

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Anna Jeřábková

Hodnocení posturální kontroly u zdravých jedinců

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Petra Gaul Aláčová, Ph.D.

Olomouc 2020

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Hodnocení posturální kontroly u zdravých jedinců

Název práce v AJ: Postural Control Evaluation of Healthy Individuals

Datum zadání: 2019-01-31

Datum odevzdání: 2020-06-15

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

Autor práce: Bc. Anna Jeřábková

Vedoucí práce: Mgr. Petra Gaul Aláčová, Ph.D.

Oponent práce: MUDr. Stanislav Horák, Ph.D., MBA

Abstrakt v ČJ:

V této diplomové práci je pojednáváno o posturální kontrole a jejím hodnocení zejména v závislosti na změně sensorických vjemů u zdravých jedinců. Cílem výzkumu bylo porovnat normativní data vybraných parametrů Sensory Organization Testu na posturografu NeuroCom[®] Smart Equitest System s hodnotami zdravých jedinců v české populaci. Sekundárním cílem bylo zjistit vliv alterace sensorických vjemů a pohybové aktivity na posturální stabilitu. Výzkumu se zúčastnilo 19 zdravých jedinců ve věku 40-60 let, kteří byli měřeni prostřednictvím posturografu NeuroCom[®] a hodnoceni Sensory Organization Testem. Výsledky ukázaly, že se normativní data a hodnoty zdravých jedinců v dané věkové kategorii pro vybrané parametry nelišily. Nejvyšší stabilita byla udržována při využití somatosenzorických vstupů ($p < 0,05$) a také byla prokázána korelace ($p < 0,05$) mezi pohybovou aktivitou a celkovou stabilitou. Normativní data posturografu jsou totožná s naměřenými hodnotami zdravých jedinců a mohou být používána pro hodnocení a porovnávání ve věkové kategorii 40-60 let. Využití somatosenzorických vstupů má největší podíl na stabilitě, která může být také zlepšována pravidelnou pohybovou aktivitou.

Abstrakt v AJ:

This Master's thesis deals with postural control and its evaluation, especially depending on the change in sensory perception in healthy individuals. The aim of the research was to compare the normative data of selected parameters of the Sensory Organization Test on the NeuroCom[®] Smart Equitest System posturograph with the values from healthy individuals in the Czech population. The secondary objective was to determine the effect of alteration in sensory perception and regular physical activity on postural stability. The research involved 19 healthy individuals aged 40-60 years, who were measured using a NeuroCom[®] posturograph and evaluated by the Sensory Organization Test. The results showed that the normative data and values of healthy individuals in the given age category did not differ for the selected parameters. The highest stability was attained using somatosensory inputs

($p < 0,05$) and a correlation ($p < 0,05$) between physical activity and overall stability was also demonstrated. The normative posturograph data are the same as the measured values of the healthy individuals and can be used for evaluation and comparison in the age category 40-60 years. The use of somatosensory input has the greatest impact on stability which can also be improved by regular physical activity.

Klíčová slova v ČJ: posturální kontrola, posturální stabilita, posturografie, Sensory Organization Test

Klíčová slova v AJ: postural control, postural stability, posturography, Sensory Organization Test

Rozsah: 77 stran / 6 stran příloh

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

Olomouc 15. června 2020

podpis

Děkuji vedoucí práce Mgr. Petře Gaul Aláčové, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady, povzbudivá slova a čas, který mi věnovala, dále Mgr. Dagmar Tečové za rady při statistickém zpracování a mé rodině, která mi umožnila se plně věnovat tvorbě diplomové práce.

Obsah

Úvod.....	9
1 Vzpřímené držení těla	11
1.1 Postura	11
1.2 Posturální stabilita.....	11
1.3 Kvazistatická posturální stabilita	12
1.4 Muskuloskeletální komponenty posturální stability	13
1.4.1 Konfigurace segmentů těla.....	13
1.4.2 Svalový tonus	13
1.4.3 Svaly zajišťující posturální stabilitu.....	14
2 Posturální kontrola	15
2.1 Systémy a aspekty posturální kontroly	15
2.2 Senzorický systém	17
2.2.1 Vizuální systém.....	17
2.2.2 Somatosenzorický systém	17
2.2.3 Vestibulární systém.....	18
2.3 Multisenzorická organizace a integrace.....	19
2.3.1 Intermodální teorie sensorické organizace.....	19
2.3.2 Teorie převažující sensorické informace	20
2.3.3 Integrace sensorických modalit.....	20
2.4 Neuromuskulární aspekty	21
2.4.1 Korektivní posturální reakce	21
2.4.2 Pohybové strategie	22
2.4.3 Akční neurální mechanismy.....	24
2.5 Faktory ovlivňující posturální kontrolu	25
3 Hodnocení posturální kontroly.....	27

3.1	Kvantitativní a kvalitativní analýza	27
3.2	Posturální výkon a jeho hodnocení	27
3.3	Posturální strategie a její hodnocení	27
3.4	Dynamická počítačová posturografie	28
3.4.1	Sensory Organization Test (SOT)	29
4	Cíle výzkumu	33
5	Metodika.....	35
5.1	Charakteristika výzkumné skupiny.....	35
5.1.1	Vylučovací kritéria	35
5.2	Průběh výzkumu	35
5.3	Metody výzkumu	36
5.4	Metody statistického zpracování	36
6	Výsledky.....	37
6.1	Výzkumná otázka č. 1	37
6.1.1	Výsledky hypotézy H1	37
6.1.2	Výsledky hypotézy H2	40
6.2	Výzkumná otázka č. 2.....	42
6.2.1	Výsledky hypotézy H3	42
6.2.2	Výsledky hypotézy H4	43
7	Diskuse	45
7.1	Diskuse k parametru Equilibrium score.....	45
7.2	Diskuse k parametru Composite score a pohybové aktivitě	48
7.3	Diskuse k parametru Sensory analysis.....	51
7.4	Přínos pro praxi.....	55
7.5	Limity výzkumu.....	56
	Závěr	59
	Referenční seznam	60

Seznam zkratek	68
Seznam obrázků	69
Seznam tabulek	70
Seznam příloh.....	71
Přílohy	72

Úvod

Stabilita se v širším kontextu dá vyjádřit jako určitý stav rovnováhy systému. Nejen v oblasti zdraví je snaha docílit určité situace, ve které všechny zúčastněné struktury systému budou pracovat v jistém poměru a rovnováze za účelem vytvoření optimálního stavu. Pro nastolení rovnováhy jsou potřeba specifické formy řízení a kontrolní mechanismy, které neustále vyhodnocují a reagují na změnu prostředí, jež je pro život typická. Mezi základní charakteristiku vývoje člověka, podle které se mimo jiné liší od zvířat, patří přechod z kvadrupedální polohy do bipedálního stoje.

K udržení vzpřímeného držení těla, stoje a následné lokomoce je potřeba řada regulujících mechanismů, které jsou charakteristické pro každého jedince. Každý jedinec vyhodnocuje přijaté informace trochu jinak a může dávat přednost určitým informacím z dílčích systémů před ostatními dle jeho možností. Je tedy velmi těžké říci, jaká je vlastně norma při reakcích na různé posturální situace, když do řízení stability zasahuje tak velké množství faktorů. Pro objektivní hodnocení posturální stability, například u pacientů zotavujících se po onemocnění, jež nějakým způsobem zasáhlo do jejich rovnováhy nebo pro zhodnocení efektivity léčby a fyzioterapie, se ve zdravotnictví používají přístroje. Tyto přístroje měří a určují pacientův aktuální stav, progres nebo prognózu. Softwary těchto přístrojů nejčastěji porovnávají výsledky pacienta s výsledky zdravých jedinců stejného věku. Výstupem je tedy porovnání vyjadřující jak se pacient liší od normy.

V této diplomové práci je pojednáváno o posturální kontrole, vlivu jednotlivých systémů na její řízení a možnostech jejího hodnocení. Cílem plánovaného výzkumu v této práci bylo zjistit, jaké jsou normální hodnoty testovaných parametrů posturální kontroly u zdravých jedinců zejména v závislosti na změně sensorických vjemů. Účelem bylo posoudit, zda se používané normy ztotožňují s naměřenými hodnotami, jelikož neexistence normativních dat hodnotících přístrojů pro českou populaci nám ztěžuje objektivní zhodnocení pacientova výsledku. Dále byly zjišťovány vlivy alterace sensorických informací na stabilitu a možné faktory ovlivňující posturální kontrolu. Výsledky provedeného výzkumu by mohly posloužit jako normativní data k porovnávání s hodnotami pacientů dané věkové kategorie. Tato práce vznikla za podpory grantu IGA_FZV_2020_006 a je součástí projektu: „Vytvoření české verze standardizovaného vyšetření pro zhodnocení senzomotorického deficitu u pacientů po cévní mozkové příhodě a jeho pilotní validizace pro českou populaci“, který jsme tímto rozšířili o kontrolní skupinu zdravých jedinců.

Informace pro tuto práci byly vyhledávány zejména v internetových zdrojích, konkrétně v odborných studiích a článcích z online databází PubMed, ScienceDirect, Scopus a Google Scholar. Pro vyhledávání byla použita klíčová slova: posturální kontrola, posturální stabilita, posturografie, Sensory Organization Test a jejich ekvivalentů v anglickém jazyce. Kromě internetových zdrojů byly použity i níže uvedené publikace jako vstupní studijní literatura.

BIZOVSKÁ, L., JANURA M., MÍKOVÁ M., SVOBODA Z. 2017. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5259-3.

JACOBSON, P. G., NEWMAN, W. C., KARTUSH, M. J. c1997. *Handbook of balance function testing*. San Diego, Calif.: Singular Pub. Group. ISBN 978-1-565-93907-3.

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

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. c2012. *Motor control: translating research into clinical practice* (4th ed.). Philadelphia: Wolters Kluwer Health/ Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-1-4511-1710-3.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2. Vyd.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

1 Vzprámené držení těla

Pro možnost realizace vzprámeného držení těla, bipedálního stoje a následné lokomoce v prostoru je potřeba vzdorovat silám, které na tělo působí. Hlavním předpokladem motorické ontogeneze u člověka je vývoj držení těla, který souvisí s následným vytvořením opěrné funkce a umožněním fázického pohybu a chůze (Kolář et al., 2009, s. 37-38). Vzprámené držení je u člověka podmíněno geneticky a je pro něj specifické (Véle, 2006, s. 102).

1.1 Postura

Konfigurace pohybových segmentů v klidové poloze těla je označována pojmem postura (Véle, 2006, s. 97). Odolnost proti působení zevních sil se uskutečňuje pomocí aktivního držení pohybových segmentů. Postura je složkou jakékoliv polohy a pohybu těla, tedy vzprámeného stoje, sedu i lokomoce. Dále je zásadním předpokladem pohybu (Kolář et al., 2009, s. 38). Magnus (1924) in Kolář et al. (2009, s. 38) uvedl: „Postura doprovází pohyb jako stín.“ To ukazuje na velmi úzkou provázanost a podmíněnost cílené motoriky s motorikou opěrnou (Véle, 2006, s. 97). Při rozdělení pohybu na jednotlivé fáze je patrné specifické postavení jednotlivých segmentů odporujících labilitě těla nebo působení zevních sil (Kolář et al., 2009, s. 38). Úlohou posturálního systému je bránit změně nebo vychýlení ze zaujaté polohy (Véle, 2006, s. 99).

1.2 Posturální stabilita

Vzprámený stoj je poloha stálá, která však současně obsahuje dynamické procesy. Jde o tzv. nepřetržité souvislé zaujímání klidové polohy. Zajištění klidové polohy a držení těla proti pádu je nazýváno jako posturální stabilita. Na stabilitu má vliv působení faktorů neurofyziologických a biomechanických (Kolář et al., 2009, s. 39).

Z biomechanického pohledu je posturální stabilita schopnost kontrolovat těžiště těla ve vztahu k opěrné bázi. Těžiště (center of mass - COM) je definováno jako středový bod celkové hmoty lidského těla, který je určen váženým průměrem těžiště každého segmentu těla. Vertikální projekce COM je definována jako center of gravity (COG), tedy vertikální projekce těžiště do opěrné báze (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 162). Opěrná báze (base of support - BOS) je plocha, která vzniká spojením zevních okrajů opěrné plochy (area of support), což je plocha přímého dotyku částí těla tvořící oporu. Působíště váženého průměru všech tlaků působících na plochu kontaktu, tedy výsledné reakční síly, se označuje jako center of pressure (COP) (Bizovská et al., 2017, s. 20-21).

Ve vztahu ke klidnému bipedálnímu stoji, posturální stabilitě nebo rovnováze je popisována schopnost udržovat projekci COM v mezích BOS, což se označuje jako limity stability (limits of stability - LOS). Za LOS jsou považovány hranice, v nichž tělo může udržovat stabilitu beze změny opěrné báze, tedy bez úkroku. LOS nejsou fixované hranice, ale mění se dle situace, požadované úlohy a individuálních vlastností jedince, jež zahrnují sílu, rozsah pohybu, charakteristiku COM a různé aspekty prostředí (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 166).

Úhly, ve kterých se jedinec naklání, aniž by ukročil, opisují tvar obráceného kužele (Bizovská et al., 2017, s. 21). Proto je při udržování vertikální postury za zjednodušený model lidského těla považováno obrácené kyvadlo (viz Příloha 1, s. 72) (Latash, 2008, s. 210).

1.3 Kvazistatická posturální stabilita

Stabilita postury při klidném stoji je často označována jako statická, protože se báze opory nemění (Latash, 2008, s. 211). Nicméně tento termín je zavádějící, jelikož nastavená poloha segmentů je udržována nepřetržitým balancováním okolo střední polohy (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 167; Véle, 2006, s. 98). Klidný stoj je tedy spojen s neustálými spontánními posturálními výchyly tzv. *postural sway* (Latash, 2008, s. 211; Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 167). Osobní limity spontánních vychylek jedince se mění s ohledem na sensorické podmínky a konfiguraci báze opory (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 262).

Existují dva pohledy na roli posturálních vychylek v udržování stability. První náhled se domnívá, že posturální vychylky nemají funkční roli a jsou rušivé, jsou tedy vedlejším produktem nervového kontrolního systému, který se nemůže vyhnout produkci určitého vychylování (Kiemel, Oie a Jeka, 2002).

Druhý názor předpokládá, že vychylky jsou důsledkem účelného procesu v centrálním nervovém systému (CNS) odrážejícího hledání limitů stability (Riccio, 1993; Riley et al., 1997). Dle Ragnarsdóttir (1996) to jsou nepřetržité opravné pohyby pro zajištění klidného stoje. Podle Véleho (2006, s. 97) je tím zabezpečována schopnost k rychlé změně mezi klidnou polohou, pohybem a naopak. Tento proces Véle (2006, s. 98) také označuje jako tzv. *ereismatický pohyb*, který není skoro pozorovatelný, stabilizuje polohu těla, je spojen s pocitem jistoty a začíná být viditelný až při narušení polohy nebo při hrozícím pádu. Oba pohledy požadují podporu dalších studií (Latash, 2008, s. 212).

Tuto modifikaci poloh v kloubech a svalovou práci za účelem obrany proti pádu označuje Kolář et al. (2009, s. 39) pojmem posturální stabilizace. Pro pojem posturální

stabilizace při bipedálním stoji může být také uplatněn pojem kvazistatická posturální stabilita (Ragnarsdóttir, 1996).

1.4 Muskuloskeletální komponenty posturální stability

1.4.1 Konfigurace segmentů těla

Uspořádání segmentů těla může minimalizovat účinek gravitačních sil, které mají tendenci vychylovat tělo z rovnováhy (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 167). Ve stabilní postuře vede vertikální linie tíhové síly středem processus mastoideus, středem ramenního kloubu, kyčelního kloubu nebo mírně za ním, lehce před středem kolenního kloubu a před středem hlezenního kloubu (Basmajian a Deluca, 1985 in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 168). Ideální postavení ve stoji zahrnuje udržování těla v rovnováze s nejmenší spotřebou energie (viz Příloha 2, s. 72) (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 167).

1.4.2 Svalový tonus

Svalový tonus udržuje vzpřímenou pozici těla proti působení gravitace. Mezi hlavní faktory podílející se na kontrole svalového tonu během klidného stoje patří: vnitřní tuhost svalů jako takových; pozadí svalového tonu, který normálně existuje ve všech svalech jako výraz neurálního řízení a posturální tonus aktivující antigravitační svaly během klidného stoje (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, str. 167).

Vstupy ze sensorických systémů jsou zásadní pro udržování posturálního tonu. Léze zadních provazců spinální míchy snižující posturální tonus ukazuje na důležitost somatosenzorických vstupů. Aktivace kožních receptorů chodidel způsobuje umíst'ující reakce, které vedou k automatické extenzi chodidel vzhledem k opěrné ploše, čímž se zvyšuje posturální tonus v extenzorových svalech. Somatosenzorické vstupy ze svalů krku se aktivují změnou orientace hlavy, což může také ovlivňovat úroveň svalového tonu ve svalech trupu a končetin. Vstupy z vizuálního a vestibulárního systému také ovlivňují posturální tonus. Vestibulární vstupy, aktivující se změnou orientace hlavy, mění distribuci posturálního tonu ve svalech krku a končetin (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 168-169).

V klinické literatuře je kladen důraz na umístění konceptu posturálního tonu jako hlavního mechanismu v udržení vzpřímeného těla proti gravitaci. Zejména mnoho kliniků navrhuje, že posturální tonus trupového segmentu je klíčovým elementem pro normální posturální stabilitu ve vzpřímeném stoji (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 168-169).

1.4.3 Svaly zajišťující posturální stabilitu

Z hlediska typu svalu jsou s posturální motorikou spojeny tonické svaly, které pracují po delší dobu, ale nejsou schopny vyvinout tak velkou sílu oproti fázickým svalům (Véle, 2006, s. 93-102). Je popsáno mnoho svalů, které jsou tonicky aktivní během klidného stoje. Některé z těchto svalů jsou znázorněny v Příloze 2 (s. 72) a zahrnují: m. soleus a m. gastrocnemius, protože osa tíhové síly směřuje lehce před koleno a hlezno; m. tibialis anterior při vychýlení těla směrem dozadu; m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae; m. iliopsoas, který brání hyperextenzi kyčlí; mm. thoracic erectores spinae společně s přerušovanou aktivitou abdominálních svalů, kvůli ose tíhové síly směřující dopředu před páteř. Tato vhodná aktivace břišních a trupových svalů je často diskutována jako tzv. *core* stabilita v důležitosti s efektivní posturální kontrolou zahrnující posturální kompenzaci při respiraci, jež vyvolává pohyby těla (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 168-169).

Dále může být rozlišováno mezi funkcí krátkých svalů ovlivňující postavení kloubních segmentů a dlouhých svalů, které jsou schopny vyvinout velké točivé momenty a stabilizovat více segmentů, které propojují. Všechny svaly jsou spojené do funkčních řetězců nejen v kontextu strukturálním biomechanicky, ale i z důvodu lepší organizace a řízení pomocí CNS. Rychlá a přesná koordinovaná reakce je podstatnější pro udržení stability než síla svalu. Poloha těla v klidu nebo při pohybu musí být velmi přesně řízena a kontrolována, proto je v následující kapitole věnována pozornost systému řízení posturální stability označovanému jako posturální kontrola (Véle, 2006, s. 93-102).

2 Posturální kontrola

Pro většinu funkčních úkolů udržuje člověk vertikální orientaci těla (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 162). Ve vertikále a bipedálním stoji se lidské tělo nachází většinu času během dne a tato poloha je používána pro vykonávání mnoha denních činností. Proto je efektivnost posturální kontroly klíčová pro dosažení funkční samostatnosti a nezávislosti jedince. Posturální kontrolou se rozumí řízení posturální stability (Bizovská et al., 2017, s. 20-23).

Je to komplexní percepčně-motorický proces zahrnující koordinovanou činnost mnoha komponent. Mezi tyto komponenty patří: vnímání a integrace vestibulárních, vizuálních a propioceptivních vstupů v CNS; zpracování těchto informací k určení polohy či pohybu těla nebo jeho segmentů a následný výběr motorických odpovědí, které udržují tělo stabilní a brání pádu (Redfern et al., 2001, s. 211-212; Ruhe, Fejer a Walker, 2010).

Na posturální řídicí systém mají vliv periferní senzorké systémy a jejich správné fungování (Butler, Héroux a Gandevia, 2017; Gandevia, 2014). Receptory z těchto systémů poskytují informace pro spuštění kinetických svalových řetězců (Kotecha et al., 2016). Posturální kontrola je aspektem motorické kontroly vycházející z interakce jednotlivce s úkolem a prostředím (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 161). Schopnost udržovat tělesnou rovnováhu závisí na komplexní organizaci, která zahrnuje segmentální organizaci těla, orientaci těla v prostoru, vertikální vnímání a mimo jiné i působení reakční síly podložky (Paillard a Noé, 2015).

