling elders. *Archives of Gerontology and Geriatrics, 41*(2), 201-209. doi: 10:1016/j.archger.2005.02.003

Murrell, P., Cornwall, M. W., & Doucet, S. K. (1991). Leg-Length Discrepancy: Effect on the Amplitude of Postural Sway. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 72,* 646-648.

Musselman, K., & Brouwer, B. (2005). Gender-Related Differeces in Physical performance Among Seniors. *Journal of Aging and Physical Activity, 13*(3), 239-253

Narici, M. V., Maffulli, N., & Maganaris, C. N. (2009). Ageing of human muscles and tendons. *Disability and Rehabilitation, 30*(20-22), 1548-1554. doi: 10.1080/09638280701831058

Newton, R. A. (2001). Validity of the Multi-Directional Reach Test: A Practical Measure for Limits of Stability in Older Adults. *Journal of Gerontology: Medical Sciences, 56*(4), 248-252.

Panzer, V. P., Bandinelli, S., & Hallett, M. (1996). Biomechanical Assessment of Quiet Standing and Changes Associated With Aging. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 75*, 151-157.

Park, M. K., Kim, K.-M., Jung, J., Lee, N., Hwang, S. J., & Chae, S. W. (2013). Evaluation of Uncompensated Unilateral Vestibulopathy Using the Modified Clinical

Test for Sensory Interaction and Banace. *Otology & Neurology, 34*(2), 292-296. doi: 10.1097/mao.0b013e31827c9dae

Parraca, J. A., Olivares, P. R., Carbonell-Baeza, A., Aparicio, V. A., Adsuar, J. C., & Gusi, N. (2011). Test-Retest reliability of Biodex Balance SD on physically active old people. *Journal Of Human Sport And Exercise, 6*(2), 444-451. doi: 10.4100/jhse.20122.62.25

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

Pfeiffer, J. (2007). *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi.* Praha, Česká republika: Grada.

Rosenhall, U., & Rubin, W. (2009). Degenerative Changes in the Human Vestibular Sensory Epithelia. *Acta Oto-Laryngologica, 79*(1-2), 67-80 doi: 10.3109/00016487509124657

Shumway-Cook, A., & Horak, F. (1986). Assessing the influence of sensory interaction on balance. Suggestion from the field. *Physical Therapy, 66*(10), 1548-1550.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2012). *Motor control: translating research into clinical practice* (4th ed). Philadelphia, PA: Wolters Kluwer Health/ Lippincott Williams & Wilkins.

Shumway-Cook, A., Woollacott, M. H., Baldwin, M., & Kerns, K. (1997c). The effects of cognitive demands on postural control in elderly fallers and non-faller. *The Journals of Gerontology, 52*, M232-M240.

Schmidt, R. A., Lee, T. D., Winstein, C. J., Wulf, G., & Zelaznik, H. N. (2019). *Motor control and learning: a behavioral emphasis* (6th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.

Scholz, J. P., Schöner, G., Hsu, W. L., Jeka, J. J., Horak, F., & Martin, V. (2007). Motor equivalent control of the center of mass in response to support surface perturbations. *Experimental Brain Research, 180*(1), 163-179. doi: 10.1007/s00221-006-0848-1

Simoneau, G. G., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A., Cavanagh, P. R. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait & Posture, 3*(3), 115-123. doi: 10.1016/0966-6362(95)99061-O

Sousa, A. S. P., Silva, A., & Tavares J. M. R. S. (2012). Biomechanical and neurophysiological mechanisms related to postural control and efficiency of movement:

a review. *Somatosensory and Motor Research, 29*(4), 131-143. doi: 10.3109/08990220.2012.725680

Spirduso, W., Francis, K., & MacRae, P. G. (2005). *Physical Dimensions of Aging.* Champaign, IL: Human Kinetics.

