

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Juraj Kollár

**Hodnotenie parametrov motorickej kontroly a limitov stability u
zdravých jedincov**

Diplomová práca

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

Olomouc 2020

ANOTÁCIA

Typ záverečnej práce: Diplomová práca

Názov práce: Hodnotenie parametrov motorickej kontroly a limitov stability u zdravých jedincov

Názov práce v AJ: The Assessment of Parameters of Motor Control and Limits of Stability in Healthy Individuals

Dátum zadania: 2019-01-31

Dátum odovzdania: 2020-07-30

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

Autor práce: Bc. Juraj Kollár

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

Oponent práce: Mgr. Robert Vysoký, Ph.D.

Abstrakt v SJ:

Úvod: Vôľou ovládaná posturálna kontrola nie je ovplyvnená antropometrickými charakteristikami zdravých jedincov. Tie vplývajú vo vyššej miere na automatické posturálne reakcie.

Cieľ: Zhodnotenie závislosti aspektov posturálnej kontroly na telesnej hmotnosti, výške a BMI (Body Mass Index) zdravých jedincov vo vekovom rozpätí 40-65 rokov.

Metodika: 19 zdravých probandov vo vekovom rozpätí 40-65 rokov bolo rozdelených do skupín na základe pohlavia. Bola im zmeraná telesná hmotnosť, výška a vypočítal sa BMI. Aspekty ich posturálnej kontroly boli testované na posturografickom module Smart EquiTest System firmy Neurocom[®], pozostávajúcom zo silovej plošiny a trojstenovej kabíny s obrazovkou. Boli spustené čiastkové testy Motor Control Test (MCT), hodnotiaci automatické posturálne reakcie na rušivý vplyv posunu plošiny vpred a vzad, a test Limits of

Stability (LOS), hodnotiaci vôľou ovládanú posturálnu kontrolu stability. Závislosť bola zisťovaná Pearsonovým a Spearmanovým korelačným koeficientom.

Výsledky: Parametre LOS nevykazovali závislosť na antropometrických charakteristikách. Z parametrov MCT vykazovala pozitívnu lineárnu závislosť amplitúda silovej odpovede pri posunoch plošiny vpred na telesnej hmotnosti žien aj mužov, a tiež na telesnej výške a BMI žien. Symetria hmotnostného zaťaženia dolných končatín pri posunoch plošiny vzad závisí na telesnej hmotnosti mužov. Symetria silovej odpovede pri posunoch plošiny vpred závisí na telesnej výške žien.

Záver: Nebol zistený vplyv antropometrických charakteristík zdravých jedincov vo veku od 40 do 65 rokov na vôľou ovládanú posturálnu kontrolu stability. Zvyšujúce sa hodnoty antropometrických charakteristík spôsobujú výraznejšiu aktiváciu anteriórnych synergií motorických stratégií pre udržanie stabilného stoja.

Abstrakt v AJ:

Introduction: Voluntary postural control is not affected by anthropometric characteristics of healthy individuals. These have a greater effect on automatic postural responses.

Aim: To assess the correlation of aspects of postural control on body weight, height and BMI (Body Mass Index) of healthy individuals in the age range of 40-65 years.

Methods: 19 healthy individuals aged 40-65 years were divided into groups based on gender. Their body weight, height and BMI were measured. Aspects of their postural control were tested on a posturographic module Smart EquiTest System from Neurocom[®], consisting of a force platform and a three-wall cabin with a screen. The Motor Control Test (MCT), which evaluates automatic postural responses to the forward and reverse interference of the platform, and the Limits of Stability (LOS) test, which evaluates the voluntary postural stability control, were run. Correlation was determined by Pearson's and Spearman's correlation coefficients.

Results: Anthropometric characteristics did not affect the LOS parameters. From the MCT parameters, the amplitude of the force response during the forward shifts of the platform showed a positive linear dependence on the body weight of both women and men, as well as on the body height and BMI of women. The symmetry of the lower limb weight load when the platform was moved backwards depends on the body weight of men. The symmetry of the force response when moving the platform forward depends on the body height of women.

Conclusion: The influence of anthropometric characteristics of healthy individuals aged 40 to 65 years on the voluntary postural stability control was not found. Increasing values of

anthropometric characteristics cause a more significant activation of anterior synergies of motor strategies to maintain a stable posture.

Kľúčové slová: posturografia, antropometrické charakteristiky, posturálna kontrola, motorická kontrola, limits stability, limits of stability, motor control test, zdraví jedinci, center of pressure, center of mass, center of gravity, base of support, posturálna stabilita

Key words: posturography, anthropometric characteristics, postural control, motor control, limits of stability, motor control test, healthy individuals, center of pressure, center of mass, center of gravity, base of support, postural stability

Rozsah: počet strán 96; počet príloh 3

Dedikácia

Táto diplomová práca vznikla s podporou grantu IGA_FZV_2020_006, ktorého hlavným riešiteľom bola PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Prehlásenie

Prehlasujem, že som diplomovú prácu vypracoval samostatne, pod odborným vedením Mgr. Petry Gaul Aláčovej, Ph.D. a použil som len uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 30. júla 2020

podpis

Pod'akovanie

Touto cestou sa chcem pod'akovať vedúcej mojej diplomovej práce Mgr. Petre Gaul Aláčovej, Ph.D. za odborné rady, pomoc a príjemnú spoluprácu počas tvorby tejto práce. Pod'akovanie patrí tiež PhDr. Barbore Kolářovej, Ph.D za odborné usmerňovanie pri tvorbe metodiky a v priebehu výskumného merania.

Obsah

Úvod	9
1 Teoretické poznatky	11
1.1 Postúra a jej kontrola.....	11
1.1.1 Senzorické systémy	12
1.1.2 Multisenzorická integrácia.....	13
1.2 Mechanizmy riadenia posturálnej kontroly	13
1.2.1 Reflexná motorika	14
1.2.2 Automatické posturálne reakcie	14
1.2.3 Cielená (vôľová) motorika.....	15
1.2.4 Anticipačné mechanizmy.....	16
1.3 Posturálna stabilita	16
1.3.1 Limity stability.....	20
1.4 Motorická kontrola postúry počas stoja	21
1.4.1 Motorické stratégie počas rušeného stoja	23
1.5 Senzorické stratégie posturálnej kontroly	27
1.6 Body Mass Index.....	28
1.7 Možnosti hodnotenia posturálnej kontroly.....	29
1.7.1 Elektromyografia (EMG).....	29
1.7.2 Kinematické analýzy	29
1.7.3 Kinetické analýzy	29
2 Ciele výskumu	32
2.1 Výskumné otázky	32
2.2 Hypotézy	32
2.2.1 Hypotézy pre výskumnú otázku 1	32
2.2.2 Hypotézy pre výskumnú otázku 2	34
2.2.3 Hypotézy pre výskumnú otázku 3	35
3 Výskumná metodika	37
3.1 Charakteristika výskumných skupín	37
3.2 Priebeh výskumu	37
3.2.1 Motor Control Test	38
3.2.2 Limits of Stability	39
3.3 Spracovanie dát	40

3.3.1	Spracovanie dát MCT a LOS.....	41
4	Výsledky výskumu	43
4.1	Výsledky pre výskumnú otázku 1	43
4.2	Výsledky pre výskumnú otázku 2	50
4.3	Výsledky pre výskumnú otázku 3	56
5	Diskusia.....	61
5.1	Diskusia k výskumnej otázke 1	64
5.1.1	Diskusia k hypotéze H ₀₁	64
5.1.2	Diskusia k hypotéze H ₀₂	65
5.2	Diskusia k výskumnej otázke 2	66
5.2.1	Diskusia k hypotéze H ₀₃	66
5.2.2	Diskusia k hypotéze H ₀₄	67
5.3	Diskusia k výskumnej otázke 3	68
5.3.1	Diskusia k hypotéze H ₀₅	68
5.3.2	Diskusia k hypotéze H ₀₆	68
5.4	Limity výskumu	69
5.5	Výstup pre prax	70
	Záver	73
	Referenčný zoznam.....	74
	Zoznam skratiek	86
	Zoznam obrázkov	88
	Zoznam tabuliek	89
	Zoznam príloh.....	90
	Prílohy	91

Úvod

Posturálna kontrola je vlastnosť organizmu, umožňujúca človeku konfrontovať sa s vonkajším prostredím, v najlepšej možnej miere vykonávať plynulé, koordinované pohyby, zvládať úlohy každodenného života alebo udržiavať telesné segmenty v čo najefektívnejších pozíciách, či už počas úplne nerušeného ľahu na chrbte, alebo pri náročných pohybových úkonoch. Zdravý jedinec si počas dennodenne vykonávaných stereotypov mnohokrát neuvedomuje súčinnosť systémov organizmu pri udržiavaní pre neho najvýhodnejšej postúry. To však môže byť neočakávane porušené náhlou cievnou mozgovou príhodou, traumatickým stavom, neuropatiou rôznej etiológie, či ďalšími neurologickými a ortopedickými patológiami.

K základným symptómom týchto ochorení sa pridáva okrem iných aj porucha posturálnej kontroly a jedinec tak musí prekonávať prekážky v podobe neschopnosti udržiavať rovnováhu, vykonávať koordinované pohyby aj v predtým jednoduchých situáciách. Naopak, zdraví jedinci si môžu schopnosti tejto kontroly ďalej rozvíjať rozličnými tréningovými jednotkami a zvládať nástrahy svojho okolia čoraz efektívnejšie. Nie každý človek vo fyzickej, duševnej a sociálnej pohode, bez prítomnosti ochorenia však kontroluje polohu tela rovnako. To, ako vplývajú rozdielne antropometrické vlastnosti, akými je hmotnosť, výška a index telesnej hmotnosti zdravých jedincov, na aspekty posturálnej kontroly u zdravých ľudí, bude hodnotiť výskum tejto práce.

Práca spočiatku popisuje teoretický základ posturálnej kontroly a cieľom výskumu bolo zhodnotiť vplyvy antropometrických charakteristík na posturálnu kontrolu zdravých jedincov vo vekovom rozpätí 40-65 rokov.

Pre popis najnovších trendov testovania posturálnej kontroly, pre popis mnohých aspektov týkajúcich sa tejto problematiky alebo pre priblíženie hypotéz a výsledkov mnohých výskumov v danej oblasti boli použité štúdie, vyhľadané prostredníctvom on-line databáz PubMed, PubMed Central, Science Direct, MEDLINE a Google Scholar. Celkovo bolo použitých 88 publikácií, vrátane monografií, odborných článkov a jedného operačného manuálu. Z toho bolo pre ciele, metodiku a diskusiu práce využitých 26 odborných článkov vyhľadaných v spomenutých on-line databázach. Pre štúdium a popis teórie vzťahujúcej sa na výskum práce bolo využitých 20 monografií a 48 odborných článkov. Nasledujúce monografie boli hlavnou študijnou literatúrou pre problematiku v oblasti popisu a hodnotenia posturálnej kontroly.

KANDEL, E., R., SCHWARZ, J., H., JESSELL, T., M., SIEGELBAUM, S., A., HUDSPETH, A., J. 2013. *Principles of neural science*. (5th ed.). New York: McGraw-Hill Medical. ISBN 978-0-07-139011-8.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci - možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-2444266-2.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M., H. 2012. *Motor control: translating research into clinical practice*. (4th ed.). Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-1-4511-1710-3.

1 Teoretické poznatky

1.1 Postúra a jej kontrola

Postúru popisujeme ako pokojovú polohu tela, ktorá pozostáva z aktívneho držania pohybových segmentov v určitých pozíciách v danom okamihu proti pôsobeniu vonkajších síl. Je nevyhnutnou vlastnosťou tela, neuronálne udržiavanou a kontrolovanou pre výkon pohybu. Aby bol pohyb vykonaný, naša poloha tela sa mení najprv z pokojovej na pohotovostnú (stand by), potom na účelovo orientovanú, z ktorej nakoniec vychádza samotný pohyb k zamýšľanému cieľu. Tieto zmeny sú výsledkom logistickej prípravy telesných systémov pred pohybom. Počas týchto zmien dochádza k nastaveniu dráždivosti motoneurónov a cieľovej orientácii postúry (Kendall et al., 2005, s. 53; Véle, 2006, s. 97; Kolář et al., 2009, s. 38).

Kontrola postúry je zabezpečovaná mnohými mechanizmami riadenia motoriky a je popisovaná ako kontrola pozície tela pre dosiahnutie jeho stabilného držania a orientácie v priestore. Z toho vyplývajú dva pojmy definujúce kontrolu postúry: posturálna orientácia a stabilita. Posturálna orientácia zahŕňa schopnosť udržať vzájomné biomechanické nastavenie telesných segmentov a vzťah týchto segmentov s prostredím jedinca pre vykonanie činnosti (Horak a Macpherson, 1996 in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 162; Dounskaia, Peterson a Bruhns, 2018, s. 318). Nevyhnutné neurálne komponenty pre posturálnu kontrolu stabilného držania tela zahŕňajú: integráciu somatosenzorických, vestibulárnych a vizuálnych informáčných signálov (modalít); motorické procesy organizujúce svaly do neuromuskulárnych synergií; kognitívne procesy CNS (centrálnej nervovej sústavy) v zmysle anticipačných a adaptívnych vplyvov na posturálnu kontrolu (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 165). Mechanizmy kontroly postúry, ako aj všetky aspekty kontroly motoriky, sú založené na interakcii jedinca s jeho okolím a úlohami, s ktorými prichádza do styku. Schopnosť kontroly pozície ľudského tela v priestore vychádza z interakcie neurálneho a muskuloskeletálneho aparátu. Ak hodnotíme vzpriamený postoj tela, popisujeme ho v podstate ako nestabilný. Až komplexný proces kontroly postúry, v zmysle aktívnej spätnoväzbovej kontroly, využíva podnety registrované z okolia rozličnými senzorickými systémami a zabezpečuje zvládanie tejto vzpriamenej nestabilnej polohy špecifickými motorickými vzormi (Peterka in Mergner, 1995, s. 281; Peterka, 2002, s. 1097; Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 161, 166).

K senzorickým systémom patrí somatosenzorický, vestibulárny a zrakový, ktoré sú základom tzv. multisenzorickej integrácie modalít týchto systémov pre udržanie stabilnej

polohy tela a orientácie v priestore. Tieto tri typy modalít sú získavané z okolia človeka a úloh, ktoré musí vykonať (Peterka, 2002, s. 1097; Liang et al., 2019, s. 1-2).

1.1.1 Senzorické systémy

Somatosenzorický systém zabezpečuje procesy od recepcie modalít na periférii, až po ich integráciu s inými sensorickými systémami. Somatosenzorický systém registruje, vedie a spracováva kožnú citlivosť a propiocepciu (Trojan et al., 2005, s. 32; Králíček, 2011, s. 71).

Ku kožnej citlivosti zaradzujeme taktilnú (mechanickú) citlivosť, termocepciu a nocicepciu (registrácia bolesti), registrované špecifickými receptormi. Proprioceptory sú schopné registrovať vzájomné pohyby a polohu častí tela. Rozlišujeme Ruffiniformné a Paciniformné propioceptory lokalizované v kĺbových puzdrách a ligamentách, a ďalej svalové vretienka a Golgiho šľachové telieska nachádzajúce sa vo svaloch a šľachách. Svalové vretienka registrujú natiahnutie a skrátenie svalu a Golgiho šľachové telieska registrujú napätie šľachy v kontrakcii (Véle, 2006, s. 40-43; Barrett et al., 2012, s. 160-163; Kandel et al., 2013, s. 365).

Modality registrované týmito receptormi sú vedené ascendentnými dráhami až do somatosenzorického kortexu v gyrus postcentralis parietálneho laloku. Rozsiahlejšia integrácia týchto modalít prebieha v asociačnom somatosenzorickom kortexe a modality ďalej putujú do motorických oblastí frontálneho laloka (Králíček, 2011, s. 71-73; Kittnar et al., 2011, s. 573-583; Barrett et al., 2012, s. 168-171).

Prostredníctvom zrakového systému sme schopní identifikovať objekty vonkajšieho prostredia, ich pohyb, ale aj polohu nášho tela v priestore. Medzi receptory tohto systému patria fotoreceptorové bunky sietnice – tyčinky a čapíky, ďalej nasledujú horizontálne, bipolárne, amakrinné a gangliové bunky. Vo fotoreceptoroch sa začína zraková dráha. Vizuálna informácia prechádza jej axónmi, tie opúšťajú očný bulbus a po výstupe zo sietnice tvoria n. opticus. Vizuálne informácie sú privádzané do primárneho zrakového kortexu, ktorý obsahuje topografickú mapu sietnice v mozgu. Z primárneho zrakového kortexu sa informácie šíria do sekundárnych zrakových oblastí, komplexne nazývaných asociačný zrakový kortex (Králíček, 2011, s. 23-26; Ibov a Freedman, 2014, s. 1468-1469).

Vestibulárny systém je senzitívny pre dva typy informácií – pozíciu hlavy v priestore a náhle zmeny v smere pohybu hlavy. Je dôležitý aj pre zabezpečenie koordinovaných pohybov očí a pomáha udržiavať posturálnu stabilitu počas stoja a chôdze. Nachádza sa v kostenom labyrinte a pozostáva z 5 blanitých častí – 3 polkruhovitých kanálikov, utriculu a sacculu. V nich sa nachádzajú vlastné receptory, ktorými sú vláskové bunky. Tie sa ohýbajú

posunom endolymfy pri rotácii hlavy, pôsobením tiažovej sily a zmenou rýchlosti pohybu hlavy v predozadnom, stranovom alebo zvislom smere. Informácie z týchto receptorov sú privádzané prostredníctvom n. VIII (nervus vestibulocochlearis) až k miechovým motoneurónom pre reflektorické udržiavanie vzpriameného držania tela; do kortexu vestibulárneho mozočka, rovnako pre kontrolu vzpriameného držania; k motorickým jadrám očnicových svalov; do inferiórnej časti primárneho somatosenzorického kortexu, v tesnej blízkosti sluchovej projekčnej oblasti (Králíček, 2011, s. 49-52; Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 66-69; Čihák, Druga a Grim, 2016, s. 474-480).

1.1.2 Multisenzorická integrácia

Multisenzorická integrácia prebieha nielen v mozgovom kortexe, ale aj v kortexe vestibulárneho a spinálneho mozočka, kde prichádzajú modality z vestibulárneho a propiocepčného systému. Touto cestou je zabezpečovaná reflexná oporná motorika riadením posturálnych a vzpriamovacích reflexov. Integrácia prebieha aj v subkortikálnych štruktúrach, napríklad už v neurónoch thalamu, čo bolo popísané v mnohých elektrofyziologických metaanalýzach (Spence a Squire, 2003, s. R519-R520; Trojan et al., 2005, s. 79).

Integrácia sensorických modalít v asociačných kortikálnych častiach začína v tzv. rysových analyzátoroch, čo sú samostatné, navzájom paralelné informačné kanály v neurónoch prebiehajúce od receptoru až po bunky kortexu. Jednotlivé časti neurónov sú však zapojené sériovo, keďže sa prepájajú napr. v thalame, či medzi časťami kortexu. Každý receptor deteguje a jeho druhový analyzátor vedie určitý elementárny detail okolia človeka (druh - v angl. literatúre tzv. feature), ktorý prechádza čoraz vyššími a zložitejšími neurónmi, až sa nakoniec syntetizuje vo vnem a podáva obraz o okolitom prostredí (Králíček, 2011, s. 27; Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 58).

1.2 Mechanizmy riadenia posturálnej kontroly

Aferentácia je neustále pôsobiaci vplyv prostredia na receptory človeka a v CNS sa podrobia prijaté informácie reflexným reakciám alebo analýze, integrácii a následnému výstupu z mozgovej kôry prejavujúcemu sa činnosťou svalov. Svalová odpoveď je základom hybnosti. Táto odpoveď môže byť buď reflexná, alebo cielená (vôľová, voľná). Predpokladom hybnosti sú tak 2 systémy. Prvým je motorický systém polohy (reflexný), ktorý riadi posturálne a vzpriamovacie reflexy a je nazývaný aj hrubou motorikou. Druhým je motorický systém pohybu (vôľový), ktorý zabezpečuje cielenú jemnú motoriku skrz mozgovú kôru, bazálne gangliá a kôru mozočka (Trojan et al., 2005, s. 29-30; Véle, 2006, s. 97-99, 121; Takakusaki, 2017, s. 3, 11).

1.2.1 Reflexná motorika

Motorický systém polohy nazývaný aj opornou alebo hrubou motorikou zaisťuje postúru excitáciou a inhibíciou posturálnych a vzpriamovacích reflexov prostredníctvom vestibulospinálnej dráhy z vestibulárneho jadra a spinálneho mozočka a prostredníctvom retikulospinálnej dráhy z retikulárnej formácie. Aferentáciou pre túto činnosť sú teda podnety z proprioreceptorov a vestibulárneho aparátu. Základom reflexného udržania postúry je svalový tonus, nižšie zaisťovaný skrz spinálne propioceptívne reflexy a γ -systém (Trojan et al., 2005, s. 44-46; Véle, 2006, s. 97-117; Deliagina et al., 2014, s. 1-2).

Posturálne reflexy sa delia na lokálne statické (napr. iba na 1 končatine); celkové segmentálne (skrížený extenzorový reflex) a na celkové statické (tonické šijové, tonické labyrintové a fázické labyrintové reflexy). Labyrintové reflexy sú vyvolané dráždením receptorov vestibulárneho aparátu. Tonické sa podieľajú na udržiavaní vzpriameného postoja v pokoji a fázické sa podieľajú na zabezpečení postoja pri rýchlych pohyboch akými sú chôdza, beh, skok, otáčanie či predkláňanie. Pri fázických predchádza pohyb hlavy pohyb tela, čím je CNS informovaná o zmene rovnováhy a stihne tak pripraviť pohotovú nastavenu kompenzačných mechanizmov (Marigold et al., 2005, s. 416-417; Trojan et al., 2005, s. 46; Véle, 2006, s. 97-117).

Vzpriamovacie reflexy podporujú statické posturálne reflexy, ktorých aferentáciu tiež vnímajú. Hlavnou aferentáciou je u nich však smer tiažovej sily. Ich hlavnou funkciou je návrat tela do vzpriamenej polohy (najprv hlava, potom trup) (Trojan et al., 2005, s. 46).

Mozoček má v opornej motorike funkciu regulácie spomenutých reflexov (posturálnych a vzpriamovacích). Vestibulárna časť mozočka (archicerebellum) integruje modalitu z vestibulárneho aparátu a proprioreceptorov a aktivuje zostupný facilitačný systém retikulárnej formácie. Spinálna časť integruje modalitu propiocepce a riadi svalový tonus a aktivuje inhibičný zostupný systém retikulárnej formácie (Trojan et al., 2005, s. 46-47; Barrett et al., 2012, s. 234-236, 250).

1.2.2 Automatické posturálne reakcie

Kandel et al. (2013, s. 937-938) popisujú v rámci kontroly postúry tzv. automatické posturálne reakcie. Tieto reakcie sú popísané vektorom reakčnej sily podložky pôsobiacej pod každým chodidlom, pohybom centra tlaku (COP – z angl. center of pressure) a pohybom segmentov tela (reakčná sila je bližšie popísaná v úseku 1.7.3 na strane 30). Automatické posturálne reakcie na náhle rušivé vplyvy nie sú považované za jednoduché reflexné reakcie, ale skôr za postupný nábor skupín svalov v rámci ich synergií počas posturálnej odpovede

požadovanej pre udržiavanie rovnováhy. Po rušivom vplyve vonkajšej sily na telo jedinca nastane nábor svalov v rámci synergií, čo primárne charakterizuje automatické posturálne reakcie. Tieto odpovede nie sú charakterizované zmenou dĺžky svalu, spôsobenou rušivým vplyvom. Dôkazom je situácia posunu pohyblivej plošiny pod nohami jedinca vo vzpriamenom stoji. Ak sa plošina rotuje v sagitálnej rovine v smere prstami nahor a päťami nadol, predĺžia sa mm. gastrocnemii a vyskytne sa v nich nepatrný napínací reflex. Pre zabezpečenie rovnováhy a zabránenie pádu je však automaticky aktivovaný antagonista, m. tibialis anterior, ktorý je ale skracovaný sám o sebe rotáciou plošiny. Jeho aktivácia je automatickou posturálnou reakciou. V prípade ak sa plošina posunie smerom vzad, mm. gastrocnemii sa znovu predĺžia, ale zároveň sa aktivujú v rámci posturálnej odpovede. Na základe tohto poznatku Kandel et al. odvodili, že zmeny v dĺžke svalu vyvolané posunom plošiny neurčujú, či bol sval aktivovaný pre potreby posturálnej kontroly. Tiež vylúčili, že by napínacie reflexy boli základom posturálnej kontroly (Kandel et al., 2013, s. 937-938).

1.2.3 Cielená (vôľová) motorika

Motorický systém pohybu, nazývaný aj cielená, vôľová alebo jemná motorika, je riadený činnosťou mozgového kortexu, bazálnych ganglií a mozogka. Kortikálna časť pozostáva z primárnej motorickej (M I), premotorickej (PM) a suplementárnej motorickej oblasti (SMA) vo frontálnom laloku. V týchto motorických oblastiach sa stretávame so somatotopickou organizáciou kôry pre motoriku (motorický homunkulus). Predná časť M I prijíma signál z proprioreceptorov cestou spojenia s Brodmannovým poľom 2 v somatosenzorickom korexe. Zadná časť prijíma signály z kožných receptorov cestou spojenia s poľami 1 a 3b. Descendentné dráhy z M I sú eferentné a sú vedené cez subkortikálne štruktúry (striatum, thalamus, mozgový kmeň k jadram hlavových nervov, či pyramídovou dráhou na spinálnu úroveň). PM riadi pohyby hrubé a synergistické. Dostáva signály z asociačných zrakových oblastí. SMA riadi pohyby komplexné, izolované či rytmické. Asociačné vlákna vystupujú z polí 9 a 5, z okolitých motorických polí, zo somatosenzorického kortexu a z limbického systému. Pri kontrole posturálnej stability je dôležitá časť sekundárne oko-hybné pole, ktoré koordinuje pohyby očí s pohybmi ostatných častí tela. PM a SMA majú funkciu najmä pri príprave pohybu, pričom M I riadi úmyselný pohyb a najmä jemnú koordinovanú motorickú činnosť (Trojan et al., 2005, s. 53-60; Vele, 2006, s. 121-127; Barrett et al., 2012, s. 237-238; Čihák, Druga a Grim, 2016, s. 447-455).

1.2.4 Anticipačné mechanizmy

Centrálny nervový systém (CNS) pri kontrole postúry vykazuje schopnosť anticipovať (predvídať). Nielen pri produkcii reflexných pohybov s výraznou posturálnou zložkou, ale aj pri produkcii voľných pohybov. Mnoho štúdií a výskumov v oblasti posturálnej kontroly popisuje tzv. APAs (anticipatory postural adjustments) ako anticipačné posturálne nastavenia reprezentujúce zmeny v aktivácii posturálnych svalov u stojacej osoby pred výkonom pohybu, pričom bol tento stabilný stoj vystavený určitým posturálne rušivým vplyvom (posuny plošiny, posuny stien kabíny, minivibrácie, uchytenie pohyblivého cieľa, zdvíhanie zdanlivo ťažkých predmetov atď.). Sú považované za známky produkcie svalovej sily a jej momentov (Danion a Latash, 2011, s. 3).