2.1 Systémy a aspekty posturální kontroly

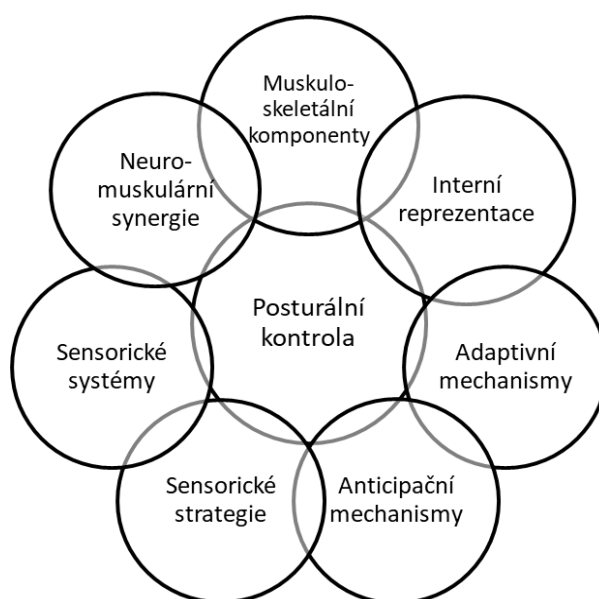
V systémovém přístupu vychází posturální kontrola z komplexních interakcí mezi mnoha tělesnými systémy, které pracují společně. Specifická organizace posturálních systémů je určena funkčním úkolem, situací a prostředím, ve kterém se člověk nachází (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 166).

Posturální kontrola zahrnuje aktivní senzorké procesy, které jsou na základě percepce schopny vyhodnotit, kde se tělo v prostoru vyskytuje. CNS je pak schopen předvídat, co se bude dít a jaké akce jsou nezbytné pro kontrolu udržení stability. Schopnost kontrolovat pozici lidského těla v prostoru vychází z komplexu interakcí muskuloskeletálního a nervového systému, souhrnně označovaného jako systém posturální kontroly (viz Obrázek 1, s. 16) (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 161-169).

Muskuloskeletální komponenty zahrnují kloubní rozsah pohybu, flexibilitu páteře, vlastnosti svalů a biomechanické vztahy mezi uvedenými charakteristikami těla. Neurální komponenty esenciální pro posturální kontrolu obsahují: motorické procesy, kam patří organizace svalů skrze neuromuskulární synergie; sensorické a percepční procesy, zahrnující organizaci a integraci vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického systému; neurální procesy pro zajištění anticipačních a adaptivních aspektů posturální kontroly (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 165).

Anticipační aspekty posturální kontroly přednastavují sensorický a posturální systém pro posturální požadavky založené na předchozí zkušenosti a učení. Ostatní aspekty kognice, které se týkají posturální kontroly, pojmají procesy jako pozornost, motivace a záměr (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 166).

Pro provedení korekcí proti destabilizujícím účinkům gravitace a rušivým elementům při účelových motorických akcí při stoje či chůzi musí rovnovážný systém určovat pozici COG vzhledem ke gravitaci a bázi opory a pak následně provést koordinovaný pohyb ke korekci výchylek COG. I když neurální procesy k určení pozice a pohybu COG jsou vysoce integrované, mohou být odděleny pro účely systematického modelu kontroly rovnováhy. Z klinického pohledu dělení sensorických a motorických procesů rovnováhy ukazuje, že jedinec může být nestabilní z těchto důvodů: poloha COG vzhledem k bázi opory není jedincem přesně uvědomována a automatické pohyby odpovídající umístění COG do rovnovážné polohy nejsou časově nebo efektivně koordinovány (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 264).



Obrázek 1 Systematický model posturální kontroly (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 165)

2.2 Senzorický systém

Každý ze smyslů poskytuje CNS specifickou informaci o poloze a pohybu těla. Systém operuje na bázi informací doručených z vestibulárních, vizuálních a somatosenzorických vstupů. Senzorické signály jsou zpracovány, integrovány a CNS musí tyto informace správně organizovat, než dokáže určit pozici těla v prostoru. Periferní vstupy z vizuálního, somatosenzorického (proprioceptivní, kožní, kloubní receptory) a vestibulárního systému jsou schopné určit pozici těla a pohyb v prostoru s ohledem na působení gravitace a prostředí. Pokud se orientace odlišuje od požadované polohy, je generována korekční motorická odezva. Odpověď je zaměřena na obnovení stabilní polohy (Latash, 2002, s. 53-54).

2.2.1 Vizuální systém

Vizuální systém je důležitým zdrojem informací pro posturální kontrolu. Vizuální vstupy poskytují informace ohledně polohy a pohybu hlavy s ohledem na okolní subjekty, jakožto i rozlišení vertikály (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 180-181). Vizuální kontrola dále umožňuje zaznamenávat a reagovat vhodnými anticipačními reakcemi na rychlé náhlé změny v zorném poli (Bizovská et al., 2017, s. 30). Vizuální vstupy zahrnují informace z periferního i centrálního zorného pole. Dle Paillarda (1987) in Shumway-Cook a Woollacott (2012, s. 180) je vjem z periferního vidění pro kontrolu držení těla důležitější. Podle dalších autorů Schmid et al. (2008); Uchiyama a Demura (2007) se při výchytkách ve směru antero-posteriorním uplatňuje periferní vidění a ve směru medio-laterálním spíše centrální vidění. Neméně důležitá je také funkce oko-hybných svalů, která ovlivňuje přednastavení svalového tonu zejména v oblasti krční páteře (Bizovská et al., 2017, s. 31).

Informace z vizuálního systému nemusí být však vždy přesným zdrojem informací (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 181). Zvláště pokud pohyb vizuálního prostředí produkuje iluzi pohybu těla pozorovatele (Oullier et al., 2006). Například když jedinec sedí ve vlaku, který zastavil ve stanici, a jiný vlak na druhé koleji se začal rozjíždět, nabyde jedinec dojmu, že vlak, ve kterém sedí, se pohybuje v opačném směru (Latash, 2008, s. 214). Takto může CNS chybně interpretovat vizuální informaci, což ukazuje, že vizuální systém obtížně rozlišuje mezi pohybem objektu (exocentrickým pohybem) a mezi pohybem vlastním (egocentrickým pohybem) (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 181).

2.2.2 Somatosenzorický systém

Somatosenzorický systém poskytuje CNS informace o poloze (statestézii) a pohybu (kinestézii) těla s ohledem na charakter opěrné plochy. Zajišťuje orientaci v gravitačním poli a přináší informace o vztahu mezi segmenty těla navzájem (Shumway-Cook a Woollacott,

2012, s. 181). Informace jsou zaznamenávány pomocí exteroreceptorů (kožní receptory) a proprioreceptorů (svalová vřeténka, šlachová tělíska, receptory v kloubech) (Bizovská et al., 2017, s. 29). Tímto je CNS schopen řídit a ovlivňovat antigravitační posturální tonus (Králíček, 2011). Somatosenzorické informace jsou dominantními senzory vstupy pro rovnováhu za podmínek nepohyblivé stojné plošiny (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 264). Pokud však jedinec stojí na ploše, která se pohybuje nebo je nestabilní, není vhodné stanovovat orientaci vertikály vzhledem k povrchu. Za těchto situací somatosenzorické vstupy poskytující informace o poloze těla nejsou užitečné (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 181).

Jedním z majoritních zdrojů důkazů o roli signálů z proprioreceptorů na posturální kontrolu je zkoumání posturálního vychýlování, které zahrnuje zkreslení proprioceptivních signálů pomocí vibrace. Efekt svalové vibrace může být pozorován na úrovni posturální kontroly. Týká se to neobvykle vysoké aktivity svalových vřetének vyvolané vibrací. CNS je těmito proprioceptivními informacemi uveden v omyl a interpretuje je jako signalizaci prodloužení délky svalu. Pokud je vibrace aplikována na posturální sval, iluze prodloužení jeho délky je dále považována za změnu v orientaci těla v prostoru. Tato iluzorní výchylka těla je kompenzována pro aktuální pozici těla. Při vibraci Achillovy šlachy je způsobeno, že CNS přeceňuje délku m. triceps surae, vibrace totiž produkuje iluzi naklonění těla dopředu a kontrolní systém na to reaguje nakloněním těla dozadu. Tento efekt je nazýván jako vibrací indukovaný pád (vibration-induction falling - VIF). Efekt je velmi silný, pokud má jedinec zavřené oči. Vibrace Achillovy šlachy může zapříčinit pád jedince dozadu. Pokud jedinec otevře oči, efekt vibrace je utlumen a může dokonce zmizet. Stejně efekty mohou být pozorovány při vibraci ostatních posturálních svalů, stejně jako při vibraci svalů bez většího vlivu na posturální kontrolu. Vibrace krčních svalů vytváří stejnou iluzi s ohledem na pozici hlavy. Iluzorní deviace hlavy může vést k vestibulární iluzi a nakonec k posturálnímu nastavení, podobně jako u VIF pozorovaném u vibrací svalů dolní končetiny (Latash, 2008, s. 215).

2.2.3 Vestibulární systém

Vestibulární systém mozku a vnitřního ucha poskytuje informace o pozici a pohybu hlavy s ohledem na gravitaci. Dále reaguje na úhlové zrychlení hlavy a její náklon. Jsou rozlišovány dynamické a statické funkce vestibulárního systému. Dynamická funkce je zprostředkována receptory v polokruhovitých kanálcích vnitřního ucha, což umožňuje člověku detekovat rotaci hlavy v prostoru a hraje důležitou roli v reflexní kontrole pohybu

očí. Statická funkce je zprostředkována vláskovými buňkami ve strukturách vnitřního ucha, které umožňují vnímat přesnou polohu hlavy v prostoru a přispívají k posturální kontrole (Latash, 2008, s. 212-213).

Vestibulární signály samotné nemohou poskytovat CNS pravdivý obraz pohybu těla v prostoru. CNS nedokáže rozlišit mezi jednoduchým pohybem hlavy (pohyb hlavy vzhledem k stabilnímu trupu) a předkloněním (pohyb hlavy ve spojení s pohybem trupu) pouze samostatně pomocí vestibulárních vstupů (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 181). Primární role vestibulárních vstupů je s největší pravděpodobností umožnit nezávislou a precizní kontrolu pozice hlavy a očí. Precizní kontrola hlavy a očí je kritická při mnoha komplexních motorických aktivitách a dovednostech, jako jsou běh, kopání, chytání míče apod. (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 266).

2.3 Multisenzorická organizace a integrace

Informace kritické pro posturální orientaci jsou získány prostřednictvím interakce senzorických systémů (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 184). Proces vybírání a kombinování odpovídajících vhodných senzorických informací se nazývá senzorická organizace. Jelikož jeden nebo více smyslů mohou poskytovat zavádějící nebo nepřesné informace pro účely kontroly rovnováhy, musí mít CNS schopnost rychle vybrat senzorický vstup poskytující přesnou informaci o orientaci a ignorovat zavádějící informace (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 265). Každý smysl využívá jiný referenční rámec pro přenos informace pro posturální kontrolu. Existuje několik teorií popisujících proces, kterým CNS organizuje senzorické informace. Dále jsou uvedeny tři nejčastěji v literatuře zmiňované (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 180-184).

2.3.1 Intermodální teorie senzorické organizace

V intermodální teorii senzorické organizace se všechny tři smyslové systémy, vizuální, somatosenzorický a vestibulární, podílejí rovnoměrně na posturální orientaci po celou dobu. A to prostřednictvím interakce všech tří smyslových systémů, které je CNS schopen udržovat pro posturální kontrolu. Dle této teorie všechny smysly poskytují informace, které zvyšují specifickou kontrolu a percepci, tím pádem nedochází k žádnému senzorickému konfliktu. Není zde žádné relativní upřednostňování určité informace a kontrola vychází z interakce všech tří smyslů. Vztah mezi třemi smysly navzájem vytváří intermodální informaci, která poskytuje CNS esenciální informaci pro posturální orientaci (Stoffregen a Riccio, 1988 in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 184).

2.3.2 Teorie převažující sensorické informace

V kontrastu s intermodální teorií je model převažujícího sensorického vjemu, který naznačuje to, že CNS si upravuje váhu nebo důležitost sensorického vstupu, závisujícího na jeho vlastní přesnosti, jako sensorického podnětu pro orientaci. V tomto modelu musí CNS řešit tzv. smyslové konflikty, což jsou situace, ve kterých existuje nesoulad mezi sensorickými vstupy měnící relativní důležitost sensorického vstupu pro posturální kontrolu (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 184).

Teorie navrhuje, že posturální kontrolní systém je schopný přehodnotit a upřednostnit sensorické vstupy za účelem optimalizace postury ve změněném smyslovém prostředí. Upřednostnění jedné informace je závislé na její přesnosti jako referenci pro stabilitu těla. Každý smysl poskytuje unikátní příspěvek k posturální kontrole a pokud je informace z jednoho smyslu méně spolehlivá, má v udržení posturální stability menší váhu než ta, která poskytuje přesnější informaci a je tedy upřednostněna. Dle této teorie jsou změny v posturálních reakcích těla způsobené změnou nebo upřednostněním jiného sensorického vstupu. Relativní upřednostnění informace se může měnit v závislosti na funkci, věku, situaci, úkolu a prostředí. Kvůli nadbytku smyslových informací pro orientaci a schopnosti CNS modifikovat relativní důležitost některého ze smyslů pro posturální kontrolu je jedinec schopen udržovat stabilitu v různorodém variabilním prostředí. V dohledané literatuře je tato teorie podporována širokým spektrem autorů (Jela a Lackner, 1995; Kuo et al., 1998; Nasher, 1982; Oie et al., 2002 in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 184-187).

2.3.3 Integrace sensorických modalit

Další zdroje uvádějí, že percepce sensorických informací zahrnuje interakce a spojení mezi smyslovými modalitami. Sensorické signály prezentované současně ve více než jednom sensorickém kanálu bývají detekovány přesněji a při nižších prahových hodnotách než stejné signály prezentované jednotlivě. Neurální odpovědi jsou zesíleny, když jsou stimuly v různých sensorických modalitách prostorově a časově kongruentní (Ferré et al., 2015). Některé z těchto odpovědí mohou odrážet subaditivní nebo superaditivní interakce mezi jednotlivými modalitami (Stanford a Stein, 2007).

Dle studie Ferré et al. (2015) dochází k multisenzorickým interakcím mezi vestibulárními a somatosenzorickými signály. Anatomické projekce v CNS podporující tyto interakce byly odvozeny z rozsáhlé aktivace somatosenzorických oblastí, která následovala po vestibulární stimulaci. Vestibulární stimulace zlepšuje nízkou úroveň somatosenzorické

percepce, jako je detekce stimulu blízkých prahu tzv. *threshhold*. Avšak dopad těchto interakcí pro funkční percepci zůstává nejasný (Ferré et al., 2015).

Existují multisenzorické neurony kódující vizuální, vestibulární a somatosenzorické stimuly, které byly objeveny u opic druhu makaků ve ventrální intraparietální oblasti. Tato oblast je považována za shodnou s lidskou vestibulární oblastí v posteriorním parietálním kortexu. Důkazy naznačují, že analogické multisenzorické interakce se vyskytují u lidské percepce (Ferré et al., 2015). Některé studie dle Fetsch et al. (2009) a Butler et al. (2010) popisují konvergenci mezi vestibulárními a vizuálními signály pro percepci vlastního pohybu.

Haggard, Iannetti a Longo (2013) rozlišují mezi multisenzorickou konvergencí, modulací a transformací. Všechny tyto děje by mohly potencionálně produkovat změny v percepci. Multisenzorická konvergence zahrnuje bimodální neurony, které přijímají signály ze dvou nebo více modalit. Vestibulo-vizuální interakce může být přečtena jako intermodální kombinace vstupů pro jeden základní percepční rozměr. Toto spojení vestibulo-vizuální percepce představuje příklad multisenzorické konvergence. Druhou formou multisenzorické interakce je modulace jedním senzorickým signálem, který si získá dráhu druhého signálu. Třetí zahrnuje transformaci informace z jedné modalit do prostorového referenčního rámce jiné informace. Transformace zahrnují změnu v prostorovém kódování, ale nemusí vyvolávat žádnou celkovou změnu v rychlosti neurálního vedení (Haggard, Iannetti a Longo, 2013).

2.4 Neuromuskulární aspekty

2.4.1 Korektivní posturální reakce

Existují preferované vzory korektivních posturálních reakcí. Při testování na posturografu zapříčiňuje pomalá dopředná translace plošiny výchylku těla dozadu a vede k zvýšení aktivity svalů na přední straně těla (m. tibialis ant., m. rectus femoris, m. rectus abd. apod.). Zadní translace plošiny má za výsledek dopředný pohyb těla a zvýšení aktivity svalů na zadní straně těla (m. soleus, m. biceps femoris, mm. erectores spinae) (Latash, 2008, s. 218).

Nejrychlejší z těchto reakcí se objevují s latencí menší než 80 ms, což naznačuje více jejich předprogramovanou povahu než povahu volní. Předpokládá se, že jsou spuštěny multimodálními senzorickými vstupy s důležitými příspěvky přicházejícími z propioceptivních, vizuálních a vestibulárních receptorů. Předprogramované reakce na výchylky jsou často popisovány jako kombinace svalových aktivačních vzorů specifické pro danou výchylku. Některé z těchto reakcí vypadají spíše všeobecně jako koaktivace

agonisto-antagonistických dvojic svalů stabilizující kloub bez ohledu na směr výchylek. Ostatní reakce jsou specifické na určitý typ a směr výchylky (Latash, 2008, s. 217-218).

Svalové synergie

Byly zkoumány svalové vzory, které jsou základem pro pohybové strategie pro udržení rovnováhy. Výsledky výzkumu u neurologicky zdravých mladých dospělých navrhuji, že nervový systém kombinuje nezávisle související svaly do jednotek, které se nazývají svalové synergie. Synergie je definovaná jako funkční spojení skupin svalů, které jsou nuceny pracovat společně jako jednotka (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 172).

Bernstein (1967) in Latash (2008, s. 218-219) představil pojem posturální synergie jako motorický mechanismus ovlivňující výstupy pro posturální kontrolu. Udržování vertikální postury je ilustrací konceptu synergií, které jsou postaveny jako koordinované kombinace motorických příkazů odesílaných svalům k zajištění stability končetiny nebo celého těla v anticipaci předvídatelné posturální výchylky nebo v odpovědi na aktuální výchylku. Podle Bernsteina (1967) in Latash (2008, s. 218-219) mohou být posturální synergie považovány za tzv. stavební kameny, které CNS používá ke zkonstruování smysluplného kontrolního signálu odeslaného ke svalům. Tyto „kameny“ mohou být upravovány a kombinovány podle určitých motorických úkolů. Existence synergií umožňuje snížení zatížení nervové soustavy a zjednodušuje kontrolu závislou na CNS (Latash, 2008, s. 211-217).

2.4.2 Pohybové strategie

CNS vybírá na základě charakteristik (směr, rozsah, velikost, biomechanické individuální limity těla) vychýlení z rovnovážné pozice specifické pohybové vzory k znovuobnovení stability (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 171). Model lidského těla je přirovnáván k modelu obráceného kyvadla, kdy se tělo chová jako jeden segment. V tomto modelu jsou výchylky těla kontrolovány hlavně pohybem v hlezenních kloubech. Novější poznatky ukazují, že kontrola je mnohem komplexnější, a to pomocí tří koexistujících modelů kontroly, kterými jsou kotníková, kyčelní a kroková strategie (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 171).

Uvedené pohybové vzory mohou být popisovány také jako strategie fixované báze a měnící se báze opory (útok, dosah, opření). Někteří autoři raději preferují termín strategie fixované báze opory, protože obvykle nejsou pozorovány odděleně během obnovování rovnováhy. Subjekty vykazují spíše souvislý pohyb od hlezna po kyčelní kloub (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 171).

Pokud je rovnováha narušena zevními silami, je použita jedna nebo kombinace strategií ke koordinaci pohybu COG a navrácení jeho polohy zpět do rovnovážné pozice. Ukázka těchto tří strategií je znázorněna v Příloze 3 (s. 73). Pokud COG zůstává v rámci LOS, může být použita jedna ze strategií fixované báze nebo jejich kombinace k pohybu COG při zachování počátečního umístění chodidel na podložce (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 270-271).

V souvislosti s posturální kontrolou je dle Pai et al. (2000) in Shumway-Cook a Woollacott (2012, s. 166) potřeba zvažovat nejen pozici COG či COM ve vztahu k LOS, ale také rychlost pohybu COM v daný moment. Dále zmiňují, že je to spíše interakce mezi těmito dvěma proměnnými, než jen samotná pozice COM, která určuje, zda jedinec je schopen zůstat stabilní v rámci jeho aktuální báze opory nebo jestli je nucen udělat krok za účelem znovuzískání stability. Dle Shumway-Cook a Woollacott (2012, s. 162) bylo navrženo, že charakterizování vztahu mezi COM a COP poskytuje lepší náhled na stabilitu než analýza každé proměnné zvlášť. Stabilita je reprezentována jako skalární vzdálenost mezi COP a COM v daném okamžiku. Během klidného stoje je rozdíl mezi COP a COM úměrný horizontálnímu zrychlení COM. Vzdálenost mezi COP a COM je míněna jako signál označující změnu, která je detekována a vyhodnocena posturálním kontrolním systémem k reakci pro udržení rovnováhy. Tudíž je používána interakce mezi COM a COP jako míra efektivity posturální kontroly (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 162).