Steffen, T. M., & Mollinger, L. A. (2005). Age- and Gener-related Test performance in Community-dwelling Adults. *Journal of Neurological Physical Therapy, 29*(4), 181-188

Sterke, C. S., Huisman, S. L., van Beeck, E. F., Looman, C. W. N., & van der Cammen, T. J. M. (2010). Is the Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment (POMA) a feasible and valid predictor of short-term fall risk in nursing home residents with dementia? *International Psychogeriatrics, 22*(2), 254-263. doi: 10.1017/S1041610209991347

Sturnieks, L. D., St George, R., & Lord, R. S. (2008). Balance disorders in the elderly. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology, 38*(6), 467-478. doi: 10.1016/j.neucli.2008.09.001

Tantisuwat, A., Chamonchant, D., & Boonyong, S. (2014). Multi-directional Reach Test: An Investigation of the Limits of Stability of People Aged between 20-79 Years. *The Journal of Physical Therapy Science, 26*(6), 2014

Timiras, P. S. (1994). *Physiological basis of aging and geriatrics.* (2nd ed.). Boca Raton, FL: CRC Press

Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka* (3., přepracované a doplněné vydání). Praha, Česká republika: Grada.

Vandervoort, A. A., Chesworth, B. M., Cunningham, D. A., Paterson, D. H., Rechnitzer, P. A., & Koval, J. J. (1992). Age and Sex Effects on Mobility of the Human Ankle. *Journal of Gerontology, MEDICAL SCIENCES, 47*(1), M17-M21. doi: 10.1093/geronj/47.1.M17

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

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

Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy.* Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého.

Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému.* Praha, Česká republika: Karolinum

Véle, F. (2006). *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha, Česká republika: Triton

Véle, F. (2012). *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyziologie: Příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci.* Praha, Česká republika: Triton

Weber, P. C., & Cass, C. A. (1993). Clinical assessment of postural stability. *American Journal of Otolaryngology, 14,* 566-569.

Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement* (2nd ed). New York, NY: Wiley.

Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture, 3*(4), 193-214

Wolfson, L., Whipple, R., Derby, C. A., Amerman, P., Murphy, T., Tobin, J. N., & Nashner, L. (1992). A dynamic posturography study of balance in healthy elderly. *Neurology, 42*(11), 2069-2075. doi: 10.1212/WNL.42.11.2069

Woollacott, M. H., & Shumway-Cook, A. (1990). Changes in Posture Control Across the Life Span – A System Approach. *Physical Therapy, 70*(12), 799-807. doi: 10.1093/ptj/70.12.799

Wrisley, D. M., & Whitney, S. L. (2004a). The Effect of Foot Position on the Modified Clinical Test of Sensory Interaction and Balance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 85*(2), 335-338