Za región mozgu, primárne zodpovedný za APAs, je považovaný práve mozoček. To bolo zistené na základe pozorovaní u ľudí s cerebellárnymi poruchami. V štúdiách zaoberajúcich sa týmto výskumom bolo u daných jedincov evidentne preukázané, že bol porušený timing svalov a bola prítomná neadekvátna sila úchopu, teda boli porušené dôležité posturálne nastavenia, pri dvíhaní, či presúvaní rôznych objektov (Massion et al., 1994; Müller et al., 1994; Wolpert et al., 1995; Babin-Ratté et al., 1999; Serrien et al., 1999; Nowak et al., 2002 in Yanagihara, 2014, s. 170).

Na základe elektrofyziologických pozorovaní sa schopnosť programovania pomalých a ustálených pohybov prikladá väčšine neurónov bazálnych ganglií, vykazujúcej činnosť už pred začiatkom pohybu (Trojan et al., 2005, s. 62).

V nadväznosti na štúdie s pokusmi u mačiek s transverzálnym prerušením miechy bolo zistené, že aj ďalšie subkortikálne podsystemy prispievajú k anticipácii (Barberini a Macpherson, 1998; Macpherson a Fung, 1999 in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 179-180). Na základe pozorovaní inaktivácie retikulárnej formácie mozgového kmeňa farmakologickými vplyvmi popisuje Takakusaki et al., že k APAs prispieva aj táto subkortikálna časť, keďže po jej inaktivácii nebola anticipačná schopnosť zabezpečujúca stabilitu voľného pohybu prítomná (Takakusaki et al., 2004, s. 149-151).

1.3 Posturálna stabilita

Posturálna stabilita, často označovaná ako rovnováha, je schopnosť kontrolovať tzv. center of mass (COM), vo vzťahu k báze opory (BOS). Pojem COM je definovaný ako bod, ktorý je strediskom celkovej hmoty ľudského tela (ťažiskom tela), vypočítaného z váženého priemeru čiastkových ťažísk segmentov tela (Janura, 2003, s. 14; Winter, 2009, s. 85; Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 162). V základnom anatomickom postavení

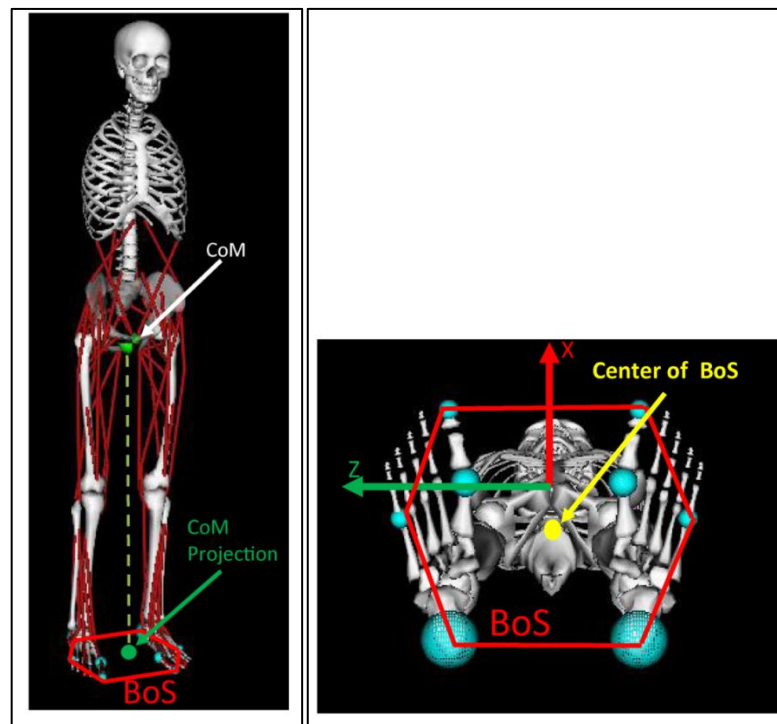
(vzpriamený bipedálny stoj s hornými končatinami voľne pozdĺž tela a obrátenými dlaňami vpred) sa COM približne nachádza v oblasti malej panvy vo výške 2. alebo 3. lumbálneho stavca a asi 4 až 6 cm pred promontorium ossis sacri (Obrázok 1, s. 18). U mužov sa nachádza asi o 1-2% vyššie ako u žien a v priebehu rastu sa posúva smerom dole (Janura, 2003, s. 14-15). Báza opory, označovaná ako base of support (BOS) (Obrázok 1, s. 18), je oblasť vymedzená najvzdialenejšími hranicami plochy opory (plocha opory a všetko medzi nimi). Plocha opory je oblasť na podložke, ktorá je v priamom kontakte s telom (Kolář et al., 2009, s. 39). Center of gravity (COG) je vertikálnym premietnutím COM na podložke, z čoho vyplýva, že stabilita je udržiavaná kontrolou COG v BOS (Winter, 2009, s. 85; Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 162).

Dôkazom, že COM je hlavnou premennou kontrolovanou nervovým systémom pre udržanie posturálnej stability, je analýza Scholtza et al. (2007), popísaná ako UCM (Uncontrolled Manifold approach). Táto analýza nepotvrdila hypotézy, že pre udržanie rovnováhy sú primárne kontrolované pozície kĺbov, či aktivácia špecifických svalových skupín. Preukázalo sa to u jedincov vystavených rušivým vplyvom na ich rovnováhu a snažiacich sa obnoviť posturálnu stabilitu, pričom najskôr vykazovali a preferovali znižovanie výchyliek COM, teda jeho stabilné udržanie pred ustálením pozície kĺbov (Scholz et al., 2007 in Levin, 2014, s. 91-100; Suzuki et al., 2016, s. 2).

Biomechanika vzpriameného držania tela môže popisovať telo a jeho segmenty ako obrátené kyvadlo (jednozvrtnú páku) (Kubicki, Mourey a Bonnetblanc, 2015, s. 162). Ľudský telesný systém popisujeme ako obrátené kyvadlo vtedy, ak o ňom hovoríme ako o rigidnej štruktúre, ktorá rotuje iba v antero-posteriórnom smere okolo členkových kĺbov. Vzhľadom na to sa všeobecne predpokladá, že väčšie posuny COP (center of pressure) spôsobujú vyššie riziko pádov (Peterka in Mergner, 1995, s. 283).

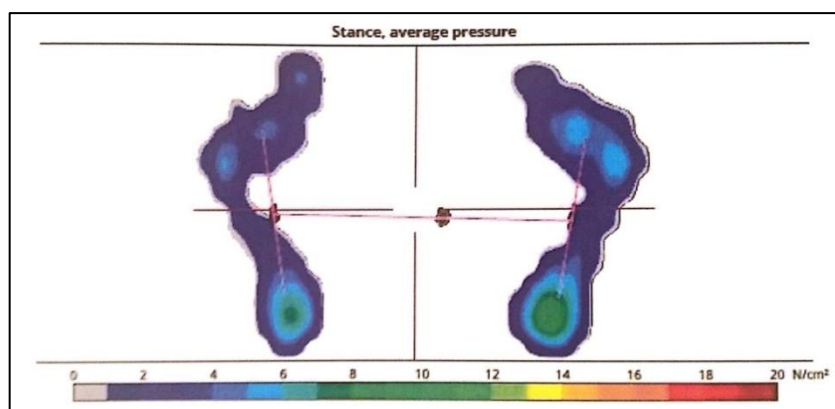
COP je centrom distribúcie tlakových síl pôsobiacich na kontakte tela s podložkou, pričom COP nepretržitým vychýľovaním svojej trajektórie a pohybom okolo COG ho udržiava v báze opory. Stabilita je z biomechanického hľadiska definovaná ako skalárna vzdialenosť medzi COG a COP. V nerušenom stoji je akýkoľvek horizontálny posun COG a vzniknutá vzdialenosť medzi nimi vyhodnotená nervovým systémom ako pohotovostný signál, ktorý spúšťa mechanizmy posturálnej kontroly pre udržanie stability (Janura et al., 2012, s. 50-55; Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 162; Dutt-Mazumder et al., 2016, s. 1-2). Kandel et al. (2013, s. 937) popisujú, že COP je tiež miestom vzniku reakčnej sily podložky. Aby telo zotrvalo v stabilnej vzpriamenej polohe, je potrebné aby bola reakčná sila rovnako veľká ako tiažová sila a mala opačný smer. COP sa musí pre splnenie rovnovážnej

polohy tela nachádzať priamo pod COM. Čím väčšie sú odchýlky COP od priamej pozície pod COM, tým je väčšie vychýľovanie COM. Príkladom vychýlenia COM na základe posunu COP je situácia, keď sa COP posunie vľavo a za COM. Telo sa v tejto situácii vychýli vpravo a vpred. Ak nepôsobia na telo žiadne rušivé vonkajšie sily okrem tiažovej, je COP a reakčná sila odrazom sily svalov aktivujúcich sa posturálnym systémom pre aktívnu kontrolu pozície COM, a teda rovnováhy (Kandel et al., 2013, s. 937). Parametre COP, akými je napríklad jeho amplitúda, či trajektória je možno analyzovať na grafických výstupoch tlakových plošín (Obrázok 2, s. 19).



Obrázok 1 Pozície COM, BOS a COG v základnom anatomickom postavení (Jiang et al., 2016, s. 5).

Legenda: Vľavo je znázornená pozícia COM počas nerušeného stoja a projekcia COM v BOS (COG). Vpravo je znázornené rozloženie BOS, kde červený vektor (x) znázorňuje anteroposteriornu zložku reakčnej sily a zelený vektor (z) prislúcha mediolaterálnej zložke. Reakčná sila je bližšie popísaná v úseku 1.7.3 na strane 30.



Obrázok 2 Grafický výstup analýzy COP (Kolářová et al., 2014, s. 41).

Legenda: Grafický výstup analýzy COP u zdravého jedinca počas nerušeného stoja za určitú časovú jednotku prostredníctvom tlakovej plošiny systému Zebris FDM-T. Farba označuje hodnotu tlaku podľa mierky v spodnej časti obrázka (v N/cm²) (Kolářová et al., 2014, s. 41).

Zabezpečovanie rovnováhy je reflexná aktivita, prostredníctvom ktorej sú ľudia schopní udržiavať polohu tela voči gravitácii s aktívnym usporiadaním telesných segmentov, teda špecifickou postúrou, tak aby sa predišlo pádu (Moorhouse a Granata, 2007, s. 1059, 1097; Faraldo-García et al., 2016, s. 149-150).

Pre udržanie rovnováhy je potrebné disponovať stabilným zorným poľom, koordinovanými pohybmi očí a hlavy (vestibulo-okulárny systém) a udržiavať svalový tonus koordinujúci pohyby kostrového svalstva (vestibulo-spinálny systém) tak, aby COG ležalo v BOS (Allum et al., 1998 in Faraldo-García et al., 2016, s. 149-150). V dôsledku individuálnych rozdielov v procese motorického učenia sa riadenie rovnováhy u zdravých jedincov značne líši (Faraldo-García et al., 2016, s. 149-150).

Pohybová sústava sa vyznačuje prirodzenou labilitou, pričom vo fyziologickom prípade schopnosť posturálnej stability zabezpečí také držanie tela, aby nedošlo k pádu. Avšak posturálnu stabilitu nie je vhodné chápať iba ako jednorazový statický proces udržania polohy tela, ale obsahuje dynamické deje. Tými rozumieme kontinuálne zaujímanie stálej polohy tela (Kolář et al., 2009, s. 39; Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 167).

Kolář et al. (2009, s. 39-40) popisuje dve funkcie neuromuskulárneho aparátu v procese udržiavania stability voči rušivým vplyvom, ako napríklad tiažovej sile. Posturálnu stabilizáciu a reaktibilitu. Posturálna stabilizácia je funkcia neuromuskulárneho aparátu človeka, ktorý je schopný vyvinúť takú svalovú aktivitu, aby sa spevnili segmenty tela proti pôsobeniu najmä tiažovej sily. V stoji a pri iných statických polohách táto sila zabezpečí

tuhosť segmentu koaktivitou ako agonistov, tak aj antagonistov. Táto zložka svalovej silovej aktivity je prítomná aj pri všetkých pohyboch, kedy je potrebné spevniť telesné skĺbenia.

Posturálna reaktibilita je reakčná stabilizačná funkcia neuromuskulárneho aparátu spevniť segmenty v pákovom ponímaní tak, aby bolo zabezpečené v najstabilnejšej možnej miere punctum fixum segmentu pre pohyb punctum mobile nachádzajúci sa na pohybujúcej sa časti segmentu (Kolář et al., 2009, s. 39-40).

1.3.1 Limity stability

Čím je väčšia plocha BOS a hmotnosť systému, tým je väčšia posturálna stabilita. A naopak, čím vyššie je ťažisko nad BOS, čím je väčšia vzdialenosť priemetu ťažiska (COM) od stredu BOS a čím väčší je sklon plochy opory k horizontálnej rovine, tým je posturálna stabilita menšia. Pri statickej záťaži, ak sa vektor tiažovej sily nepremieta do BOS, musia ligamentá a svaly udržiavať moment otáčania osi tela pre zabezpečenie rovnováhy. Tento nerovnovážny stoj koriguje zvýšená svalová aktivita a nastáva tak hypertónia príslušného svalstva (Kolář et al., 2009, s. 39). Limity stability sú považované za hranice, v rámci ktorých telo udržiava stabilitu bez zmeny BOS (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 166).

Jednoduché pozorovania indikujú, že informácie z troch senzoričných systémov zároveň sú pre udržiavanie vzpriamenej polohy tela vysoko redundantné. Bipedálny vzpriamený stoj tak môže byť udržiavaný aj pri absentujúcich alebo narušených podnetoch dokonca z dvoch senzoričných systémov, čo je preukázateľné napríklad pri stoji so zatvorenými očami na penovej podložke, kedy vestibulárne podnety sú dostatočné pre udržanie tejto polohy. Príkladom je aj bipedálny stoj so zatvorenými očami u jedincov s vestibulárnymi léziami (Peterka in Mergner, 1995, s. 281) Vo všeobecnosti sa však predpokladá, že zníženie posturálnej stability nastáva už pri zmenšení bázy opory a najmä v stave pri zatvorených očiach (Liang et al., 2019, s. 11-12).

Počas nerušeného stoja nie je dôležitá pre udržanie stability len pozícia COM, ale aj rýchlosť jeho posunu v ktoromkoľvek momente. Interakciou týchto dvoch premenných (rýchlosti a pozície COM) určujeme, či jedinec zotrvá stabilne vo svojej pôvodnej BOS alebo pri narušení premenných bude musieť urobiť krok, teda dosiahnuť stabilnú BOS, aby znovu získal stabilitu a nedošlo k pádu (Hong, Lee a Shin, 2018, s. 3). Pai et al. (2000, s. 382-391) sa v štúdiu zaoberali podmienkami pre nutnosť vykonania kroku pri porušení pozície a rýchlosti COM. Zistené bolo, že prekročenie limitov stability závisí od individuálnych vlastností jedinca, akými sú svalová sila, rozsah pohybov v kĺboch, charakteristiky COM (individuálna pozícia) a od vlastností okolia v ktorom sa jedinec nachádza a sú ovplyvnené

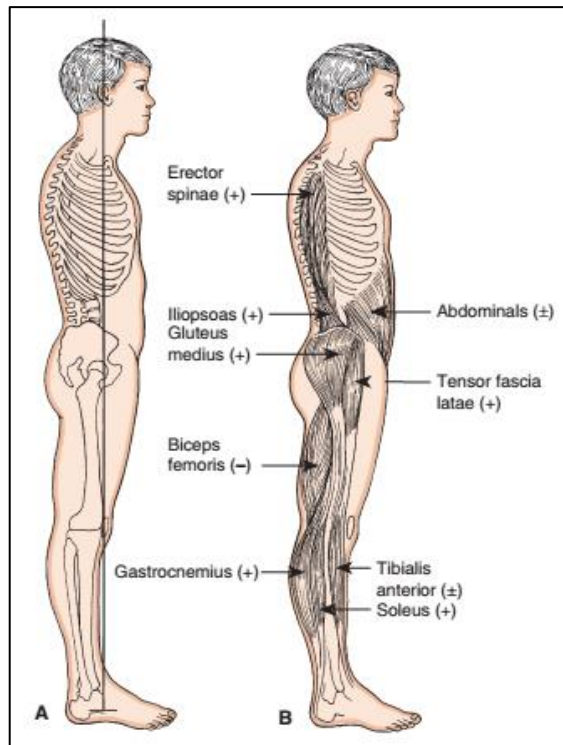
strachom z pádu a subjektívnym vnímaním bezpečia. Limity stability tak nie sú fixné hranice, vymedzené iba ich fyzickou zložkou, chodidlami, ale spomenutými charakteristikami.

1.4 Motorická kontrola postúry počas stoja

Motorická kontrola vyplýva z akcií vyšších etáží CNS (motorický kortex), plánovania (bazálne gangliá), koordinácie (mozgový kmeň, mozoček, spinálne siete koordinujúce svalové synergie), generovania síl (motoneuróny + svaly) tvoriacich pohyb kontrolujúci polohu tela v priestore (Trojan et al., 2005, s. 53-60; Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 167).

Nerušený stoj sa vyznačuje nízkym rozsahom posturálneho vychýľovania, čo označujeme ako statickú rovnováhu, i keď u neho nachádzame minimálne množstvo dynamických zložiek. Vychýľovanie tela je v tomto prípade spôsobené tiažovou silou, ktorá ťahá naše COM mimo limity stability. Faktormi zabezpečujúcimi nerušený stoj sú: vhodné nastavenie telesných segmentov; svalový tonus; posturálny tonus (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 167; Kiss, Schedler a Muehlbauer, 2018, s. 2).

Vhodné nastavenie telesných segmentov chápeme v zmysle stavu, v ktorom je jedinec schopný udržať rovnováhu s čo najmenším výdajom energie a približuje sa tak ideálnemu nastaveniu. Ideálne nastavenie sa vyznačuje vertikálnym priebehom vektora tiažovej sily umiestneným na priamke prechádzajúcej cez: processus mastoideus; bod tesne pred ramenným kĺbom; bedrový kĺb alebo tesne za ním; bod tesne pred patellou; bod tesne pred členkovým kĺbom (Obrázok 3 A, s. 22) (Kendall et al., 2005, s. 60-63; Basmajian a De Luca, 1985 in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 167).



Obrázok 3 Ideálny priebeh vektora tiažovej sily (A) a antigravitačné svaly (B) (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 167).

Legenda: A – priamka tiažovej sily prechádzajúca ideálnym segmentálnym usporiadaním; B – antigravitačné svaly primárne zúčastňujúce sa na posturálnej kontrole.

Svalový tonus v zmysle reflexne udržiavaného napätia svalov je ďalším faktorom udržiavajúcim stabilný vzpriamený postoj proti rušiacemu vplyvu tiažovej sily. Je chápaný ako napätie reflexne odporujúce nadmernému natiahnutiu svalu. Zabezpečujú ho neurálne a neneurálne mechanizmy. K neurálnym zaradujeme propioceptívne (myotatické) reflexy, či už svalových vretienok (γ -systému), alebo Golgiho šľachových teliesok, najmä v členkových kĺboch (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 168; Trojan et al., 2005, s. 36). K neneurálnym zaradujeme vplyv nízkej hladiny voľných vápenatých katiónov vo svalových vláknach, ktoré spôsobujú nepretržité obnovovanie aktíno-myozínových mostíkov (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 168).

Posturálny tonus ako ďalší faktor prispievajúci k udržaniu stability je riadený nízkofrekvenčnou, asynchrónnou vzruchovou aktivitou alfa motoneurónov, nepretržite „bombardovaných“ akčnými potenciálmi zostupných dráh z vyšších etáží CNS a aferentnými vláknach somatosenzorických receptorov (Králíček, 2002, s. 129; Cacciatore et al., 2011,

s. 75-76). Je zabezpečovaný posturálnymi antigravitačnými svalmi odpovedajúcimi na rušiaci vplyv tiažovej sily. Dlhodobo sa považovalo za adekvátny koncept udržania vzpriamenej pozície tela to, že posturálny tonus v trupových segmentoch je hlavnou a najdôležitejšou zložkou stability a tohto vzpriamenia (Davies, 1985 in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 167). Iné analýzy, najmä prostredníctvom EMG ukázali, že významný podiel na tom majú viaceré svaly (Basmajian a De Luca, 1985 in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 167). Medzi tieto antigravitačné svaly patria: m. soleus et gastrocnemius, kvôli priamke tiažovej sily dopadajúcej tesne pred kolená a členky; m. tibialis anterior pri výkyve tela vzad; m. gluteus medius et tensor fasciae latae; m. iliopsoas brániaci hyperextenzii bedrového kĺbu; autochtónne chrbtové svalstvo najmä hrudnej oblasti (m. erector spinae) spolu so striedavou aktiváciou abdominálnej muskulatúry, pretože priamka tiažovej sily padá pred segmenty chrbtice (Obrázok 3 B, s. 22) (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 170). Viacero výskumov založených na tomto poznatku tvrdí, že pre posturálnu kontrolu je tak dôležitá aktivácia abdominálneho a trupového svalstva (tzv. jadro, z angl. core) (Hodges, 2003, s. 251; Kibler, Press a Sciascia, 2006, s. 197). Vo výskumoch aktivity svalov pre zamedzenie pádu a udržanie stabilnej vzpriamenej pozície tela v stoji popísal kolektív Runge et al. (1999, in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 171) aktiváciu a timing svalových synergií jednotlivých motorických stratégií, na základe EMG analýz. Tie sú popísané v nasledujúcom úseku.

1.4.1 Motorické stratégie počas rušeného stoja

Vzpriamený stoj je charakterizovaný nepatrnými prirodzenými titubáciami (výkyvmi) tela, čo zapríčiňuje, že pasívne vhodné usporiadanie telesných segmentov, svalový, či posturálny tonus samostatne nestačia na udržanie stability. Potrebné sú pohybové stratégie. Stratégie CNS zabezpečujúce posturálnu kontrolu u vzpriameného držania tela sú chápané ako akčné plány organizujúce všetky jednotlivé elementy neuromuskulárneho systému pre komplexný dej kontroly postúry (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 170-171).

Tradičný pohľad na telo v stoji ako na samostatný segment považoval telo za model jednozvratnej páky s bodom otáčania v členkových kĺboch (Peterka in Mergner, 1995, s. 283; Kubicki, Mourey a Bonnetblanc, 2015, s. 162). Modernejšie pohľady považujú telo vo vzpriamenom stoji skôr za viaczložkové obrátené kyvadlo, pre ktorých kontrolu si CNS vytvoril stratégie. Tie sú využívané ako v nerušenom, tak aj v rušenom stoji (Creath et al., 2005, s. 75-77). Počas rušeného stoja, napríklad krátkymi náhlymi posunmi pohyblivej plošiny, sú stratégie prevádzané typickými pohybovými vzormi, nazývanými svalové

synergie. Synergia je definovaná ako funkcia skupiny svalov, ktoré automaticky pracujú spoločne ako jednotka, čím zjednodušujú nároky stratégií CNS (Latash et al., 2005, s. 120; Bernstein, 1967 in Latash, 2010, s. 296). Mnohými štúdiami (Nashner, 1977; Nashner a Woollacott, 1979; Horak a Nashner, 1986 in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 171) bolo zistené, že ľudské telo sa aj počas nerušeného stoja vychýľuje najmä v predozadnom smere, čo bolo príčinou zamerania sa na hodnotenie udržania stability v sagitálnej rovine, a teda aj testov pohybní plošiny v predozadnom smere vo výskume tejto práce.

Motorické stratégie pre kontrolu stoja sa vyvinuli na základe charakteru rušivých vplyvov a biomechanických charakteristík tela. Členia sa na členkovú, bedrovú a krokovú stratégiu (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 172; Blenkinsop, Pain a Hiley, 2017, s. 2; Mileti et al., 2020, s. 2). Tieto stratégie sú navyše kontrolované ešte spätnou a doprednou väzbou. Spätná väzba podáva informácie o posturálnych odpovediach na senzorické vplyvy vonkajšieho prostredia (napr. pohyby plošiny alebo pošmyknutia pri chôdzi). Dopredná väzba informuje o posturálnych odpovediach vzniknutých anticipáciou voľného pohybu (napr. pri dvíhaní ťažkého bremena, voľných pohyboch ťažiska počas stoja) (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 171; Haeufle et al., 2012, s. 1458).

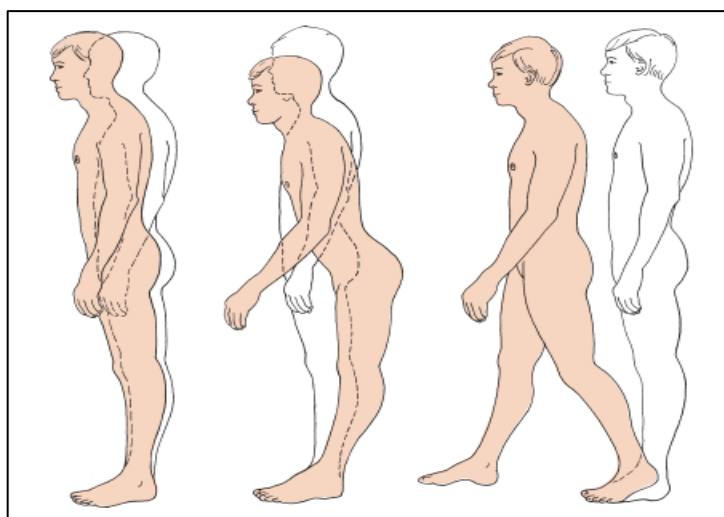
Anteroposteriórna stabilita

Patrí medzi ne členková, bedrová a kroková stratégia (Obrázok 4, s. 26). Členková stratégia sa vyznačuje obnovovaním stabilnej pozície COM prostredníctvom smerovania pohybov tela do okolia členkových kĺbov (Blenkinsop, Pain a Hiley, 2017, s. 2). Typické svalové synergie tejto stratégie spôsobia pri posune pohyblivej plošiny vzad reverzné vychýlenie tela testovaného jedinca vpred. Svalová aktivita synergií je nasledovná: začne aktiváciou mm. gastrocnemii po približne 90 až 100 ms po rušivom vplyve; nasleduje aktivácia hamstringov po ďalších 20 až 30 ms; a nakoniec aktivácia paravertebrálneho svalstva. Aktivita mm. gastrocnemii pri pohybe plošiny vzad generuje plantárnu flexiu a jej moment sily pôsobí proti smeru pohybu vychýlenia tela. Spomalí pohyb a obráti smer vychýlenia pre udržanie anteroposteriórnej (predozadnej) stability. Aktiváciou hamstringov a paravertebrálneho svalstva sa udržiava extendovaná pozícia bedrových kĺbov a kolien. Pri pohybe plošiny vpred, sa aktivujú opačné svalové synergie, a to chronologicky: m. tibialis anterior; m. quadriceps femoris; abdominálna muskulatúra (Obrázok 5 – Ankle strategy, s. 26). Najčastejšie je táto členková stratégia využívaná v situáciách, kedy sú rušivé vplyvy malé a podložka je pevná (Runge et al., 1999 in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 171).