CNS může přepínat mezi strategiemi v závislosti na podmínkách. Strategie jsou vždy přítomny, ale jedna může být dominantní v závislosti na sensorických informacích, úkolu a také na bezprostřední minulé zkušenosti (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 272; Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 170).

Kotníková strategie

Kotníková strategie obnovuje COM do polohy stability prostřednictvím pohybu těla vycházejícího z hlezenních kloubů. COG je posouváno při zachování chodidel na místě prostřednictvím otáčení se těla jako rigidního celku (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 271). Dolní končetiny i trup se pohybují v jedné fázi. Kotníková strategie je používána častěji v situacích, ve kterých je narušení rovnováhy malé, tedy když je frekvence výchylek nízká (menší než 1 Hz) a opěrná plocha je pevná. Použití kotníkové strategie vyžaduje intaktní rozsah pohybu a svalovou sílu hlezna (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 170-172).

Kyčelní strategie

Horak a Nasher (1986) in Shumway-Cook a Woollacott (2012, s. 173) uvádí, že kyčelní strategie je používána k obnovení rovnováhy v reakci na větší a rychlejší rušivé výchylky, kdy je frekvence výchylek vyšší než 1 Hz nebo pokud je plocha opory menší než chodidlo např. stoj na úzké kladině. Dolní končetiny a trup se pohybují mimo stejnou fázi (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 170).

Kroková strategie

Pokud kotníková a kyčelní strategie nestačí k obnovení rovnováhy a vychylují-li rušivé účinky pozici COG mimo LOS, je použita kroková strategie k vyrovnání COM nad BOS (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 270-271). Je zmiňováno, že použití krokové pohybové strategie je výhradně používáno v reakci na charakter výchylek, které vychylují COM mimo BOS (Horak, 1991 in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 173).

Dle Maki (1993) a Brown et al. (1999) in Shumway-Cook a Woollacott (2012, s. 173-174) bylo zjištěno, že ke krokové strategii dochází i v případě, kdy je COM v rámci BOS. Byl studován vztah mezi prevalencí krokové reakce a instrukcemi, kterými se jedinci měli řídit při zachovávání stability ve stoji. Bylo zaznamenáno, že frekvence krokové strategie je vyšší v případě, kdy byli jedinci bez omezení, tedy při nespécifických instrukcích oproti pokynům s omezením, kdy měli za úkol nepohybovat chodidly po podložce. Při pokusu bylo jedincům řečeno, že se mají vyhnout krokové strategii, pokud to nebude nezbytně nutné. Tento pokyn mohl podporovat jedince k použití ostatních strategií, nicméně nebyl nalezen signifikantní rozdíl mezi pokusy. Toto zjištění vyvolává otázky, zda pokyny dané jedinci hrají roli v použití typu pohybové strategie k znovuoobnovení stability (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 173-174).

2.4.3 Akční neurální mechanismy

Opravné reakce pro posturální kontrolu jsou uskutečňovány pomocí zpětnovazebných tzv. *feedback* a předpovídajících tzv. *feedforward* procesů. Opravné mechanismy jsou uplatňované činností svalů (Neumannová et al., 2015, s. 46).

Anticipační posturální nastavení

Během volního pohybu nebo pohybových strategií pro udržení vzpřímené postury vytváří svalové síly na kloubní spojení točivý moment měnící polohu v kloubech těla včetně těch podílejících se na posturální kontrole. Volní pohyby, zvláště ty rychlé, jsou spojeny se změnami aktivity posturálních svalů. Některé tyto změny v aktivitě posturálních svalů

nastávají již před začátkem vlastního pohybu, což je označováno jako anticipační posturální nastavení (anticipatory postural adjustments - APAs) (Latash, 2008, s. 215-216).

Předpokládaným významem APAs je minimalizovat výchylky vzpřímené postury, která by jinak pohyb vyvolala. APAs má mechanické účinky, které jsou opačné k očekávaným výchylkám. Výchylky mohou být způsobeny zamýšleným pohybem končetiny nebo jinou akcí, jako je např. zvednutí těžkého předmětu. Toto nastavení je připraveno CNS před tím, než dojde k aktuální výchylce, to je tzv. anticipační způsob. V Příloze 4 (s. 73) je znázorněn typický vzorec APAs spojený s rychlou oboustrannou flexí v ramenou, která je výsledkem obranné reakce proti pádu nazad. Změny na pozadí aktivity posturálních svalů nastávají před aktivitou primárního hybného svalu tzv. *primemoveru*, tedy svalu, který iniciuje požadovaný pohyb paží (Latash, 2008, s. 215-216).

Vlastnosti APAs, zejména velikost, závisí na třech faktorech: na velikosti očekávaných výchylek, charakteristice motorických akcí spojených s výchylkami a na posturální stabilitě. Tato závislost APAs na charakteristikách akce může být výsledkem každodenní zkušenosti. Třetí faktor reflektuje závislosti APAs na posturální stabilitě a na pozadí aktivity celého těla. APAs může být sníženo, i když je vertikální postura velmi stabilní a i když je naopak velmi nestabilní. Pokud jedinec provádí akci spojenou s posturální výchylkou, výsledný APAs je modulován v rámci akce celého těla a může dokonce vykazovat obrácení jeho směru. To se stává tehdy, když APAs může sám o sobě destabilizovat posturu, tedy v případě, když jeho akce posouvá COP směrem k nebezpečně blízkému okraji stability (Latash, 2008, s. 216-217).

2.5 Faktory ovlivňující posturální kontrolu

Posturální kontrola stoje je komplikovaným úkolem, který je ovlivňován velkým množstvím faktorů (Butler, Héroux a Gandevia, 2017; Gandevia, 2014). Patologie narušující senzorický vstup, výstup řízení pohybu a prostorovou orientaci logicky ovlivňují posturální kontrolu. Vzhledem k mnoha strukturám, které se na ní podílejí a kvůli jejich složitosti, se všechny patologie orgánů, které se specificky podílejí na kontrole držení těla, projeví zhoršením posturální kontroly. Jsou to například onemocnění a patologie, které postihují mozkovou kůru, parietální lalok s prostorovou orientací a čelní lalok spojený s poznáváním; bazální ganglia, zejména substantia nigra, jejíž neurony vylučují dopamin, který se podílí na kontrole pohybu a držení těla; mozeček participující na pohybové a regulační rovnováze; vestibulární systém, podílející se na detekci pohybů hlavy; vizuální systém, zabývající se orientací v prostoru a kapsulo-ligamentózní systém, zajišťující propiocepci a stabilizaci kloubů (Paillard a Noé, 2015). Na posturální kontrolu mohou mít vliv i činnosti, které jedinec

pravidelně nebo často vykonává. Může mezi ně patřit sportovní aktivita nebo pracovní činnosti spojené se zvýšenými nároky na stabilitu (Cyma et al., 2018).

Pomocí posturálních kontrolních testů je možné určit patologii nebo nedostatky jednotlivých systémů a také diagnózu. Je však nezbytné používat vhodné metody a techniky hodnocení, které poskytují spolehlivé kvantitativní i kvalitativní výsledky, aby bylo možné určit funkční stav smyslových, centrálních a motorických složek posturální funkce (Paillard a Noé, 2015).

3 Hodnocení posturální kontroly

3.1 Kvantitativní a kvalitativní analýza

K měření rovnováhy existují různé metody. Běžné klinicky používané testy však nejsou vždy konzistentní kvůli variabilnímu provádění a subjektivnímu hodnocení (Trueblood et al., 2018). Posturální kontrola může být kvantitativně posuzována měřením pohybu COM, COP a také měřením elektromyografické aktivity svalů a hodnocením přínosu různých sensorických informací. Kvalitativní analýza spočívá v popisu toho, jak je organizována posturální kontrola ve vztahu k mechanickým a neurofyziologickým aspektům (Paillard a Noé, 2015).

3.2 Posturální výkon a jeho hodnocení

Posturální kontrola může být charakterizována z hlediska výkonu v různých posturálních podmínkách. Posturální výkon se týká schopnosti udržovat tělesnou rovnováhu v náročných situacích, kdy se jedinec snaží vyvarovat nerovnováze a pádům. Dále může být charakterizován jako schopnost minimalizovat titubace těla za běžných podmínek (Paillard a Noé, 2015).

Schopnost zajistit posturální stabilitu v náročných podmínkách může být hodnocena experimentálními testy v různých pozicích, jako je bipedální stoj nebo unipedální opora, na zmenšené opěrné bázi nebo na pohyblivých plošinách, které simulují očekávané či neočekávané posturální situace. Testy spočívají v rozlišování mezi schopností minimalizovat pohyby těla v jednoduchých a nespecifických posturálních podmínkách. Mohou být použity různé metody vyhodnocování pomocí přístrojů (Paillard a Noé, 2015).

3.3 Posturální strategie a její hodnocení

Posturální strategie může být definována na základě prostorové a časové organizace tělesných segmentů, stejně jako rozsah a pořadí náboru aktivovaných svalů. Sensorické receptory zapojené do posturální regulace jakožto i důležitost různých sensorických informací anebo preferenční zapojení rozličných neuronálních smyček mohou také přispět k popisu posturální strategie (Paillard a Noé, 2015).

Použití přístrojových metod někdy vede k nedostatečně přesnému hodnocení posturální strategie, kterou jedinci používají. Hodnocení přínosu jednotlivých složek zajišťujících stabilitu by mělo zahrnovat pohyblivé výchylky, sensorickou stimulaci nebo kognitivní úkoly.

Metody kombinující tyto různé techniky poskytují relevantní informace v analýze posturální funkce (Paillard a Noé, 2015).

3.4 Dynamická počítačová posturografie

Dynamická počítačová posturografie (Dynamic computer posturography - DCP) je kvantitativní metoda pro hodnocení vzpřímených rovnovážných funkcí při různých úkolech, které efektivně napodobují situace každodenního života. Testové protokoly jsou vytvořeny k vyčlenění základních sensorických, motorických a biomechanických komponent podílejících se na rovnováze a k analýze schopnosti jedince efektivně využívat tyto komponenty k udržení rovnováhy. Protokoly a techniky analýzy dat používané v DCP jsou založeny na systémovém modelu lidské postury odvozené z experimentálního výzkumu normální a abnormální rovnováhy a pohybové kontroly (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 218).

DCP byla vyvinuta v 80. letech 20. století a již velmi brzy získala široké uplatnění jakožto metoda měření posturální kontroly u pacientů s různými diagnózami ovlivňujícími vestibulární systém - vestibulární periferní poruchy a dysfunkce, traumata, poškození a pootřesové stavy mozku, roztroušená skleróza apod. Z tohoto důvodu považuje mnoho kliniků DCP za tzv. zlatý standard pro identifikaci poškození rovnováhy u dospělých (Trueblood et al., 2018). Podle Chaudhry et al. (2004) se stala DCP důležitým nástrojem pro pochopení postavení posturální stability v klinickém prostředí.

DCP poskytuje kvantitativní informace specifické k individuálním sensorickým, motorickým a koordinujícím elementům rovnovážného systému. Hodnoty výsledků z baterie testů DCP odpovídají specifickým typům postižení jedince, proto jsou aplikovatelné během diagnostického procesu. Výstupy DCP identifikují pacientovu adaptivní strategii pro zvládnutí poruchy stability, což se nejvíce využívá k vytvoření plánu léčby a monitorování progresu. Dále výsledky testů korelují s funkčními schopnostmi pacienta, což je možné aplikovat k objektivnímu hodnocení pacientovy disability v každodenních aktivitách (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 310).

Jedním z posturografických přístrojů je Smart Equitest System firmy NeuroCom[®], který využívá pohyblivou plošinu a kabinu jako způsob simulace pohybu prostředí okolo jedince (viz Příloha 5, s. 74). Pohyblivá plošina o rozměrech 46 × 46 cm je vybavena silovými senzory, které určují reakční sílu, ze které je pak odvozována poloha COP jedince a pomocí výpočtů softwaru přístroje určena poloha COG, která je využívána k hodnocení výchylek. (Kolářová et al., 2014, s. 12-14; NeuroCom International, 2001). Spojením pohybu plošiny

a/nebo kabiny se informace z propiocepce a zraku stávají nepřesnými, což nutí jedince, aby si vybral jinou senzoričnou informaci k udržení posturální kontroly (Trueblood et al., 2018).

Jedním z klíčových testů je Sensory Organization Test (SOT) poskytující informace o integraci vizuálních, propioceptivních a vestibulárních složek rovnováhy. Výsledky SOT odrážejí celkovou koordinaci těchto systémů ke stálému držení těla. Kliničtí vědci, fyzioterapeuti a lékaři často používají SOT, který je níže uveden, jako klinicky relevantní měřítko k posuzování rovnováhy (Chaudhry et al., 2004).

3.4.1 Sensory Organization Test (SOT)

SOT hodnotí balanční výkon jedince během sekvence postupně obtížnějších situací. Měření kontinuálního výkonu má několik výhod. Zaprvé, měření výkonu koreluje s funkčním stavem jedince. Zadruhé, znalost podmínek úkolu vedoucí ke špatnému výkonu pomáhá izolovat příčinu nestability na jednotlivé složky rovnováhy a dokumentuje strategii pro využití komponent rovnováhy v měnících se podmínkách. Zatřetí, zlepšení výkonu rovnováhy s opakovaným procvičováním může pomoci identifikovat pacienty, pro které by byla vhodná terapie zaměřená specificky na rovnováhu. Nevýhodou měření rovnovážného výkonu mohou být potenciální vlivy faktorů, jako jsou pacientova motivace a kooperace (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 282).

V protokolu SOT je vytvořeno 6 situací k hodnocení schopnosti efektivně využívat vizuální, vestibulární a somatosenzorické vstupy k udržení rovnováhy a zda jedinec dokáže vybrat vstup poskytující funkčně nejvhodnější informaci o orientaci za různých podmínek a situací (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 295).

SOT hodnotí schopnost pacienta udržovat rovnováhu selektivním narušením somatosenzorických a/nebo vizuálních informací a měří orientaci COG ve vztahu k vertikále. Somatosenzorické a/nebo vizuální informace jsou narušeny metodou běžně uváděnou jako tzv. referenční kolísání neboli *sway-referencing*, přičemž se platforma pohybuje podle kolísání těla, aby se minimalizoval stupeň změněného propioceptivního vstupu. Plošina se tedy přizpůsobuje kolísání jedince. Tato metoda využívá naklápění plošiny a/nebo vizuálního prostředí okolo osy kolineární s hlezennými klouby k přímému sledování vychylování COG v antero-posteriorním směru. Ačkoli somatosenzorické a vizuální systémy i nadále poskytují informace během kolísajících situací, tyto vstupy neobsahují funkčně užitečné informace týkající se orientace COG těla vzhledem ke gravitační vertikále. Informace odvozené ze smyslů podrobených kolísání (zrak nebo propiocepce), ukazují, že orientace COG těla se vzhledem ke gravitaci nemění, i když ve skutečnosti se mění. Zdraví jedinci ignorují kolísající

senzorické vstupy, které jsou funkčně nepřesné a udržují rovnováhu použitím ostatních senzoričkových vstupů. Kolísající situace a situace se zavřenýma očima se používají k izolování somatosenzorického a vizuálního systému. Neinvazivní způsob jak selektivně vyřadit vestibulární informaci neexistuje (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 295).

Protokol Sensory Organization Testu a měřené parametry

SOT vystavuje pacienta 6 senzoričkovým situacím ukázaným v Příloze 6 (s. 74). Těchto 6 situací se skládá z kombinací různých senzoričkových podmínek s fixovanou plošinou, se zavřenýma očima a s kolísáním vizuálního prostředí a plošiny. 6 situací je prezentováno postupně od nejjednodušší s otevřenýma očima a fixovanou plošinou po nejtěžší situaci s kolísající plošinou i vizuálním prostředím (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 295).

Během situace č. 1 a č. 2 jsou plošina i prostředí fixovány a pacient stojí pouze s otevřenýma a pak se zavřenýma očima. Respektive, tyto pokusy poskytují základní hodnoty pacientovy posturální stability. Při senzoričkové situaci č. 3 je plošina fixovaná, ale prostředí se pohybuje a pacient má otevřené oči. V posledních třech pokusech se plošina pohybuje, zatímco pacient má otevřené oči s fixovaným prostředím (situace č. 4), zavřené oči s pohyblivou plošinou a fixovaným prostředím (situace č. 5), a otevřené oči s pohyblivou plošinou i prostředím (situace č. 6) (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 296; NeuroCom International, 2001).

Kompletní protokol se skládá celkem z 18 20sekundových pokusů, tedy z 3 opakujících se pokusů pro každou z 6 situací. Během všech pokusů je pacient instruován, aby ignoroval pohyb plošiny nebo okolí a zůstal ve vzpřímené poloze co nejstabilnější. 3 pokusy pro každou senzoričkovou situaci zvyšují spolehlivost výsledného měření (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 295-296; NeuroCom International, 2001).

Equilibrium score (ES - rovnovážné skóre)

Samostatné měření stability, Equilibrium score (ES), je vypočítáno pro každý pokus. ES je vyjádřeno v procentech, které porovnává jedincův vrchol amplitudy antero-posteriorních výchylek s teoretickými antero-posteriorními LOS. Teoretické LOS jedince jsou maximální přední a zadní úhly COG výchylek, jakých dosahují zdraví jedinci podobné výšky a hmotnosti. Limit výchylek v sagitální rovině pro postoj u zdravého jedince je podle uživatelského manuálu přístroje NeuroCom[®] stanoven na 12,5 ° (NeuroCom International, 2001). ES blízko 100 % ukazuje na malé výchylky a perfektní stabilitu, zatímco ES přibližující se 0 % ukazuje výchylky blízko LOS a ztrátu rovnováhy. Pokusy, ve kterých jedinec překračuje LOS a ztrácí rovnováhu, jsou označeny 0 % ES. ES je vypočítáno jako

průměr 3 pokusů pro všech 6 situací a dále je vypočítáno tzv. Composite score (ES Comp), které je váženým průměrem, kdy se sčítá průměrné ES situace č. 1, průměrné ES situace č. 2 a dále tři pokusy ze situací č. 3-6, dohromady tedy 14 parametrů ES. ES Comp reflektuje celkovou úroveň výkonu posturální stability jedince (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 296-298).

Sensory analysis (SA - senzorická analýza)

Za použití průměrných hodnot parametru ES pro každou situaci jsou vygenerovány relativní podíly mezi 6 senzorickými situacemi. Relativní podíly ve skóre jsou kvantifikovány pomocí poměrů, ve kterých průměr z 3 pokusů rovnovážného skóre jedné senzorické situace je dělen průměrem 3 pokusů jiné situace. Tyto 4 podíly jsou znázorněny ve výstupním protokolu SOT ve sloupcích analýzy senzorické organizace (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 298).

Uvedené poměrové páry ozřejmují, jak dobře jedinci využívají specifické senzorické systémy. Poměr SA pro somatosenzorický (SOM), vizuální (VIS) a vestibulární (VEST) systém vyjadřuje, jak dobře je účastník schopen použít tyto konkrétní podněty pro udržení rovnováhy. Poměr preference (PREF) určuje, jak dobře může jedinec ignorovat nepřesné vizuální vstupy v situaci vizuálního konfliktu (Pletcher et al., 2017). Specifický druh senzorického rovnovážného problému jedince je nejlépe charakterizován pomocí kvantifikace těchto poměrů (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 301).

Center of gravity alignment (projekce těžiště)

Pro všechny SOT pokusy je antero-posteriorní a laterální projekce COG počítána průměrováním antero-posteriorní a laterální pozice COG za 20 s testování. Tyto výpočty jsou založené na předpokladu, že se pacientovy spontánní výchylky COG v průběhu pokusu vyskytují symetricky okolo bodu vertikální projekce těžiště při výchozím postavení (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 297; Kolářová et al., 2014, s. 15).

Strategy analysis (analýza pohybové strategie)

Pokud je použita kotníková strategie pro kontrolu vychylek, je to spojeno s nízkofrekvenčními pohyby COG vyvolanými relativně malými horizontálními střížnými silami proti podložce. Vyšší frekvence pohybů v kyčelním kloubu a horní části trupu generují malé, ale rapidní posuny pozice COG a mnohem větší horizontální střížné síly. Na základě těchto biomechanických principů a relativního množství pohybů v hleznu a kyčli je určeno porovnávání horizontální střížné síly k teoretickému limitu pro normální subjekty s podobnou

výškou a hmotností, čímž je určena pohybová strategie, kterou jedinec v dané situaci využívá (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 297-298).