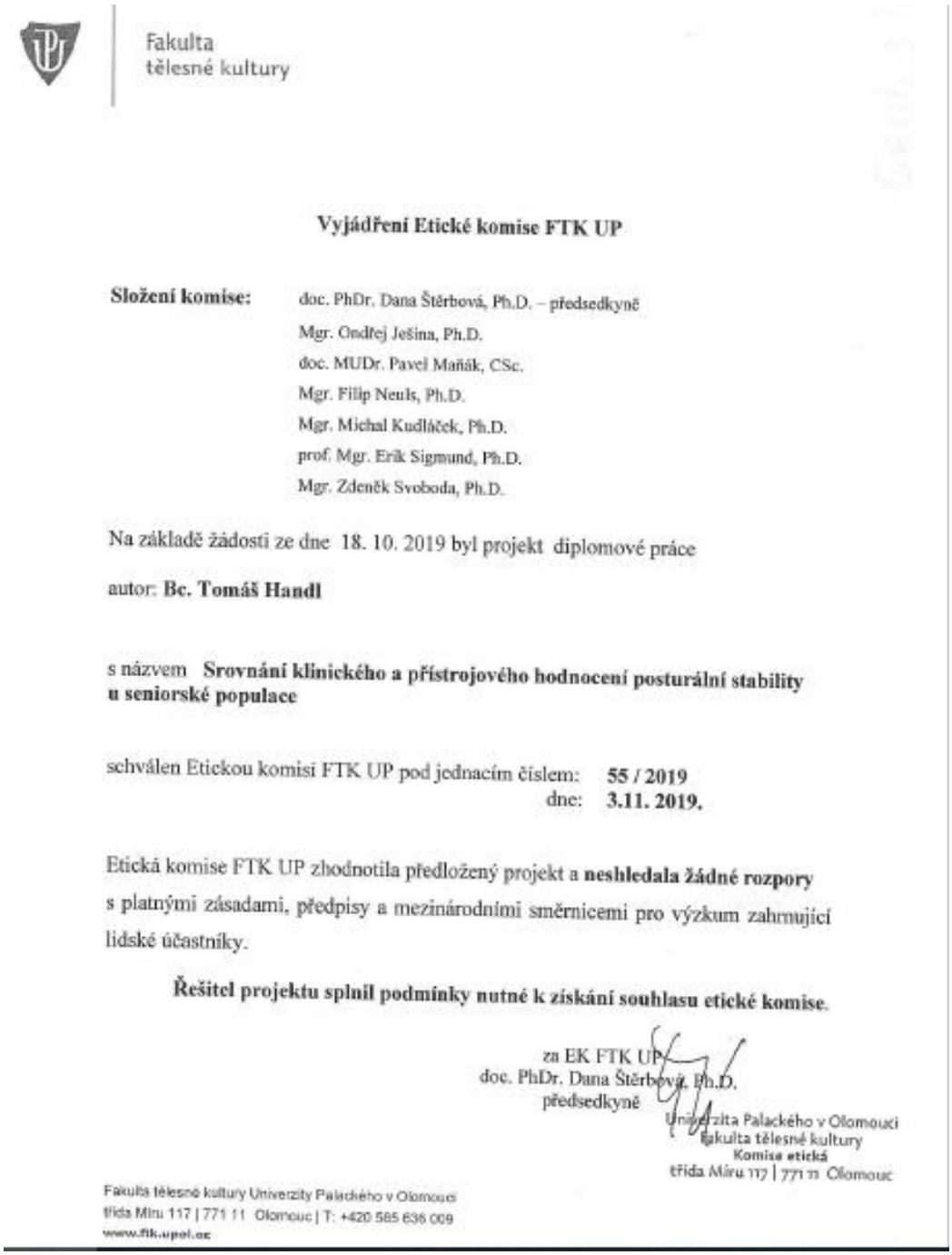
Wrisely, D. M., & Whitney, S. L. (2004b). The Influence of Footwear on Timed Balance Scores of the Modified Clinical Test of Sensory Interaction and Balance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 85*(2), 439-443

Yelnik, A., & Bonan, I. (2008). Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology, 38*(6), 439-445. doi: 10.1016/j.neucli.2008.09.008

Yeh, J.-R., Hsu, L.-C., Lin, C., Chang, F.-L., & Lo, M.-T. (2014). Nonlinear Analysis of Sensory Organization Test for Subjects with Unilateral Vestibular Dysfunction. *PLoS ONE, 9*(3), e91230, doi: 10.1371/journal.pone.0091230

## 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 18. 10. 2019 byl projekt diplomové práce

autor: **Bc. Tomáš Handl**

s názvem **Srovnání klinického a přístrojového hodnocení posturální stability u seniorské populace**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **55 / 2019**
dne: **3.11. 2019.**

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

**Řešitel projektu splnil 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):** SROVNÁNÍ KLINICKÉHO A PŘÍSTROJOVÉHO HODNOCENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY U SENIORSKÉ POPULACE

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:

Datum:

Podpis např. fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

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 (mokrá podlaha, led, mokrá 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.** Vyšetřovací protokol

**VYŠETŘENÍ FYZIOTERAPEUTEM:**

| | PRAVÁ DK | LEVÁ DK |
|---|---|---|
| - SVALOVÁ SÍLA: | | |
| Kyčelní kloub: - flexe | | |
| - extenze | | |
| - abdukce | | |
| - addukce | | |
| Kolenní kloub: - flexe | | |
| - extenze | | |
| Hlezenní kloub: - plantární flexe | | |
| - dorzální flexe | | |
| - DÉLKA DOLNÍCH KONČETIN: | | |
| - funkční | | |
| - anatomická | | |
| - délka stehna | | |
| - délka bérce | | |
| - ROZSAH POHYBU | | |
| - kyčelní kloub | | |
| - flexe/extenze | | |
| - abdukce/addukce | | |
| - kolenní kloub | | |
| - flexe/extenze | | |
| - hlezenní kloub | | |
| - plantární flexe/ dorzální flexe | | |

- lateralita na DKK: pravá / levá

**Příloha 5.** Potvrzení o překladu

**Name and surname of the author:** Bc. Tomáš Handl

**Title of the diploma thesis:** Comparison of Instrumental and Clinical Evaluation of Postural Stability in the Elderly Population

**Department:** Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Education, Palacký University in Olomouc

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

**Year of defense:** 2020

**Abstract:** The aim of this diploma thesis was to compare instrumental and clinical evaluation of postural stability in individuals aged 60 to 75 years. Instrumental evaluation was implemented with the use of the use of Biodex Balance System.