Bedrová stratégia zabezpečuje stabilnú pozíciu COM prostredníctvom veľkých a rapídnych pohybov v bedrových kĺboch s protirotáciami vo vzťahu k členkovým kĺbom. Táto stratégia opäť zabezpečí pri posune plošiny vzad pohyb tela vpred. Synergistická aktivita začína približne po 90 až 100 ms po rušivom vplyve aktiváciou abdominálnej muskulatúry a po nej nasleduje aktivácia m. quadrieps femoris. Opačný pohyb plošiny vyvolá chronologicky aktiváciu paravertebrálneho svalstva a hamstringov (Obrázok 5 – Hip strategy, s. 26). Bedrová stratégia je využívaná v posturálnych odpovediach na väčšie a rýchlejšie rušivé vplyvy a v situáciách keď je podložka nestabilná, úzka, či menšia ako plocha chodidla (Mok, Brauer a Hodges, 2004, s. E107-E110; Blenkinsop, Pain a Hiley, 2017, s. 2).

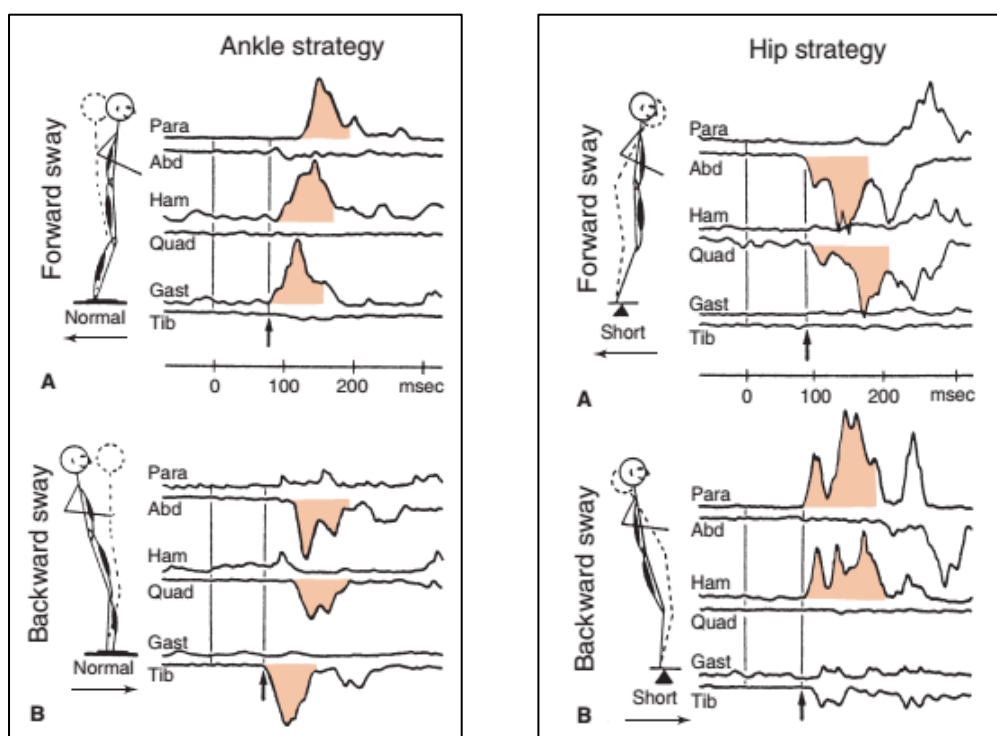
Kroková stratégia je využívaná, ak už nestačí členková ani bedrová. Vtedy musí nastať buď krok, alebo uchytenie stabilného predmetu, aby sa zabránilo pádu (Mileti et al., 2020, s. 2). Motorické stratégie nie sú plánované vždy samostatne, ale v procese zabezpečovania stabilnej pozície COM v závislosti od intenzity vplyvu prechádzajú plynulo od jednej k ďalšej. Krokovej stratégii tak môže predchádzať aktivita synergií postupne členkovej aj bedrovej (Horak a Nashner, 1986; McIlroy a Maki, 1993 in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 174). Počas zvyšovania rýchlosti podložky od 10 cm/s až na 80 cm/s Runge et al. zistili, že vyšetrovaní jedinci postupne zvyšujú momenty síl generované synergiami charakteristickými pre členkovú stratégiu, po dosiahnutí určitého prahu, individuálne závislého od vlastností tela každého jedinca a plynulo začnú zvyšovať silu svalových synergií bedrovej stratégie (Runge et al., 1999 in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 171).

Tieto motorické stratégie sú využívané pri rušenom stoji bez ohľadu na to, či sa COM vychýľuje mimo BOS, alebo stále ostáva v ňom. Sú to plány pre kontrolu stability pri akýchkoľvek vplyvoch narúšajúcich stoj (Brown, Shumway-Cook a Woolacott, 1999, s. M165-M171; McIlroy a Maki, 1993 in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 174). Viacerými štúdiami bolo zistené, že samostatne identifikované svaly nepatria do jednej, im príslušnej synergie, ale jeden sval je aktivovaný rôzne v rôznych synergiách, pri výkone členkovej, či bedrovej stratégie. V rámci každej synergie sa sval vyznačuje charakteristickou úrovňou aktivácie (Ting a Macpherson, 2005, s. 610-612; Torres-Oviedo, et al., 2006, s. 1544-1545; Torres-Oviedo a Ting, 2007, s. 2146, 2154-2155). Celková aktivita svalu v odpovedi na rušivý vplyv je tak určená súčasťou aktiváciou viacerých synergií obsahujúcich tento sval (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 177).



Obrázok 4 Motorické stratégie udržania stoja (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 172).

Legenda: Zľava: členková; bedrová; kroková motorická stratégia.



Obrázok 5 Aktivita svalových synergií počas jednotlivých stratégií (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 173, 174).

Legenda: Aktivita svalových synergií počas členkovej (Ankle st.) a bedrovej stratégie (Hip st.) pri pohyboch tela vpred (Forward sway) a vzad (Backward sway) v reakcii na predozadné posuny plošiny (smer posunu plošiny je vyznačený šípkou). Synergie: Para (paravertebrálne svaly); Abd (abdominálna muskulatúra); Ham (hamstringy); Quad (m. quadriceps femoris); Gast (m. gastrocnemii); Tib (m. tibialis anterior).

Mediolaterálna a viacsmerená stabilita

Okrem hlavných 3 motorických stratégií zaisťujúcich stabilitu COM v predozadnom smere, sú potrebné stratégie pre udržanie mediolaterálnej stability. V členkových kĺboch je možný iba nepatrný pohyb v mediolaterálnom smere, rovnako tak aj v kolenných, čo vedie k tomu, že zaistenie rovnováhy nastáva v tomto smere najprv v bedrových kĺboch a trupových segmentoch (Caderby et al., 2017, s. 1-2; Yiou, Hamaoui a Hallali, 2018, s. 1664).

Mediolaterálna pohyblivosť nastáva primárne prostredníctvom laterálnych pohybov panvy, na čo je potrebná aktivácia skupín adduktorov bedrových kĺbov jednej DK a abduktorov (m. gluteus medius, m. tensor fasciae latae) druhej. Počas stoja o úzkej báze je možné registrovať aj minimálnu aktivitu svalov členkového kĺbu (Maki et al., 1994; Day et al., 1993 in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 176; Honeine et al., 2016, s. 4-9). Mediolaterálne pohyby vyskytujúce sa počas nerušeného stoja sa vyznačujú zostupnou organizáciou odpovedí, a to tak, že najprv nastane pohyb hlavy v smere opačnom k pohybu bedier a členkov, nasleduje pohyb bedrových kĺbov s 20 ms latenciou a nakoniec je prítomná minimálna aktivita svalov členkových kĺbov so 40 ms latenciou. Na základe tejto informácie zo štúdií Wintera et al., popisujeme u mediolaterálnej stability organizáciu svalových vzorcov v proximálne-distálnom smere (Winter et al., 1996, s. 2340-2341).

Rušivé vplyvy však v situáciách bežného života môžu prichádzať z viacerých smerov, z 360 stupňového kontinua vonkajšieho prostredia. Niekoľko štúdií (Henry, Fung a Horak, 2001, s. 559; Ting a Macpherson, 2005, s. 610; Torres-Oviedo, Macpherson a Ting, 2006, s. 1530, 1544 ; Torres-Oviedo a Ting, 2007, s. 2144) ukázalo, že u človeka sa vyskytuje až 6 synergií celého muskulárneho systému tela zabezpečujúcich viacsmernú stabilitu. Synergie aktivujúce sa pri zabezpečení posturálnej kontroly počas rušenia nie len anteroposteriórneho, či mediolaterálneho, ale aj viacsmerného tak spôsobia, že v procese udržania stability nastávajú aj kombinácie motorických stratégií, v závislosti od meniaceho sa charakteru (napr. smeru) rušivého vplyvu (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 176-179).

1.5 Senzorické stratégie posturálnej kontroly

Pre výkon motorických stratégií je v CNS potrebné neustále organizovať a integrovať modality z okolia prostredníctvom somatosenzorického, zrakového a vestibulárneho systému. Úloha týchto senzorických systémov pre zabezpečenie stabilnej pozície COM vo vertikálnej pozícii tela počas nerušeného stoja, kde pôsobí najmä tiažová sila ako minimálny rušivý vplyv, aj počas rušeného stoja, napr. posunmi plošiny, pohybmi stien kabíny, organizuje do

stratégií. Rozoznávame teda aj senzorické stratégie posturálnej kontroly (Cruz-Montecinos et al., 2017, s. e419).

Senzorické modalít sa v CNS integrujú a organizujú pre kontrolu posturálnej stability. Túto organizáciu popisujú dve hypotézy: intermodálna hypotéza a tzv. hypotéza senzorického váženía (sensory weighting) (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 184). Intermodálna popisuje organizáciu ako interakciu 3 spomenutých percepčných systémov, kedy nikdy nedochádza ku konfliktu ich modalít a zvýhodňovaniu modalít jedného systému (Stoffregen a Riccio, 1988 in Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 184). Hypotéza senzorického váženía je kontrastná k intermodálnej, pretože naopak, hovorí, že vplyv konkrétnej senzorickej modalít závisí na jej presnosti a relevancii v závislosti od podmienok posturálnej kontroly pre zabezpečenie stability (podmienky prostredia, telesné vlastnosti). To znamená, že určité modalít sú zvýhodňované (Peterka et al., 2002; Maurer et al. 2006; Oie et al., 2002 in Assländer a Peterka, 2014, s. 1852-1864; Feller, Peterka a Horak, 2019, s. 2-3). V súčasnosti prevláda hypotéza váženía senzorických modalít a prikláňa s k nej viacero spomenutých výskumníkov v oblasti posturálnej kontroly.

1.6 Body Mass Index

BMI je označenie pre index telesnej hmotnosti (z angl. Body Mass Index). Je ukazovateľom podváhy, normálnej hmotnosti, nadváhy, či obezity rôzneho stupňa. Tento index je definovaný ako hmotnosť v kilogramoch vydelená druhou mocninou výšky v metroch. Jednotkou je tak kg/m^2 . Stupne BMI sú podľa WHO (World Health Organisation) rozlíšené na podváhu (hodnoty do $18,5 \text{ kg/m}^2$), normálnu váhu ($18,5$ až $24,99 \text{ kg/m}^2$), nadváhu (25 až $29,99 \text{ kg/m}^2$), obezitu 1. stupňa (30 až $34,99 \text{ kg/m}^2$), obezitu 2. stupňa (35 až $39,99 \text{ kg/m}^2$) a obezitu 3. stupňa (40 kg/m^2 a vyššie) (World Health Organisation, 2009).

Vplyv tohto indexu na schopnosti kontroly postúry je popísaný štúdiami (Greve et al., 2007, s. 717-720; Hue et al., 2007, s. 32-38; Singh et al., 2009, s. 977-986; Menegoni et al., 2009, s. 1951-1956; Greve et al., 2013, s. 1-5). Prevažná časť štúdií s výskumom v oblasti vplyvu antropometrických charakteristík popisuje horšie zvládanie kontroly postúry so zvyšujúcou sa hodnotou BMI. Tieto štúdie a nimi zistený vplyv BMI na aspekty posturálnej kontroly sú ďalej popísané v diskusii tejto práce, na stranách 61-64.

1.7 Možnosti hodnotenia posturálnej kontroly

1.7.1 Elektromyografia (EMG)

Je to technika určená na meranie aktivity svalov prostredníctvom elektród umiestnených na koži, v mieste, kde sa nachádza sval požadovaný na hodnotenie. Poskytuje nám informácie o identite svalov, ktoré sú aktívne počas vykonávaného pohybu; o časovaní a intenzite svalovej kontrakcie; o tom, či je prítomná aktivita antagonistov, alebo synergistov (De Luca, 1997, s. 135-163). Význam pri hodnotení aspektov motorickej kontroly, akými sú napríklad motorické stratégie má táto technológia v tom, že pomocou nej sme schopní identifikovať synergie objavujúce sa počas jednotlivých testov. Na základe identifikácie synergií tak určujeme či jedinec využíva členkovú alebo bedrovú stratégiu, ako plynulo prechádza z jednej na druhú v závislosti od rušivých vplyvov a akú aktivitu vykazujú tie isté svaly v rôznych synergiách. Samostatný sval sa nachádza vo viacerých synergiách, avšak všade vykazuje inú aktivitu. Pomocou EMG sme tak schopní určiť synergiu a príslušnú stratégiu (Cimadoro et al., 2013, s. 228-232; Kolářová in Kolářová et al., 2014, s. 75-101).

1.7.2 Kinematické analýzy

Tieto analýzy hodnotia charakteristiky pohybu objektu akými sú lineárne a uhlové posuny, rýchlosti a zrýchlenia. Meracími prístrojmi využívanými pre tieto analýzy sú elektrické goniometre, potenciometre, akcelerometre, a zobrazovacie zariadenia ako kinematografické, videografické alebo optoelektrické systémy. Zobrazovacie zariadenia hodnotia spomenuté charakteristiky reflexných značiek na špeciálnom odevu testovaných jedincov v trojdimenzionálnom systéme. Pre hodnotenie posturálnej kontroly sa využíva popis meraných charakteristík kĺbov počas testovaných situácií (rušivých vplyvov). Na základe zobrazeného priebehu pohybu kĺbov môžeme určiť akú stratégiu jedinec využíva (Kolářová in Kolářová et al., 2014, s. 68-74; Neumannová et al., 2015, s. 29-31).

1.7.3 Kinetické analýzy

Sú analýzy síl spôsobujúcich pohyb, zahŕňajúcich interné (svalové) aj externé (pôsobenie okolia) sily. Patria medzi ne napríklad analýzy silovými plošinami, z ktorých bol konkrétny modul Smart EquiTest System firmy Neurocom® (Obrázok 6, s. 31) využitý aj pre hodnotenie posturálnej kontroly vo výskume tejto práce.

Posturograf Smart EquiTest System firmy Neurocom®

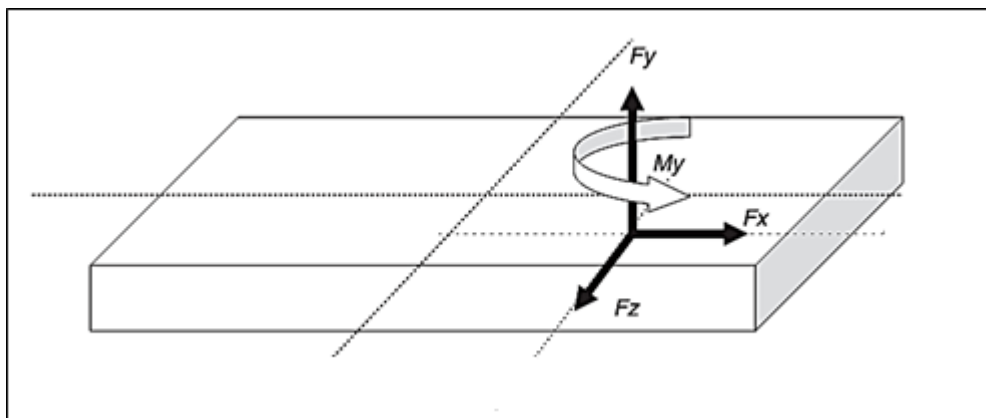
Pozostáva z dynamickej 46 x 46 centimetrovej tenzometrickej silovej plošiny vybavenej 4 zabudovanými snímačmi umiestnenými v 4 rôznych kvadrantoch plošiny a jedným snímačom na spojnici plošín. Základným parametrom meraným silovými plošinami je reakčná sila a jej zložky. Snímačmi je registrovaná reakčná sila plošiny. Reakčná sila plošiny je sila pôsobiaca na plantárnu časť chodidla človeka, ktorá je v kontakte s podložkou (plošinou) (Nashner, 1997; Robertson et al., 2004; Richards, 2008; Winter, 2009; Janura, 2012 in Kolářová et al., 2014, s. 11; Cheing et al., 2012, s. 88-92). Reakčná sila plošiny vzniká pôsobením tiažovej sily, vychádzajúcej z hmotnosti segmentov tela probanda, a pôsobením svalovej sily probanda, ako reakcie na rušivé vplyvy, na plošinu. Veľkosť tohto mechanického pôsobenia na plošinu charakterizuje veľkosť reakčnej sily, registrovanej snímačmi. Snímače pracujú na tenzometrickom princípe, čo je prevedenie mechanickej deformácie na elektrické napätie (Janura et al., 2012, s. 31). Snímače potom vyšlú elektrický signál, ktorý je ďalej softwarom posturografu spracovávaný a vyhodnotí informácie, akými sú napríklad amplitúda, rýchlosť, smer, či trajektória vychýlenia COP (Kolářová, Marková, Stacho in Kolářová et al., 2014, s. 11-12; Cheing et al., 2012, s. 88-92). COP sa premieta ako miesto pôsobenia výslednej reakčnej sily na základe informácií zo silových senzorov plošiny. Vektor reakčnej sily podložky popisujeme niekoľkými na seba kolmými zložkami – vertikálnymi, mediolaterálnymi, anteroposteriornými a ich momentmi síl (Obrázok 7, s. 31). COP je teda váženým priemerom všetkých čiastkových tlakov pôsobiacich na podložku (Winter, 2009 in Kolářová et al., 2014, s. 11). Poloha COP je určená anteroposteriornou a mediolaterálnou zložkou reakčnej sily a na jej základe je možné určiť aj polohu COG. Je teda možné hodnotiť aj veľkosť výkyvov tela probanda počas stoja.

Modul je tiež vybavený pohyblivou kabínou s troma stenami, využívanou najmä pri hodnotení senzorickej organizácie počas kontroly postúry. Pred pacientom je uložená vizuálna priestorová obrazovka, slúžiaca pre vizuálnu spätnú väzbu počas testu limitov stability.

Na základe zadanej výšky a hmotnosti jedinca, bude softwarom vypočítaná poloha COG. V strede plošiny sa nachádza elektrický nulový bod, ktorý slúži ako referenčný bod pre výpočet miery titubácií (výchylietk COM v mediolaterálnom, či anteroposteriornom smere). Doň sa premieta rozloženie COG, preto sa počas testovania nesmie meniť poloha chodidiel na plošine (*NeuroCom® International*, 1998 in Kolářová et al., 2014, s. 13).



Obrázok 6 Posturograf Smart EquiTest System firmy Neurocom® (*NATUS®*, *balance & mobility*, 2015, s. 2).



Obrázok 7 Príklad silovej plošiny a zložky reakčnej sily (Payton a Barlett, 2008, s. 55).

Legenda: F_y – vertikálna zložka; F_z – anteroposteriorna zložka; F_x - mediolaterálna zložka; M_y – moment sily vertikálnej zložky.

2 Ciele výskumu

Cieľom výskumu bolo zhodnotiť závislosť aspektov posturálnej kontroly na telesnej hmotnosti, výške a BMI (Body Mass Index) zdravých jedincov vo vekovom rozpätí 40-65 rokov.

2.1 Výskumné otázky

Výskumná otázka 1: Aká je korelácia medzi telesnou hmotnosťou a hodnotami parametrov automatických posturálnych reakcií a vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability u zdravých žien a mužov?

Výskumná otázka 2: Aká je korelácia medzi telesnou výškou a hodnotami parametrov automatických posturálnych reakcií a vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability u zdravých žien a mužov?

Výskumná otázka 3: Aká je korelácia medzi BMI a hodnotami parametrov automatických posturálnych reakcií a vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability u zdravých žien a mužov?

2.2 Hypotézy

2.2.1 Hypotézy pre výskumnú otázku 1

H₀₁: Neexistuje lineárna závislosť medzi telesnou hmotnosťou zdravých žien a hodnotami uvedených parametrov ich automatických posturálnych reakcií:

- a) stranový rozdiel v hmotnostnom zaťažení dolných končatín (Weight Symmetry);
- b) latencia reakcie na rušivý vplyv posunu plošiny (Latency);
- c) amplitúda silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Amplitude Scaling);
- d) symetria silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Strength Symmetry).

a hodnotami uvedených parametrov ich vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability:

- e) reakčný čas (Reaction Time);
- f) uhlová rýchlosť COG počas snahy dosiahnuť 100% limitov stability (Movement Velocity);
- g) bod vychýlenia COG pri prvom pokuse dosiahnuť polohu bez zaváhania (Endpoint Excursion);

- h) bod maximálneho vychýlenia COG pri dosahovaní určenej polohy (Maximum Excursion);
- i) kontrola smeru pohybu (Directional Control).

H_{A1}: Existuje lineárna závislosť medzi telesnou hmotnosťou zdravých žien a hodnotami parametrov ich automatických posturálnych reakcií a vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability, uvedených v H₀₁.

H₀₂: Neexistuje lineárna závislosť medzi telesnou hmotnosťou zdravých mužov a hodnotami uvedených parametrov ich automatických posturálnych reakcií:

- a) stranový rozdiel v hmotnostnom zaťažení dolných končatín (Weight Symmetry);
- b) latencia reakcie na rušivý vplyv posunu plošiny (Latency);
- c) amplitúda silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Amplitude Scaling);
- d) symetria silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Strength Symmetry).

a hodnotami uvedených parametrov ich vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability:

- e) reakčný čas (Reaction Time);
- f) uhlová rýchlosť COG počas snahy dosiahnuť 100% limitov stability (Movement Velocity);
- g) bod vychýlenia COG pri prvom pokuse dosiahnuť polohu bez zaváhania (Endpoint Excursion);
- h) bod maximálneho vychýlenia COG pri dosahovaní určenej polohy (Maximum Excursion);
- i) kontrola smeru pohybu (Directional Control).

H_{A2}: Existuje lineárna závislosť medzi telesnou hmotnosťou zdravých mužov a hodnotami parametrov ich automatických posturálnych reakcií a vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability, uvedených v H₀₂.

2.2.2 Hypotézy pre výskumnú otázku 2

H₀₃: Neexistuje lineárna závislosť medzi telesnou výškou zdravých žien a hodnotami uvedených parametrov ich automatických posturálnych reakcií:

- a) stranový rozdiel v hmotnostnom zaťažení dolných končatín (Weight Symmetry);
- b) latencia reakcie na rušivý vplyv posunu plošiny (Latency);
- c) amplitúda silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Amplitude Scaling);
- d) symetria silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Strength Symmetry).

a hodnotami uvedených parametrov ich vôľou ovládatej posturálnej kontroly stability:

- e) reakčný čas (Reaction Time);
- f) uhlová rýchlosť COG počas snahy dosiahnuť 100% limitov stability (Movement Velocity);
- g) bod vychýlenia COG pri prvom pokuse dosiahnuť polohu bez zaváhania (Endpoint Excursion);
- h) bod maximálneho vychýlenia COG pri dosahovaní určenej polohy (Maximum Excursion);
- i) kontrola smeru pohybu (Directional Control).

H_{A3}: Existuje lineárna závislosť medzi telesnou výškou zdravých žien a hodnotami parametrov ich automatických posturálnych reakcií a vôľou ovládatej posturálnej kontroly stability, uvedených v H₀₃.

H₀₄: Neexistuje lineárna závislosť medzi telesnou výškou zdravých mužov a hodnotami uvedených parametrov ich automatických posturálnych reakcií:

- a) stranový rozdiel v hmotnostnom zaťažení dolných končatín (Weight Symmetry);
- b) latencia reakcie na rušivý vplyv posunu plošiny (Latency);
- c) amplitúda silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Amplitude Scaling);
- d) symetria silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Strength Symmetry).

a hodnotami uvedených parametrov ich vôľou ovládatej posturálnej kontroly stability:

- e) reakčný čas (Reaction Time);
- f) uhlová rýchlosť COG počas snahy dosiahnuť 100% limitov stability (Movement Velocity);
- g) bod vychýlenia COG pri prvom pokuse dosiahnuť polohu bez zaváhania (Endpoint Excursion);

- h) bod maximálneho vychýlenia COG pri dosahovaní určenej polohy (Maximum Excursion);
- i) kontrola smeru pohybu (Directional Control).

H_{A4}: Existuje lineárna závislosť medzi telesnou výškou zdravých mužov a hodnotami parametrov ich automatických posturálnych reakcií a vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability, uvedených v H₀₄.

2.2.3 Hypotézy pre výskumnú otázku 3

H₀₅: Neexistuje lineárna závislosť medzi BMI zdravých žien a hodnotami uvedených parametrov ich automatických posturálnych reakcií:

- a) stranový rozdiel v hmotnostnom zaťažení dolných končatín (Weight Symmetry);
- b) latencia reakcie na rušivý vplyv posunu plošiny (Latency);
- c) amplitúda silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Amplitude Scaling);
- d) symetria silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Strength Symmetry).

a hodnotami uvedených parametrov ich vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability:

- e) reakčný čas (Reaction Time);
- f) uhlová rýchlosť COG počas snahy dosiahnuť 100% limitov stability (Movement Velocity);
- g) bod vychýlenia COG pri prvom pokuse dosiahnuť polohu bez zaváhania (Endpoint Excursion);
- h) bod maximálneho vychýlenia COG pri dosahovaní určenej polohy (Maximum Excursion);
- i) kontrola smeru pohybu (Directional Control).

H_{A5}: Existuje lineárna závislosť medzi BMI zdravých žien a hodnotami parametrov ich automatických posturálnych reakcií a vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability, uvedených v H₀₅.

H₀₆: Neexistuje lineárna závislosť medzi BMI zdravých mužov a hodnotami uvedených parametrov ich automatických posturálnych reakcií:

- a) stranový rozdiel v hmotnostnom zaťažení dolných končatín (Weight Symmetry);
- b) latencia reakcie na rušivý vplyv posunu plošiny (Latency);
- c) amplitúda silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Amplitude Scaling);
- d) symetria silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Strength Symmetry).

a hodnotami uvedených parametrov ich vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability:

- e) reakčný čas (Reaction Time);
- f) uhlová rýchlosť COG počas snahy dosiahnuť 100% limitov stability (Movement Velocity);
- g) bod vychýlenia COG pri prvom pokuse dosiahnuť polohu bez zaváhania (Endpoint Excursion);
- h) bod maximálneho vychýlenia COG pri dosahovaní určenej polohy (Maximum Excursion);
- i) kontrola smeru pohybu (Directional Control).