4 Cíle výzkumu

Hlavním cílem diplomové práce bylo porovnat naměřená data zdravých jedinců s normativními daty posturografu firmy NeuroCom[®] modul Smart Equitest System v Sensory Organization Testu. Účelem měření bylo zjistit, zda se shodují naměřené hodnoty s hodnotami určujícími normu pro zdravé jedince dané věkové kategorie v české populaci. Následně bylo záměrem zjistit, jaký vliv mají alterované senzory vstupů na posturální kontrolu zdravých jedinců ve vzpřímeném stoji a jaké faktory mohou ovlivňovat celkovou stabilitu zdravého jedince.

Výzkumná otázka č. 1: „Jsou normativní hodnoty parametrů Equilibrium score a parametrů Sensory analysis v Sensory Organization Testu uváděné posturografem firmy NeuroCom[®] shodné s naměřenými hodnotami zdravých jedinců v české populaci?“

H₀1: Normativní hodnoty posturografu NeuroCom[®] pro parametry Equilibrium score v 6 situacích jsou shodné s naměřenými hodnotami zdravých jedinců.

H_A1: Normativní hodnoty posturografu NeuroCom[®] pro parametry Equilibrium score v 6 situacích nejsou shodné s naměřenými hodnotami zdravých jedinců.

- a) Equilibrium score v situaci č. 1
- b) Equilibrium score v situaci č. 2
- c) Equilibrium score v situaci č. 3
- d) Equilibrium score v situaci č. 4
- e) Equilibrium score v situaci č. 5
- f) Equilibrium score v situaci č. 6

H₀2: Normativní hodnoty posturografu NeuroCom[®] pro parametry poměrů Sensory analysis jsou shodné s naměřenými hodnotami zdravých jedinců.

H_A2: Normativní hodnoty posturografu NeuroCom[®] pro parametry poměrů Sensory analysis nejsou shodné s naměřenými hodnotami zdravých jedinců.

- a) Poměr SOM
- b) Poměr VIS
- c) Poměr VEST
- d) Poměr PREF

Výzkumná otázka č. 2: „Jak se mění stabilita zdravých jedinců v závislosti na změně sensorických vjemů a může mít pohybová aktivita vliv na celkovou stabilitu jedince?“

H₀3: Stabilita jedinců se při využití jednotlivých izolovaných sensorických systémů nemění.

H_A3: Stabilita jedinců se při využití jednotlivých izolovaných sensorických systémů mění.

H₀4: Pohybová aktivita zdravých jedinců nemá vliv na parametr Composite score.

H_A4: Pohybová aktivita zdravých jedinců má vliv na parametr Composite score.

5 Metodika

5.1 Charakteristika výzkumné skupiny

Výzkumný soubor tvořili zdraví jedinci ve věkovém rozmezí 40-60 let. Bylo měřeno 19 probandů z toho 11 mužů a 8 žen. Průměrný věk byl $48,47 \pm 3,56$ let, průměrná výška byla $176,37 \pm 8,89$ cm a průměrná hmotnost $83 \pm 19,64$ kg. Všichni jedinci byli obeznámeni s průběhem měření a vyjádřili souhlas podepsáním informovaného souhlasu schváleného Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci (viz příloha 7, s. 75).

5.1.1 Vylučovací kritéria

Zdraví jedinci nesměli mít v anamnéze prodělanou cévní mozkovou příhodu, polytrauma, závažné úrazy nebo onemocnění, která by narušovala bipedální stoj, a ani v současnosti netrpěli žádnými neurologickými onemocněními ani akutní bolestí.

5.2 Průběh výzkumu

Účastníci výzkumu byli měřeni v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice v Olomouci. Na začátku měření všichni jedinci souhlasili s průběhem výzkumu podepsáním informovaného souhlasu. Následně byly odebrány anamnestické údaje z důvodu vhodnosti zařazení do výzkumu, byly zjištěny věkové, výškové a váhové parametry kvůli zadání do přístrojového softwaru pro následné výpočty potřebných parametrů měření. Dále byli dotázáni, zda vykonávají během týdne pravidelnou pohybovou aktivitu (viz Příloha 8, s. 77).

Měření probíhalo ve stoji na silové plošině v kabině posturografu firmy NeuroCom[®], modul Smart Equitest System, kde byli účastníci výzkumu jištěni v bezpečnostní vestě. Na silové plošině byla definována přesná poloha chodidel podle vyznačených linií, kde umístění vnitřního kotníku probanda bylo nad tlustě vyznačenou černou linií a poloha zevního kotníku byla situována dle pokynů softwaru z výpočtu ze zadané výšky jedince nad průsečíkem široké linie a linie vyznačené písmeny S, M nebo T (viz Příloha 9, s. 77; Příloha 10, s. 77). Probandi byli měřeni naboso a poloha chodidel byla přesně dodržována a kontrolována po celou dobu měření. Jedinci byli slovně instruováni, aby stáli vzpřímeně beze změny postavení chodidel s horními končetinami volně svěřenými podél těla, dívali se dopředu a neměli žádnou zevní oporu, tedy ničeho se nedotýkali ani nepřidržovali. V určitých situacích prováděného testu,

kteřé jsou níže uvedeny, byl jedinec instruován, aby zavřel oči, jinak nebyl informován o charakteru jednotlivých testů z důvodu zamezení ovlivnění výsledných parametrů.

5.3 Metody výzkumu

Probandi byli měřeni na přístroji posturograf firmy NeuroCom[®], modul Smart Equitest System. K hodnocení posturální kontroly a stability v závislosti na změnách senzoričkých vjemů byl použit Sensory Organization Test (SOT), kdy bylo postupně testováno 6 situací ve 3 opakováních, kdy pokus jedné situace trval 20 sekund.

Testované situace:

- 1) Proband stál na plošině s otevřenýma očima, plošina ani kabina se nepohybovaly.
- 2) Proband stál na plošině se zavřenýma očima, plošina ani kabina se nepohybovaly.
- 3) Proband stál na plošině s otevřenýma očima, plošina se nepohybovala, kabina se pohybovala.
- 4) Proband stál na plošině s otevřenýma očima, plošina se pohybovala, kabina se nepohybovala.
- 5) Proband stál na plošině se zavřenýma očima, plošina se pohybovala, kabina se nepohybovala.
- 6) Proband stál na plošině s otevřenýma očima, plošina i kabina se pohybovaly.

Testované parametry:

- Equilibrium score - pro vyjádření stability v procentech.
- Sensory analysis - pro zjištění efektivity využití senzoričkých vstupů.

5.4 Metody statistického zpracování

Získaná data z posturografu byla převedena do programu Microsoft Office Excel[®], kde byla upravena pro zpracování v programu Statistica Tibco[®]. Data byla zpracována popisnou statistikou a následně byla ověřována jejich normalita Shapiro-Wilk testem.

V první výzkumné otázce se naměřená data porovnávala s normativními hodnotami z manuálu posturografu NeuroCom[®] neparametrickou metodou pomocí Mann-Whitney U testu a hodnocením pomocí výpočtů intervalů spolehlivosti pro rozdíl dvou průměrů, kde přítomnost čísla 0 v intervalu byla stanovena jako ukazatel rovnosti mezi proměnnými.

V druhé výzkumné otázce byla k testování použita neparametrická Friedmanova ANOVA a dále Wilcoxonův párový test. Ke zjištění korelace byl použit Spearmanův korelační koeficient.

6 Výsledky

6.1 Výzkumná otázka č. 1

„Jsou normativní hodnoty parametrů Equilibrium score a parametrů Sensory analysis v Sensory Organization Testu uváděné posturografem firmy NeuroCom® shodné s naměřenými hodnotami zdravých jedinců v české populaci?“

Uvedená výzkumná otázka byla rozvržena do dvou hypotéz, které byly následně rozděleny do bodů, v nichž byly zpracovány testované parametry v jednotlivých situacích. Data byla zpracovávána dvěma metodami kvůli nepřítomnosti normálního rozdělení ve všech testovaných situacích a disperznosti dat. Neparametrickou metodou byl Mann-Whitney U test, kde byly signifikantní výsledky zvoleny na hladině statistické významnosti $p < 0,05$. Po té byly použity intervaly spolehlivosti, kde byl vypočten interval, v němž se rozdíl námi naměřené průměrné hodnoty a průměrné normy vyskytoval s 95% pravděpodobností. Ukazatelem rovnosti hodnot byla stanovena přítomnost čísla 0 v intervalu. Popisná statistika dat a normativní hodnoty jsou uvedeny pro H1 v Tabulce 1 (s. 38) a v Tabulce 2 (s. 38), pro H2 v Tabulce 4 (s. 40) a v Tabulce 5 (s. 40). Výsledky testů jsou pro názornost uvedeny v tabulkách a grafech, na které je níže odkázáno.

6.1.1 Výsledky hypotézy H1

H₀1: Normativní hodnoty posturografu NeuroCom® pro parametry Equilibrium score v 6 situacích jsou shodné s naměřenými hodnotami zdravých jedinců.

- a) Situace č. 1 - V této situaci neměly hodnoty ES normální rozdělení, podle neparametrické metody se námi naměřená data statisticky významně lišila od normy posturografu ($p < 0,00$), avšak podle intervalů spolehlivosti, kde byl uvažován rozptyl normativních hodnot uváděných posturografem, se námi naměřená data zdravých jedinců nelišila (viz Tabulka 3, s. 39; Obrázek 2, s. 39), proto H₀1a nelze zamítnout.
- b) Situace č. 2 - V této situaci neměly hodnoty ES normální rozdělení, podle neparametrické metody se námi naměřená data nelišila od normy posturografu a podle intervalů spolehlivosti se námi naměřená data rovněž nelišila (viz Tabulka 3, s. 39; Obrázek 2, s. 39), proto H₀1b nelze zamítnout.
- c) Situace č. 3 - V této situaci měly hodnoty ES normální rozdělení, podle neparametrické metody se námi naměřená data nelišila od normy posturografu

a podle intervalů spolehlivosti se námi naměřená data rovněž nelišila (viz Tabulka 3, s. 39; Obrázek 2, s. 39), proto H_{01c} nelze zamítnout.

d) Situace č. 4 - V této situaci neměly hodnoty ES normální rozdělení, podle neparametrické metody se námi naměřená data nelišila od normy posturografu a podle intervalů spolehlivosti se námi naměřená data rovněž nelišila (viz Tabulka 3, s. 39; Obrázek 2, s. 39), proto H_{01d} nelze zamítnout.

e) Situace č. 5 - V této situaci měly hodnoty ES normální rozdělení, podle neparametrické metody se námi naměřená data statisticky významně lišila od normy posturografu ($p = 0,01$), avšak podle intervalů spolehlivosti, kde byl uvažován rozptyl normativních hodnot uváděný posturografem, se námi naměřená data zdravých jedinců nelišila (viz Tabulka 3, s. 39; Obrázek 2, s. 39), proto H_{01e} nelze zamítnout.

f) Situace č. 6 - V této situaci měly hodnoty ES normální rozdělení, podle neparametrické metody se námi naměřená data nelišila od normy posturografu a podle intervalů spolehlivosti se námi naměřená data rovněž nelišila (viz Tabulka 3, s. 39; Obrázek 2, s. 39), proto H_{01f} nelze zamítnout.

Tabulka 1 Popisná statistika dat Equilibrium score pro H1

Equilibrium score (ES) [%]	Průměr	SD	Medián	Min	Max	Dolní kvartil	Horní kvartil
ES 1	94,96	1,71	95,33	90,67	97,00	94,67	96,00
ES 2	91,51	3,37	92,00	82,00	95,67	90,33	93,67
ES 3	89,81	4,59	90,67	79,67	96,67	86,00	93,33
ES 4	81,91	7,81	85,33	66,67	91,00	75,67	88,00
ES 5	65,46	7,80	66,00	50,00	78,33	59,00	71,00
ES 6	66,67	9,18	65,67	53,67	84,33	58,67	72,67

Legenda: SD - směrodatná odchylka; Min - minimum; Max - maximum

Tabulka 2 Normativní data Equilibrium score (NeuroCom International, 2001)

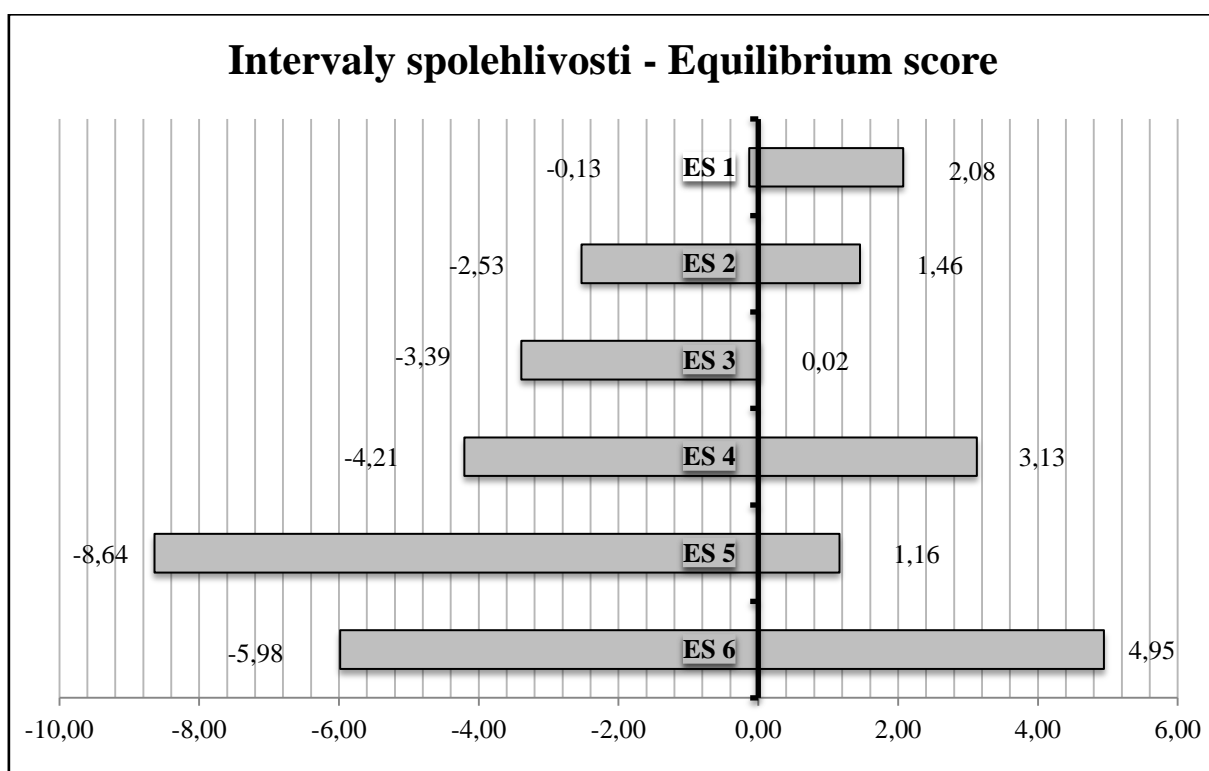
Normativní data		
Equilibrium score (ES) [%]	Průměr	SD
ES 1	93,99	2,35
ES 2	92,05	4,22
ES 3	91,49	3,34
ES 4	82,45	7,55
ES 5	69,20	10,44
ES 6	67,19	11,58

Legenda: SD - směrodatná odchylka

Tabulka 3 Výsledky H1: Neparametrický test a intervaly spolehlivosti

Equilibrium score (ES)	Mann-Whitney U test, <i>p-value</i>	Intervaly spolehlivosti		
		Rozdíl dvou průměrů <i>d=průměr-norma</i>	$d \pm 1,96 * s_d$	$(d - 1,96 * s_d; d + 1,96 * s_d)$
ES 1	0,00	0,97	$0,97 \pm 1,10$	$0 \in (-0,13; 2,08)$
ES 2	0,79	-0,54	$-0,54 \pm 1,99$	$0 \in (-2,53; 1,46)$
ES 3	0,41	-1,69	$-1,69 \pm 1,71$	$0 \in (-3,39; 0,02)$
ES 4	0,41	-0,54	$-0,54 \pm 3,67$	$0 \in (-4,21; 3,13)$
ES 5	0,01	-3,74	$-3,74 \pm 4,90$	$0 \in (-8,64; 1,16)$
ES 6	0,41	-0,52	$-0,52 \pm 5,46$	$0 \in (-5,98; 4,95)$

Legenda: *p-value* - statistická hladina významnosti, kde $p < 0,05$ je statisticky významná hodnota (vyznačena tučně); *d* - rozdíl výběrových průměrů; s_d - sdružený odhad rozptylu



Obrázek 2 Graf intervalů spolehlivosti ES

Legenda: Přítomnost čísla 0 v intervalu vyjadřuje shodu naměřených dat s normami

6.1.2 Výsledky hypotézy H2

H₀2: Normativní hodnoty posturografu NeuroCom[®] pro parametry poměrů Sensory analysis jsou shodné s naměřenými hodnotami zdravých jedinců.

- a) Pro poměr SOM - V tomto parametru neměla data normální rozdělení, podle neparametrické metody se námi naměřená data nelišila od normy posturografu, podle intervalů spolehlivosti se námi naměřená data rovněž nelišila (viz Tabulka 6, s. 41; Obrázek 3, s. 41), proto H₀2a nelze zamítnout.
- b) Pro poměr VIS - V tomto parametru neměla data normální rozdělení, podle neparametrické metody se námi naměřená data nelišila od normy posturografu, podle intervalů spolehlivosti se námi naměřená data rovněž nelišila (viz Tabulka 6, s. 41; Obrázek 3, s. 41), proto H₀2b nelze zamítnout.
- c) Pro poměr VEST - V tomto parametru měla data normální rozdělení, podle neparametrické metody se námi naměřená data nelišila od normy posturografu, podle intervalů spolehlivosti se námi naměřená data rovněž nelišila (viz Tabulka 6, s. 41; Obrázek 3, s. 41), proto H₀2c nelze zamítnout.
- d) Pro poměr PREF - V tomto parametru měla data normální rozdělení, podle neparametrické metody se námi naměřená data nelišila od normy posturografu, podle intervalů spolehlivosti se námi naměřená data rovněž nelišila (viz Tabulka 6, s. 41; Obrázek 3, s. 41), proto H₀2d nelze zamítnout.