The research group anamnesis showed no history of any surgeries, serious injuries in the lower extremities, or any other factors that would make it impossible to perform the tests or distort their results. Two clinical and two instrumental tests were evaluated for the group. From clinical tests, a modified version of the sensory interaction clinical test was first performed at equilibration (m-CTSIB), during which the parameter "sway index", or index of deflection of the proband, was assessed by two physiotherapists independently of each other. The test was performed in four different modifications, each lasting a maximum of 30 seconds. The second test which was performed was the Multidirectional Reach Rest (MDRT). Here, the distance in centimeters by which the given proband was able to stretch without lifting heels or toes, taking a step or falling, was measured. From the instrumental tests, the m-CTSIB were also evaluated. In these cases, individual modifications lasted 30 seconds with a pause of 10 seconds. Another performed test was the Limits of Stability (LOS), during which the parameter of maximum angle of deflection of the proband was assessed in eight different directions. Both tests were conducted in total of three times. If necessary, the average values of individual tests were used.

When both forms of the m-CTSIB test were compared, a statistically significant difference was found in all directions with the exception of MPZO at the level of statistical significance of $p < 0.05$ with the use of the Wilcoxon paired test. When comparing MDRT and LOS, a positive correlation was found. However, a relatively weak statistical signicance appeared when the right and left directions were tested.

The above-mentioned clinical tests therefore represent the method of choice for rapid assessment of postural stability in a standing position of an individual. When performer by experienced experts, clinical forms of tests are sufficient. On the other hand, if we want to obtain a reliable and objective assessment of postural stability of a standing position, we must rely on the results of testing conducted by instruments, as for instance the examination using the Biodex Balance System.

**Keywords**: posture, postural stability, assessment of postural stability,Biodex Balance System, elderly population

**Summary**

The aim of this diploma thesis was to compare clinical and instrumental evaluation of postural stability in the elderly population aged between 60 and 75 years. The instrument tests were conducted with the use of Biodex Balance System; the average of three successive measurements was chosen as the valu efor statistical processing.

Theoretical part of the work focuses on the knowledge about posture, postural functions including postural stabilization, reactibility, stability, and principles of its management. Furthermore, individual components essential for postural control, which include particularly proprioception and information from the visual and vestibular apparatus, are described.

As the target group of this thesis is the senior population, a chapter is devoted to changes in systems of postural control that are connected with aging. The last chapter of the theoretical part focuses on the ways and possibilites of postural stability testing, both clinical and instrumental.

The methodological part of the thesis deals with the research file. A clinical examination is described, which mainly resides in a modified version of a clinical test of sensory interaction while maintaining ekvilibrium (m-CTSIB) and a four-way range test (MDRT). Another part of the methodological section is dedicated to instrumental examination on the Biodex Balance System, particularly the instrumental version m-CTSIB and the MDRT instrument alternative, which is the limits of stability test (LOS).

A comparison of the results of both clinical and instrumental forms of the m-CTSIB test with the use of Wilcoxon paired test showed significant statistical difference in all situations which were tested, except the position of standing on a soft pad with closed eyes. For this reason, it should be proceeded especially from the results of instrumental testing that is objective compared to clinical testing, and also allows comparison of the state or effect of therapy with the benefit of hindsight.

When comparing the MDRT and LOS tests, a positive Spearman correlation appeared in all tested directions. The highest values were reached in the directions to the right ($r = 0.539766$) and to the left ($r = 0.595238$), which were shown statistically significant at the level of statistical significance $p < 0.05$. However, the MDRT test seems to be a reliable indicator of stability limits derived from a range of four directions. Nonetheless, as in the previous case, to achieve better objectivity and possibility of comparing the state of patients, it should have been worked with instrumental testing.

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