H_{A6}: Existuje lineárna závislosť medzi BMI zdravých mužov a hodnotami parametrov ich automatických posturálnych reakcií a vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability, uvedených v H₀₆.

3 Výskumná metodika

3.1 Charakteristika výskumných skupín

Výskumného testovania sa zúčastnilo 19 probandov. Za účelom zodpovedania výskumných otázok a overenia ich hypotéz boli rozdelení do dvoch skupín na základe pohlavia. Skupina žien bola označená ako Ž a skupina mužov ako M.

Ž skupinu tvorilo 8 žien s priemerným vekom 47,13 rokov (SD 2,95), priemernou výškou 169,75 cm (SD 4,17), priemernou hmotnosťou 66,13 kg (SD 5,84) a priemerným BMI 22,91 kg/m² (SD 1,21). V skupine M bolo 11 mužov s priemerným vekom 49,64 rokov (SD 3,78), priemernou výškou 181,18 cm (SD 8,34), priemernou hmotnosťou 95,27 kg (SD 16,63) a priemerným BMI 29,01 kg/m² (SD 4,68). Všetky ďalšie popisné štatistické údaje o skupinách sú zobrazené v Prílohe 2, v Tabuľkách 16, 17 a 18 na strane 93.

Podmienkami zaradenia probanda do výskumnej skupiny boli zdravotný stav a vek. Na základe zdravotného kritéria boli vyberaní zdraví probandi, t.j. bez osobnej anamnézy obsahujúcej cievnú mozgovú príhodu (CMP), bez neurologických, vestibulárnych, traumatologických, kognitívnych alebo výrazných neuromuskulárnych ochorení v čase testovania. Vekovou podmienkou bol vek v rozpätí 40-65 rokov.

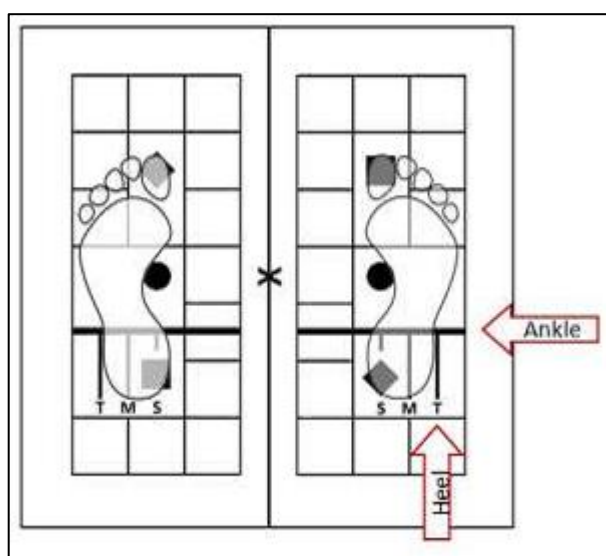
Vyhľadávanie probandov prebiehalo na základe inzerátov zdieľaných na sociálnych sieťach, tlačených oznámení na Fakulte zdravotníckych vied Univerzity Palackého v Olomouci a na základe priameho oslovenia a požiadania jedincov vyhovujúcich výskumnému testovaniu. Každý proband obdržal informovaný súhlas (Príloha 1, s. 91), ktorý si prečítal a podpisom potvrdil, že bol poučený o priebehu testovania a výskumu a že súhlasí s účasťou na testovaní a anonymnom zverejnení výsledkov jeho testovania.

3.2 Priebeh výskumu

Testovanie parametrov motorickej kontroly a limitov stability prebiehalo od augusta 2019 do februára 2020. Celkom 19 zúčastnených probandov bolo testovaných na posturografe firmy Neurocom[®], konkrétne na jeho module Smart EquiTest System (úsek 1.7.3, s. 30). Podstúpili čiastkové testy tzv. Motor Control Test a Limits of Stability. Testovanie sa uskutočnilo v kineziologickom laboratóriu Oddelenia rehabilitácie vo Fakultnej nemocnici Olomouc.

Pred vlastným testovaním si pacienti prečítali a podpísali informovaný súhlas (Príloha 1, s. 91), schválený Etickou komisiou FZV. Posudok Etickej komisie FZV je

v Prílohe 3 na strane 96. Boli bližšie poučení o priebehu testovania a bolo im zodpovedané na otázky ohľadom testovania. Potom bola u každého probanda zmeraná telesná výška bez obuvi, podľa ktorej sa určila poloha chodidiel na silovej plošine (Obrázok 8). Zmeraná im bola aj telesná hmotnosť a vypočítalo sa tak BMI. Zistený údaj o telesnej výške spolu s dátumom narodenia sa zadal do systému, čo spolu s informáciou o rozložení a trajektórii COP pomohlo softwaru vyhodnotiť pozíciu COG na plošine, a tiež určiť adekvátne rušivé vplyvy testovaných situácií pre vek a výšku jednotlivých zdravých probandov. Probandom sa obliekla bezpečnostná vesta, a po postavení sa na plošinu, sa vesta zapojila do závesného systému tak, aby probandi nepociťovali odľahčenie v stojí a podporu v rámci ich limitov stability. Poloha chodidiel sa nastavila podľa výšky jedinca nasledovne: vnútorný členok nad širokú modrú priamku a vonkajší členok nad spojnicu širokej modrej priamky s priamkou označenou ako S (pre výšku 76-140 cm), M (141-165 cm) alebo T (166-203 cm) (Obrázok 8). Boli požiadaní, aby polohu chodidiel počas celého testovania nemenili. Následne boli spustené situácie Motor Control Test a test Limits of Stability.



Obrázok 8 Pozícia chodidiel na silovej plošine (Concordia University, 2017, s. 8).

3.2.1 Motor Control Test

Motor Control Test (MCT) hodnotí efektivitu automatických posturálnych reakcií pri horizontálnych anterolaterálnych posunoch plošiny v závislosti na smere a rýchlosti jej posunu. Probandi sú testovaní dvomi smermi posunu plošiny – dopredu (F) a dozadu (B), pri troch rýchlostiach – malej (S), strednej (M) a veľkej (L), v troch opakovaníach testu. Vyšetovaný jedinec je zainštruovaný, aby stál vzpriamene, s rukami pozdĺž tela a nemennou

polohou chodidiel v priebehu testu. Je mu vysvetlené, že plošina sa bude pohybovať, ale nie akým smerom. MCT hodnotil tieto parametre:

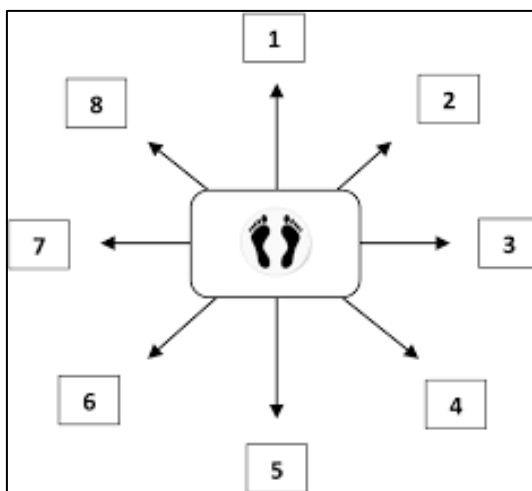
- Weight Symmetry (WS) – popisuje priemerné hmotnostné rozloženie na DKK v percentách počas posunov plošiny, na základe čoho je možné porovnať rozdiel v zaťažení DKK. Pri zaťažovaní oboch DKK rovnako, je výsledok hodnoty 100. Pri výraznejšom zaťažovaní ľavej DK sa ukazovateľ v grafickom výstupe odchyľuje naľavo od 100 a v numerickom sa od neho odčíta, pri pravej DK vystúpi hodnota napravo od 100 a v numerickom výstupe sa pripočíta k 100;
- Latency (L) – vyjadruje sa ako čas od začiatku pohybu plošiny po reakciu probanda v milisekundách. V numerickom výstupe rozlišujeme hodnoty pre ľavú a pravú dolnú končatinu, a tiež tzv. Composite score, ktoré je priemerom hodnôt rýchlych posunov a posunov strednej rýchlosti;
- Amplitude Scaling (AS) – amplitúdové hodnoty aktívnej silovej odpovede po posune podložky, ako pre ľavú (ASL), tak aj pre pravú (ASR) dolnú končatinu. Tento parameter je hodnotený v Newtonoch [N];
- Strength Symmetry (SS) – kvantifikuje symetriu silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny medzi pravou a ľavou dolnou končatinou. Numericky je vyhodnocovaná v percentách, rovnako ako WS (Kolářová, Marková, Stacho in Kolářová et al., 2014, s. 16-17).

3.2.2 Limits of Stability

Test Limits of Stability (LOS) hodnotí parametre aktívnych zmien polohy COG na základe inklinácií tela určeným smerom a schopnosť udržať dosiahnuté maximum bez zmeny opornej bázy. Pohyb COG je monitorovaný a prenášaný na obrazovku, ktorú proband sleduje a získava tak vizuálnu spätnú väzbu o polohe COG, čím ju môže korigovať. Testovaných je 8 polôh, ktoré by sa mal proband snažiť dosiahnuť pohybmi svojho ťažiska v smeroch postupne dopredu (F), dopredu doprava (RF), doprava (R), dozadu doprava (RB), dozadu (B), dozadu doľava (LB), doľava (L) a dopredu doľava (LF) so snahou udržať nemennú opornú bázu (Obrázok 9, s. 38). Testovanie každej určenej polohy sa začína v základnej pozícii na obrazovke znázornenej políčkou v strede (rovný vzpriamený stoj probanda). Probandi sú oboznámení s priebehom testovania. Po zaznení zvukového signálu proband musí v časovom limite 8 sekúnd dosiahnuť čo najrýchlejšie a zároveň najpresnejšie požadovanú polohu v ktorej musí po dosiahnutí zotrvať do ukončenia testu. Proband si pred testovaním vyskúša dosiahnuť všetkých 8 situácií. Až potom sa začne testovať. Každá z polôh zobrazuje 100%

limitov stability v danom smere bez zmeny opornej bázy štandardizovaných pre zdravú populáciu. Parametre, ktoré po testovaní hodnotíme sú:

- Reaction Time (RT) – reakčný čas v sekundách, ktorý popisuje reakciu probanda na zvukový signál začiatku testu.
- Movement Velocity (MVL) – popisuje priemernú rýchlosť COG v priebehu testu v stupňoch za sekundu.
- Endpoint Excursion (EPE) – bod vychýlenia COG pri prvom pokuse dosiahnuť polohu bez zaváhania v percentách.
- Maximum Excursion (MXE) – bod maximálneho vychýlenia COG pri dosahovaní určenej polohy v percentách.
- Directional Control (DCL) – kontrola smeru pohybu COG, ktorá popisuje vzdialenosť od priameho smeru v percentách, pričom priamy smer znamená 100% a hodnoty pod znamenajú mieru odchýlky (Kolářová, Marková, Stacho in Kolářová et al., 2014, s. 20-21).



Obrázok 9 Osem polôh testu Limits of Stability (Molero-Sánchez et al., 2016, s. 123-129).

3.3 Spracovanie dát

Namerané hodnoty v testoch MCT a LOS boli spracované softwarom Neurocom® Data Analyzer, z ktorého boli získané grafické a numerické výstupy o jednotlivých parametroch. Parametre sa zadali tabuliek v programe Microsoft Excel 2013 a štatisticky boli vyhodnocované programom TIBCO Statistica® 13.3.0

V spomenutých softwaroch boli vyhodnotené základné deskriptívne údaje pre testovaný súbor z výskumu tejto práce. Vyhodnotila sa tak početnosť mužov a žien (n), ich priemerný vek v danej skupine, priemerná výška, smerodajné odchýlky (SD), medián, minimum a maximum kvantitatívnych znakov (Príloha 2, s. 93). Pre dáta váhy, výšky a BMI oboch skupín bol vyhodnotený Shapiro-Wilk test normality, pričom všetky dáta mali normálnu distribúciu, okrem hodnôt BMI v oboch skupinách probandov. Nenormálny rozptyl hodnôt BMI v oboch skupinách mohol byť spôsobený nízkou početnosťou v týchto skupinách. Aby došlo k čo najvhodnejšiemu výsledkom korelácie, boli pre dáta BMI využité neparametrické korelačné metódy.

3.3.1 Spracovanie dát MCT a LOS

Pre overenie hypotéz boli testované parametre MCT a LOS v 9 čiastkových úlohách (jedna pre každý parameter) medzi dvoma skupinami probandov (Ž a M).

Parametre WS a SS boli softwarom vyhodnotené ako hodnoty priemerné pre tri čiastkové posuny plošiny pre každú rýchlosť aj smer. Výsledná hodnota udávala percentuálny pomer zaťaženia ľavej a pravej dolnej končatiny v jednom čísle, pričom jeho hodnota rovných 100 % udávala symetrické zaťaženie, pod 100% udávala väčšie zaťaženie ľavej DK a hodnota nad 100% udávala väčšie zaťaženie pravej DK. Aby bola stranová preferencia vyjadrená na percentuálnej osi od 0-100%, od hodnôt sa odčítalo číslo 100 a potom z nich boli vypočítané absolútne hodnoty. Hodnota väčšia ako 0 potom značila mieru asymetrického zaťaženia v percentách, bez konkretizovania preferencie strany. Hodnoty týchto parametrov boli zaznamenané pre každý smer a rýchlosť (Tabuľka 1, s. 42), a potom spriemerované u každého probanda na priemernú hodnotu zo všetkých rýchlostí, pre oba smery, vzad (B) a vpred (F). Pre overenie hypotéz boli testované priemerné hodnoty parametrov WS a SS pre smery B a F. Parametre L a AS (Tabuľka 2, s. 42) boli zaznamenané pre každú dolnú končatinu zvlášť v každom smere aj rýchlosti a následne spriemerované zo všetkých čiastkových hodnôt. Parameter L obsahoval vo výstupe aj kompozitné skóre, ktoré bolo vyhodnotené ako priemer výsledkov pri posunoch plošiny iba strednou (M) a vysokou (L) rýchlosťou. V kompozitnom skóre nebol započítaný výsledok pomalého (S) posunu plošiny. Pre overenie hypotéz boli testované priemerné hodnoty L a AS pri posunoch v smere B a F a pre parameter L aj kompozitné skóre.

Parametre RT, MVL, EPE, MXE, DCL (Tabuľka 3, s. 42) boli zaznamenané ako kompozitné skóre vyhodnotené z dosahovania všetkých 8 smerov cieleným pohybom probanda. Tieto kompozitné hodnoty boli testované pre overenie hypotéz.

Pre dáta s normálnou distribúciou bol využitý parametrický Pearsonov korelačný koeficient, a pre dáta, ktoré nemali normálnu distribúciu bol využitý Spearmanov korelačný koeficient. Hladina štatistickej významnosti bola stanovená na $p < 0,05$ a výsledky korelácie pod touto hladinou boli považované za výsledky lineárne závislé, pričom výsledky s hladinou $p < 0,01$ boli považované za vysoko významné.

Tabuľka 1 Ukážka záznamu hodnôt parametrov Strength a Weight Symmetry [%].

P	SS SB	SS MB	SS LB	SS Bx	SS SF	SS MF	SS LF	SS Fx
1	6	12	7	8,33	0	0	7	2,33
	WS SB	WS MB	WS LB	WS Bx	WS SF	WS MF	WS LF	WS Fx
	13	19	18	16,67	10	13	12	11,67

Legenda: P – proband; SS – Strength Symmetry; WS – Weight Symmetry; SB – pomaly vzad; MB – stredne vzad; LB – rýchlo vzad; SF – pomaly vpred; MF – stredne vpred; LF – rýchlo vpred; Bx – priemerná hodnota pre posuny vzad; Fx – priemerná hodnota pre posuny vpred.

Tabuľka 2 Ukážka záznamu hodnôt parametrov Latency [ms] a Amplitude Scaling [N].

P	LL SB	LL MB	LL LB	LL SF	LL MF	LL LF	LR SB	L COMP
1	150	150	130	170	140	130	140	138
	LR MB	LR LB	LR SF	LR MF	LR LF	L Bx	L Fx	
	140	130	170	150	130	140,00	148,33	
	ASL SB	ASL MB	ASL LB	ASL SF	ASL MF	ASL LF	ASR SB	
	10	14	16	7	13	17	9	
	ASR MB	ASR LB	ASR SF	ASR MF	ASR LF	AS Bx	AS Fx	
	11	14	7	13	15	12,33	12,00	

Legenda: P – proband; LL – latencia ľavej DK; LR – latencia pravej DK; ASL – amplitúdová odpoveď ľavej DK; ASR – amplitúdová odpoveď pravej DK; L COMP – kompozitné skóre latencie; SB – pomaly vzad; MB – stredne vzad; LB – rýchlo vzad; SF – pomaly vpred; MF – stredne vpred; LF – rýchlo vpred; Bx – priemerná hodnota vzad; Fx – priemerná hodnota vpred.

Tabuľka 3 Ukážka záznamu kompozitných hodnôt parametrov LOS.

P	RT [s]	MVL [°/s]	EPE [%]	MXE [%]	DCL [%]
1	0,74	3,1	57	75	69

Legenda: P – proband; RT [s] – Reaction Time v sekundách; MVL [°/s] – Movemet Velocity v stupňoch za sekundu; EPE [%] – Endpoint Excursion v %; MXE [%] – Maximal Excursion v %; DCL [%] – Directional Control v %.

4 Výsledky výskumu

4.1 Výsledky pre výskumnú otázku 1

Snahou prvej výskumnej otázky bolo zhodnotenie korelácie medzi telesnou hmotnosťou a hodnotami parametrov automatických posturálnych reakcií a vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability u zdravých žien a mužov. Hypotézy boli overené nasledovne:

H₀₁ v znení: „*Neexistuje lineárna závislosť medzi telesnou hmotnosťou zdravých žien a hodnotami uvedených parametrov ich automatických posturálnych reakcií:*

- a) *stranový rozdiel v hmotnostnom zaťažení dolných končatín (Weight Symmetry);*
- b) *latencia reakcie na rušivý vplyv posunu plošiny (Latency);*
- c) *amplitúda silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Amplitude Scaling);*
- d) *symetria silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Strength Symmetry).*

a hodnotami uvedených parametrov ich vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability:

- e) *reakčný čas (Reaction Time);*
- f) *uhlová rýchlosť COG počas snahy dosiahnuť 100% limitov stability (Movement Velocity);*
- g) *bod vychýlenia COG pri prvom pokuse dosiahnuť polohu bez zaváhania (Endpoint Excursion);*
- h) *bod maximálneho vychýlenia COG pri dosahovaní určenej polohy (Maximum Excursion);*
- i) *kontrola smeru pohybu (Directional Control)*“

bola **potvrdená** pre všetky parametre okrem amplitúdy silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny v smere vpred (AS Fx). Pre tento parameter H₀₁ **zamietame**. H_{A1} tak bola potvrdená len pre parameter AS Fx.¹

¹ Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre hypotézy H₀₁ je zaznamenané na nasledujúcich stranách v Tabuľke 4, Tabuľke 5 (s. 44) a v Obrázku 10 (s. 45). Vyhodnotenie popisnej štatistiky pre parametre MCT a LOS pre skupinu Ž je v Prílohe 2 v Tabuľke 19 (s. 94).

Tabuľka 4 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre MCT v H_{01} .

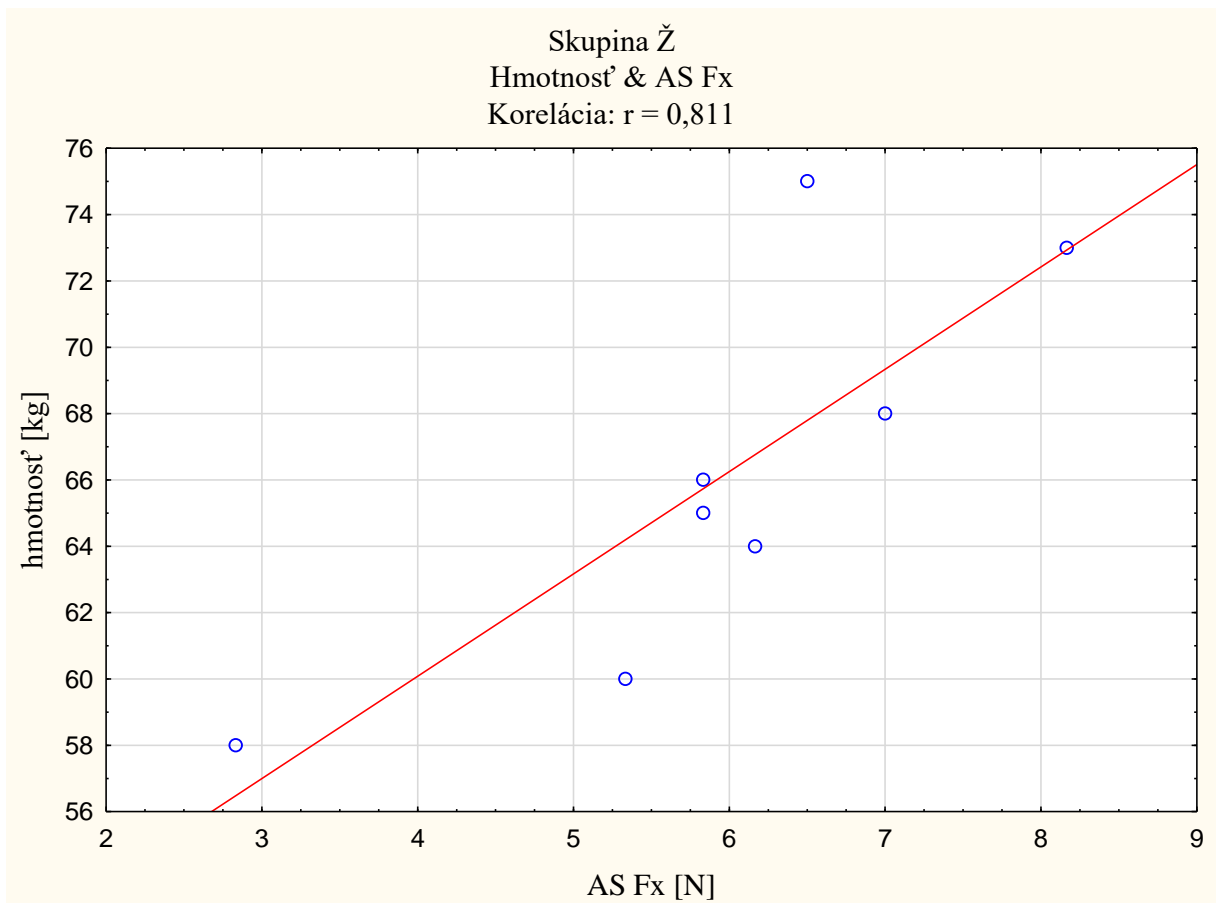
Závislosť parametra MCT	štatistický test v H_{01}	p - hodnota v H_{01}	korelačný koeficient v H_{01}
WS Bx [%] & hmotnosť [kg]	S	0,756	0,132
WS Fx [%] & hmotnosť [kg]	S	0,417	0,335
L Bx [ms] & hmotnosť [kg]	P	0,228	0,481
L Fx [ms] & hmotnosť [kg]	P	0,061	0,685
L COMP [ms] & hmotnosť [kg]	P	0,279	0,437
AS Bx [N] & hmotnosť [kg]	P	0,12	0,594
AS Fx [N] & hmotnosť [kg]	P	0,015	0,811
SS Bx [%] & hmotnosť [kg]	P	0,899	-0,054
SS Fx [%] & hmotnosť [kg]	S	0,272	-0,443

Legenda: MCT – Motor Control Test; WS Bx, Fx – priemerné hodnoty Weight Symmetry pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v %; L Bx, Fx – priemerné hodnoty Latency pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v ms; L COMP – kompozitné hodnoty pre Latency; AS Bx, Fx - priemerné hodnoty Amplitude Scaling pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v Newtonoch; SS Bx, Fx - priemerné hodnoty Strength Symmetry pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v %; P – Pearsonova parametrická korelačná metóda; S – Spearmanova neparametrická korelačná metóda; p-hodnota – štatistická signifikancia; červené označenie – pod hladinou štatistickej významnosti, v prípade korelačného koef. hodnoty blízke 1 resp. -1.

Tabuľka 5 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre LOS v H_{01} .

Závislosť parametra LOS	štatistický test v H_{01}	p - hodnota v H_{01}	korelačný koeficient v H_{01}
RT [s] & hmotnosť [kg]	P	0,751	-0,1341
MVL [°/s] & hmotnosť [kg]	P	0,82	0,0967
EPE [%] & hmotnosť [kg]	P	0,951	-0,0264
MXE [%] & hmotnosť [kg]	P	0,479	-0,2945
DCL [%] & hmotnosť [kg]	P	0,305	-0,4162

Legenda: LOS – Limits of Stability; RT – Reaction Time v sekundách; MVL – Movement Velocity v stupňoch za sekundu; EPE – Endpoint Excursion v %; MXE – Maximum Excursion v %; DCL – Directional Control v %; P – Pearsonova parametrická korelačná metóda; p-hodnota – štatistická signifikancia.



Obrázok 10 Bodový diagram závislosti parametra AS Fx na telesnej hmotnosti v skupine Ž.

Legenda: AS Fx – priemerná hodnota parametra Amplitude Scaling v smere vpred, v skupine Ž, na x osi v Newtonoch [N], hmotnosť je na y osi v kilogramoch [kg]; r – Pearsonov korelačný koeficient.

H₀₂ v znení: „*Neexistuje lineárna závislosť medzi telesnou hmotnosťou zdravých mužov a hodnotami uvedených parametrov ich automatických posturálnych reakcií:*

- a) *stranový rozdiel v hmotnostnom zaťažení dolných končatín (Weight Symmetry);*
- b) *latencia reakcie na rušivý vplyv posunu plošiny (Latency);*
- c) *amplitúda silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Amplitude Scaling);*
- d) *symetria silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Strength Symmetry).*

a hodnotami uvedených parametrov ich vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability:

- e) *reakčný čas (Reaction Time);*
- f) *uhlová rýchlosť COG počas snahy dosiahnuť 100% limitov stability (Movement Velocity);*
- g) *bod vychýlenia COG pri prvom pokuse dosiahnuť polohu bez zaváhania (Endpoint Excursion);*
- h) *bod maximálneho vychýlenia COG pri dosahovaní určenej polohy (Maximum Excursion);*
- i) *kontrola smeru pohybu (Directional Control)*“

bola **potvrdená** pre všetky parametre okrem dvoch: stranový rozdiel v hmotnostnom zaťažení dolných končatín pre smer posunu plošiny vzad (WS Bx) a pre amplitúdu silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny vpred (AS Fx). Pre tieto dva parametre H₀₂ **zamietame**. H_{A2} tak bola potvrdená pre parametre WS Bx a AS Fx.²

² Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre hypotézy H₀₂ je zaznamenané na nasledujúcich stranách v Tabuľke 6 a Tabuľke 7 (s. 47), v Obrázku 11 (s. 48) a v Obrázku 12 (s. 49). Vyhodnotenie popisnej štatistiky pre parametre MCT a LOS pre skupinu M je v Prílohe 2 v Tabuľke 20 (s. 95).