Tabulka 4 Popisná statistika dat Sensory analysis pro H2

Sensory analysis	Průměr	SD	Medián	Min	Max	Dolní kvartil	Horní kvartil
SOM	0,96	0,03	0,97	0,89	1,00	0,95	0,99
VIS	0,86	0,08	0,88	0,72	0,97	0,80	0,92
VEST	0,69	0,08	0,69	0,52	0,81	0,65	0,75
PREF	1,00	0,06	1,01	0,90	1,08	0,95	1,04

Legenda: SD - směrodatná odchylka; Min - minimum; Max - maximum

Tabulka 5 Normativní data Sensory analysis (NeuroCom International, 2001)

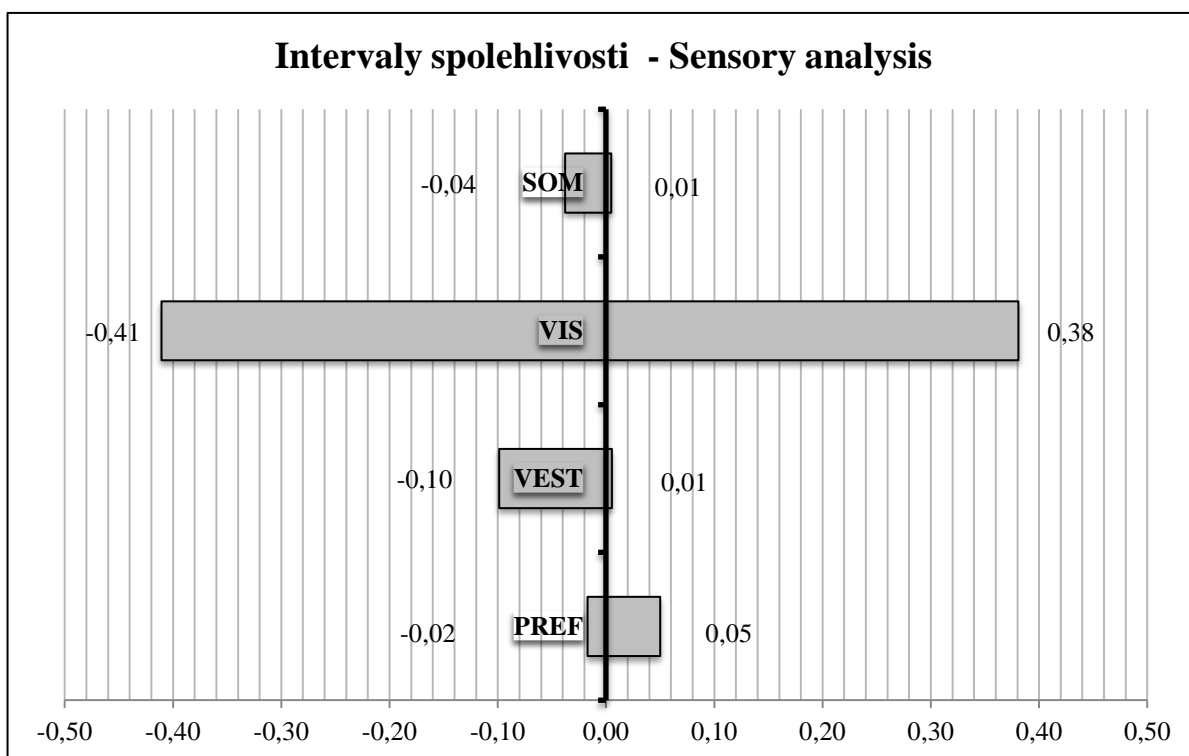
Normativní data		
Sensory analysis	Průměr	SD
SOM	0,98	0,05
VIS	0,88	0,08
VEST	0,74	0,11
PREF	0,98	0,07

Legenda: SD - směrodatná odchylka

Tabulka 6 Výsledky H2: Neparametrický test a intervaly spolehlivosti

Sensory analysis	Mann-Whitney U test, <i>p-value</i>	Intervaly spolehlivosti		
		Rozdíl dvou průměrů $d=(\text{průměr}-\text{norma})$	$d \pm 1,96 * s_d$	$(d-1,96 * s_d; d+1,96 * s_d)$
SOM	0,05	-0,02	$-0,02 \pm 0,02$	$0 \in (-0,04; 0,01)$
VIS	0,41	-0,02	$-0,02 \pm 0,40$	$0 \in (-0,41; 0,38)$
VEST	0,05	-0,05	$-0,05 \pm 0,05$	$0 \in (-0,10; 0,01)$
PREF	0,05	0,02	$0,02 \pm 0,03$	$0 \in (-0,02; 0,05)$

Legenda: *p-value* - statistická hladina významnosti, kde $p < 0,05$ je statisticky významná hodnota (vyznačena tučně); *d* - rozdíl výběrových průměrů; s_d - sdružený odhad rozptylu



Obrázek 3 Graf intervalů spolehlivosti SA

Legenda: Přítomnost čísla 0 vyjadřuje shodu naměřených dat s normami

6.2 Výzkumná otázka č. 2

„Jak se mění stabilita zdravých jedinců v závislosti na změně sensorických vjemů a může mít pohybová aktivita vliv na celkovou stabilitu jedince?“

6.2.1 Výsledky hypotézy H3

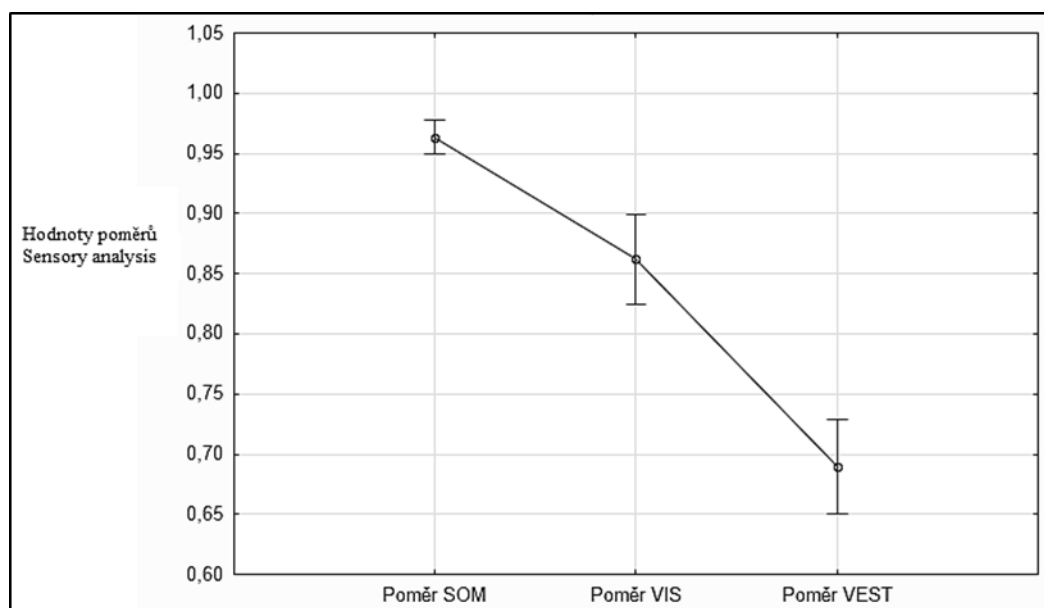
H₀₃: Stabilita jedinců se při využití jednotlivých izolovaných sensorických systémů nemění.

Podle Friedmanovy ANOVY a následně neparametrického Wilcoxonova testu se ukázalo, že se hodnoty stability jedinců při izolovaných situacích mezi sebou navzájem měnily, což potvrdila statistická významnost ve všech měřených poměrech (viz Tabulka 7). Po vynesení do grafu (viz Obrázek 4, s. 43) je zjevné, že jedinci byli nejvíce stabilní, pokud se spoléhali na somatosenzorické vstupy, po té na vizuální vstupy a nejméně při využití izolovaných vestibulárních informací. H₀₃ proto můžeme zamítnout.

Tabulka 7 Popisná statistika a výsledky H3

Poměr Sensory Analysis	ANOVA Chi Sqr. (N = 19, df = 2) = 38,00 p < 0,00 Coeff. of Concordance = 1,00 Aver. rank r = 1,00	
	Průměr	SD
Poměr SOM	0,96	0,03
Poměr VIS	0,86	0,08
Poměr VEST	0,69	0,08
Wilcoxonův párový test	p-value	
Poměr SOM & Poměr VIS	0,00	
Poměr SOM & Poměr VEST	0,00	
Poměr VIS & Poměr VEST	0,00	

Legenda: N - počet jedinců; p - statistická hladina významnosti pro ANOVU, kde p < 0,05 je statisticky významná hodnota (vyznačena tučně); SD - směrodatná odchylka; p-value - statistická hladina významnosti pro Wilcoxonův test, kde p < 0,05 je statisticky významná hodnota (vyznačena tučně) a ukazuje rozdíl mezi poměry



Obrázek 4 Graf sensorických poměrů vyjadřujících poměr stability při využití jednotlivých sensorických systémů

6.2.2 Výsledky hypotézy H4

H₀₄: Pohybová aktivita zdravých jedinců nemá vliv na parametr Composite score.

Pomocí neparametrického Spearmanova korelačního koeficientu byla prokázána přímá statisticky významná závislost ($p < 0,00$) mezi parametrem Composite score a přítomností pohybové aktivity u zdravých jedinců (viz Tabulka 8; Tabulka 9; Obrázek 5, s. 44). H₀₄ proto můžeme zamítnout.

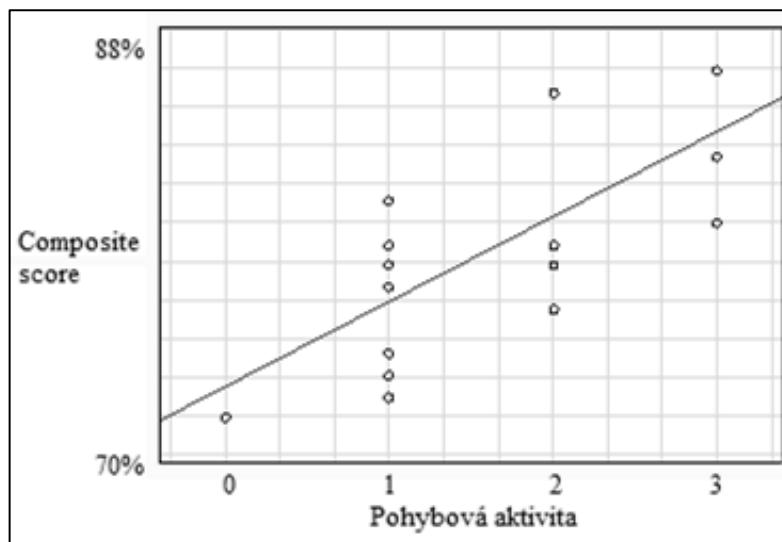
Tabulka 8 Popisná statistika a výsledky H4

	Průměr	SD	Med	Min	Max	Dolní kvartil	Horní kvartil
ES Comp [%]	78,42	4,85	78,00	71,00	87,00	74,00	81,00
Pár proměnných				Spearman R			p-value
ES Comp & Pohybová aktivita				0,67			0,00

Legenda: ES comp - Composite score; SD - směrodatná odchylka; Med - medián; Min - minimum; Max - maximum; Spearman R - Spearmanův korelační koeficient; p-value - statistická hladina významnosti, kde $p < 0,05$ je statisticky významná hodnota

Tabulka 9 Pohybová aktivita

Pohybová aktivita za týden	Četnost probandů
Žádná aktivita - 0	1
1 × týdně - 1	10
2 × týdně - 2	5
Více než 2 × týdně - 3	3



Obrázek 5 Graf korelace pohybové aktivity a Composite score

Legenda: Pohybová aktivita: 0 - žádná aktivita, 1 - 1× týdně, 2 - 2× týdně, 3 - více než 2× týdně

7 Diskuse

V této kapitole jsou porovnávány výsledky našeho výzkumu se studii a literaturou podobného zaměření. Je pojednáváno o klinickém významu uvedeného testování, jednotlivých parametrech testu a následném využití pro rehabilitační praxi.

7.1 Diskuse k parametru Equilibrium score

V současné době lékaři a fyzioterapeuti používají z parametrů SOT nejčastěji parametr Equilibrium score (ES) k posuzování posturální stability (Chaudhry et al., 2004). V našem výzkumu byl hodnocen parametr ES ve všech 6 situacích a následně byl porovnáván s normativními daty uvedenými v manuálu posturografu firmy NeuroCom® Smart Equitest System. Pro každou zkoušku bylo vypočteno rovnovážné skóre v rozmezí 0-100 %.

Výsledky 1. výzkumné otázky našeho výzkumu v hypotéze H1 ukázaly, že pokud byly hodnoty zpracovávány neparametrickou statistickou metodou Mann-Whitney U testem, kde byly naměřené hodnoty porovnávány s pevnou konstantou, tedy pouze s průměrem uvedeným v manuálu (viz Tabulka 2, s. 38), jenž nezvažuje rozptyl normativních hodnot, parametry ES se lišily v situacích č. 1 a 5 (viz Tabulka 3, s. 39). V situaci č. 1, kdy jedinci stáli s otevřenými očima na plošině za podmínek, kdy se nepohybovala ani kabina ani plošina, námi měření zdraví jedinci vykazovali vyšší ES oproti uvedeným normám. Oproti tomu v situaci č. 5, kdy jedinci stáli se zavřenými očima na pohyblivé plošině, vykazovali hodnoty ES nižší oproti normám.

Pokud byl však brán v úvahu rozptyl normativních hodnot uvedený v manuálu směrodatnou odchylkou (viz Tabulka 2, s. 38), bylo pomocí výpočtů intervalů spolehlivosti určeno rozmezí, ve kterém se rozdíl průměru námi naměřené hodnoty a normy vyskytoval s 95% pravděpodobností. Přítomnost čísla 0 v intervalu byla stanovena jako ukazatel vyjadřující shodnost porovnávaných dat. Tato metoda nám naměřenou hodnotu a normu více přiblížila k sobě a z tohoto zpracování se ukázalo, že se parametr ES v žádné situaci č. 1-6 oproti normám uvedeným v manuálu neliší. Proto v žádné variantě a)-f) H1 nemohla být zamítnuta nulová hypotéza, jelikož všechny hodnoty se nacházely v intervalu (viz Obrázek 2, s. 39). Z grafu je patrné, že přítomnost čísla 0 se v intervalu spolehlivosti v situacích č. 1 a 3 vyskytovala na těsném okraji, což by mohlo naznačovat, že zdraví jedinci by měli tendenci se odlišovat opět v samotném klidném stoji na plošině, jak tomu bylo i u neparametrické metody, tak v situaci, kdy měli jedinci otevřené oči a pohybovala se s nimi pouze kabina. Tyto tendence by ale potřebovaly ověřit dalším výzkumem obsahujícím větší vzorek

probandů v rovnoměrnějším věkovém zastoupení. Důvodem proč byla H1 ověřována dvěma způsoby statistického zpracování bylo, že některé hodnoty v situacích nespĺňovaly podmínku normality. Proto se zdálo vhodnější využít metodu, jež bere ohled na rozptyl hodnot, který je v některých zejména obtížnějších situacích větší. Tyto úkazy potvrzují i Pierchala et al. (2012), kdy nerovnoměrnost dat pozorovali ve svém výzkumu zejména v náročnějších situacích. Pro názornost jsou v této diplomové práci uvedeny obě metody, jež znázorňují, v jakých situacích by absence rozptylu ukázala odlišnost hodnot. Uvažujeme-li limity studie, můžeme říci, že naměřená data a hodnoty posturografu u parametru ES jsou stejné a naznačují, že by mohly být použity pro srovnávání s pacienty ve věkové skupině 40-60 let.

Dle Jacobson, Newman a Kartush (1997, s. 302) je ES u klinicky zdravých subjektů všech věkových kategorií nejvyšší pro první tři senzorické situace, s čímž koreluje i popisná statistika našich hodnot (viz Tabulka 1, s. 38). Je to způsobeno tím, že somatosenzorické vstupy by měly dominovat v rovnováze, pokud je podložka fixní, bez ohledu na stav vizuálních a vestibulárních vstupů (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 301). Pokud jsou funkčně užitečné somatosenzorické vstupy rušeny prostřednictvím pohyblivé plošiny během situací č. 4-6, ES se snižuje. Klinicky zdraví jedinci jsou ale schopni nadále dobře udržovat rovnováhu v rámci LOS. V našem výzkumu se toto potvrdilo u ES v situaci č. 4, které bylo nejvyšší ze situací č. 4-6. V námi prováděném měření se ukázalo, že jedinci měli nejnížší ES podle průměru v situaci č. 5, kdy byly nedostupné vizuální informace a somatosenzorické vstupy byly rušeny pohybující se plošinou. To potvrzuje i Jacobson, Newman a Kartush (1997, s. 301), kteří uvádějí, že nejnížší ES nastává při situacích č. 5 a 6, kdy jsou oba somatosenzorické a vizuální vstupy rušeny a jedinci musí spoléhat pouze na vestibulární vstupy k udržení rovnováhy.

Také ve studii Pierchala et al. (2012) zkoumali posturální stabilitu u zdravých jedinců na přístroji NeuroCom[®] Smart Equitest System testem SOT v jednotlivých 6 situacích. Jedinci byli rozděleni do čtyř věkových kategorií na mladší dospělé (20-39 let), dospělé (40-59 let), starší (60-69 let) a nejstarší (70-80 let). Výstupy z tohoto výzkumu ukazují, že posturální stabilita se lišila signifikantně hlavně mezi mladými dospělými a dospělými oproti starším a nejstarším, tedy ve skupinách ve věku mladší než 60 let a starší než 60 let. Celková rovnováha a výsledné hodnoty téměř ve všech situacích SOT rozdělovaly sledovanou populaci do dvou skupin, a to na populaci před a po 60. roku. Toto rozdělení potvrzuje pozorování Abrahamové a Hlavačky (2008), jež uvádí, že změny v rovnovážném systému začínají kolem 60. roku života. Tato hranice je shodná i s věkovým rozdělením normativních hodnot v manuálu posturografu NeuroCom[®], na kterém byl prováděn náš výzkum. Avšak

v některých SOT situacích výzkumu Pierchala et al. (2012) byly prezentovány signifikantní rozdíly současně v rámci obou mladších a obou starších skupin. To by znamenalo, že ES se neliší pouze mezi mladšími a nejstaršími jedinci, ale ukazuje se tendence, že se spíše mění od dekády k dekádě. Autoři upozorňují na nutnost rozšíření materiálu pro věkové rozmezí 50-59 let a opětovné analýzy (Pierchala et al., 2012).

Dále tato studie Pierchala et al. (2012) odhalila velkou rozmanitost a signifikantní rozdíly mezi skupinami v situacích č. 1, 5 a 6, čemuž odpovídaly i vysoké hodnoty směrodatných odchylek. To může naznačovat i to, proč se v námi prováděném výzkumu při použití statistické neparametrické analýzy, jež nezvažovala rozptyl hodnot, ukázala statisticky významná odlišnost od normativních dat v situacích č. 1 a 5.

V situacích č. 2 a 3 výše zmiňované studie Pierchala et al. (2012) nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly v rovnováze mezi jednotlivými věkovými skupinami. Pozoruhodné bylo, že nejjednodušší situace č. 1 se mezi skupinami lišila, zatímco v situacích se zavřenýma očima (č. 2) a pohyblivým vizuálním prostředím (č. 3) byly mezi mladými dospělými a staršími zjištěny podobné výsledky. Je známo, že výchytky těla rostou se zavřenýma očima nebo při změně vizuálního prostředí, což vede k očekávání horších výsledků v situacích č. 2 a 3 zejména u starší populace vzhledem k poklesu percepce proprioceptivní informace v tomto věku. Vysvětlení mohou dát závěry zkoumání Whipple et al. (1993), kde se prokázala vyšší koncentrace a ztuhnutí postury u seniorů během náročnějších testů SOT v situacích se stabilní plošinou. Bylo prokázáno, že koncentrace je u starších osob důležitým faktorem ovládnutí rovnováhy. Důležité mohou být také emocionální faktory, kam lze zahrnout obavy z vyšetření v neznámých podmínkách posturografické kabiny, strach z měření během prvního pokusu apod. Zatímco si během prvních pokusů jedinec zvyknul, došlo během následných pokusů k větší mobilitě a zvýšení výchylek jedince. Takto mohou být dle Whipple et al. (1993) vysvětleny statisticky nevýznamné rozdíly mezi věkovými skupinami starších a mladších skupin v situacích č. 2 a 3 ve studii Pierchala et al. (2012). Uvedené výsledky studie potvrzují užitečnost SOT pro sensorické hodnocení změn v regulačním systému rovnováhy nastávající s věkem. Analýza těchto dat také navrhuje, že rovnováha a její výkon závisí na mnoha faktorech a věk je pravděpodobně jeden z nich (Pierchala et al., 2012).

Potřebu rozdělení normativních dat dle věku potvrzuje i studie dle Patti, Bianco a Sahin (2018), jejíž hlavním cílem bylo zjistit normativní hodnoty společné všem subjektům nezávisle na antropometrických parametrech při balančních strategiích u zdravých jedinců v klidném bipedálním stoji. Ukázalo se, že poloha COP se lišila mezi věkovými skupinami,

ale nebyla ovlivněna pohlavím. Variace posturografických parametrů byla pozorována zejména u jedinců v mladším a starším věku v průběhu 5 let (Patti, Bianco a Sahin, 2018). Goble a Baweja (2018) uvádí vysokou variabilitu parametrů u nejmladší věkové skupiny (5-9 let) a u nejstarších jedinců (70-80 let). Tito autoři uvádí, že lidská rovnováha zůstává stabilní do 50 let a po té se až do konce života zhoršuje. Změny a velké odchylky rovnováhy byly ale zaznamenány i v mladém věku, pravděpodobně kvůli nedostatku svalové síly, který je v tomto věku přítomen (Goble a Baweja, 2018).

Nezbytnost normativních hodnot posturografických testů specifických pro různé populace ukazuje i studie dle Pletcher et al. (2017). Cílem této studie bylo získání normativních dat SOT na přístroji posturografu firmy NeuroCom[®] pro vysoce fyzicky aktivní jedince a vojenské složky k poskytnutí údajů klinickým pracovníkům při použití SOT testu pro podobné populace. Záměrem bylo poskytnout data pro preventivní hodnocení stavu jedinců za účelem pomoci předvídat zranění a umožnit využití jako nástroje pro hodnocení akutního poškození, jenž je do procesu následné rehabilitace nezbytný. Ukázalo se, že vysoká úroveň fyzické zdatnosti měřených jedinců ovlivňovala jejich schopnost udržovat posturální kontrolu, což sejevilo dosažením nadprůměrných hodnot parametrů ES ve srovnání s běžnou populací. Byly zjištěny i rozdíly v ES napříč skupinami, jejichž výcvik se lišil v metodách tréninku. Tyto závěry naznačují velkou rozmanitost posturální stability charakteristickou pro určité populace a potřebu specifických normativních dat pro jejich porovnávání a hodnocení (Pletcher et al., 2017).

7.2 Diskuse k parametru Composite score a pohybové aktivitě

Parametr Composite score vyjadřující celkovou hodnotu stability byl vypočten pomocí váženého průměru všech ES ze všech situací, přičemž hodnoty z obtížnějších situací, konkrétně č. 3-6, dostávaly vyšší váhu ve výpočtu. Vyšší procentuální hodnota Composite score znamená lepší celkovou posturální kontrolu. Výsledné skóre poskytuje informace o asimilaci vizuální, propioceptivní a vestibulární složky rovnováhy (Pletcher et al., 2017).