Tabuľka 6 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre MCT v H₀₂.

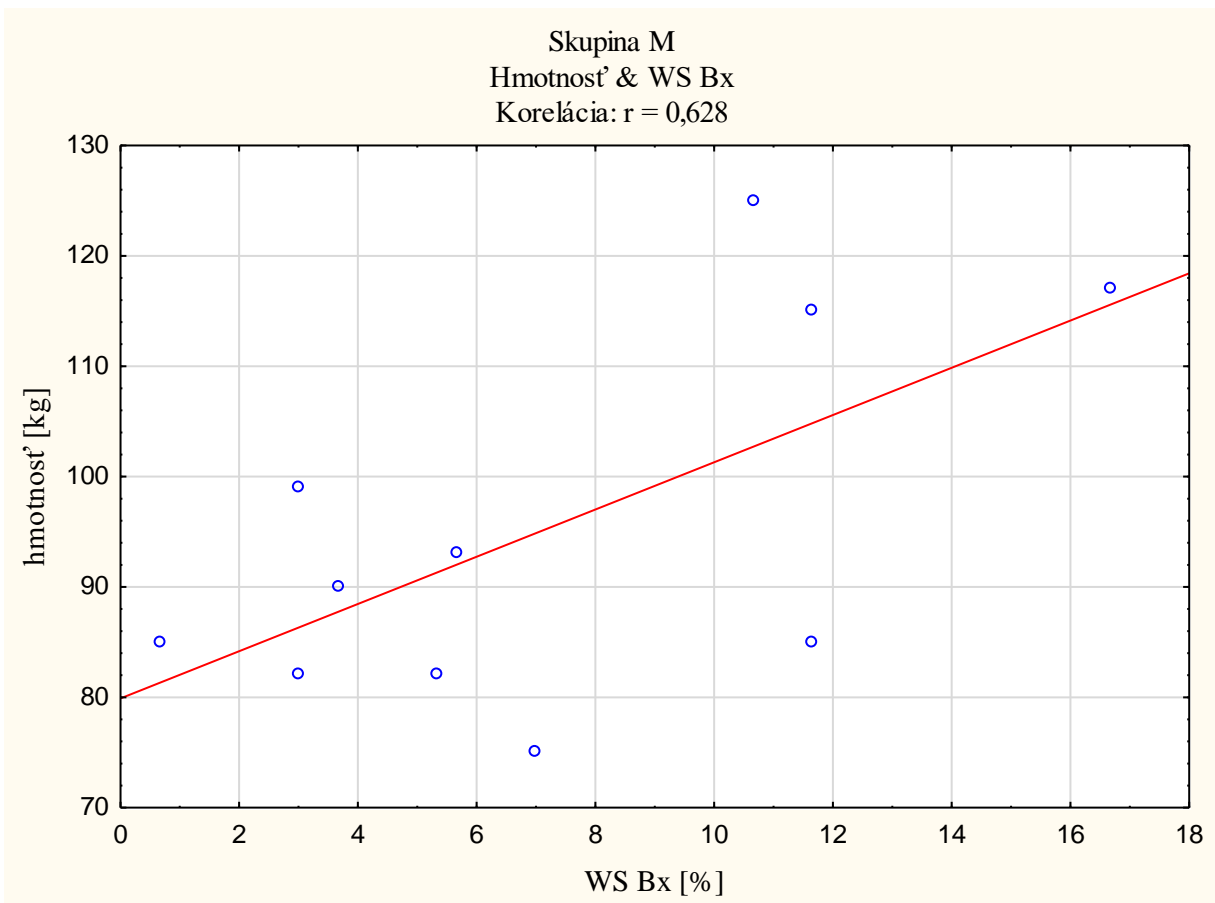
Závislosť parametra MCT	štatistický test v H ₀₂	p - hodnota v H ₀₂	korelačný koeficient v H ₀₂
WS Bx [%] & hmotnosť [kg]	P	0,039	0,628
WS Fx [%] & hmotnosť [kg]	P	0,589	0,183
L Bx [ms] & hmotnosť [kg]	P	0,819	-0,078
L Fx [ms] & hmotnosť [kg]	P	0,584	0,186
L COMP [ms] & hmotnosť [kg]	S	0,399	0,347
AS Bx [N] & hmotnosť [kg]	P	0,121	0,496
AS Fx [N] & hmotnosť [kg]	P	0,014	0,712
SS Bx [%] & hmotnosť [kg]	P	0,767	-0,101
SS Fx [%] & hmotnosť [kg]	P	0,248	-0,381

Legenda: MCT – Motor Control Test; WS Bx, Fx – priemerné hodnoty Weight Symmetry pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v %; L Bx, Fx – priemerné hodnoty Latency pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v ms; L COMP – kompozitné hodnoty pre Latency; AS Bx, Fx - priemerné hodnoty Amplitude Scaling pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v Newtonoch; SS Bx, Fx - priemerné hodnoty Strength Symmetry pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v %; P – Pearsonova parametrická korelačná metóda; S – Spearmanova neparametrická korelačná metóda; p-hodnota – štatistická signifikancia; červené označenie – pod hladinou štatistickej významnosti, v prípade korelačného koef. hodnoty blízke 1 resp. -1.

Tabuľka 7 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre LOS v H₀₂.

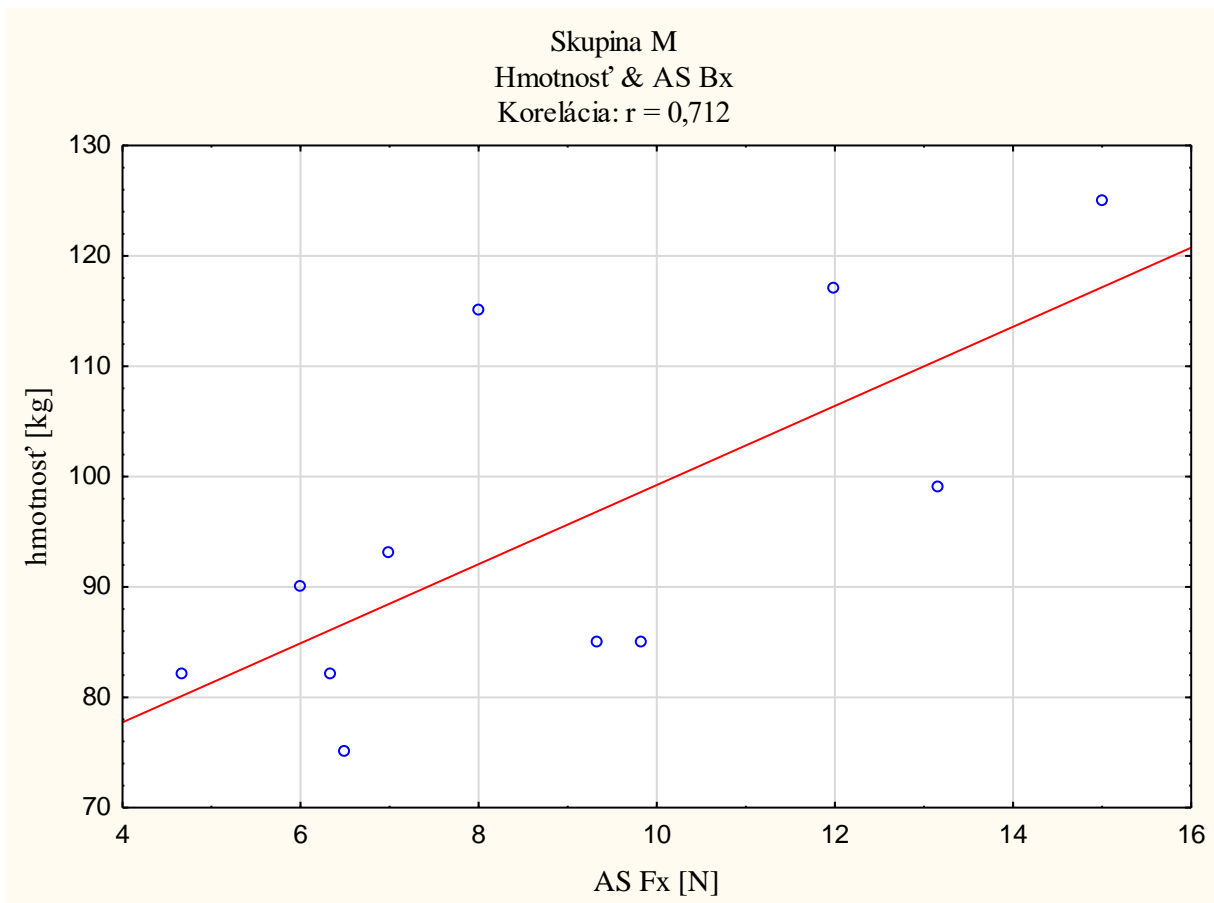
Závislosť parametra LOS	štatistický test v H ₀₂	p - hodnota v H ₀₂	korelačný koeficient v H ₀₂
RT [s] & hmotnosť [kg]	P	0,121	0,496
MVL [°/s] & hmotnosť [kg]	P	0,227	-0,397
EPE [%] & hmotnosť [kg]	P	0,190	-0,427
MXE [%] & hmotnosť [kg]	P	0,079	-0,551
DCL [%] & hmotnosť [kg]	S	0,670	-0,18

Legenda: LOS – Limits of Stability; RT – Reaction Time v sekundách; MVL – Movement Velocity v stupňoch za sekundu; EPE – Endpoint Excursion v %; MXE – Maximum Excursion v %; DCL – Directional Control v %; P – Pearsonova parametrická korelačná metóda; S – Spearmanova neparametrická korelačná metóda; p-hodnota – štatistická signifikancia.



Obrázok 11 Bodový diagram závislosti parametra WS Fx na telesnej hmotnosti v skupine M.

Legenda: WS Fx – priemerná hodnota parametra Weight Symmetry v smere vpred, v skupine M, na x osi v percentách %, hmotnosť je na y osi v kilogramoch [kg]; r – Pearsonov korelačný koeficient.



Obrázok 12 Bodový diagram závislosti parametra AS Fx na telesnej hmotnosti v skupine M.

Legenda: AS Fx – priemerná hodnota parametra Amplitude Scaling v smere vpred, v skupine M, na x osi v Newtonoch [N], hmotnosť je na y osi v kilogramoch [kg]; r – Pearsonov korelačný koeficient.

4.2 Výsledky pre výskumnú otázku 2

Snahou druhej výskumnej otázky bolo zhodnotenie korelácie medzi telesnou výškou a hodnotami parametrov automatických posturálnych reakcií a vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability u zdravých žien a mužov. Hypotézy boli overené nasledovne:

H₀₃ v znení: „*Neexistuje lineárna závislosť medzi telesnou výškou zdravých žien a hodnotami uvedených parametrov ich automatických posturálnych reakcií:*

- a) *stranový rozdiel v hmotnostnom zaťažení dolných končatín (Weight Symmetry);*
- b) *latencia reakcie na rušivý vplyv posunu plošiny (Latency);*
- c) *amplitúda silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Amplitude Scaling);*
- d) *symetria silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Strength Symmetry).*

a hodnotami uvedených parametrov ich vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability:

- e) *reakčný čas (Reaction Time);*
- f) *uhlová rýchlosť COG počas snahy dosiahnuť 100% limitov stability (Movement Velocity);*
- g) *bod vychýlenia COG pri prvom pokuse dosiahnuť polohu bez zaváhania (Endpoint Excursion);*
- h) *bod maximálneho vychýlenia COG pri dosahovaní určenej polohy (Maximum Excursion);*
- i) *kontrola smeru pohybu (Directional Control)*“

bola **potvrdená** pre všetky parametre okrem dvoch: amplitúda silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny vpred (AS Fx); symetria silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny vpred (SS Fx). Pre tieto dva parametre H₀₃ **zamietame**. H_{A3} tak bola potvrdená len pre parametre AS Fx a SS Fx.³

³ Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre hypotézy H₀₃ je zaznamenané v Tabuľke 8, v Tabuľke 9 (s. 51), v Obrázku 13 (s. 52) a v Obrázku 14 (s. 53). Vyhodnotenie popisnej štatistiky pre parametre MCT a LOS pre skupinu Ž je v Prílohe 2 v Tabuľke 19 (s. 94).

Tabuľka 8 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre MCT v H₀₃.

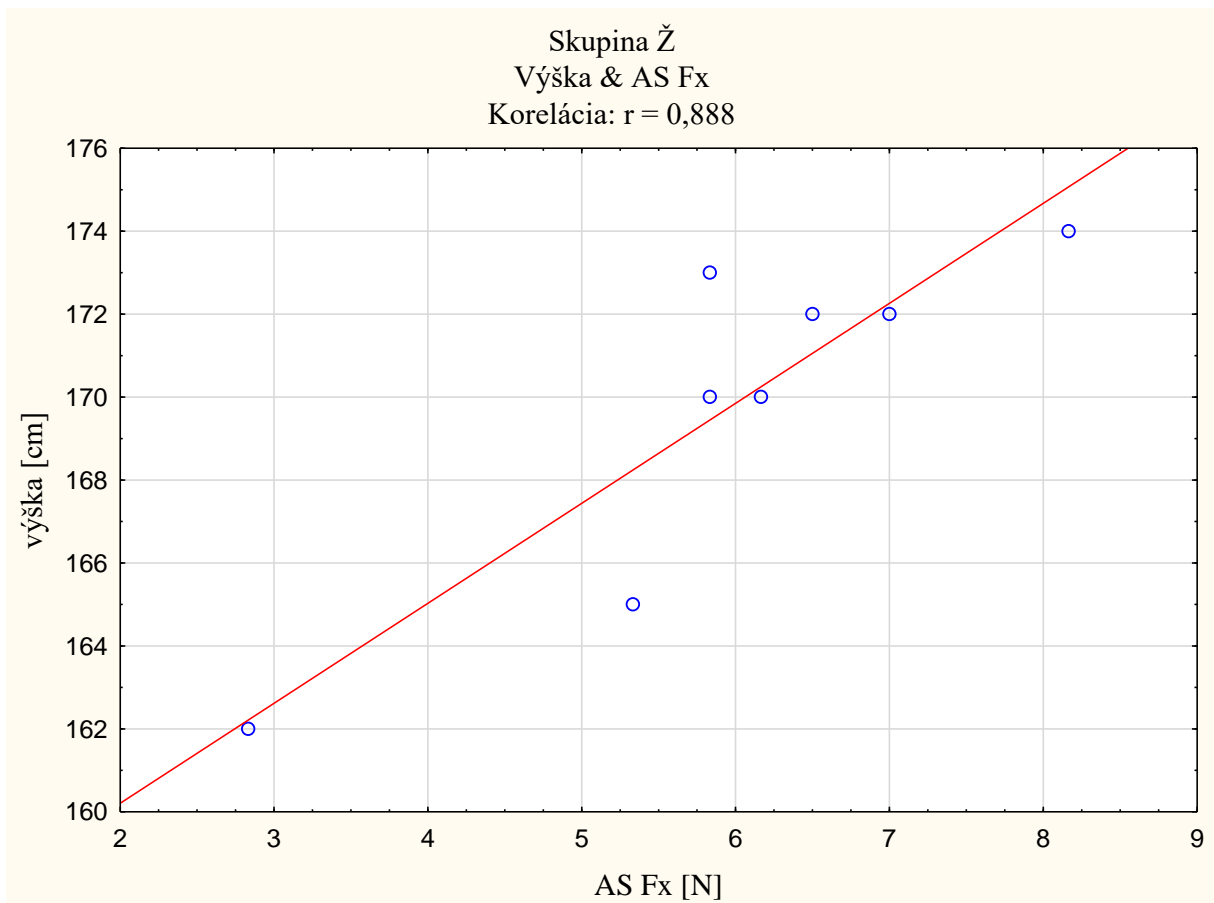
Závislosť parametra MCT	štatistický test v H ₀₃	p - hodnota v H ₀₃	korelačný koeficient v H ₀₃
WS Bx [%] & výška [cm]	S	0,699	0,164
WS Fx [%] & výška [cm]	S	0,977	-0,012
L Bx [ms] & výška [cm]	P	0,173	0,533
L Fx [ms] & výška [cm]	P	0,334	0,394
L COMP [ms] & výška [cm]	P	0,692	0,167
AS Bx [N] & výška [cm]	P	0,086	0,642
AS Fx [N] & výška [cm]	P	0,003	0,888
SS Bx [%] & výška [cm]	P	0,144	-0,566
SS Fx [%] & výška [cm]	S	0,041	-0,727

Legenda: MCT – Motor Control Test; WS Bx, Fx – priemerné hodnoty Weight Symmetry pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v %; L Bx, Fx – priemerné hodnoty Latency pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v ms; L COMP – kompozitné hodnoty pre Latency; AS Bx, Fx - priemerné hodnoty Amplitude Scaling pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v Newtonoch; SS Bx, Fx - priemerné hodnoty Strength Symmetry pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v %; P – Pearsonova parametrická korelačná metóda; S – Spearmanova neparametrická korelačná metóda; p-hodnota – štatistická signifikancia; červené označenie – pod hladinou štatistickej významnosti, v prípade korelačného koef. hodnoty blízke 1 resp. -1.

Tabuľka 9 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre LOS v H₀₃

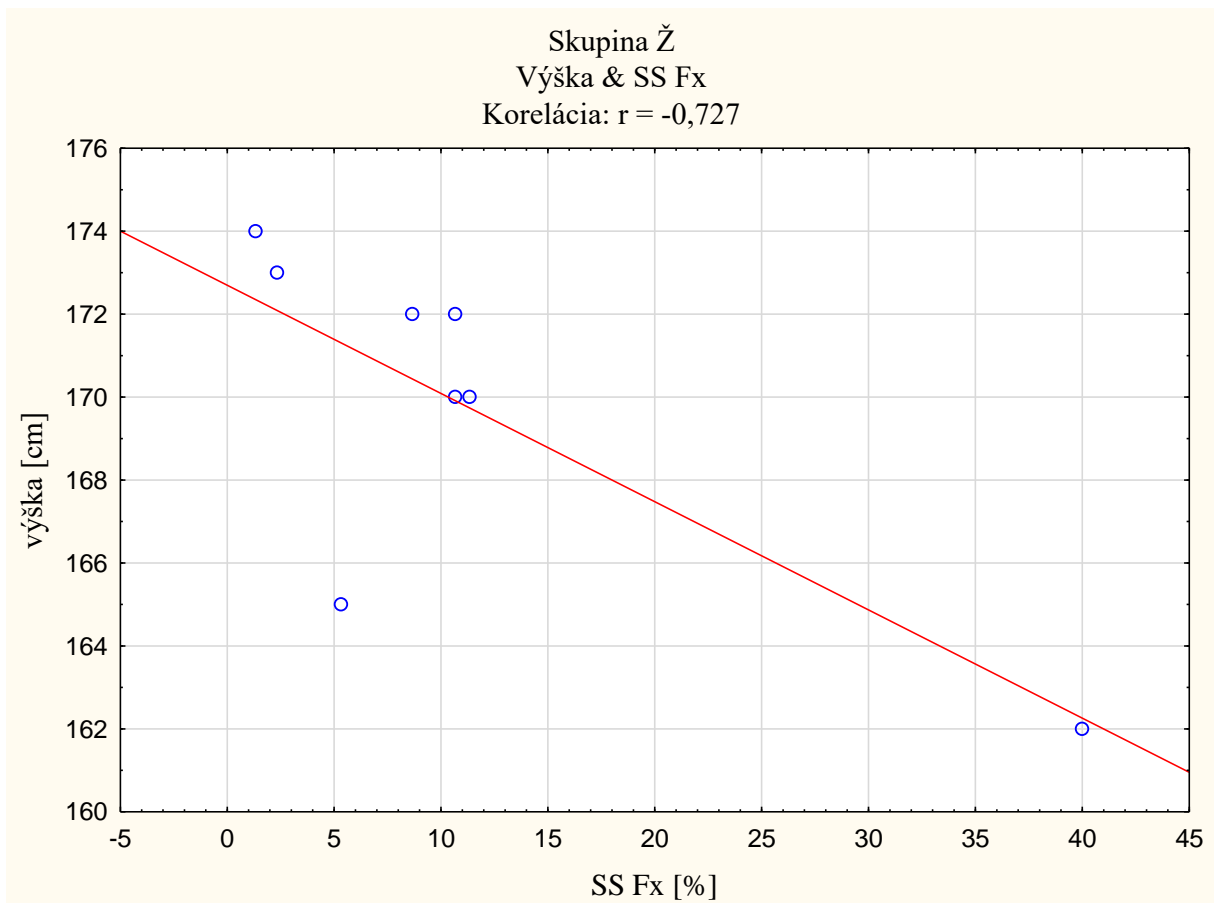
Závislosť parametra LOS	štatistický test v H ₀₃	p - hodnota v H ₀₃	korelačný koeficient v H ₀₃
RT [s] & výška [cm]	P	0,899	0,054
MVL [°/s] & výška [cm]	P	0,792	-0,112
EPE [%] & výška [cm]	P	0,471	-0,299
MXE [%] & výška [cm]	P	0,130	-0,582
DCL [%] & výška [cm]	P	0,314	-0,410

Legenda: LOS – Limits of Stability; RT – Reaction Time v sekundách; MVL – Movement Velocity v stupňoch za sekundu; EPE – Endpoint Excursion v %; MXE – Maximum Excursion v %; DCL – Directional Control v %; P – Pearsonova parametrická korelačná metóda; p-hodnota – štatistická signifikancia.



Obrázok 13 Bodový diagram závislosti parametra AS Fx na telesnej výške v skupine Ž.

Legenda: AS Fx – priemerná hodnota parametra Amplitude Scaling v smere vpred, v skupine Ž, na x osi v Newtonoch [N], výška je na y osi v centimetroch [cm]; r – Pearsonov korelačný koeficient.



Obrázok 14 Bodový diagram závislosti parametra SS Fx na telesnej výške v skupine Ž.

Legenda: SS Fx – priemerná hodnota parametra Strength Symmetry v smere vpred, v skupine Ž, na x osi v percentách [%], výška je na y osi v centimetroch [cm]; r – Spearmanov korelačný koeficient.

H₀₄ v znení: „*Neexistuje lineárna závislosť medzi telesnou výškou zdravých mužov a hodnotami uvedených parametrov ich automatických posturálnych reakcií:*

- a) *stranový rozdiel v hmotnostnom zaťažení dolných končatín (Weight Symmetry);*
- b) *latencia reakcie na rušivý vplyv posunu plošiny (Latency);*
- c) *amplitúda silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Amplitude Scaling);*
- d) *symetria silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Strength Symmetry).*

a hodnotami uvedených parametrov ich vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability:

- e) *reakčný čas (Reaction Time);*
- f) *uhlová rýchlosť COG počas snahy dosiahnuť 100% limitov stability (Movement Velocity);*
- g) *bod vychýlenia COG pri prvom pokuse dosiahnuť polohu bez zaváhania (Endpoint Excursion);*
- h) *bod maximálneho vychýlenia COG pri dosahovaní určenej polohy (Maximum Excursion);*
- a) *kontrola smeru pohybu (Directional Control)*“

bola **potvrdená** pre všetky parametre vo všetkých smeroch, priemerných hodnotách aj kompozitných skóre. H_{A4} tak môžeme zamietnuť.⁴

⁴ Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre hypotézy H₀₄ je zaznamenané v Tabuľke 10 a Tabuľke 11 na nasledujúcej strane (s. 55). Vyhodnotenie popisnej štatistiky pre parametre MCT a LOS pre skupinu M je v Prílohe 2 v Tabuľke 20 (s. 95).

Tabuľka 10 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre MCT v H₀₄.

Závislosť parametra MCT	štatistický test v H ₀₄	p - hodnota v H ₀₄	korelačný koeficient v H ₀₄
WS Bx [%] & výška [cm]	P	0,715	0,125
WS Fx [%] & výška [cm]	P	0,626	-0,166
L Bx [ms] & výška [cm]	P	0,619	-0,169
L Fx [ms] & výška [cm]	P	0,874	0,054
L COMP [ms] & výška [cm]	S	0,460	-0,249
AS Bx [N] & výška [cm]	P	0,858	-0,061
AS Fx [N] & výška [cm]	P	0,334	0,322
SS Bx [%] & výška [cm]	P	0,400	0,282
SS Fx [%] & výška [cm]	P	0,621	0,168

Legenda: MCT – Motor Control Test; WS Bx, Fx – priemerné hodnoty Weight Symmetry pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v %; L Bx, Fx – priemerné hodnoty Latency pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v ms; L COMP – kompozitné hodnoty pre Latency; AS Bx, Fx - priemerné hodnoty Amplitude Scaling pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v Newtonoch; SS Bx, Fx - priemerné hodnoty Strength Symmetry pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v %; P – Pearsonova parametrická korelačná metóda; S – Spearmanova neparametrická korelačná metóda; p-hodnota – štatistická signifikancia.

Tabuľka 11 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre LOS v H₀₄.

Závislosť parametra LOS	štatistický test v H ₀₄	p - hodnota v H ₀₄	korelačný koeficient v H ₀₄
RT [s] & výška [cm]	P	0,624	0,167
MVL [°/s] & výška [cm]	P	0,611	-0,173
EPE [%] & výška [cm]	P	0,115	-0,502
MXE [%] & výška [cm]	P	0,150	-0,465
DCL [%] & výška [cm]	S	0,492	0,232

Legenda: LOS – Limits of Stability; RT – Reaction Time v sekundách; MVL – Movement Velocity v stupňoch za sekundu; EPE – Endpoint Excursion v %; MXE – Maximum Excursion v %; DCL – Directional Control v %; P – Pearsonova parametrická korelačná metóda; S – Spearmanova neparametrická korelačná metóda; p-hodnota – štatistická signifikancia.

4.3 Výsledky pre výskumnú otázku 3

Snahou tretej výskumnej otázky bolo zhodnotenie korelácie medzi BMI a hodnotami parametrov automatických posturálnych reakcií a vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability u zdravých žien a mužov. Hypotézy boli overené nasledovne:

H₀₅ v znení: „*Neexistuje lineárna závislosť medzi BMI zdravých žien a hodnotami uvedených parametrov ich automatických posturálnych reakcií:*

- a) *stranový rozdiel v hmotnostnom zaťažení dolných končatín (Weight Symmetry);*
- b) *latencia reakcie na rušivý vplyv posunu plošiny (Latency);*
- c) *amplitúda silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Amplitude Scaling);*
- d) *symetria silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Strength Symmetry).*

a hodnotami uvedených parametrov ich vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability:

- e) *reakčný čas (Reaction Time);*
- f) *uhlová rýchlosť COG počas snahy dosiahnuť 100% limitov stability (Movement Velocity);*
- g) *bod vychýlenia COG pri prvom pokuse dosiahnuť polohu bez zaváhania (Endpoint Excursion);*
- h) *bod maximálneho vychýlenia COG pri dosahovaní určenej polohy (Maximum Excursion);*
- i) *kontrola smeru pohybu (Directional Control)*“

bola **potvrdená** pre všetky parametre okrem amplitúdy silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny v smere vpred (AS Fx). Pre tento parameter H₀₅ **zamietame**. H_{A5} tak bola potvrdená len pre parameter AS Fx.⁵

⁵ Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre hypotézy H₀₅ je zaznamenané na nasledujúcich stranách v Tabuľke 12, Tabuľke 13 (s. 57) a v Obrázku 15 (s. 58). Vyhodnotenie popisnej štatistiky pre parametre MCT a LOS pre skupinu Ž je v Prílohe 2 v Tabuľke 19 (s. 94).