V námi prováděném výzkumu nebylo možné zjistit, zda je Composite score shodné s normativními hodnotami, protože v manuálu posturografu NeuroCom[®] chyběly potřebné číselné parametry pro výpočet. Jelikož se však parametr Composite score skládá z hodnot ES v jednotlivých situacích, mohli bychom předpokládat, že se od normy také neliší, stejně jako všechny hodnoty ES ve všech situacích podle našich výsledků. To však nebylo statisticky zpracovááno, a proto byl zvolen sekundární cíl této práce, kde jsme se zaměřili na

skutečnost, zda se tento parametr může lišit v závislosti na míře prováděné pohybové aktivity, již uvedli jedinci při vstupním zjišťování anamnézy.

Ve 2. výzkumné otázce v hypotéze H4 bylo zjišťováno, zda koreluje parametr Composite score s pohybovou aktivitou. Prostřednictvím Spearmanova korelačního koeficientu byla prokázána statisticky významná korelace ($p < 0,00$), kdy byla stanovena pomocí korelačního koeficientu ($R = 0,67$) přímá závislost velikosti parametru Composite score s prováděním pravidelné fyzické aktivity uváděné zdravými jedinci. Jedinci, kteří ve vstupním anamnestickém rozhovoru uvedli, že provádějí fyzickou aktivitu více než dvakrát týdně, měli statisticky vyšší parametr Composite score, určující celkovou výslednou stabilitu, oproti jedincům, kteří uvedli, že nevykonávají žádnou nebo pouze jednu aktivitu týdně. Druh fyzické aktivity nebyl blíže specifikován, nejčastěji se však jednalo o rychlou chůzi, jízdu na kole, plavání, jógu, tanec apod. Jelikož nebyly brány v úvahu také ostatní faktory, které by mohly působit na posturální kontrolu, dá se předpokládat, že stejně jako ve studii Alsufiany et al. (2020) může být fyzická aktivita jedním z mnoha faktorů ovlivňujících posturální kontrolu.

Studie Alsufiany et al. (2020), která mimo jiné studovala rozdíly v posturální kontrole u zdravých jedinců a u jedinců s chronickými bolestmi zad při provádění fyzické aktivity, uvádí podobné závěry. Z hlediska fyzické aktivity tato studie zjistila, že aktivní jedinci měli lepší posturální kontrolu ve srovnání s neaktivními subjekty. Konkrétně neaktivní jedinci s chronickými bolestmi zad prokázali slabší statickou a dynamickou posturální kontrolu ve srovnání se svými aktivními vrstevníky trpícími rovněž chronickými bolestmi zad. U zdravé skupiny měli neaktivní jedinci potíže zejména s dynamickou stabilitou ve srovnání s aktivními jedinci. Tyto závěry ukazují lepší stabilitu související s fyzickou aktivitou nejen u zdravé skupiny, ale i ve skupině současně trpící onemocněním (Alsufiany et al., 2020).

Ve studii Prioli, Freitas a Barela (2005) bylo prokázáno u starších dospělých ve věku 60 let, kteří preferovali spíše sedavý životní styl, že vykazují horší posturální kontrolu než jejich aktivnější vrstevníci, zejména když byli při měření vystaveni pohybujiícímu se vizuálnímu prostředí. Tento pokles posturální kontroly spojený s fyzickou nečinností byl považován za důsledek snížené svalové síly, snížené pohyblivosti a narušení somatosenzorické integrace (Prioli, Freitas a Barela, 2005).

Snížení svalové síly může být faktorem zhoršené posturální kontroly pozorované u neaktivních subjektů. Důkazy naznačují, že v reakci na fyzickou nečinnost procházejí kosterní svaly procesem adaptivní reduktivní remodelace. To způsobuje svalovou atrofii v důsledku úbytku svalových vláken a ztráty motorických jednotek, což vede ke snížení svalové síly (Teichtahl et al., 2015). Snížená svalová síla může přispět ke snížené schopnosti

plnit biomechanické požadavky na posturální kontrolu, tudíž může mít významné důsledky na udržení funkční nezávislosti a schopnosti provádět každodenní aktivity běžného života (Alsufiany et al., 2020). Jedinci se sedavým způsobem života mají větší potíže s rozlišením a integrací senzorických informací než aktivní vrstevníci, což naznačuje, že fyzická aktivita může zlepšit senzorickou integraci a tím posturální kontrolu. Důležité je, že tento pokles rovnovážných funkcí může být ovlivněn zvýšením fyzické aktivity (Alsufiany et al., 2020; Prioli, Freitas a Barela, 2005).

V přehledu od Paterson a Warburton (2010), který pojednává o fyzické aktivitě a funkčních omezeních, byl zobrazen podobný vztah závislosti stability na frekvenci provádění pohybové aktivity tak, že u osob s vyšší úrovní fyzické aktivity bylo méně pravděpodobné, že se u nich vyvinou funkční omezení ve srovnání s neaktivní skupinou. V porovnání s těmito nálezy byl sedavý životní styl identifikován jako rizikový faktor pro zhoršenou posturální kontrolu a zvýšené riziko pádů (Alsufiany et al., 2020). Několik dalších studií, které zkoumaly vztah mezi fyzickou aktivitou, stabilitou, přítomností bolesti a postižením, uváděly podobnou spojitost mezi fyzickou aktivitou a posturální kontrolou (Pinto et al., 2014; Sribastav et al., 2018). Sedavý životní styl byl spojen se zvýšenou mírou fyzického postižení, které mohlo ovlivňovat posturální kontrolu (Alsufiany et al., 2020).

Z těchto poznatků je viditelné, že posturální kontrola je komplexní autonomní jev, který přesně odpovídá posturálním požadavkům k provedení hladkých a koordinovaných neuromuskulárních akcí. Se sedavým stylem života se tyto nevědomé procesy nemusí integrovat tak rychle a správně, jako kdyby byl jedinec aktivní, a v důsledku toho může docházet ke zvýšenému statickému posturálnímu vychylování a snížené dynamické stabilitě. Tyto následky mohou zvýšit riziko pádů, zranění, omezit funkční výkon a negativně psychologicky ovlivnit osobu (Alsufiany et al., 2020).

Výsledky výzkumu dle Goble a Baweja (2018) ukázaly lineární pokles balančních schopností ve věku 70-80 let, kdy byl také zjištěn lineární pokles kognitivních funkcí a svalové síly. V roce 2017 Blomkvist, Eika a Rahbek prováděli analýzu reakčních časů a studie potvrdila, že reakční čas se s věkem zhoršuje. Proto posouzení míry rizika je základem prevence proti pádům u starších osob (Blomkvist, Eika a Rahbek, 2017). V této souvislosti Bianco, Patti a Bellafiore (2014) potvrdili, že určitá fyzická aktivita může ovlivnit reakční čas, jenž je nepochybným prvkem pro udržení stability a tím snížit i riziko pádu.

Nezbytnost fyzické aktivity prokázala i studie Trueblood et al. (2018), ve které měli lepší výsledky jedinci staršího věku provádějící fyzickou aktivitu oproti mladším jedincům. Věková skupina 60-69 let vykazovala vyšší skóre stability ve srovnání s věkovou skupinou

50-59 let i přesto, že zaznamenala více prodělaných operací, poškození zraku a měla více zkušeností s onemocněním pohybového aparátu. Je možné, že jedinci v nejstarší skupině se podíleli více na aktivitách a cvičeních zaměřených na rovnováhu, jejichž možný pozitivní vliv prokázaly studie Schmid, Van Puymbroeck a Koceja (2010); Jeter et al. (2014); Trueblood et al. (2018).

7.3 Diskuse k parametru Sensory analysis

Poměr hodnot ES z jednotlivých situací určuje parametr Sensory analysis, jenž vyjadřuje analýzu sensorické organizace, která je zkoumána pro identifikaci dysfunkčního smyslu. Smysl může být dysfunkční, pokud ho jedinec nemůže nebo nedokáže efektivně využívat pro udržení rovnováhy z důvodu snížení periferního vstupu, poruchy drah CNS pro zpracovávání, adaptivního potlačení vstupu nebo kombinace těchto faktorů (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 312).

V první výzkumné otázce v hypotéze H2 byly porovnávány normativní hodnoty posturografu u parametru Sensory analysis s našimi naměřenými údaji. Somatosenzorický (SOM), vizuální (VIS), vestibulární (VEST) a preferenční (PREF) poměr, byly odvozeny z parametrů ES. Podle neparametrického Man-Whitney U testu, ani podle intervalů spolehlivosti nebyl prokázán žádný rozdíl mezi našimi naměřenými hodnotami a uvedenými normami v žádném ze čtyř měřených poměrů (SOM, VIS, VEST, PREF). Důvod statistického zpracování dvěma způsoby je totožný s důvodem u hypotézy H1, jenž je uveden v diskusi k parametru ES, kdy disperznost dat ukázala jako vhodnější metodu využívající rozptyl hodnot. Proto nulová hypotéza nemohla být zamítnuta a stejně jako v hypotéze H1 se námi naměřená data v parametru Sensory analysis od norem posturografu nelišila, což naznačuje, že normativní data by mohla být používána k hodnocení a porovnávání pacientů ve věkové skupině 40-60 let.

Ve 2. výzkumné otázce v hypotéze H3 bylo zjišťováno, zda se stabilita jedinců při spolehnutí na jednotlivé sensorické vjemy mění. Statisticky signifikantní výsledky ($p < 0,00$) ukázaly, že nejvyšší stabilita byla při využití somatosenzorického systému, následně vizuálního systému a nejmenší stabilitu jedinci vykazovali při spoléhání na vestibulární vstupy. Klinická signifikance těchto čtyř poměrů sensorické analýzy je dle Jacobson, Newman a Kartush (1997, s. 311) shrnuta následovně.

Somatosenzorický poměr (SOM), který porovnává ES situace č. 1 a 2, kvantifikuje rozsah ztráty stability při eliminaci vizuálního vstupu. Atypicky nízký poměr je interpretován jako dysfunkce zbývajícího somatosenzorického systému, který normálně dominuje kontrole

stability během stoji na fixované podložce (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 299). Tato skutečnost a dominance somatosenzorického systému pro udržení rovnováhy se ukázaly i ve výsledcích námi stanovené hypotézy H3, kdy pro udržení stability mezi senzorickými systémy zcela dominoval somatosenzorický systém ($SOM = 0,96 \pm 0,03$). U klinicky zdravých jedinců stojících na pevné plošině dominují somatosenzorické vstupy v kontrole stability za situace otevřených tak i zavřených očí. Proto zdraví jedinci vykazují jen malé zvýšení ve výchylkách při zavřených očích (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 312). Jedinec, který k udržení stability spoléhá více na vizuální než na somatosenzorické podněty při fixované plošině, vykazuje signifikantní zvýšení výchylek při zavřených očích. Výchylky těla se zvyšují se zavřenými očima, i když vestibulární vstupy jsou funkčně normální (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 312).

Ačkoli vestibulární vstup je potenciálně druhou alternativou po vyloučení zraku, je podstatně méně senzitivní než somatosenzorický vstup v kontrole rovnováhy. Proto užití spíše vestibulárního vstupu než somatosenzorického během zavřených očí na fixované plošině významně zvyšuje výchylky COG, což se projeví sníženým poměrem SOM (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 299). Tento poměr je ekvivalentem ke klasické Rombergově zkoušce a je interpretován stejným způsobem. Jedinci se somatosenzorickou dysfunkcí upřednostňující zrak vykazují ataxii a nestabilitu během normální chůze v situacích běžného života, protože využití zraku jako hlavního senzorického vjemu může být ztíženo, pokud je subjekt v pohybu (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 312).

Vizuální poměr porovnává ES situace č. 4 a 1. Tento poměr kvantifikuje rozsah ztráty stability, když je normálně dominantní somatosenzorický vstup rušen kolísáním plošiny. Výchylky COG se obvykle lehce zvyšují, pokud je somatosenzorický vstup rušen, s čímž je spojeno snížení stability jedince (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 299). V námi prováděném výzkumu se ukázala efektivita využití vizuálních vstupů jako druhá po somatosenzorice s průměrnou hodnotou poměru $VIS = 0,86 \pm 0,08$.

VIS poměr rozšiřuje koncept Rombergovy zkoušky na vizuální systém, kdy je izolován použitím pohyblivé plošiny (situace č. 4) k odstranění užitečných somatosenzorických vstupů. V případě, že pacient nedokáže efektivně použít vizuální informace při absenci užitečných informací ze somatosenzoriky, a pokud za těchto podmínek využívá více vestibulární systém, dochází k abnormálnímu zvýšení výchylek jedince a snížení stability. Proto je nižší než normální poměr interpretován jako dysfunkce vizuálního smyslu pro stabilitu. Jedincům s vizuální dysfunkcí nečiní potíže chůze na nepohyblivé podložce, avšak při nerovné,

pohybující se nebo nepravidelné plošině bývají nestabilní (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 299-312).

Nejmenší výsledný poměr spojený s nejnižší stabilitou při spoléhání jedinců pouze na vestibulární systém byl také se statistickou signifikancí prokázán v našem výzkumu, kdy průměrná hodnota tohoto parametru byla $VEST = 0,69 \pm 0,08$. Vestibulární poměr porovnává ES situace č. 5 a 1 a reflektuje relativní snížení stability při současném rušení vizuálního a somatosenzorického vstupu. Ačkoli výchyly COG se zvyšují, klinicky zdraví jedinci by měli být schopni udržovat stabilitu v rámci LOS použitím zbývajících vestibulárního systému. Poměr s hodnotami pod normou je interpretován jako dysfunkce vestibulárního systému pro rovnováhu (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 299-301).

Schopnost zdravého člověka potlačit vjem z vizuálního systému, když je dostupný, ale funkčně nepřesný, je reflektována poměrem PREF porovnávaných součet ze situací č. 3 + 6 a 2 + 5. Za funkčně nepřesných vizuálních vstupů, simulovaných pohybujícím se prostředím, jsou zdraví jedinci schopni ignorovat tyto vizuální informace a chovají se, jako by měli oči zavřené. Stabilita u klinicky zdravých jedinců je podobná, když jsou oči zavřené, i když jsou přítomny funkčně nevhodné vizuální vstupy. Jedinec, který udržuje rovnováhu normálně při absenci zraku, ale který preferuje konfliktní zrakové informace, bude méně stabilní v situaci č. 3 a 6, v porovnání se zavřenými očima v situacích č. 2 a 5. V obou případech nejsou k dispozici užitečné vizuální vstupy pro kontrolu rovnováhy. Tím pádem, nižší než normální poměr, jenž byl v našem výzkumu stanoven průměrem $PREF = 1,00 \pm 0,06$, je interpretován jako abnormální preference pro použití zraku. Jinými slovy se pacient pokouší orientovat na konfliktní vizuální vstup a vychyluje se více v porovnání s ekvivalentní situací se zavřenými očima. Pacienti s abnormální preferencí zraku mají zkušenosti s nestálostí a dezorientací v prostředí obsahujícím mnoho pohybujících se vizuálních stimulů (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 299-312).

Mohlo by se zdát, že tyto výsledky popisují obecně známé skutečnosti, avšak ne ve všech populacích a věkových skupinách tomu tak je. Závislost na výběru a velikosti poměru jednotlivých systémů pro rovnováhu souvisí zejména s vývojem a věkem jedince. Ve studii Ferber-Viart et al. (2007), kde byla porovnávána posturální stabilita dětí do věku 14 let a dospělých za pomoci přístroje Equitest, byly hodnoty pro parametry celkové stability stejně dobré, avšak hodnoty poměrů smyslové organizace byly odlišné. Výsledky výzkumu Ferber-Viart et al. (2007) tak podporují hypotézu, že chování pro udržení statické rovnováhy u dětí do 14 let není stejné jako u dospělých. Tyto výsledky také potvrdily, že v řízení rovnováhy jsou somatosenzorické vstupy primární u dospělých, zatímco u dětí převládá zrak.

Lze předpokládat, že děti ve věku kolem 12-14 let ještě nejsou schopny vybírat a zpracovávat zavádějící vizuální informace, se kterými si je skupina dospělých schopna poradit. Z fyziologického hlediska tato studie naznačuje, že kontrola rovnováhy je u dětí doposud nezralá, což je nutné vzít v úvahu u sportovního cvičení nebo rovnovážných reakcí potřebných v každodenním životě (Ferber-Viart et al., 2007). Podobně jako bylo diskutováno u parametru ES, je zde viditelná nutnost specifických normativních dat pro různé věkové kategorie a populace.

Hirabayashi a Iwasaki (1995) porovnávali smyslovou organizaci v řízení stability dětí ve věku 3-15 let a u dospělých. Nižší stabilita, která byla pozorována u dětí, byla interpretována jako nezralost základních neuro-svalových mechanismů zahrnující sensorické a motorické procesy. Závěry výzkumu potvrzují, že mladší děti často ztrácejí rovnováhu za konfliktních sensorických podmínek.

Studie Hatzitaki et al. (2002) prokázala, že chlapci ve věku 11-13 let mají schopnost vybrat pouze určité strategie k udržení stability oproti dospělým. Tito autoři také zdůrazňují, že u dětí vizuální vstup převládá nad somatosenzorickým. Proto bylo spekulováno o tom, že na rozdíl od dospělých jsou u dětí aferentní příspěvky senzomotorického systému omezeny, pokud jsou k dispozici vizuální informace. Podobné závěry byly dosaženy autory Cherng, Chen a Su (2001) při srovnání mladých dospělých (19-23 let) a dětí (7-10 let) na přístroji Equitest.

Dle autorů Goble a Baweja (2018) hraje roli nedostatek klíčových motorických dovedností dětí, jako je síla a koordinace, které patří k nezbytným komponentám rovnováhy. Dále může hrát roli i nedostatečně vyvinutý vizuálně-senzorický systém zejména u dětí předškolního věku. Směrem k dospělosti se posturální stabilita zlepšuje (Goble a Baweja, 2018).

Změněné smyslové preference mohou být způsobeny ale i činnostmi, které jedinec vykonává, jak ukazuje studie dle Chow et al. (2016), kdy ve většině podmínek SOT hráči ragby prokázali nižší výkon v rovnováze než zdraví fyzicky aktivní jedinci kontrolní skupiny. Tyto závěry mohou souviset s jejich změněným smyslovým uspořádáním pro kontrolu řízení rovnováhy. Hráči ragby se zejména významně více vychylovali, když se spoléhali pouze na vestibulární vstup do rovnováhy, jak se odráží v jejich nižším poměru VEST. Autoři studie předpokládali, že výrazně nižší vestibulární poměr může být způsoben dysfunkcí vestibulárního systému, způsobenou opakovanými drobnými zraněními během tréninku nebo zápasů (Chow et al., 2016). Podstatně větší výchyly těla byly pozorovány i v jiných kontaktních sportech a to dle Handrigan et al. (2012) u hráčů amerického fotbalu ve srovnání

s kontrolní skupinou zdravých jedinců. Výsledky studie Chow et al. (2016) také odhalily, že hráči ragby se spoléhali méně na vizuální vstup do rovnováhy snad proto, že vizuální informace používají převážně pro sledování taktiky při hře, než pro rovnováhu těla. Toto zjištění je v souladu se studii, které naznačují, že dlouhodobý sportovní výcvik se zvyšující se úrovní je spojen se snížením vizuální závislosti pro rovnováhu a zlepšením somatosenzorické percepce, jež je majoritní v udržování stability (Fong a Ng, 2012; Paillard et al., 2006).

7.4 Přínos pro praxi

Rovnováha je kritickou a přesto často podceňovanou složkou každodenního života. Deficity v rovnováze zvyšují riziko pádu a mohou vést k závažným důsledkům, zejména u starších jedinců, jako jsou zlomeniny kyčle, dlouhodobá hospitalizace a dokonce až k život ohrožujícím stavům (Trueblood et al., 2018). Testování posturální stability se tradičně používá k hodnocení deficitů posturální stability při poškození pohybového aparátu (zranění hlavy, podvrtnutí hlezna, rekonstrukce vazů kolene) a při hodnocení posturální kontroly u neurologických onemocnění nebo traumat (poranění hlavy, amputace). Změny posturální stability mohou ukazovat nebo být prediktorem poškození různých systémů podílejících se na kontrole rovnováhy, a proto je posturografické testování používáno jako nástroj pro zhodnocení akutního poškození a sledování progresu léčby nebo rehabilitace (Pletcher et al., 2017).

SOT je schopen izolovat a zjistit dysfunkci senzoričského systému. Tím se naskytuje možnost věnovat se v terapeutickém plánu rehabilitaci porušeného systému a následně zjišťovat progres a výsledek léčby. Pomocí tohoto testování se dá určit, který ze systémů podílejících se na rovnováze je porušen a jakým podílem zasahuje do celkové stability, což pak může být využíváno pro lepší zacílení léčby nebo přímo k terapii (Pletcher et al. 2017).

K efektivnímu hodnocení pacientů a zjištění, zda se po nemoci či úrazu vrací k normální posturální stabilitě, jsou potřeba normativní hodnoty zdravé populace. Normativní databáze může poskytovat i porovnání se současným stavem stability jedince a pomáhá tak určit, zda může být v budoucnu ohrožen onemocněním zasahujícím do jeho rovnováhy. Data z výzkumů poskytující normativní hodnoty pomáhají klinickým pracovníkům k získání srovnávacích hodnot z podobné populace (Pletcher et al. 2017). Tato diplomová práce byla orientována na zjištění normativních hodnot u zdravé české populace ve věkovém rozmezí 40-60 let. Ve studii Patti, Bianco a Sahin (2018), kde se snažili podrobně popsat variace posturografických parametrů vzhledem k věku, zjistili, že zejména v mladším nebo starším

věku se parametry posturografie významně lišily. Je zajímavé, že normativní data v manuálu posturografu firmy NeuroCom[®] jsou jednotná pro jedince ve věku 20-60 let, tedy že dvacetiletí jedinci jsou porovnáváni stejným měřítkem jako šedesátiletí, kteří by podle závěrů uvedené studie Patti, Bianco a Sahin (2018) měli mít fyziologicky odlišné parametry stability. Ve výzkumné části diplomové práce bylo ověřováno, jestli jsou normativní data posturografu shodná s těmi, jaká mají jedinci v této věkové kategorii, což bylo potvrzeno. V tomto věku začíná být také uvedena věková skupina dle autorů Wang et al. (2020) ohrožena výskytem cévních mozkových příhod (CMP), kdy se nárůst zhruba od 45 let strmě zvyšuje. Proto by námi ověřená data mohla pomoci určit, zda jsou normativní data posturografu, se kterými jsou porovnáváni pacienti dané věkové kategorie, validní pro toto hodnocení a mohla by být použita jako kontrolní skupina pro porovnávání s pacienty po CMP.

SOT je nejčastěji používán k posuzování a sledování pokroku v rehabilitaci u pacientů. Použití SOT ve zdravé populaci je relativně novým konceptem (Pletcher et al., 2017). Ačkoli jsou široce používány počítačové posturografické technologie prostřednictvím silových plošin k hodnocení rizika pádu u starších a neurologicky nemocných osob v populaci, je tato technologie rozšířena nyní i k hodnocení statické a dynamické rovnováhy u mladých dospělých, sportovců a vojenských složek (Pletcher et al., 2017). V poslední době roste počet vyšetření ve sportovním lékařství pomocí počítačových platforem k získání kvantitativního měření posturálních výchylek pro hodnocení následků zranění a vlivu rehabilitačních technik na rovnováhu (Dickin a Clark, 2007).

Přestože existuje jasná tendence k přijetí každodenního používání posturografie za účelem lepšího plánování léčebné intervence a předvídání funkčního postižení, je hlavní obavou vysoká variabilita měření spojená s různým typem plošin a krom toho absence normativních údajů z velké populace. Proto by dle Patti, Bianco a Sahin (2018) bylo vhodné posoudit posturální kontrolu a rovnováhu na širokém souboru zdravých lidí žijících v Evropě, aby bylo možno poskytnout normativní údaje pocházející z posturografického testování prováděného standardizovanou metodou (Patti, Bianco a Sahin, 2018).

7.5 Limity výzkumu

Mezi hlavní limity prováděného výzkumu patří nízký počet probandů ($n = 19$). Pro hodnocení a vytvoření normativních dat by byl vhodnější větší výběrový soubor z populace s rovnoměrnějším věkovým zastoupením. Tento vzorek jsme porovnávali s normativními daty posturografu, jež zahrnovala normy vytvořené z počtu 121 probandů pro celkovou kategorii 20-60 let. Pro věkovou kategorii 40-60 let bylo dle manuálu měřeno 47 jedinců, ale

normativní data k této věkové kategorii nebyla blíže specifikována, proto jsme museli počítat s dostupnými údaji. Nízký počet probandů byl způsoben zejména obtížným vyhledáváním probandů v dané věkové kategorii a kvůli synchronizaci časového rozvrhu probandů s rozvrhem autorky a místností pro uskutečnění měření.

Dalším limitem studie mohlo být nedodržení správného výchozího postavení na plošině a poloha chodidel. Dle Patti, Bianco a Sahin (2018) bylo popsáno, že pozice nohou na plošině může ovlivňovat výsledky testu, a proto musí všichni jedinci zaujmout stejnou pozici nohou na plošině. Uvedené fixní postavení chodidel by mohlo být také potenciálním ovlivňujícím faktorem. Někteří jedinci při našem měření uváděli pozici chodidel jako nekomfortní a odlišnou od jejich spontánního postavení. Přesně definovaná poloha nemusela být fyziologická pro všechny zúčastněné, což mohlo nepříznivě ovlivňovat zvládnutí situací při testování.

Omezujícím faktorem výzkumu může být malá výpovědní hodnota informací o pravidelnosti fyzické aktivity měřených jedinců v hypotéze H4, kde nebyly blíže specifikovány druh, intenzita a délka trvání aktivit, jelikož šlo o sekundární účel výzkumu. V příštím výzkumu jak uvádí i Alsufiany et al. (2020) by bylo vhodné hodnotit fyzickou aktivitu rozsáhlejším standardizovaným dotazníkem či přímo pomocí sport-testerů nebo krokoměřů. Také možnost samostatného hodnocení jedincem zatěžuje výsledky jeho subjektivitou nebo uvedením nepravdivých informací.

Limitem může být také malá specifčnost a citlivost SOT. Studie Dickin a Clark (2007) ukázala, že provedení SOT dvakrát v jednom testovacím dni je vhodné a dostačující k dosažení střední až dobré spolehlivosti napříč šesti situacemi SOT. Patti, Bianco a Sahin (2018) uvádí, že opakovaná měření u stejných subjektů mohou vykazovat široké rozpětí, což odráží vysokou variabilitu v měření. Tento rozdíl je s největší pravděpodobností způsoben učením, k potvrzení těchto nálezů je ale zapotřebí více studií (Trueblood et al., 2018). De Oliveira (2017) poukázal na to, že únava může zasahovat do výsledků a tento aspekt by měl být standardizován v experimentálním měření.

Další omezení může být způsobeno samotnou validitou testu. Chaudhry et al. (2004) uvádí, že parametr ES v SOT nezohledňuje některé klíčové biomechanické aspekty posturální stability. Výpočet stability je podle manuálu firmy NeuroCom[®] určen maximálním rozsahem antero-posteriorních výchylek, jejichž hodnota je stanovena na 12,5 °, což je považováno za mez stability pro zdravého jedince. Tento výpočet podle Chaudhry et al. (2004) neuvažuje o skutečnosti, že uvedený úhel se může lišit v závislosti na věku, pohlaví, hmotnosti a výšce jednotlivce. Pro hodnocení posturální stability by měl vzorec pro výpočet zahrnovat důležité

biomechanické informace, jako jsou hmotnost, výška a točivý moment hlezenních kloubů vytvořený pro udržení stability. Upravený výpočet by pak spoléhal na biomechanická data zaznamenaná od každého jednotlivce místo na normativní předpoklady. Jednotlivé rozdíly v posturální stabilitě by tak mohly být posuzovány bez odvolání na normativní hodnoty (Chaudhry et al., 2004).

Závěr

Volní koordinovaný pohyb jedince pro dosažení určeného cíle vyplývá z precizně ovládaného těla, jež zajistí stabilitu segmentů pro pohyb jiných segmentů. Tato vzájemná koordinovaná spolupráce je výsledkem správného řízení stability. Důležitost posturální stability a její precizní kontroly je nepochybná. Z tohoto důvodu jakýkoli zásah ať už nemocí, úrazem, nebo funkční poruchou do tohoto systému vyvolá zřetězenou reakci a ovlivní celý organismus, proto je velmi důležité včas zjistit nedostatky a zaměřit terapii směrem k obnovení stability, jelikož bez stability není mobilita. Z práce vyplývá, že pro objektivní diferenciální diagnostiku poruch senzoričkových systémů pro stabilitu je vhodné použít posturografický SOT, jenž je schopen odhalit, který senzoričkový systém je dysfunkční pro posturální stabilitu. Posturální kontrola je vysoce specifikovaný proces zahrnující mnoho individuálních charakteristik a faktorů. Přes obrovskou variabilitu pro možnost objektivního srovnávání jedinců, nebo pacientů jsou však potřeba určité standardní hodnoty, které mohou v klinické praxi pomoci fyzioterapeutům či ostatním k určení nebo rozlišení dysfunkce jednotlivých systémů, odhalit riziko nebo predispozici k potížím se stabilitou nebo sloužit jako měřítko progresu jejich terapie, či přímo doplněk k terapii.

Ve výzkumné části práce bylo ověřeno, že normativní data vybraných parametrů SOT posturografu firmy NeuroCom[®] jsou srovnatelná s hodnotami námi měřených zdravých jedinců z české populace pro věkovou kategorii 40-60 let, čímž bylo dosaženo zvoleného cíle. Z toho vyplývá možnost dalšího využití dat pro porovnávání jedinců stejného věku postižených onemocněním a vhodnost normativních dat posturografu NeuroCom[®] pro hodnocení pacientů. Vliv alterovaných senzoričkových vstupů na posturální kontrolu zdravých jedinců se v SOT může projevat s určitými odchylkami příznačnými pro každého člověka. Avšak i přes velkou individualitu byly prokázány určité preference senzoričkových systémů ve specifických situacích, kdy nejvyšší stabilita byla udržována při využití somatosenzoričkého systému, následovaného systémem vizuálním. Posledním, avšak s neméně důležitou rolí pro celkovou stabilitu, se jevil systém vestibulární. Dále bylo zjištěno, že mezi mnoho možných faktorů ovlivňujících celkovou stabilitu může patřit podle našich výsledků i fyzická aktivita jedinců. Pro další zkoumání této problematiky vyplývá především potřeba normativních dat pro různé populace, zejména s přesným věkovým rozpětím a charakterem fyzické aktivity a kondice. Všechny tyto parametry se mohou promítnout do udržování stability a nezávažnosti těchto faktorů může zkreslovat výsledky.

Referenční seznam

- ABRAHAMOVÁ, D., HLAVAČKA, F. 2008. Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiol Res.* 57, 957–964. Dostupné z: http://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/57/57_957.pdf.
- ALSUFIANY, M. B., LOHMAN, E. B., DAHER, N. S., GANG, G. R., SHALLAN, A. I., JABER, H. M. 2020. Non-specific chronic low back pain and physical activity: A comparison of postural control and hip muscle isometric strength: A cross-sectional study. *Medicine* [on-line]. 99(5), [cit. 2020-04-27]. ISSN 0025-7974. DOI: 10.1097/MD.00000000000018544. Dostupné z: <http://journals.lww.com/10.1097/MD.00000000000018544>.
- BIANCO, A., PATTI, A., BELLAFIORE, M. 2014. Group fitness activities for the elderly: an innovative approach to reduce falls and injuries. *Aging Clinical and Experimental Research* [on-line]. 26(2), 147-152, [cit. 2019-02-19]. ISSN 1720-8319. DOI: 10.1007/s40520-013-0144-4. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s40520-013-0144-4>.
- BIZOVSKÁ, L., JANURA, M., MÍKOVÁ, M., SVOBODA, Z. 2017. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5259-3.
- BLOMKVIST, A. W., EIKA, F., RAHBEEK, M. T. 2017. Reference data on reaction time and aging using the Nintendo Wii Balance Board: A cross-sectional study of 354 subjects from 20 to 99 years of age. *PLOS ONE* [on-line]. 12(12), [cit. 2019-02-19]. ISSN 1932-6203. DOI: 10.1371/journal.pone.0189598. Dostupné z: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0189598>.
- BUTLER, A. A., HÉROUX, E. M., GANDEVIA, C. S. 2017. Body ownership and a new proprioceptive role for muscle spindles. *Acta Physiologica* [on-line]. 220(1), 19-27, [cit. 2019-02-13]. ISSN 17481708. DOI: 10.1111/apha.12792. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/apha.12792>.
- BUTLER, J. S., SMITH, T. S., CAMPOS, L. J., BULTHOFF, H. H. 2010. Bayesian integration of visual and vestibular signals for heading. *Journal of Vision* [on-line]. 10(11), 23-23, [cit. 2020-04-17]. ISSN 1534-7362. DOI: 10.1167/10.11.23. Dostupné z: <http://jov.arvojournals.org/Article.aspx?doi=10.1167/10.11.23>.
- CHAUDHRY, H., FINDLEY, T., QUIGLEY, S. K., BUKIET, B., JI, Z., SIMS, T., MANEY, M. 2004. Measures of postural stability. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [on-line]. 41(5), [cit. 2020-03-06]. ISSN 0748-7711. DOI:

10.1682/JRRD.2003.09.0140. Dostupné z:
<http://www.rehab.research.va.gov/jour/04/41/5/chaudhry.html>.

CHERNG, R. J., CHEN, J. J., SU, C. F. 2001. Vestibular System in Performance of Standing Balance of Children and Young Adults under Altered Sensory Conditions. *Perceptual and Motor Skills* [on-line]. 92(3_suppl), 1167-1179, [cit. 2020-04-18]. ISSN 0031-5125. DOI: 10.2466/pms.2001.92.3c.1167. Dostupné z:
<http://journals.sagepub.com/doi/10.2466/pms.2001.92.3c.1167>.

CHOW, C. C. G., CHUNG, Y. W. J., MA, W. W. A., MACFARLANE, J. D., FONG, M. S. S. 2016. Sensory organisation and reactive balance control of amateur rugby players: A cross-sectional study. *European Journal of Sport Science* [online]. 17(4), 400-406, [cit. 2020-03-09]. ISSN 1746-1391. DOI: 10.1080/17461391.2016.1257656. Dostupné z:
<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/17461391.2016.1257656>.

CYMA, M., MARCINIAK, K., TOMCZAK, M., STEMPLEWSKI, R. 2018. Postural Stability and Physical Activity of Workers Working at Height. *American Journal of Men's Health* [on-line]. 12(4), 1068-1073, [cit. 2020-04-29]. ISSN 1557-9883. DOI: 10.1177/1557988318774996. Dostupné z:
<http://journals.sagepub.com/doi/full/10.1177/1557988318774996>.

DE OLIVEIRA, J. M. 2017. Statokinesigram normalization method. *Behavior Research Methods* [on-line]. 49(1), 310-317, [cit. 2019-02-17]. ISSN 1554-3528. DOI: 10.3758/s13428-016-0706-4. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.3758/s13428-016-0706-4>.

DICKIN, D. C., CLARK, S. 2007. Generalizability of the Sensory Organization Test in College-Aged Males: Obtaining a Reliable Performance Measure. *Clinical Journal of Sport Medicine* [on-line]. 17(2), 109-115, [cit. 2020-03-06]. ISSN 1050-642X. DOI: 10.1097/JSM.0b013e31803bf647. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00042752-200703000-00004>.

FERBER-VIART, C., IONESCU, E., MORLET, T., FROEHLICH, P., DUBREUIL, C. 2007. Balance in healthy individuals assessed with Equitest: Maturation and normative data for children and young adults. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* [on-line]. 71(7), 1041-1046, [cit. 2020-03-06]. ISSN 01655876. DOI: 10.1016/j.ijporl.2007.03.012. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0165587607001164>.

FERRÉ, E. R., WALTHER, L. E., HAGGARD, P., HOLMES, P. N. 2015. Multisensory Interactions between Vestibular, Visual and Somatosensory Signals. *PLOS ONE* [on-line]. 10(4), [cit. 2020-04-05]. ISSN 1932-6203. DOI: 10.1371/journal.pone.0124573. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0124573>.

FETSCH, C. R., TURNER, A. H., DEANGELIS, G. C., ANGELAKI, D. E. 2009. Dynamic reweighting of visual and vestibular cues during self-motion perception. *The Journal of neuroscience*. 29(49), 15601–15612. Dostupné z: <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.2574-09.2009>.

FONG, S. S. M., NG, G. Y. F. 2012. Sensory integration and standing balance in adolescent Taekwondo practitioners. *Pediatric Exercise Science*. 24(1), 142–151. Dostupné z: <https://core.ac.uk/download/pdf/38023199.pdf>.

GANDEVIA, C. S. 2014. Proprioception, Tensegrity, and Motor Control. *Journal of Motor Behavior* [on-line]. 46(3), 199-201, [cit. 2019-02-13]. ISSN 0022-2895. DOI: 10.1080/00222895.2014.883807. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00222895.2014.883807>.

GOBLE, D. J., BAWEJA, H. S. 2018. Normative Data for the BTrackS Balance Test of Postural Sway: Results from 16,357 Community-Dwelling Individuals Who Were 5 to 100 Years Old. *Physical Therapy* [on-line]. 98(9), 779-785, [cit. 2019-02-19]. ISSN 0031-9023. DOI: 10.1093/ptj/pzy062. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/98/9/779/4998861>.

HAGGARD, P., IANNETTI, D. G., LONGO, R. M. 2013. Spatial Sensory Organization and Body Representation in Pain Perception. *Current Biology* [on-line]. 23(4), 164-176, [cit. 2020-04-17]. ISSN 09609822. DOI: 10.1016/j.cub.2013.01.047. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0960982213000821>.

HANDRIGAN, A., G., BERRIGAN, F., HUE, O., SIMONEAU, M., CORBEIL, P., TREMBLAY, A., TEASDALE, N. 2012. The effects of muscle strength on center of pressure-based measures of postural sway in obese and heavy athletic individuals. *Gait & Posture* [on-line]. 35(1), 88-91, [cit. 2020-04-18]. ISSN 09666362. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.08.012. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636211002554>.

HATZITAKI, V., ZLSI, V., KOLLIAS, I., KIOUMOURTZOGLOU, E. 2002. Perceptual-Motor Contributions to Static and Dynamic Balance Control in Children. *Journal of Motor*

Behavior [on-line]. 34(2), 161-170, [cit. 2020-04-18]. ISSN 0022-2895. DOI: 10.1080/00222890209601938. Dostupné z:

<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00222890209601938>.

HIRABAYASHI, S., IWASAKI, Y. 1995. Developmental perspective of sensory organization on postural control. *Brain and Development* [on-line]. 17(2), 111-113, [cit. 2020-04-18]. ISSN 03877604. DOI: 10.1016/0387-7604(95)00009-Z. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/038776049500009Z>.

JACOBSON, P. G., NEWMAN, W. C., KARTUSH, M. J. c1997. *Handbook of balance function testing*. San Diego, Calif.: Singular Pub. Group. ISBN 978-1-565-93907-3.

JETER, E. P., NKODO, F. A., MOONAZ, H. S., DAGNELIE, G. 2014. A Systematic Review of Yoga for Balance in a Healthy Population. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine* [on-line]. 20(4), 221-232, [cit. 2020-04-18]. ISSN 1075-5535. DOI: 10.1089/acm.2013.0378. Dostupné z:

<http://www.liebertpub.com/doi/10.1089/acm.2013.0378>.

KIEMEL, T., OIE, S. K., JEKA, J. J. 2002. Multisensory fusion and the stochastic structure of postural sway. *Biological Cybernetics* [on-line]. 87(4), 262-277, [cit. 2020-04-16]. ISSN 03401200. DOI: 10.1007/s00422-002-0333-2. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00422-002-0333-2>.

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

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., SZMEKOVÁ, L., STACHO, J. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci - možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4266-2. DOI: 10.5507/fzv.14.24442662.

KOTECHA, A., WEBSTER, R. A., WRIGHT, G., MICHAELIDES, M., RUBIN, S. G. 2016. Standing Balance Stability and the Effects of Light Touch in Adults With Profound Loss of Vision-An Exploratory Study. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* [on-line]. 57(11), [cit. 2019-02-13]. ISSN 1552-5783. DOI: 10.1167/iovs.16-19606. Dostupné z: <http://iovs.arvojournals.org/article.aspx?doi=10.1167/iovs.16-19606>.

KRÁLÍČEK, P. c2011. *Úvod do speciální neurofyzologie* (3. vyd.). Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-618-2.

LATASH, L. M. c2002. *Progress in motor control. Volume two, Structure-function relations in voluntary movements*. Champaign, Ill.: Human Kinetics. ISBN 0-7360-0027-5.

LATASH, L. M. c2008. *Neurophysiological basis of movement* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-6367-8.

NEUMANNOVÁ, K., JANURA, M., KOVÁČIKOVÁ, Z., SVOBODA, Z., JAKUBEC, L. 2015. *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4704-9.

NEUROCOM INTERNATIONAL. 2001. *Smart Equitest® system operator's manual (version 8)*. Clackamas, OR: NeuroCom, 2001.

OULLIER, O., MARIN, L., STOFFREGEN, A. T., BOOTSMA, J. R., BARDY, G. B. 2006. Variability in postural coordination dynamics. In DAVIDS, K., BENNET, S., NEWELL, M. K. (eds.). *Movement system variability*. Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN: 978-0736044820.

PAILLARD, T., NOÉ, F. 2015. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *BioMed Research International* [on-line]. 1-15, [cit. 2020-04-05]. ISSN 2314-6133. DOI: 10.1155/2015/891390. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/891390/>.

PAILLARD, T., NOÉ, F., RIVIERE, T., MARION, V., MONTOYA, R., DUPUI, P. 2006. Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition. *Journal of athletic training*. 41(2), 172–176. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1472651/pdf/i1062-6050-41-2-172.pdf>.