Tabuľka 12 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre MCT v H₀₂.

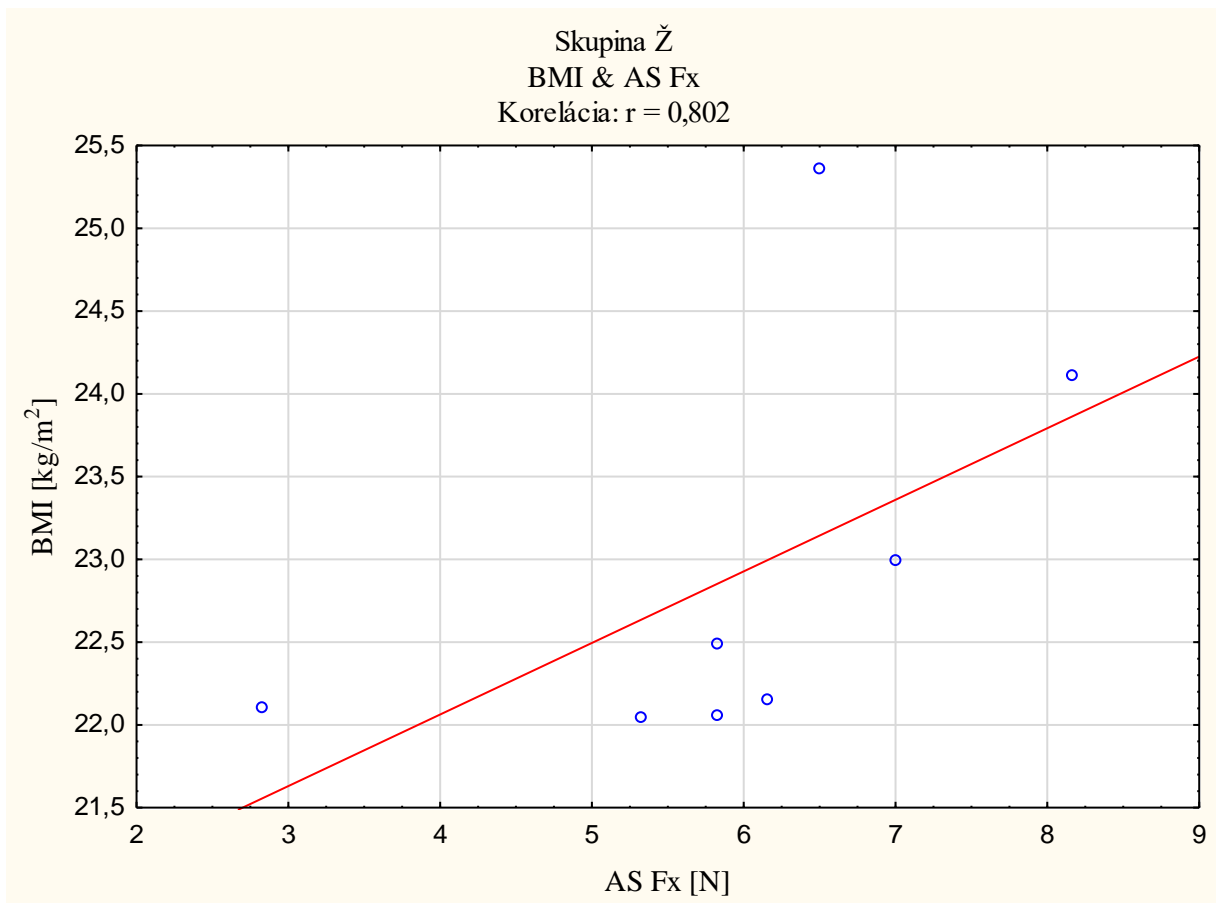
Závislosť parametra MCT	štatistický test v H ₀₅	p - hodnota v H ₀₅	korelačný koeficient v H ₀₅
WS Bx [%] & BMI [kg/m ²]	S	0,670	0,18
WS Fx [%] & BMI [kg/m ²]	S	0,192	0,515
L Bx [ms] & BMI [kg/m ²]	S	0,468	0,301
L Fx [ms] & BMI [kg/m ²]	S	0,133	0,578
L COMP [ms] & BMI [kg/m ²]	S	0,126	0,587
AS Bx [N] & BMI [kg/m ²]	S	0,062	0,683
AS Fx [N] & BMI [kg/m²]	S	0,017	0,802
SS Bx [%] & BMI [kg/m ²]	S	0,651	0,190
SS Fx [%] & BMI [kg/m ²]	S	0,955	0,024

Legenda: MCT – Motor Control Test; WS Bx, Fx – priemerné hodnoty Weight Symmetry pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v %; L Bx, Fx – priemerné hodnoty Latency pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v ms; L COMP – kompozitné hodnoty pre Latency; AS Bx, Fx - priemerné hodnoty Amplitude Scaling pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v Newtonoch; SS Bx, Fx - priemerné hodnoty Strength Symmetry pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v %; BMI – Body Mass Index v kg/m²; S – Spearmanova neparametrická korelačná metóda; p-hodnota – štatistická signifikancia; červené označenie – pod hladinou štatistickej významnosti, v prípade korelačného koef. hodnoty blízke 1 resp. -1.

Tabuľka 13 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre LOS v H₀₂.

Závislosť parametra LOS	štatistický test v H ₀₅	p - hodnota v H ₀₅	korelačný koeficient v H ₀₅
RT [s] & BMI [kg/m ²]	S	0,42	-0,333
MVL [°/s] & BMI [kg/m ²]	S	0,32	0,405
EPE [%] & BMI [kg/m ²]	S	0,933	0,036
MXE [%] & BMI [kg/m ²]	S	0,933	-0,036
DCL [%] & BMI [kg/m ²]	S	0,349	-0,383

Legenda: LOS – Limits of Stability; RT – Reaction Time v sekundách; MVL – Movement Velocity v stupňoch za sekundu; EPE – Endpoint Excursion v %; MXE – Maximum Excursion v %; DCL – Directional Control v %; BMI – Body Mass Index v kg/m²; S – Spearmanova neparametrická korelačná metóda; p-hodnota – štatistická signifikancia.



Obrázok 15 Bodový diagram závislosti parametra AS Fx na BMI v skupine Ž.

Legenda: AS Fx – priemerná hodnota parametra Amplitude Scaling v smere vpred, v skupine Ž, na x osi v Newtonoch [N], BMI – Body Mass Index v kg/m² je na y osi; r – Spearmanov korelačný koeficient.

H₀₆ v znení: „*Neexistuje lineárna závislosť medzi BMI zdravých mužov a hodnotami uvedených parametrov ich automatických posturálnych reakcií:*

- a) *stranový rozdiel v hmotnostnom zaťažení dolných končatín (Weight Symmetry);*
- b) *latencia reakcie na rušivý vplyv posunu plošiny (Latency);*
- c) *amplitúda silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Amplitude Scaling);*
- d) *symetria silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny (Strength Symmetry).*

a hodnotami uvedených parametrov ich vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability:

- e) *reakčný čas (Reaction Time);*
- f) *uhlová rýchlosť COG počas snahy dosiahnuť 100% limitov stability (Movement Velocity);*
- g) *bod vychýlenia COG pri prvom pokuse dosiahnuť polohu bez zaváhania (Endpoint Excursion);*
- h) *bod maximálneho vychýlenia COG pri dosahovaní určenej polohy (Maximum Excursion);*
- i) *kontrola smeru pohybu (Directional Control)*“

bola **potvrdená** pre všetky parametre vo všetkých smeroch, priemerných hodnotách aj kompozitných skóre. H_{A6} tak môžeme zamietnuť.⁶

⁶ Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre hypotézy H₀₆ je zaznamenané v Tabuľke 14 a Tabuľke 15 na nasledujúcej strane (s. 60). Vyhodnotenie popisnej štatistiky pre parametre MCT a LOS pre skupinu M je v Prílohe 2 v Tabuľke 20 (s. 95).

Tabuľka 14 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre MCT v H₀₂.

Závislosť parametra MCT	štatistický test v H ₀₅	p - hodnota v H ₀₅	korelačný koeficient v H ₀₅
WS Bx [%] & BMI [kg/m ²]	S	0,448	0,256
WS Fx [%] & BMI [kg/m ²]	S	0,739	0,114
L Bx [ms] & BMI [kg/m ²]	S	0,989	0,005
L Fx [ms] & BMI [kg/m ²]	S	0,59	0,183
L COMP [ms] & BMI [kg/m ²]	S	0,748	-0,11
AS Bx [N] & BMI [kg/m ²]	S	0,247	0,382
AS Fx [N] & BMI [kg/m ²]	S	0,259	0,373
SS Bx [%] & BMI [kg/m ²]	S	0,216	-0,405
SS Fx [%] & BMI [kg/m ²]	S	0,235	-0,391

Legenda: MCT – Motor Control Test; WS Bx, Fx – priemerné hodnoty Weight Symmetry pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v %; L Bx, Fx – priemerné hodnoty Latency pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v ms; L COMP – kompozitné hodnoty pre Latency; AS Bx, Fx - priemerné hodnoty Amplitude Scaling pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v Newtonoch; SS Bx, Fx - priemerné hodnoty Strength Symmetry pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v %; BMI – Body Mass Index v kg/m²; S – Spearmanova neparametrická korelačná metóda; p-hodnota – štatistická signifikancia.

Tabuľka 15 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre LOS v H₀₂.

Závislosť parametra LOS	štatistický test v H ₀₅	p - hodnota v H ₀₅	korelačný koeficient v H ₀₅
RT [s] & BMI [kg/m ²]	S	0,252	0,378
MVL [°/s] & BMI [kg/m ²]	S	0,357	-0,308
EPE [%] & BMI [kg/m ²]	S	0,779	-0,096
MXE [%] & BMI [kg/m ²]	S	0,394	-0,286
DCL [%] & BMI [kg/m ²]	S	0,676	-0,143

Legenda: LOS – Limits of Stability; RT – Reaction Time v sekundách; MVL – Movement Velocity v stupňoch za sekundu; EPE – Endpoint Excursion v %; MXE – Maximum Excursion v %; DCL – Directional Control v %; BMI – Body Mass Index v kg/m²; S – Spearmanova neparametrická korelačná metóda; p-hodnota – štatistická signifikancia.

5 Diskusia

U 19 zdravých probandov vo vekovom rozpätí 40-65 rokov bol zisťovaný vplyv antropometrických charakteristík: telesnej hmotnosti, telesnej výšky a BMI na aspekty ich posturálnej kontroly. Aspektmi posturálnej kontroly boli automatické posturálne reakcie, hodnotené v obraze testu Motor Control Test a vôľou ovládaná posturálna kontrola stability, hodnotená v obraze testu Limits of Stability na posturografickom module Smart EquiTest System firmy NeuroCom®. Výsledné hodnoty parametrov týchto testov boli spriemerované a bola hodnotená ich závislosť na antropometrických charakteristikách probandov. Výskum tejto práce bol inšpirovaný viacerými štúdiami s výskumom v oblasti hodnotenia vplyvu telesnej hmotnosti, výšky a BMI na posturálnu kontrolu.

Jednou zo štúdií, ktoré sa venovali vzťahu medzi antropometrickými charakteristikami a posturálnou kontrolou, bol výskum kolektívu Alonso et al. (2015), ktorí hodnotili závislosť priebehu trajektórie COP v stoji na týchto charakteristikách. Testovali 100 zdravých jedincov aby zistili vzťahy medzi sensorickými informáciami, množstvom telesného tuku, typom kostí z hľadiska mineralizácie, BMI, telesnou výškou, telesnou hmotnosťou, dĺžkami jednotlivých segmentov, pohlavím a schopnosťami kontrolovať posturálne vychýľovanie. Meranie prebiehalo na silovej plošine počas situácií v stoji s otvorenými a zatvorenými očami. Poukázali na nízky vzťah medzi antropometrickými charakteristikami a aspektmi posturálnej kontroly a na vysoký vplyv vizuálnych sensorických informácií. Najväčší vplyv v rámci antropometrie mala telesná výška, ktorá pozitívne korelovala s posturálnym vychýľovaním. S vyššími hodnotami telesnej výšky sa zvyšovali aj hodnoty vychýľovania (Alonso et al., 2015, s. 1-5).

Singh et al. (2009) skúmali vo svojej štúdií efekt BMI na posturálnu kontrolu. Ich výskumu sa zúčastnilo 10 jedincov s obezitou 2. stupňa (BMI nad 40 kg/m²) a 10 jedincov s normálnym BMI (pod 25 kg/m²). Jedinci podstúpili testovanie na silovej plošine, odkiaľ boli zisťované dáta o pohybe trajektórie COP. Testovaní boli v nerušenom stoji počas viac ako 18 minútového stoja. Zistili, že obezita značne vplývala na zvýšenie posturálneho vychýľovania. U skupiny obéznych ľudí popísali rýchlejšie a dynamickejšie posturálne výchylky trajektórie COP a poukázali na obezitu ako na rizikový faktor pre stratu rovnováhy a náchylnosť k pádom (Singh et al., 2009, s. 977-986).

Vplyvom telesnej výšky na schopnosť posturálnej stabilizácie sa zaoberal kolektív Berger et al. (1992). Jedinci v ich výskume boli testovaní v stoji na silovej plošine, počas ktorého na nich pôsobili rušivé vplyvy. Boli nimi neočakávané pôsobenia vonkajších síl na

oblasť chrbtice v úrovni ťažiska. Bola hodnotená aj EMG aktivita svalov zúčastňujúcich sa na kontrole postúry. Zistili významnú koreláciu medzi telesnou výškou a amplitúdou vychýľovania. Popísali, že u nižších jedincov dochádza k vyššiemu vychýľovaniu, dlhším odpovediam a silnejšej koaktivácii posturálnych svalov počas rušivých vplyvov. (Berger et al., 1992, s. 22-30).

Kolektív Menegoni et al. (2009) sa zaoberal vo svojej štúdií výskumom vplyvu obezity na rovnováhu a porovnanie tohto vplyvu medzi ženami a mužmi. Testovali 22 obéznych žien a 22 obéznych mužov v statických situáciách v stoji na silovej plošine. Kontrolnou skupinou bolo 10 zdravých žien a 10 zdravých mužov. V štúdií boli hodnotené parametre pre vychýľovanie trajektórie COP. Zistili významnú koreláciu medzi váhou a kontrolou postúry. Popísali, že zvyšujúca sa telesná hmotnosť prispieva k anteroposteriornej instabilite. Mediolaterálna posturálna instabilita však významne nekorelovala s telesnou váhou u žien, u mužov áno. Navrhli, že je užitočné aplikovať tieto zistenia v rehabilitácii, keďže u obéznych mužov je potrebné zamerať sa na zlepšenie stability tak v anteroposteriornom, ako aj v mediolaterálnom smere (Menegoni et al., 2009, s. 1951-1956).

Na to, ako ovplyvňuje telesná váha kontrolu postúry, sa zamerl aj kolektív Hue et al. (2007). Vo svojej štúdií skúmali tento vplyv u 59 mužov so zástupcami všetkých stupňov BMI. Na testovanie využili silovú plošinu, na ktorej testovali probandov v situáciách s otvorenými a zatvorenými očami. Porovnávali efekt veku, váhy a výšky pri rozdielnych vizuálnych podmienkach. Ich zistením bolo, že zníženie schopností kontroly postúry významne koreluje so zvýšením telesnej hmotnosti (Hue et al., 2007, s. 32-38).

Koreláciou medzi BMI a aspektmi posturálnej kontroly sa tiež zaoberal kolektív Greve et al. (2007). Testovali 40 mužov, a tento výber mal široké spektrum stupňov BMI. Na testovanie využili balančnú posturografickú plošinu Biodex Balance System, vykonávajúcu viacsmerne inklinácie. Vo výsledkoch sa ukázala významná korelácia medzi BMI a posturálnou kontrolou, keďže hodnoty koeficientov mali blízke hodnoty 1. Popísali zvyšovanie hodnôt definujúcich nestabilitu so zvyšujúcim sa BMI a poukázali na túto skutočnosť, ako na rizikový faktor pre zhoršenie kontroly postúry (Greve et al., 2007, s. 717-720).

V roku 2013 sa kolektív opäť pod vedením Greve et al., podieľal na výskume vplyvu antropometrických charakteristík na rovnováhu. Hodnotili vzťah medzi telesnou výškou, hmotnosťou, BMI, posturálnou kontrolou a pohlavím. Ich výskumný súbor tvorilo 40 zdravých jedincov, ktorí boli testovaní na balančnej posturografickej plošine Biodex Balance System. Vo výsledkoch sa javila telesná hmotnosť faktorom, ktorý najviac ovplyvňoval

aspekty posturálnej kontroly. V závere popísali, že so zvyšujúcou sa hmotnosťou a BMI sa zvyšujú aj nároky na kontrolu postúry. Muži v ich štúdiu vykazovali zvýšenie posturálneho vychýľovania oproti ženám pri zvyšujúcich sa nárokoch na udržanie rovnováhy (Greve et al., 2013, s. 1-5).

Kejonen, Kauranen a Vanharanta (2003) skúmali tiež antropometrické charakteristiky akými boli telesná výška, váha, dĺžka dolných končatín, dĺžka a šírka chodidiel a ich vplyv na aspekty kontroly postúry. Tento vplyv hodnotili u 40 zdravých mužov a 40 zdravých žien, pričom využili kinematický MacReflex Motion Capture System. Aspekty posturálnej kontroly testovali v podmienkach bipedálneho stoja pri otvorených a zatvorených očiach. V závere popísali, že vo výsledkoch sa nepreukázal žiadny významný vplyv akéhokoľvek antropometrického faktora (Kejonen, Kauranen a Vanharanta, 2003, s. 17-22).

Vplyv telesnej výšky na kontrolu postúry možno charakterizovať na základe poznatkov, že výška pozície COM vo frontálnej rovine ovplyvňuje posturálnu stabilitu, tak, že čím je COM vyššie, tým je menšia posturálna stabilita (Kolář et al., 2009, s. 39). Janura (2003) popisuje, že v priebehu rastu sa ťažisko posúva nižšie (Janura, 2003, s. 14-15). Je teda možná úvaha, že posturálna stabilita závisí na telesnej výške jedinca. V štúdiu od Lee a Lin (2007) bol popísaný možný vplyv telesnej výšky vychýľovanie a rýchlosť trajektórie COP u detí vo veku od 9 do 11 rokov a s rôznymi somatotypmi. Ich metodikou bolo testovanie stoja na silovej plošine v rôznych situáciách s otvorenými a zatvorenými očami a v unipedálnom a bipedálnom stoji. Popísali, že mezomorfné deti mali lepšie výsledky v stoji na jednej dolnej končatine, oproti deťom endomorfným a ektomorfným. V závere usúdili, že k lepšej schopnosti posturálnej stability mohla prispieť telesná výška, ktorú mali mezomorfné deti v priemere významne nižšiu (Lee a Lin, 2007, s. 178).

Ďalšou štúdiou zaoberajúcou sa vplyvom telesnej výšky bola znovu štúdia u detí, tentoraz vo veku 5 rokov. Plandowska et al. (2019) testovali parametre vychýľovania COP na tlakovej plošine Zebris FDM u týchto detí. Popísali, že vo výsledkoch boli zistené významné rozdiely v hodnotách parametrov COP medzi pohlaviami v skupinách vyšších, normálne vysokých a nižších detí, s výškovou normou na základe popisu WHO (World Health Organisation). Najlepšie výsledky dosahovali nižšie dievčatá (Plandowska et al., 2019, s. 6).

Ohlendorf et al. (2020) sa v štúdiu zaoberali vplyvom typických charakteristík vrcholových hádzanárov na ich posturálnu kontrolu. Posturálna kontrola bola hodnotená tlakovou plošinou Zebris FDM v rôznych parametroch. Rozlíšili skupiny probandov na základe herných postov. Vo výsledkoch zistili, že nižší a ľahší hráči, prevažne krídelníci, mali

asymetrickejšie rozloženie zaťaženia dolných končatín a dlhšie trajektórie COP, čo vplyva na posturálnu kontrolu negatívne (Ohlendorf et al., 2020, s. 1-11).

Na základe týchto štúdií nemáme jednoznačný dôkaz o vplyve telesnej výšky na aspekty posturálnej kontroly. Štúdie posturálnej kontroly u detí nie sú postačujúcimi relevantnými dôkazmi o tomto vplyve a nedajú sa uplatniť u dospelých. Ani štúdia u vrcholových hádzanárov nepodáva priamy dôkaz. Veľkú úlohu môže hrať somatotyp tela alebo BMI, na základe poznatkov, že čím je väčšia plocha BOS a hmotnosť systému, tým je väčšia posturálna stabilita (Kolář et al., 2009, s. 39). Poznatok, že u mužov sa nachádza COM asi o 1-2% vyššie ako u žien a v priebehu rastu sa posúva smerom dole (Janura, 2003, s. 14-15), prispel v tejto práci k rozlíšeniu probandov do 2 skupín na základe pohlavia. Taktiež výrazne rozdielne hodnoty telesnej výšky, hmotnosti a BMI medzi týmito dvoma skupinami prispeli k potrebe hodnotiť koreláciu zvlášť v každej skupine.

K cieľu popísať vplyv antropometrie zdravých jedincov na aspekty ich posturálnej kontroly prispeli výsledky štúdií kolektívov Alonso et al. (2015) a Berger et al. (1992), ktoré hodnotili vplyv telesnej výšky na aspekty posturálnej kontroly, boli v záveroch protichodné, keďže Alonso et al. popísali, že so zvyšujúcou telesnou výškou sa zvyšuje aj posturálne vychýľovanie čo bolo opakom výsledkov štúdie Bergera et al. Štúdia kolektívu Kejonen et al. (2003) nedokázala zistiť vplyv antropometrie na kontrolu postúry, a to pri značne veľkej vzorke probandov (80 zdravých jedincov). Väčšina štúdií využívala štatistickú metódu regresnej analýzy pre popis percentuálneho podielu antropometrických charakteristík na ovplyvňovaní rovnováhy. Využité boli v týchto štúdiách aj metódy hodnotenia korelácie medzi jednotlivými charakteristikami a aspektmi kontroly postúry. To prispelo k snahe zistiť akú závislosť majú parametre automatických posturálnych reakcií a vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability na antropometrii súboru zdravých jedincov vo výskume tejto práce.

5.1 Diskusia k výskumnej otázke 1

Snahou prvej výskumnej otázky bolo zhodnotenie korelácie medzi telesnou hmotnosťou a hodnotami parametrov automatických posturálnych reakcií (v obraze testu MCT) a vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability (v obraze testu LOS) u zdravých žien a mužov. Zodpovedanie tejto otázky súviselo s overením dvoch hypotéz.

5.1.1 Diskusia k hypotéze H₀₁

Hypotéza pozostávala z tvrdenia, že neexistuje lineárna závislosť medzi telesnou hmotnosťou zdravých žien vekového rozpätia 40-65 rokov a hodnotami parametrov MCT

a LOS. Skupina žien, označená ako skupina Ž, pozostávala z 8 žien. Hodnoty telesnej hmotnosti v tejto skupine boli Shapiro-Wilkovým testom normality vyhodnotené ako hodnoty s normálnou distribúciou, a tak bola prevažná časť parametrov testovaná parametrickým Pearsonovým korelačným koeficientom. Parametre, ktoré nemali normálnu distribúciu hodnôt boli testované neparametricky, Spearmanovým korelačným koeficientom.

Pre overenie hypotézy boli využité spriemerované hodnoty parametrov MCT pre oba smery posunu plošiny: vpred a vzad. Pre test LOS boli využité kompozitné hodnoty zo všetkých 8 smerov cieleného pohybu probandov.

Nulová hypotéza bola potvrdená pre všetky parametre LOS, na základe čoho je možný predpoklad, že u zdravých žien vo veku 40-65 rokov nemá telesná hmotnosť vplyv na vôľovú kontrolu postúry v rámci ich limitov stability.

Spomedzi parametrov testu MCT, ktorý hodnotí efektivitu automatických posturálnych reakcií na posuny plošiny, bol potvrdený významný vplyv ($p < 0,05$) len pre hodnoty amplitúdy silovej odpovede pri posunoch plošiny vpred (AS Fx). Tým sa potvrdila alternatívna hypotéza H_{A1} pre parameter AS Fx, ktorá tvrdí, že existuje lineárna závislosť tohto parametra na telesnej výške. Parameter AS Fx mal v skupine Ž priemernú hodnotu 5,96 N (SD 1,54) a telesná hmotnosť mala priemernú hodnotu 66,13 kg (SD 5,84). Hodnota štatistickej významnosti pre tento parameter bola $p = 0,015$ a hodnota Pearsonovho korelačného koeficientu bola $r = 0,811$. Môžeme tak popísať skutočnosť lineárnej pozitívnej korelácie. S rastúcimi hodnotami hmotnosti u zdravých žien rastie aj silová odpoveď na posuny plošiny vpred. To možno považovať za negatívny vplyv zvyšujúcej sa telesnej hmotnosti na schopnosti posturálnej kontroly.

5.1.2 Diskusia k hypotéze H₀₂.

Hypotéza pozostávala z tvrdenia, že neexistuje lineárna závislosť medzi telesnou hmotnosťou zdravých mužov vekového rozpätia 40-65 rokov a hodnotami parametrov MCT a LOS. Skupina mužov, označená ako skupina M, pozostávala z 11 mužov. Hodnoty telesnej hmotnosti boli na základe Shapiro-Wilk testu hodnotené ako hodnoty s normálnou distribúciou a pre overenie hypotézy boli použité oba korelačné koeficienty: parametrický Pearsonov aj neparametrický Spearmanov. Opäť sa pracovalo so spriemerovanými hodnotami parametrov MCT a kompozitnými hodnotami LOS.

Nulová hypotéza bola potvrdená pre všetky parametre LOS, na základe čoho je možný predpoklad, že u zdravých mužov vo veku 40-65 rokov nemá telesná hmotnosť vplyv na vôľovú kontrolu postúry v rámci ich limitov stability.

Spomedzi parametrov testu MCT sa preukázala závislosť symetrie v stranovom rozložení telesnej hmotnosti počas posunov plošiny vzad (WS Bx) na telesnej hmotnosti skupiny M. Priemerná hodnota telesnej hmotnosti v skupine M bola 95,27 kg (SD 16,63) a priemerná hodnota parametra WS Bx bola 7,18% (SD 4,88). Hodnota štatistickej významnosti bola $p = 0,039$ a hodnota Pearsonovho korelačného koeficientu bola $r = 0,628$. Tieto hodnoty je možné považovať za štatisticky významné a označujú lineárnu koreláciu. Vyššie hodnoty WS Bx značia väčšiu asymetriu v stranovom rozložení hmotnosti. Na základe týchto výsledkov je možný predpoklad, že so zvyšujúcou sa hodnotou telesnej hmotnosti mužov rastie aj hodnota asymetrie stranového rozloženia hmotnosti pri rušivých vplyvoch posunu podložky vzad.

Ďalšia závislosť, ktorá bola u mužov preukázaná, bola závislosť hodnôt parametra amplitúdy silovej odpovede pri transláciách plošiny vpred (AS Fx) na telesnej hmotnosti. Priemerná hodnota parametra AS Fx u mužov bola 8,89 N (SD 3,3). Hodnota štatistickej významnosti bola $p = 0,014$ a hodnota Pearsonovho korelačného koeficientu bola $r = 0,712$. Tieto hodnoty je možné považovať za štatisticky významnú lineárnu koreláciu. Na základe týchto výsledkov je možný predpoklad, že so zvyšujúcou sa hodnotou telesnej hmotnosti mužov rastie aj hodnota amplitúdy silovej odpovede na smer posunu plošiny vpred, čo možno považovať za negatívny účinok zvyšujúcej sa hmotnosti u mužov. Vplyv vysokej smerodajnej odchýlky je v tomto prípade považovaný za limit výskumu.

5.2 Diskusia k výskumnej otázke 2

Snahou druhej výskumnej otázky bolo zhodnotiť koreláciu medzi telesnou výškou a hodnotami parametrov automatických posturálnych reakcií (v obraze testu MCT) a vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability (v obraze testu LOS) u zdravých žien a mužov vo vekovom rozpätí 40-65 rokov. Zodpovedanie tejto otázky súviselo s overením dvoch hypotéz.

5.2.1 Diskusia k hypotéze H₀₃

Závislosť aspektov posturálnej kontroly na telesnej výške žien bola zisťovaná hypotézou, že neexistuje lineárna závislosť medzi ich telesnou výškou a danými aspektmi. Pre overenie hypotézy boli opäť využité spriemerované hodnoty parametrov MCT pre oba smery posunu plošiny. Pre test LOS boli využité kompozitné hodnoty zo všetkých 8 smerov cieleného pohybu probandov.

Následne boli hodnoty parametrov testované parametrickým Pearsonovým korelačným koeficientom alebo neparametrickým Spearmanovým korelačným koeficientom, podľa normality distribúcie hodnôt. Telesná výška mala v skupine žien normálne rozloženie, preto

bola väčšina parametrov testovaná parametricky. Hypotéza bola potvrdená pre všetky parametre okrem dvoch. Prvým bola amplitúda silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny vpred (AS Fx). Ďalším bol parameter Strength Symmetry pre smer posunu plošiny vpred (SS Fx), čo je symetria silovej odpovede na daný rušivý vplyv. U hodnôt oboch týchto parametrov sa ukázala lineárna závislosť na telesnej výške zdravých žien, vekového rozpätia 40-65 rokov.

Parameter AS Fx mal v skupine Ž priemernú hodnotu 5,96 N (SD 1,54) a telesná výška v tejto skupine mala priemer 169,75 cm (SD 4,17). Na základe Pearsonovho korelačného koeficientu bolo zistené, že hodnota štatistickej signifikancie je vysoko významná, keďže $p = 0,003$. Hodnota Pearsonovho korelačného koeficientu bola $r = 0,888$. Hodnoty koeficientu blízke 1, resp. -1 sú považované za vysoko významné, čo potvrdila práve aj p-hodnota. Kladné hodnoty koeficientu popisujú pozitívnu lineárnu závislosť, čiže pre tento parameter bola nulová hypotéza zamietnutá. Preto je možné poznamenať, že u zdravých žien vekového rozpätia 40-65 rokov rastú hodnoty silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny vpred lineárne s ich telesnou výškou. Vyššie hodnoty tejto odpovede značia horšie ukazovatele schopnosti automatickej kontroly postúry.

Parameter SS Fx mal v skupine Ž priemernú hodnotu 11,29% (SD 12,23). Spearmanovým korelačným koeficientom bolo zistené, že hodnota štatistickej signifikancie je významná, keďže $p = 0,041$. Hodnota Spearmanovho korelačného koeficientu bola rovná -0,727. Záporné hodnoty koeficientu značia negatívnu lineárnu závislosť, čo znamenalo, že s rastúcimi hodnotami parametra SS Fx klesali hodnoty telesnej výšky u žien. Je potrebné poznamenať, že vyššie hodnoty parametra SS Fx označujú vyššiu asymetriu silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny vpred, čo je negatívnym ukazovateľom schopnosti automatickej kontroly postúry. Dá sa preto predpokladať, že u zdravých žien vekového rozpätia 40-65 rokov sa s klesajúcou telesnou výškou zvyšuje asymetria silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny vpred medzi pravou a ľavou dolnou končatinou.

5.2.2 Diskusia k hypotéze H₀₄

Závislosť aspektov posturálnej kontroly na telesnej výške mužov bola zisťovaná hypotézou, že neexistuje lineárna závislosť medzi ich telesnou výškou a danými aspektmi. Pre overenie hypotézy boli opäť využité spriemerované hodnoty parametrov pre oba smery posunu plošiny: vpred a vzad. Pre test LOS boli využité kompozitné hodnoty zo všetkých 8 smerov cieleného pohybu probandov.

Následne boli hodnoty parametrov testované parametrickým Pearsonovým korelačným koeficientom alebo neparametrickým Spearmanovým korelačným koeficientom. Hypotéza bola potvrdená pre všetky parametre. Hodnoty všetkých parametrov, či už v teste MCT alebo LOS, nepreukázali významnú koreláciu s telesnou výškou skupiny M. Vyššie hodnoty korelačného koeficientu mali hodnoty parametrov LOS, avšak nie významné. Je teda možné poznamenať, že u zdravých mužov vekového rozpätia 40-65 rokov nezávisia automatické posturálne reakcie ani vôľou ovládaná posturálna kontrola stability na telesnej výške.

5.3 Diskusia k výskumnej otázke 3

Snahou tretej výskumnej otázky bolo zhodnotenie korelácie medzi BMI a hodnotami parametrov automatických posturálnych reakcií (v obraze testu MCT) a vôľou ovládanej posturálnej kontroly stability (v obraze testu LOS) u zdravých žien a mužov vo vekovom rozpätí 40-65 rokov. Zodpovedanie tejto otázky súviselo s overením dvoch hypotéz.

5.3.1 Diskusia k hypotéze H₀₅

Hypotéza pozostávala z tvrdenia, že neexistuje lineárna závislosť medzi BMI zdravých žien vekového rozpätia 40-65 rokov a hodnotami parametrov MCT a LOS. Pre overenie hypotézy boli opäť využité spriemerované hodnoty parametrov MCT pre oba smery posunu plošiny. Pre test LOS boli využité kompozitné hodnoty zo všetkých 8 smerov cieleného pohybu probandov. Pre hodnoty BMI v skupine Ž bola Shapiro-Wilkovým testom vyhodnotená nenormálna distribúcia. To znamenalo, že všetky hodnoty boli testované neparametrickým Spearmanovým korelačným koeficientom.

Hypotéza bola potvrdená pre všetky parametre LOS a spomedzi parametrov MCT, bol potvrdený významný vplyv len pre hodnoty amplitúdy silovej odpovede pri posunoch plošiny vpred (AS Fx). Tým sa potvrdila alternatívna hypotéza H_{A5} pre parameter AS Fx, ktorá tvrdí, že existuje lineárna závislosť tohto parametra na BMI. Parameter AS Fx mal v skupine Ž priemernú hodnotu 5,96 N (SD 1,54) a BMI malo priemernú hodnotu 22,91 kg/m² (SD 1,21). Štatistická signifikancia mala hodnotu $p = 0,017$ a Spearmanov korelačný koeficient mal hodnotu $r = 0,802$. Je tak možný predpoklad, že zvyšujúca sa hodnota BMI vplýva negatívne na schopnosť silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny vpred u žien vo veku 40-65 rokov.

5.3.2 Diskusia k hypotéze H₀₆

Hypotéza pozostávala z tvrdenia, že neexistuje lineárna závislosť medzi BMI zdravých mužov vekového rozpätia 40-65 rokov a hodnotami parametrov MCT a LOS. Pre overenie

hypotézy boli opäť využité priemerné hodnoty parametrov MCT pre oba smery posunu plošiny. Pre test LOS boli využité kompozitné hodnoty zo všetkých 8 smerov cieleného pohybu probandov. Pre hodnoty BMI v skupine M bola Shapiro-Wilkovým testom vyhodnotená nenormálna distribúcia. To znamenalo, že všetky hodnoty boli testované neparametrickým Spearmanovým korelačným koeficientom.

Hypotéza bola potvrdená pre všetky parametre. Hodnoty všetkých parametrov, či už v teste MCT alebo LOS, nepreukázali významnú koreláciu s BMI skupiny M. Je teda možný predpoklad, že u zdravých mužov vekového rozpätia 40-65 rokov nezávisia automatické posturálne reakcie ani vôľou ovládaná posturálna kontrola stability na BMI.

5.4 Limity výskumu

Za najväčší limit je možné považovať nízku vzorku probandov v jednotlivých skupinách. Aby mohli byť výsledky relevantnejšie a aplikovateľné pre zdravých jedincov vekového rozpätia 40-65 rokov vo všeobecnosti, bolo by užitočnejšie rozšíriť vzorku probandov v oboch skupinách. Vysoko limitované sú výsledky výskumu najmä vysokými smerodajnými odchýlkami u mužov v hodnotách ich výšky (SD 8,34 cm) a váhy (SD 16,63 kg). Tieto hodnoty však boli vyhodnotené Shapiro-Wilkovým testom normality ako dáta s normálnou distribúciou a hodnotené boli parametricky.

Za ďalší limit výskumu je považovaná absencia možných údajov celého výskumného súboru. Mohli nimi byť údaje o vstupnom a výstupnom meraní hodnôt pre aspekty posturálnej kontroly, pričom by probandi podstúpili posturálny tréning. Výsledné hodnoty z výstupného merania tak mohli interpretovať efekt daného posturálneho tréningu. Problémom dosiahnuť tento tréning bola časová nedostupnosť probandov, aby sa mohli venovať domácemu cvičeniu, keďže išlo o pracovne zaneprázdnených jedincov.

Ďalším z limitov je skutočnosť, že probandi boli zaradzovaní iba do dvoch skupín Ž a M. Naskytla sa možnosť rozdeliť probandov do skupín na základe rozdielnych stupňov BMI, čím by bolo možné hodnotiť rozdiel v posturálnej kontrole medzi skupinami obéznych, s nadváhou a s normálnym BMI. Pri väčšom množstve údajov by sa dal použiť štatistický test pre viacvýberové hypotézy (ANOVA). Pre zistenie vplyvu rozdielneho BMI by však bola potrebná väčšia vzorka probandov a ich väčšie zastúpenie v rôznych skupinách podľa stupňov BMI. V tomto výskume však vystupuje skupina zdravých jedincov vyobrazujúca širšie spektrum jedincov v populácii a jej výsledky tak môžu byť považované za normatívne vzhľadom na zhodné vekové skupiny u jedincov s rôznymi patológiami v oblasti posturálnej kontroly.

Jedným z ďalších limitov môže byť únavnosť zdravých probandov, ktorí spĺňali podmienky a boli tak súčasťou viacerých výskumov, prebiehajúcich súčasne s týmto. Jedinci tak okrem testovania automatických posturálnych reakcií a vôľou ovládanej posturálnej kontroly na silovej plošine absolvovali aj testovanie senzorickej organizácie a EMG testovanie chôdzových parametrov. To mohlo prispieť k zníženej koncentrácii, či únave neuromuskulárneho systému v určitých testoch.

5.5 Výstup pre prax

Údaje o hodnotách automatických posturálnych reakcií a vôľou ovládanej posturálnej kontrole stability u zdravých probandov vo vekovom rozpätí 40-65 rokov je možné využiť v praxi u jedincov rovnakej vekovej skupiny s rôznymi patológiami.

Dôvodom nastavenia spodnej vekovej hranice 40 rokov u zdravých probandov bol zvyšujúci sa výskyt a riziko vzniku náhlej cievnnej mozgovej príhody, či už na ischemickom alebo hemoragickom podklade, s pribúdajúcim vekom (Turkenburg, van Oostayen a Bollen, 1999, s. 65; Janssen, A., De Leeuw a Janssen, M., 2011, s. 85-86). Táto patológia sa vyznačuje centrálnou parézou, až plégiou, klinicky najčastejšie hemiparézou, s čím súvisí zhoršenie posturálnej kontroly (Kolcz et al., 2020, s. 451-452; Wang et al., 2019, s. 2). Preto namerané dáta výskumnej skupiny zdravých probandov môžu slúžiť ako kontrolné, či normatívne pre ďalšie výskumy v oblasti hodnotenia kontroly postúry najmä u pacientov po CMP.

Ďalším dôvodom vekového rozpätia probandov 40-65 rokov je fyziologické zhoršovanie schopnosti kontroly postúry s pribúdajúcim vekom. Zhoršovanie je popísané vo viacerých metaanalýzach (Nagai et al., 2013, s. 129-133; Kubicki, Mourey a Bonnetblanc, 2015, s. 162). Melzer et al. (2001) zistil vyššiu koaktiváciu svalov u seniorov (60-75 rokov) počas nerušeného stoja ako u mladých dospelých (20-45 rokov). Manchester et al. popisuje vyššiu koaktiváciu antagonistických svalov u seniorov pri narušených podmienkach stoja (Manchester et al., 1989; Melzer et al., 2001 in Nagai et al., 2013, s. 129-133). Zhoršenie posturálnych funkcií vedie k zvýšenému riziku pádov, čo môže viesť k zvýšenému počtu lôžkových pacientov (Nagai et al., 2013, s. 129-133).

Mnoho štúdií popisuje efekty kognitívno-motorického tréningu ako prevencie vedúcej k zníženiu pádov. Vyvodili tiež, že zvýšenie posturálneho vychýľovania je považované za neoptimálnu kontrolu rovnováhy tela (Kubicki, Mourey a Bonnetblanc, 2015, s. 162; Ghai, S., Ghai, I. a Effenberg, 2017, s. 571-572). Keďže rovnako ako počas nerušeného stoja, tak aj počas rušeného sú využívané spoločné kontrolné stratégie (členková, bedrová a kroková) pre

zabezpečenie stabilnej pozície COM, je možné, že tréningom stability počas jedného z nich (napr. počas nerušeného stoja), sme schopní využiť získané zlepšenia posturálnej kontroly aj v druhej situácii (rušený stoj). Je tiež dôležité nelimitovať tréning na zlepšovanie aktivácie iba jednej synergie (napr. iba svalových skupín členka, iba bedrového kĺbu), ale vytvárať tréningové situácie, kedy sú synergie nepretržite obmieňané a plynulo sa kombinujú, na základe zistení, že žiaden sval nepatrí iba do jednej synergie, ale je rôzne aktivovaný v rôznych synergiách počas výkonu obnovenia stability po rušivom vplyve (Ting a Macpherson, 2005, s. 610-612; Torres-Oviedo, Macpherson a Ting, 2006, s. 1544-1545; Torres-Oviedo a Ting, 2007, s. 2146, 2154-2155).

V štúdiu kolektívu Liang et al. (2019) bol posudzovaný vplyv fyzickej aktivity u jedincov vykonávajúcich kontaktné športy na ich posturálnu kontrolu. Skupinami probandov ich výskumu boli futbalisti, ako zástupcovia kontaktných športov, ďalej zástupcovia nekontaktných športov a netrénovaní zdraví jedinci. Metodikou ich výskumu bol nerušený stoj na silovej plošine v bipedálnych a unipedálnych podmienkach s otvorenými, a potom zatvorenými očami. Medzi kontaktnými športovcami a ostatnými dvomi skupinami boli zistené významné rozdiely v oblasti posturálnej kontroly na základe rýchlosti trajektórie COP pre unipedálny stoj s vyradením zraku. Zistilo sa, že kontaktní športovci majú lepšiu posturálnu kontrolu v porovnaní s ďalšími dvoma skupinami. Na základe výsledkov zhrnuli, že kontaktné športy môžu viesť k zlepšenej schopnosti posturálnej kontroly zvýšeným využívaním propioceptívnych a vestibulárnych informácií. Liang et al. (2019) tiež popísali, že sa nepreukázal rozdiel v posturálnom vychyľovaní počas bipedálneho stoja u rôznych športovcov v porovnaní s neaktívnymi jedincami. Na základe rozdielnej tréningovej úrovne testovaných futbalistov ďalej poukázali na to, že v prípade vrcholových futbalistov sa zistilo, že kvalitnejšie zvládajú unipedálny stoj ako futbalisti nižšej úrovne, čo vedie k názoru, že kvalitnejší a odbornejší tréning vedie k zlepšeniu aspektov posturálnej kontroly (Liang et al., 2019, s. 1-12).

Niektoré ďalšie štúdie podávajú dôkazy o tom, že balančný tréning vedie k zlepšovaniu procesu senzorického váženia (z angl. sensory weighting), teda využívania konkrétnych senzorických modalít u starších dospelých (nad 45 rokov), ktorí sú náchylní k pádom (Sherrington et al., 2011, Allison et al., 2018 in Maheu et al., 2019, s. 31-35). Proces senzorického váženia je popisovaný ako proces regulácie vplyvu senzorických systémov na kontrolu postúry. Význam tohto procesu preukázali ďalšie štúdie (Assländer a Peterka, 2014, s. 1852-1864) v tom, že senzorické váženie významne prispieva k zníženiu posturálneho

vychýľovania tela pri narušení podmienok rovnováhy tela napríklad sklonom podložky alebo pohybmi stien kabíny.

V štúdiu kolektívu Garcia et al. (2011) sa unipedálny stoj sa ukázal byť menej stresujúcou úlohou napríklad pre gymnastov, v porovnaní s negymnastami. Hodnotí, že športový a gymnastický tréning zlepšuje posturálnu kontrolu v bipedálnom stoji u mladších detí (3-6 rokov) a navrhuje preto využívať náročnejšie pozície v tréningu u týchto detí (Garcia et al., 2011, s. 29-32).

Uvedené štúdie podávajú dôkazy o dôkladnom a odborne vedenom tréningu ako o faktore pozitívne ovplyvňujúcom aspekty posturálnej kontroly. Zistenia výskumu tejto práce poukazujú tiež na to, že u zdravých jedincov vo vekovom rozpätí 40-65 rokov nie je vôľová kontrola postúry v rámci ich limitov stability ovplyvnená antropometrickými charakteristikami. Automatické posturálne reakcie boli ovplyvnené najmä v amplitúde silovej odpovede na posuny plošiny vpred, čím vzniká predpoklad, že u zdravých jedincov vo veku od 40 do 65 rokov sa so zvyšujúcimi hodnotami ich telesnej hmotnosti, výšky a BMI zhoršujú schopnosti udržania stabilnej pozície vzpriameného stoja. Dôkazom tohto tvrdenia je fakt, že dochádza k zvýrazňovaniu aktivácie anteriórnych synergií motorických stratégií pre udržanie stabilného stoja, a to na základe narastajúcich hodnôt parametrov automatických posturálnych reakcií na posuny plošiny vpred (najčastejšie ovplyvneným parametrom bol AS Fx). Podľa Shumway-Cook a Woollacott (2012), je stabilný stoj pri posunoch plošiny vpred zabezpečený anteriórnou skupinou svalov dolných končatín pre vytvorenie momentu sily a otáčavého účinku tela smerom protichodným, teda vzad (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 171). Vo väčšine parametrov sa však nepreukázala ich závislosť na antropometrických charakteristikách. Jedinci, u ktorých sa neobjavuje patológia spájajúca sa s narušením aspektov kontroly postúry zvládajú na základe záverov tejto práce udržiavanie rovnováhy bez vysokého rizika pádu. Za rizikové faktory môžeme považovať zvyšovanie telesnej hmotnosti a BMI. U zdravých jedincov vo veku od 40 do 65 rokov, sa naskytuje úvaha zlepšovania aktivácie ich anteriórnych svalových synergií pre kvalitnejšie zvládanie stabilného stoja v priebehu tréningového, či rehabilitačného procesu. Tiež je v procese prevencie potrebné brať do úvahy, že vyššie hodnoty antropometrických charakteristík môžu byť faktorom pre vyššie riziko pádov.

Záver

Práca sa v teoretickej časti zaoberala popisom poznatkov o posturálnej kontrole a cieľom jej výskumu bolo zhodnotenie vplyvov telesnej hmotnosti, telesnej výšky a BMI na aspekty posturálnej kontroly zdravých jedincov vo vekovom rozpätí 40-65 rokov. Po zadaní hypotéz, ktorými bolo zaistené naplnenie cieľa, boli údaje štatisticky testované a následne vyhodnotené výsledky.

Nebol zistený vplyv telesnej hmotnosti, telesnej výšky ani BMI na vôľou ovládanú posturálnu kontrolu stability (v obraze testu LOS) u oboch skupín zdravých jedincov. Žiadny parameter nevykazoval štatisticky významnú koreláciu. Zistilo sa, že v skupine zdravých žien s narastajúcou telesnou hmotnosťou rastie aj hodnota ich silovej odpovede na posun plošiny vpred. V skupine zdravých mužov závisí symetria stranového rozloženia hmotnosti pri posune plošiny vzad a tiež silová odpoveď na posun plošiny vpred na telesnej hmotnosti. S jej rastúcimi hodnotami rastú aj hodnoty spomenutých parametrov. V skupine zdravých žien sa preukázal vplyv telesnej výšky na automatické posturálne reakcie tak, že s klesajúcou telesnou výškou sa zvyšuje asymetria silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny vpred medzi pravou a ľavou dolnou končatinou. Ďalšie zistenie naznačuje, že v skupine zdravých žien rastú hodnoty aktívnej silovej odpovede na rušivý vplyv posunu plošiny vpred lineárne s ich telesnou výškou. Vyššie hodnoty tejto odpovede značia horšie ukazovatele schopnosti automatickej kontroly postúry. U zdravých mužov vekového rozpätia 40-65 rokov nebola zistená závislosť automatických posturálnych reakcií ani vôľou ovládaná posturálna kontrola stability na telesnej výške. Hodnoty latencie automatických posturálnych odpovedí pre posuny plošiny vpred a vzad nepreukázali významnú závislosť na žiadnej z antropometrických charakteristík.

Vplyv antropometrických charakteristík sa nepreukázal ani v obmedzení limitov stability. Automatické posturálne reakcie boli ovplyvnené najmä v silovej odpovedi na posuny plošiny vpred, čím vzniká predpoklad, že zvyšujúce sa hodnoty antropometrických charakteristík spôsobujú výraznejšiu aktiváciu anteriórnych synergií motorických stratégií pre udržanie stabilného stoja. U väčšiny parametrov sa však nepreukázala ich závislosť na antropometrických charakteristikách a faktory ovplyvňujúce schopnosti posturálnej kontroly tak budú vo veľkej miere súvisieť skôr s prítomnosťou patológie narúšajúcej kontrolu postúry. Hodnotenie vplyvu patológie by mohlo byť užitočným dôvodom pre začatie ďalšieho výskumu.

Referenčný zoznam

ALONSO, A., C., MOCHIZUKI, L., SILVA LUNA, N., M., AYAMA, S., CANONICA, A., C., GREVE, J., M., D. 2015. Relation between the Sensory and Anthropometric Variables in the Quiet Standing Postural Control: Is the Inverted Pendulum Important for the Static Balance Control? *BioMed Research International* [online]. 2015, 1-5 [cit. 2020-06-03]. ISSN 2314-6133. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/985312/>.

ASSLÄNDER, L., PETERKA, R., J. 2014. Sensory reweighting dynamics in human postural control. *Journal of Neurophysiology* [online]. 111(9), 1852-1864, [cit. 2019-02-28]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.00669.2013>.

BARRETT, K. E., BARMAN, S. M., BOITANO, S., HEDDWEN, B. 2012. *Ganong's review of medical physiology*. (24th ed.). New York: McGraw-Hill Medical. ISBN 978-1-259-00962-4.

BERGER, W., TRIPPEL, M., DISCHER, M., DIETZ, V. 1992. Influence of Subjects' Height on the Stabilization of Posture. *Acta Oto-Laryngologica* [online]. 112(1), 22-30, [cit. 2020-06-04]. ISSN 0001-6489. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/00016489209100778>.

BLENKINSOP, G., M., PAIN, M., T., G., HILEY, M., J. 2017. Balance control strategies during perturbed and unperturbed balance in standing and handstand. *Royal Society Open Science* [online]. 4(7), 1-12, [cit. 2020-05-12]. ISSN 2054-5703. Dostupné z: <https://royalsocietypublishing.org/doi/10.1098/rsos.161018>.

BROWN, L., A., SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M., H. 1999. Attentional Demands and Postural Recovery: The Effects of Aging. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 54(4), M165-M171, [cit. 2020-05-12]. ISSN 1079-5006. Dostupné z: <https://academic.oup.com/biomedgerontology/article-lookup/doi/10.1093/gerona/54.4.M165>.

CACCIATORE, T., W., GURFINKEL, V., S., HORAK, F., B., CORDO, P., J., AMES, K., E. 2011. Increased dynamic regulation of postural tone through Alexander Technique training. *Human Movement Science* [online]. 30(1), 74-89, [cit. 2020-05-10]. ISSN 0167-9457. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167945710001569>.

CADERBY, T., YIOU, E., PEYROT, N., DE VIVIÉS, X., BONAZZI, B., DALLEAU, G. 2017. Effects of Changing Body Weight Distribution on Mediolateral Stability Control during Gait Initiation. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 11(127), 1-11, [cit. 2020-05-12]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnhum.2017.00127/full>.

CIMADORO, G., PAIZIS, C., ALBERTI, G., BABAUULT, N. 2013. Effects of different unstable supports on EMG activity and balance. *Neuroscience Letters* [online]. 548, 228-232, [cit. 2020-05-13]. ISSN 03043940. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0304394013004461>.

Concordia University. 2017. Perform Operating Document. NeuroCom® SMART EquiTest® [online]. [cit. 2020-06-05]. Dostupné z: <https://perform.concordia.ca/gettingstarted/pdf/compliance/PC-SOP-FA-002-V03%20-%20POSTURE%20AND%20MOVEMENT.pdf>.

CREATH, R., KIEMEL, T., HORAK, F., PETERKA, R., JEKA, J. 2005. A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters* [online]. 377(2), 75-80, [cit. 2020-04-10]. ISSN 0304-3940. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0304394004014867>.

CRUZ-MONTECINOS, C., DE LA FUENTE, C., RIVERA-LILLO, G., MORALES-CASTILLO, S., SOTO-ARELLANO, V., QUEROL, F., PÉREZ-ALENDA, S. 2017. Sensory strategies of postural sway during quiet stance in patients with haemophilic arthropathy. *Haemophilia* [online]. 23(5), e419-e426, [cit. 2020-05-12]. ISSN 135-18216. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/hae.13297>.

ČIHÁK, R., DRUGA, R., GRIM, M. 2016. *Anatomie 3. Svazek II, Centrální nervový systém. (Třetí, upravené a doplněné vydání)*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-5636-3.

DANION, F., LATASH M., L. 2011. *Motor control: theories, experiments, and applications*. New York: Oxford University Press. ISBN 978-0-19-539527-3.

DE LUCA, C., J. 1997. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 13(2), 135-163, [cit. 2020-05-13]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/jab/13/2/article-p135.xml>.