PATERSON, H. D., WARBURTON, E. D. 2010. Physical activity and functional limitations in older adults: a systematic review related to Canada's Physical Activity Guidelines. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity* [on-line]. 7(1), [cit. 2020-04-18]. ISSN 1479-5868. DOI: 10.1186/1479-5868-7-38. Dostupné z: <http://ijbnpa.biomedcentral.com/articles/10.1186/1479-5868-7-38>.

PATTI, A., BIANCO, A., SAHIN, N. 2018. Postural control and balance in a cohort of healthy people living in Europe. *Medicine* [on-line]. 97(52), [cit. 2019-02-17]. ISSN 0025-7974. DOI: 10.1097/MD.00000000000013835. Dostupné z: <http://Insights.ovid.com/crossref?an=00005792-201812280-00056>.

PIERCHALA, K., LACHOWSKA, M., MORAWSKI, K., NIEMCZYK, K. 2012. Analiza parametrów Testu Organizacji Zmysłowej w grupie normy otoneurologicznej na materiale własnym – wyniki wstępne. *Otolaryngologia Polska* [on-line]. 66(4), 274-279, [cit. 2020-04-17]. ISSN 00306657. DOI: 10.1016/j.otpol.2012.05.005. Dostępne z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0030665712000066>.

PINTO, R. Z., FERREIRA, H. P., KONGSTED, A., FERREIRA, L. M., MAHER, G. C., KENT, P. 2014. Self-reported moderate-to-vigorous leisure time physical activity predicts less pain and disability over 12 months in chronic and persistent low back pain. *European Journal of Pain* [on-line]. 18(8), 1190-1198, [cit. 2020-04-18]. ISSN 10903801. DOI: 10.1002/j.1532-2149.2014.00468.x. Dostępne z: <http://doi.wiley.com/10.1002/j.1532-2149.2014.00468.x>.

PLETCHER, R. E., WILLIAMS, J. V., ABT, P. J., MORGAN, M. P., PARR, J. J., WOHLEBER, F. M., LOVALEKAR, M., SELL, C. T. 2017. Normative Data for the NeuroCom Sensory Organization Test in US Military Special Operations Forces. *Journal of Athletic Training* [on-line]. 52(2), 129-136, [cit. 2020-04-05]. ISSN 1062-6050. DOI: 10.4085/1062-6050-52.1.05. Dostępne z: <http://natajournals.org/doi/10.4085/1062-6050-52.1.05>.

PRIOLI, A. C., FREITAS, B. P., BARELA, A. J. 2005. Physical Activity and Postural Control in the Elderly: Coupling between Visual Information and Body Sway. *Gerontology* [on-line]. 51(3), 145-148, [cit. 2020-04-18]. ISSN 0304-324X. DOI: 10.1159/000083984. Dostępne z: <https://www.karger.com/Article/FullText/83984>.

RAGNARSDÓTTIR, M. 1996. The Concept of Balance. *Physiotherapy* [on-line]. 82(6), 368-375, [cit. 2020-04-16]. ISSN 00319406. DOI: 10.1016/S0031-9406(05)66484-X. Dostępne z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S003194060566484X>.

RAO, N., ARUIN, A. 1999. The Effect of Ankle-Foot Orthoses on Balance Impairment: Single-Case Study. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics* [on-line]. 11(1), 15-19, [cit. 2020-04-23]. ISSN 1040-8800. DOI: 10.1097/00008526-199901110-00005. Dostępne z: <http://journals.lww.com/00008526-199901110-00005>.

REDFERN, S. M., JENNINGS, J. R., MARTIN, C., FURMAN, M. J. 2001. Attention influences sensory integration for postural control in older adults. *Gait & Posture* [on-line]. 14(3), 211-216, [cit. 2020-04-05]. ISSN 09666362. DOI: 10.1016/S0966-6362(01)00144-8. Dostępne z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636201001448>.

- RICCIO, G. E. 1993. Information in movement variability about the qualitative dynamics of posture and orientation. In: NEWELL, M. K., CORCOS, M. D. (ed). *Variability and motor control*. Champaign, IL: Human kinetics. ISBN: 978-0873224246.
- RILEY, M. A., WONG, S., MITRA, S., TURVEY, T. M. 1997. Common effects of touch and vision on postural parameters. *Experimental Brain Research* [on-line]. 117(1), 165-170, [cit. 2020-04-16]. ISSN 0014-4819. DOI: 10.1007/s002210050211. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s002210050211>.
- RUHE, A., FEJER, R., WALKER, B. 2010. The test–retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. *Gait & Posture* [on-line]. 32(4), 436-445, [cit. 2019-02-13]. ISSN 09666362. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.012. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636210002638>.
- SCHMID, M., CASABIANCA, L., BOTTARO, A., SCHIEPPATI, M. 2008. Graded changes in balancing behavior as a function of visual acuity. *Neuroscience* [on-line]. 153(4), 1079-1091, [cit. 2020-04-17]. ISSN 03064522. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2008.03.024. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0306452208004041>.
- SCHMID, A. A., VAN PUymbROECK, M., KOCEJA, M. D. 2010. Effect of a 12-Week Yoga Intervention on Fear of Falling and Balance in Older Adults: A Pilot Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 91(4), 576-583, [cit. 2020-04-18]. ISSN 00039993. DOI: 10.1016/j.apmr.2009.12.018. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999310000286>.
- SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. c2012. *Motor control: translating research into clinical practice* (4th ed.). Philadelphia: Wolters Kluwer Health/ Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-1-4511-1710-3.
- SRIBASTAV, S. S., LONG, J., HE, P. et al. 2018. Risk Factors Associated with Pain Severity in Patients with Non-specific Low Back Pain in Southern China. *Asian Spine Journal* [on-line]. 12(3), 533-543, [cit. 2020-04-18]. ISSN 1976-1902. DOI: 10.4184/asj.2018.12.3.533. Dostupné z: <http://asianspinejournal.org/journal/view.php?doi=10.4184/asj.2018.12.3.533>.
- STANFORD, T. R., STEIN, E. B. 2007. Superadditivity in multisensory integration: putting the computation in context. *NeuroReport* [on-line]. 18(8), 787-792, [cit. 2020-04-16]. ISSN 0959-4965. DOI: 10.1097/WNR.0b013e3280c1e315. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00001756-200705280-00013>.

TEICHTAHL, J. A., URQUHART, D. M., WANG, Y., WLUKA, E. A., O'SULLIVAN, R., JONES, G., CICUTTINI, M. F. 2015. Physical inactivity is associated with narrower lumbar intervertebral discs, high fat content of paraspinal muscles and low back pain and disability. *Arthritis Research & Therapy* [on-line]. 17(1), [cit. 2020-04-18]. ISSN 1478-6354. DOI: 10.1186/s13075-015-0629-y. Dostupné z: <http://arthritis-research.com/content/17/1/114>.

TRUEBLOOD, R. P., RIVERA, M., LOPEZ, C., BENTLEY, C., WUBENHORST, N. 2018. Age-based normative data for a computerized dynamic posturography system that uses a virtual visual surround environment. *Acta Oto-Laryngologica* [on-line]. 138(7), 597-602, [cit. 2020-04-05]. ISSN 0001-6489. DOI: 10.1080/00016489.2018.1429653. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00016489.2018.1429653>.

UCHIYAMA, M., DEMURA, S. 2007. Influence of changes in visual acuity under various visual field conditions on the spectral characteristics of center of pressure sway. *Journal Medicine and Physical Fitness*. 47(2), 210-216. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17557061>.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2. vyd.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

WANG, Y., PENG, Q., GUO, J., ZHOU, L., LU, W. 2020. Age-Period-Cohort Analysis of Type-Specific Stroke Morbidity and Mortality in China. *Circulation Journal* [on-line]. 84(4), 662-669, [cit. 2020-03-25]. ISSN 1346-9843. DOI: 10.1253/circj.CJ-19-0803. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/circj/84/4/84_CJ-19-0803/_article.

WHIPPLE, R., WOLFSON, L., DERBY, C., SINGH, D., TOBIN, J. 1993. 10 Altered Sensory Function and Balance in Older Persons. *Journal of Gerontology* [on-line]. 48(Special_Issue), 71-76, [cit. 2020-04-17]. ISSN 0022-1422. DOI: 10.1093/geronj/48.Special_Issue.71. Dostupné z: https://academic.oup.com/geronj/article/48/Special_Issue/71/562386.

Seznam zkratek

APAs	anticipatory postural adjustments
BOS	base of support
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
COG	center of gravity
COM	center of mass
COP	center of pressure
DCP	Dynamic computer posturography
ES	Equilibrium score
ES Comp	Equilibrium score Composite
LOS	limits of stability
PREF	preferenční poměr
SA	Sensory analysis
SOM	somatosenzorický poměr
SOT	Sensory Organization Test
VEST	vestibulární poměr
VIF	vibration-induction falling
VIS	vizuální poměr

Seznam obrázků

Obrázek 1 Systematický model posturální kontroly (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 165)	16
Obrázek 2 Graf intervalů spolehlivosti ES.....	39
Obrázek 3 Graf intervalů spolehlivosti SA	41
Obrázek 4 Graf senzorických poměrů vyjadřujících poměr stability při využití jednotlivých senzorických systémů.....	43
Obrázek 5 Graf korelace pohybové aktivity a Composite score.....	44

Seznam tabulek

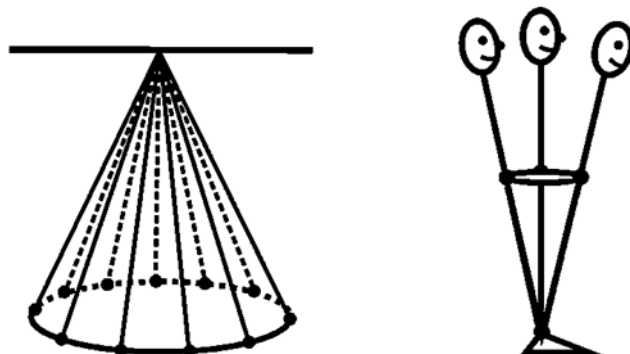
Tabulka 1 Popisná statistika dat Equilibrium score pro H1	38
Tabulka 2 Normativní data Equilibrium score (NeuroCom International, 2001)	38
Tabulka 3 Výsledky H1: Neparametrický test a intervaly spolehlivosti.....	39
Tabulka 4 Popisná statistika dat Sensory analysis pro H2	40
Tabulka 5 Normativní data Sensory analysis (NeuroCom International, 2001)	40
Tabulka 6 Výsledky H2: Neparametrický test a intervaly spolehlivosti.....	41
Tabulka 7 Popisná statistika a výsledky H3	42
Tabulka 8 Popisná statistika a výsledky H4	43
Tabulka 9 Pohybová aktivita.....	43

Seznam příloh

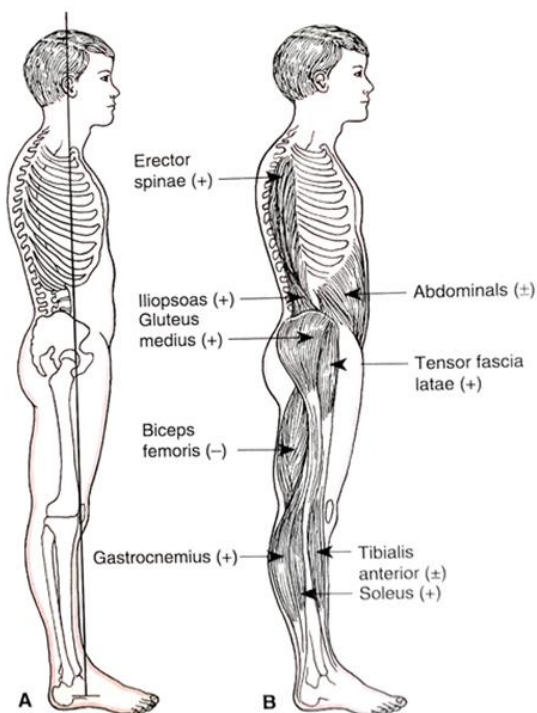
Příloha 1 Model obráceného kyvadla (Bizovská et al., 2017, s. 22)	72
Příloha 2 A - ideální stoj, B - tonicky aktivní svaly ve stoji (Shumway-Cook a Woolacott, 2012, s. 167)	72
Příloha 3 Pohybové strategie: kotníková, kyčelní a kroková (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 271)	73
Příloha 4 Točivý moment T_r vytvořený rychlým flekčním pohybem paží (Latash, 2008, s. 215)	73
Příloha 5 Posturograf firmy NeuroCom [®] Smart Equitest System.....	74
Příloha 6 Situace SOT (Rao a Aruin, 1999)	74
Příloha 7 Informovaný souhlas.....	75
Příloha 8 Anamnéza zdravých probandů.....	77
Příloha 9 Silová plošina posturografu NeuroCom [®] s vyznačenými liniemi pro umístění chodidel	77
Příloha 10 Definovaná poloha chodidel na plošině (NeuroCom International, 2001)	77

Přílohy

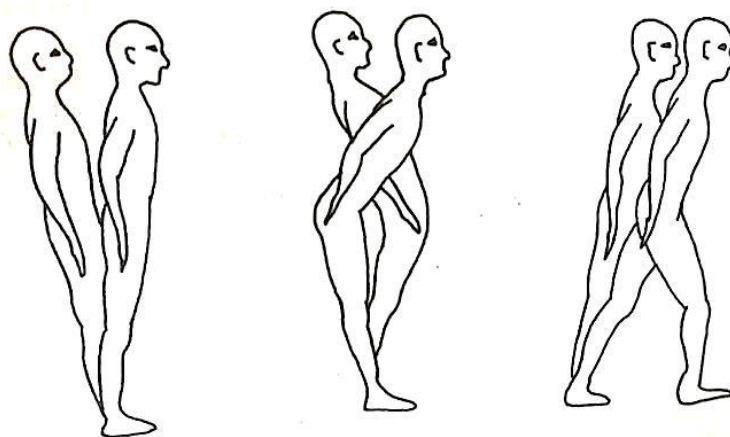
Příloha 1 Model obráceného kyvadla (Bizovská et al., 2017, s. 22)



Příloha 2 A - ideální stoj, B - tonicky aktivní svaly ve stoji (Shumway-Cook a Woolacott, 2012, s. 167)



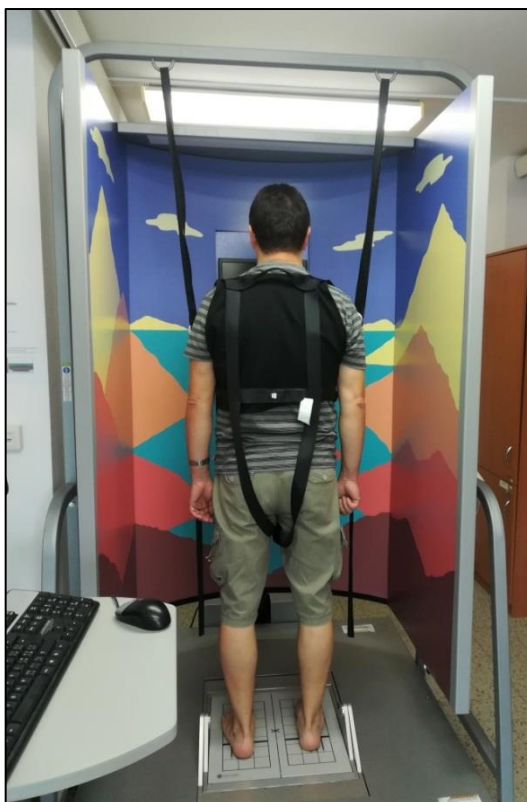
Příloha 3 Pohybové strategie: kotníková, kyčelní a kroková (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 271)



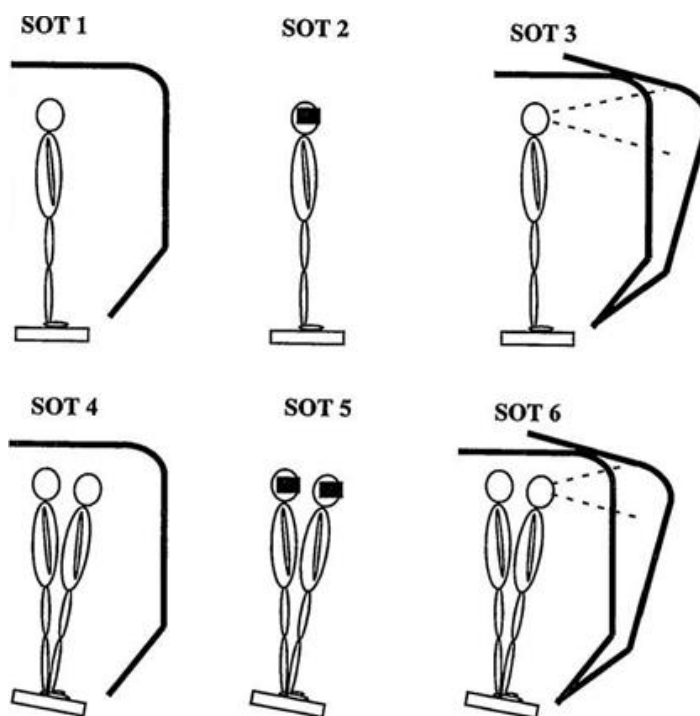
Příloha 4 Točivý moment T_r vytvořený rychlým flečným pohybem paží (Latash, 2008, s. 215)



Příloha 5 Posturograf firmy NeuroCom® Smart Equitest System



Příloha 6 Situace SOT (Rao a Aruin, 1999)





Fakulta
zdravotnických věd

Genius loci ...

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Hodnocení posturální kontroly u zdravých jedinců

Období realizace: březen 2019 – březen 2020

Řešitelé projektu: Bc. Anna Jeřábková, Mgr. Petra Gaul Aláčová, Ph.D.

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás s žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zjištění normativních dat parametrů stability ve vzpřímeném stoji na pohyblivé silové plošině posturografu firmy NeuroCom® za předem definovaných podmínek. Výsledky měření budou použity pro zpracování do diplomové práce. Před testováním bude změřena Vaše výška pro nutnost vložení tohoto parametru do přístrojového softwaru. Testování proběhne ve spodním prádle, kde budete stát na vyznačeném místě na plošině v kabině posturografu a budete reagovat na změny vytvořené posturografem. Bude docházet k posunu plošiny nebo kabiny v různých směrech, na které budete reagovat s otevřenými nebo zavřenými očima. Přístroj bude měřit výchylky vašeho těžiště v těchto situacích. Bude testováno celkem šest situací ve třech opakováních. Doba měření bude přibližně 30 minut. Z účasti na výzkumu pro Vás nevyplývají žádná zdravotní rizika. Během celého testování budete jištěni v bezpečnostní vestě a kdykoli na Vaši žádost budete moci měření přerušit. Řešitelé projektu za odložené věci během měření neodpovídají. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení účastníka výzkumu

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracovávána v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu (zákonného zástupce): _____

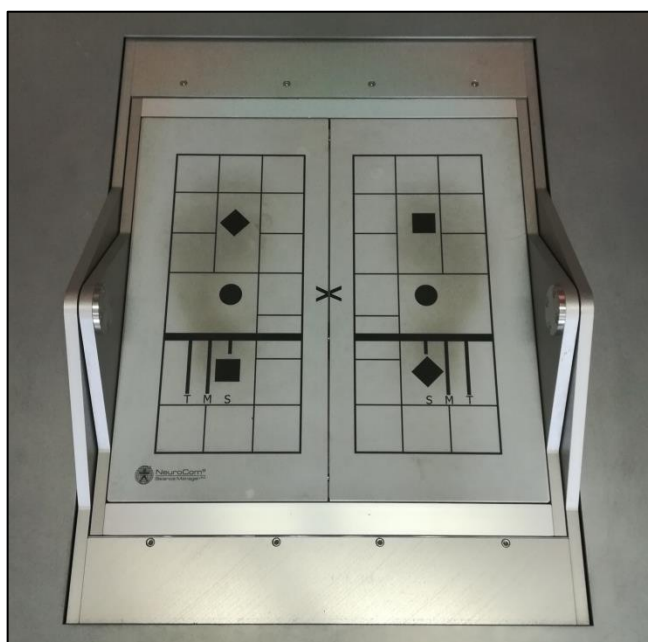
V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____

Příloha 8 Anamnéza zdravých probandů

Anamnéza	
1. Jméno:	
2. Věk:	
3. Váha:	
4. Výška:	
5. Pohybová aktivita za týden:	
• žádná	
• alespoň jednou týdně	
• alespoň dvakrát týdně	
• více jak dvakrát týdně	
6. Úrazy:	
7. Bolesti v posledních 12 měsících a kde:	

Příloha 9 Silová plošina posturografu NeuroCom[®] s vyznačenými liniemi pro umístění chodidel



Příloha 10 Definovaná poloha chodidel na plošině (NeuroCom International, 2001)

Označení linie na plošině	S	M	T
Výška jedince	76-140 cm	141-165 cm	166-203 cm