DELIAGINA, T., G., BELOOZEROVA, I., N., ORLOVSKY, G., N., ZELENIN, P., V. 2014. Contribution of supraspinal systems to generation of automatic postural responses. *Frontiers in Integrative Neuroscience* [online]. 8(76), 1-20, [cit. 2020-05-09]. ISSN 1662-5145. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnint.2014.00076/abstract>.

DOUNSKAIA, N., PETERSON, D., BRUHNS, R., P. 2018. Destabilization of the Upright Posture Through Elevation of the Center of Mass. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 46(2), 318-323, [cit. 2020-05-07]. ISSN 0090-6964. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-017-1957-7>.

DUTT-MAZUMDER, A., SLOBOUNOV, S., M., CHALLIS, J. H., NEWELL, K., M., WILLIAMS, J., L. 2016. Postural Stability Margins as a Function of Support Surface Slopes. *PLOS ONE* [online]. 11(10), 1-12, [cit. 2020-05-12]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0164913>.

FARALDO-GARCÍA, A., SANTOS-PÉREZ, S., CRUJEIRAS, R., SOTO-VARELA, A. 2016. Postural changes associated with ageing on the sensory organization test and the limits of stability in healthy subjects. *Auris Nasus Larynx* [online]. 43(2), 149-154, [cit. 2019-02-28]. ISSN 0385-8146. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0385814615001893>.

FELLER, K., J., PETERKA, R., J., HORAK, F., B. 2019. Sensory Re-weighting for Postural Control in Parkinson's Disease. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 13(126), 1-17, [cit. 2020-05-13]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fnhum.2019.00126/full>.

GARCIA, C., BARELA, J., A., VIANA, A., R., BARELA, A., M., F. 2011. Influence of gymnastics training on the development of postural control. *Neuroscience Letters* [online]. 492(1), 29-32, [cit. 2020-05-31]. ISSN 0304-3940. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0304394011000930>.

GHAI, S., GHAI, I., EFFENBERG, A., O. 2017. Effects of dual tasks and dual-task training on postural stability: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Interventions in Aging* [online]. 12, 557-577, [cit. 2020-05-11]. ISSN 1178-1998. Dostupné z: <https://www.dovepress.com/effects-of-dual-tasks-and-dual-task-training-on-postural-stability-a-s-peer-reviewed-article-CIA>.

- GREVE, J., M., D., ALONSO, A., C., BORDINI, A., C., P., G., CAMANHO, G., L. 2007. Correlation between body mass index and postural balance. *Clinics* [online]. 62(6), 717-720, [cit. 2020-06-04]. ISSN 1807-5932. Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1807-59322007000600010&lng=en&nrm=iso&tlng=en.
- GREVE, J., M., D., CUĞ, M., DÜLGEROĞLU, D., BRECH, G., C., ALONSO, A., C. 2013. Relationship between Anthropometric Factors, Gender, and Balance under Unstable Conditions in Young Adults. *BioMed Research International* [online]. 2013, 1-5, [cit. 2020-06-04]. ISSN 2314-6133. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2013/850424/>.
- HENRY, S., M., FUNG, J., HORAK, F., B. 2001. Effect of Stance Width on Multidirectional Postural Responses. *Journal of Neurophysiology* [online]. 85(2), 559-570, [cit. 2020-05-12]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.2001.85.2.559>.
- HODGES, P., W., 2003. Core stability exercise in chronic low back pain. *Orthopedic Clinics of North America* [online]. 34(2), 245-254, [cit. 2020-05-12]. ISSN 0030-5898. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0030589803000038>.
- HONEINE, J-L., SCHIEPPATI, M., CRISAFULLI, O., DO, M-C. 2016. The Neuro-Mechanical Processes That Underlie Goal-Directed Medio-Lateral APA during Gait Initiation. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 10(445), 1-17, [cit. 2020-05-12]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/Article/10.3389/fnhum.2016.00445/abstract>.
- HONG, Y., N., G., LEE, J., SHIN, C., S. 2018. Transition versus Continuous Slope Walking: Adaptation to Change Center of Mass Velocity in Young Men. *Applied Bionics and Biomechanics* [online]. 2018, 1-9, [cit. 2020-05-12]. ISSN 1176-2322. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/abb/2018/2028638/>.
- HUE, O., SIMONEAU, M., MARCOTTE, J., et al. 2007. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture* [online]. 26(1), 32-38, [cit. 2020-06-04]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636206001470>.

CHEING, G., L., Y., CHAU, R., M., W., KWAN, R., L., C., CHOI, C., ZHENG, Y. 2013. Do the biomechanical properties of the ankle-foot complex influence postural control for people with Type 2 diabetes?. *Clinical Biomechanics* [online]. 28(1), 88-92, [cit. 2019-02-28]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S026800331200215X>.

IBOS, G., FREEDMAN, D., J. 2014. Dynamic Integration of Task-Relevant Visual Features in Posterior Parietal Cortex. *Neuron* [online]. 83(6), 1468-1480, [cit. 2020-05-09]. ISSN 0896-6273. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0896627314006953>

JANSSEN, A., W., M., DE LEEUW, F., E., JANSSEN, M., C., H. 2011. Risk factors for ischemic stroke and transient ischemic attack in patients under age 50. *Journal of Thrombosis and Thrombolysis* [online]. 31(1), 85-91, [cit. 2020-05-18]. ISSN 0929-5305. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11239-010-0491-3>.

JANURA, M. 2003. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 80-244-0644-6.

JANURA, M., et al. 2012. *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-3261-8.

JIANG, P., CHIBA, R., TAKAKUSAKI, K., OTA, J., GLASAUER, S. 2016. Generation of the Human Biped Stance by a Neural Controller Able to Compensate Neurological Time Delay. *PLOS ONE* [online]. 11(9), 1-27, [cit. 2020-05-08]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0163212>.

KANDEL, E., R., SCHWARZ, J., H., JESSELL, T., M., SIEGELBAUM, S., A., HUDSPETH, A., J. 2013. *Principles of neural science*. (5th ed.). New York: McGraw-Hill Medical. ISBN 978-0-07-139011-8.

KEJONEN, P., KAURANEN, K., VANHARANTA, H. 2003. The relationship between anthropometric factors and body-balancing movements in postural balance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 84(1), 17-22, [cit. 2020-06-04]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999302048761>.

KENDALL, F., P., MCCREARY, E., K., PROVANCE, P., G., RODGERS, M., M., ROMANI, W., A. 2005. *Muscles: testing and function with posture and pain*. (5th ed.). Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins, ISBN 978-0-78-174780-6.

KIBLER, W., B., PRESS, J., SCIASCIA, A. 2006. The Role of Core Stability in Athletic Function. *Sports Medicine* [online]. 36(3), 189-198, [cit. 2020-05-12]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.2165/00007256-200636030-00001>.

KISS, R., SCHEDLER, S., MUEHLBAUER, T. 2018. Associations Between Types of Balance Performance in Healthy Individuals Across the Lifespan: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Frontiers in Physiology* [online]. 9(1366), 1-11, [cit. 2020-05-10]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2018.01366/full>.

KITTNAR, O., et al. 2011. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-8-02-473068-4.

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

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci - možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-2444266-2.

KOŁCZ, A., URBACKA-JOSEK, J., KOWAL, M., DYMAREK, R., PAPROCKA-BOROWICZ, M. 2020. PEvaluation of Postural Stability and Transverse Abdominal Muscle Activity in Overweight Post-Stroke Patients: A Prospective, Observational Study/p. *Diabetes, Metabolic Syndrome and Obesity: Targets and Therapy* [online]. 13, 451-462, [cit. 2020-05-16]. ISSN 1178-7007. Dostupné z: <https://www.dovepress.com/evaluation-of-postural-stability-and-transverse-abdominal-muscle-activ-peer-reviewed-article-DMSO>.

KRÁLÍČEK, P. 2011. *Úvod do speciální neurofyziologie*. (3., přeprac. a rozš. vyd.). Praha: Nakladatelství Galén. ISBN 978-80-7262-618-2

KRÁLÍČEK, P. 2002. *Úvod do speciální neurofyziologie*. (2. vyd.). Praha: Karolinum, Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 8024603500.

KUBICKI, A., MOUREY, F., BONNETBLANC, F. 2015. Balance control in aging: improvements in anticipatory postural adjustments and updating of internal models. *BMC Geriatrics* [online]. 15(162), 2 [cit. 2019-02-28]. ISSN 1471-2318. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/1471-2318/15/162>

LATASH, M., L. 2010. Motor synergies and the equilibrium-point hypothesis. *Motor control* [online]. 14(3), 294-322, [cit. 2020-06-02]. ISSN 1543-2696. Dostupné z: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2921643/>>.

LATASH, M., L., KRISHNAMOORTHY, V., SCHOLZ, J., P., ZATSIORSKY, V., M. 2005. Postural Synergies and Their Development. *Neural Plasticity* [online]. 12(2-3), 119-130, [cit. 2020-06-02]. ISSN 2090-5904. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/np/2005/674519/abs/>.

LEE, A., J., Y., LIN, W., H. 2007. The Influence of Gender and Somatotype on Single-Leg Upright Standing Postural Stability in Children. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 23(3), 173-179, [cit. 2020-06-01]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/jab/23/3/article-p173.xml>.

LIANG, Y., HILEY, M., KANOSUE, K., STOFFREGEN, T., A. 2019. The effect of contact sport expertise on postural control. *PLOS ONE* [online]. 14(2), 1-12, [cit. 2019-02-28]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0212334>

MAHEU, M., BETHANI, L., NOORISTANI, M., JEMEL, B., DELCENSERIE, A., CHAMPOUX, F. 2019. Influence of dance training on challenging postural control task. *Gait & Posture* [online]. 69, 31-35, [cit. 2019-02-28]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636218311767>

MARIGOLD, D., S., ENG, J., J., DAWSON, A., S., INGLIS, J., T., HARRIS, J., E., GYLFAÐÁTTIR, S. 2005. Exercise Leads to Faster Postural Reflexes, Improved Balance and Mobility, and Fewer Falls in Older Persons with Chronic Stroke. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 53(3), 416-423, [cit. 2020-05-09]. ISSN 0002-8614. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1532-5415.2005.53158.x>.

MENEGONI, F., GALLI, M., TACCHINI, E., VISMARA, L., CAVIGIOLI, M., CAPODAGLIO, P. 2009. Gender-specific Effect of Obesity on Balance. *Obesity* [online]. 17(10), 1951-1956, [cit. 2020-06-04]. ISSN 1930-7381. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1038/oby.2009.82>.

MILETI, I., TABORRI, J., ROSSI, S., DEL PRETE, Z., PAOLONI, M., SUPPA, A., PALERMO, E. 2020. Reactive Postural Responses to Continuous Yaw Perturbations in Healthy Humans: The Effect of Aging. *Sensors* [online]. 20(1), 1-16, [cit. 2020-05-12]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/1424-8220/20/1/63>.

MOK, N., W., BRAUER, S., G., HODGES, P., W. 2004. Hip Strategy for Balance Control in Quiet Standing Is Reduced in People With Low Back Pain. *Spine* [online]. 29(6), E107-E112, [cit. 2020-05-12]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00007632-200403150-00018>.

MOLERO-SÁNCHEZ, A., MOLINA-RUEDA, F., ALGUACIL-DIEGO, I., M., CANO-DE LA CUERDA, R., MIANGOLARRA-PAGE, J., C. 2015. Comparison of Stability Limits in Men With Traumatic Transtibial Amputation and a Nonamputee Control Group. *PM&R* [online]. 7(2), 123-129, [cit. 2020-05-20]. ISSN 1934-1482. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1016/j.pmrj.2014.08.953>.

MOORHOUSE, K., M., GRANATA, K., P. 2007. Role of reflex dynamics in spinal stability: Intrinsic muscle stiffness alone is insufficient for stability. *Journal of Biomechanics* [online]. 40(5), 1058-1065, [cit. 2020-05-12]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929006001412>.

NAGAI, K., YAMADA, M., MORI, S., TANAKA, B., UEMURA, K., AOYAMA, T., ICHIHASHI, N., TSUBOYAMA, T. 2013. Effect of the muscle coactivation during quiet standing on dynamic postural control in older adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics* [online]. 56(1), 129-133, [cit. 2019-02-28]. ISSN 0167-4943. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S016749431200180X>

NATUS[®], balance & mobility. 2015. NeuroCom[®]SMART EquiTest[®] CDP [online]. [cit. 2020-05-13]. Dostupné z: https://partners.natus.com/asset/resource/file/newbornicare/asset/2018-04/015368A_SMART_EquiTest_EN-US_lo-res.pdf.

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.

OHLENDORF, D., SALZER, S., HAENSEL, R., et al. 2020. Influence of typical handball characteristics on upper body posture and postural control in male handball players. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* [online]. 12(4), 1-11, [cit. 2020-06-01]. ISSN 2052-1847. Dostupné z:

<https://bmcsportsscimedrehabil.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13102-020-0156-2>.

PAI, Y., C., MAKI, B., E., IQBAL, K., MCILROY, W., E., PERRY, S., D. 2000. Thresholds for step initiation induced by support-surface translation: a dynamic center-of-mass model provides much better prediction than a static model. *Journal of Biomechanics* [online]. 33(3), 387-392, [cit. 2020-04-06]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929099001992>.

PAYTON, C., J., BARLETT, R., M. 2008. *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise: The British Association of Sport and Exercise Sciences Guidelines*. Routledge. ISBN 978-0-203-93575-0.

PETERKA, R. J. 1995. Simple Model of Sensory Interaction in Human Postural Control. In: MERGNER, T., HLAVAČKA F. (ed.). 1995. *Multisensory Control of Posture*. Boston, MA: Springer US. ISBN 978-1-4613-5791-9.

PETERKA, R., J. 2002. Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology* [online]. 88(3), 1097-1118, [cit. 2020-05-07]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.2002.88.3.1097>.

PLANDOWSKA, M., LICHOTA, M., GÓRNIAK, K., STOFFREGEN, T., A. 2019. Postural stability of 5-year-old girls and boys with different body heights. *PLOS ONE* [online]. 14(12), 1-10, [cit. 2020-06-01]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0227119>.

RUNGE, C., F., SHUPERT, C., L., HORAK, F., B., ZAJAC, F., E. 1999. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture* [online]. 10(2), 161-170, [cit. 2020-05-12]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636299000326>.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M., H. 2012. *Motor control: translating research into clinical practice*. (4th ed.). Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-1-4511-1710-3.

SCHOLZ, J., P., SCHÖNER, G. 2007. Use of the Uncontrolled Manifold (UCM) Approach to Understand Motor Variability, Motor Equivalence, and Self-motion. In: LEVIN, M., F. 2014. *Progress in motor control: skill learning, performance, health, and injury*. (v. 826). New York: Springer, Advances in experimental medicine and biology. ISBN 978-1-4939-1338-1

SINGH, D., PARK, W., LEVY, M., S., JUNG, E., S. 2009. The effects of obesity and standing time on postural sway during prolonged quiet standing. *Ergonomics* [online]. 52(8), 977-986, [cit. 2020-06-03]. ISSN 0014-0139. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00140130902777636>.

SPENCE, C., SQUIRE, S. 2003. Multisensory Integration: Maintaining the Perception of Synchrony. *Current Biology* [online]. 13(13), R519-R521, [cit. 2020-03-19]. ISSN 0960-9822. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0960982203004457>

SUZUKI, Y., MORIMOTO, H., KIYONO, K., MORASSO, P., NOMURA, T., G. 2016. Dynamic Determinants of the Uncontrolled Manifold during Human Quiet Stance. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 10(618), 1-20, [cit. 2020-05-11]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnhum.2016.00618/full>

TAKAKUSAKI, K. 2017. Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *Journal of Movement Disorders* [online]. 10(1), 1-17, [cit. 2020-05-09]. ISSN 2005-940X. Dostupné z: <http://e-jmd.org/journal/view.php?doi=10.14802/jmd.16062>.

TAKAKUSAKI, K., SAITOH, K., HARADA, H., KASHIWAYANAGI, M. 2004. Role of basal ganglia-brainstem pathways in the control of motor behaviors. *Neuroscience Research* [online]. 50(2), 137-151, [cit. 2020-05-10]. ISSN 0168-0102. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0168010204001737>

TING, L., H., MACPHERSON, J., M. 2004. Ratio of Shear to Load Ground-Reaction Force May Underlie the Directional Tuning of the Automatic Postural Response to Rotation and Translation. *Journal of Neurophysiology* [online]. 92(2), 808-823, [cit. 2020-05-12]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.00773.2003>.

TING, L., H., MACPHERSON, J., M. 2005. A Limited Set of Muscle Synergies for Force Control During a Postural Task. *Journal of Neurophysiology* [online]. 93(1), 609-613, [cit. 2020-05-12]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.00681.2004>.

TORRES-OVIEDO, G., MACPHERSON, J., M., TING, L., H. 2006. Muscle Synergy Organization Is Robust Across a Variety of Postural Perturbations. *Journal of Neurophysiology* [online]. 96(3), 1530-1546, [cit. 2020-05-12]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.00810.2005>.

TORRES-OVIEDO, G., TING, L., H. 2007. Muscle Synergies Characterizing Human Postural Responses. *Journal of Neurophysiology* [online]. 98(4), 2144-2156, [cit. 2020-05-12]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.01360.2006>.

TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. 2005. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. (3., přeprac. a dopl. vyd.). Praha: Grada. ISBN 80-247-1296-2.

TURKENBURG, J., L., VAN OOSTAYEN, J., A., BOLLEN, W., L., E., M. 1999. Role of carotid sonography as a first examination in the evaluation of patients with transient ischemic attacks and strokes: Benefit in relation to age. *Journal of Clinical Ultrasound* [online]. 1999, 27(2), 65-69, [cit. 2020-05-18]. ISSN 0091-2751. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/%28SICI%291097-0096%28199902%2927%3A2%3C65%3A%3AAID-JCU3%3E3.0.CO%3B2-M>.

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, W., XIAO, Y., YUE, S., WEI, N., LI, K., DI GIMINIANI, R. 2019. Analysis of center of mass acceleration and muscle activation in hemiplegic paralysis during quiet standing. *PLOS ONE* [online]. 14(12), 1-16, [cit. 2020-05-16]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0226944>.

WINTER, D., A. 2009. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. (4th ed.). Hoboken, NJ, USA: John Wiley. [cit. 2020-05-11]. ISBN 978-0-470-39818-0.

WINTER, D., A., PRINCE, F., FRANK, J., S., POWELL, C., ZABJEK, K., F. 1996. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology* [online]. 75(6), 2334-2343, [cit. 2020-05-12]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.1996.75.6.2334>.

World Health Organisation. 2009. BMI Classification [online]. [cit. 2020-06-05]. Dostupné z: https://web.archive.org/web/20090418181049/http://www.who.int/bmi/index.jsp?introPage=intro_3.html.

YANAGIHARA, D. 2014. Role of the cerebellum in postural control. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine* [online]. 3(2), 169-172, [cit. 2020-05-10]. ISSN 2186-8131. Dostupné z: <http://jlc.jst.go.jp/DN/JST.JSTAGE/jpfs/3.169?lang=en&from=CrossRef&type=abstract>

YIOU, E., HAMAOU, A., ALLALI, G., 2018. Editorial: The Contribution of Postural Adjustments to Body Balance and Motor Performance. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 12(487), 1-5, [cit. 2020-05-12]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fnhum.2018.00487/full>.

Zoznam skratiek

APAs	anticipatory postural adjustments
AS	parameter Amplitude Scaling
ASL	parameter Amplitude Scaling pre ľavú dolnú končatinu
ASR	parameter Amplitude Scaling pre pravú dolnú končatinu
B	smer posunu plošiny vzad
BMI	Body Mass Index
BOS	base of support
Bx	priemerná hodnota parametra pre posuny plošiny vzad
CMP	cievna mozgová príhoda
CNS	centrálne nervová sústava
COG	center of gravity
COM	center of mass
COMP	Composite Score
COP	center of pressure
DCL	parameter Directional Control
DK	dolná končatina
DKK	dolné končatiny
EMG	elektromyografia
EPE	parameter Endpoint Excursion
F	smer posunu plošiny vpred
Fx	priemerná hodnota parametra pre posuny plošiny vpred
FZV	Fakulta zdravotníckych vied
L	parameter Latency
LB	rýchle posuny plošiny vzad
LF	rýchle posuny plošiny vpred
LL	parameter Latency pre ľavú dolnú končatinu
LOS	Limits of Stability test
LR	parameter Latency pre pravú dolnú končatinu
M	skupina mužov
M I	primárna motorická kôrová oblasť
m.	musculus
MB	stredne rýchle posuny plošiny vzad

MCT	Motor Control Test
MF	stredne rýchle posuny plošiny vpred
mm.	musculi
MVL	parameter Movement Velocity
MXE	parameter Maximum Excursion
n	početnosť
n.	nervus
P	metóda Pearsonovho korelačného koeficientu
p	štatistická signifikancia
PM	premotorická kôrová oblasť
r	korelácia
RT	parameter Reaction Time
S	metóda Spearmanovho korelačného koeficientu
SB	pomalé posuny plošiny vzad
SD	smerodajná odchýlka
SF	pomalé posuny plošiny vpred
SMA	suplementárna motorická kôrová oblasť
SS	parameter Strength Symmetry
UCM	Uncontrolled Manifold approach
WHO	World Health Organisation
WS	parameter Weight Symmetry
Ž	skupina žien

Zoznam obrázkov

Obrázok 1 Pozície COM, BOS a COG v základnom anatomickom postavení (Jiang et al., 2016, s. 5).	18
Obrázok 2 Grafický výstup analýzy COP (Kolářová et al., 2014, s. 41).	19
Obrázok 3 Ideálny priebeh vektora tiažovej sily (A) a antigravitačné svaly (B) (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 167).	22
Obrázok 4 Motorické stratégie udržania stoja (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 172).	26
Obrázok 5 Aktivita svalových synergií počas jednotlivých stratégií (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 173, 174).....	26
Obrázok 6 Posturograf Smart EquiTest System firmy Neurocom® (<i>NATUS®</i> , <i>balance & mobility</i> , 2015, s. 2).	31
Obrázok 7 Príklad silovej plošiny a zložky reakčnej sily (Payton a Barlett, 2008, s. 55).	31
Obrázok 8 Pozícia chodidiel na silovej plošine (<i>Concordia University</i> , 2017, s. 8).	38
Obrázok 9 Osem polôh testu Limits of Stability (Molero-Sánchez et al., 2016, s. 123-129).	40
Obrázok 10 Bodový diagram závislosti parametra AS Fx na telesnej hmotnosti v skupine Ž.	45
Obrázok 11 Bodový diagram závislosti parametra WS Fx na telesnej hmotnosti v skupine M.	48
Obrázok 12 Bodový diagram závislosti parametra AS Fx na telesnej hmotnosti v skupine M.	49
Obrázok 13 Bodový diagram závislosti parametra AS Fx na telesnej výške v skupine Ž.....	52
Obrázok 14 Bodový diagram závislosti parametra SS Fx na telesnej výške v skupine Ž.	53
Obrázok 15 Bodový diagram závislosti parametra AS Fx na BMI v skupine Ž.....	58

Zoznam tabuliek

Tabuľka 1 Ukážka záznamu hodnôt parametrov Strength a Weight Symmetry [%].	42
Tabuľka 2 Ukážka záznamu hodnôt parametrov Latency [ms] a Amplitude Scaling [N].....	42
Tabuľka 3 Ukážka záznamu kompozitných hodnôt parametrov LOS.....	42
Tabuľka 4 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre MCT v H_{01}	44
Tabuľka 5 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre LOS v H_{01}	44
Tabuľka 6 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre MCT v H_{02}	47
Tabuľka 7 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre LOS v H_{02}	47
Tabuľka 8 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre MCT v H_{03}	51
Tabuľka 9 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre LOS v H_{03}	51
Tabuľka 10 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre MCT v H_{04}	55
Tabuľka 11 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre LOS v H_{04}	55
Tabuľka 12 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre MCT v H_{02}	57
Tabuľka 13 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre LOS v H_{02}	57
Tabuľka 14 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre MCT v H_{02}	60
Tabuľka 15 Vyhodnotenie výsledkov štatistických testov pre parametre LOS v H_{02}	60
Tabuľka 16 Údaje popisnej štatistiky pre výšku, vek, hmotnosť a BMI v skupine Ž.	93
Tabuľka 17 Údaje popisnej štatistiky pre výšku, vek, hmotnosť a BMI v skupine M.	93
Tabuľka 18 Údaje popisnej štatistiky pre výšku, vek, hmotnosť a BMI v celom súbore probandov.	93
Tabuľka 19 Popisná štatistika pre hodnoty parametrov LOS a MCT pre skupinu Ž.	94
Tabuľka 20 Popisná štatistika pre hodnoty parametrov LOS a MCT pre skupinu M.	95

Zoznam príloh

Príloha 1 Informovaný súhlas.....	91
Príloha 2 Tabuľky s údajmi popisnej štatistiky.....	93
Príloha 3 Stanovisko Etickej komisie FZV	96

Prílohy

Príloha 1 Informovaný súhlas

Informovaný súhlas

Pro výzkumný projekt: Hodnocení posturální kontroly u zdravých jedinců

Období realizace: březen 2019 – březen 2020

Řešitelé projektu: Bc. Juraj Kollár

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zhodnocení aspektů posturální kontroly (vyšetření schopností balance a stability ve vzpřímeném stoji během úkolů náročných na rovnováhu) u zdravých jedinců prostřednictvím posturografické plošiny Smart Equitest System firmy NeuroCom®.

Jako účastník/účastnice této studie, musíte splňovat tyto podmínky věku a zdravotního stavu: věkové rozpětí 40-65 (+/-3) roky, bez překonané cévní mozkové příhody, bez neurologických, traumatologických, vestibulárních, kognitivních nebo výrazných neuromuskulárních onemocnění v době testování. Testování zahrnuje měření na posturografické plošině na rehabilitačním oddělení FNOL, po dobu přibližně 30 minut. Výhody, které z této studie pro Vás vyplývají, jsou získání informací o vaší posturální kontrole. Rizika, která mohou vyplývat z této studie a testování, jsou pády během posunů plošiny, nebo jiné vegetativní projevy jako reakce na posuny plošiny. Bezpečnost bude zajištěna bezpečnostní vestou. V případě nevolnosti, nebo jiného omezujícího důvodu, je možné průběh testování přerušit stiskem libovolné klávesy.

Z průběhu testování můžete kdykoliv vystoupit bez udání důvodu. Pokud máte jakékoliv otázky ohledně testování a tohoto informovaného souhlasu, nebo požadujete doplnění informací, zeptejte se autora souhlasu.

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: _____

Príloha 2 Tabuľky s údajmi popisnej štatistiky.

Tabuľka 16 Údaje popisnej štatistiky pre výšku, vek, hmotnosť a BMI v skupine Ž.

Znak	Skupina Ž					
	n	Priemer	Medián	Minimum	Maximum	SD
Výška [cm]	8	169,75	171	162	174	4,17
Vek [roky]	8	47,13	47,5	41	50	2,95
Hmotnosť [kg]	8	66,13	65,5	58	75	5,84
BMI [kg/m ²]	8	22,91	22,32	22,04	25,35	1,21

Legenda: Ž – skupina žien; n – počet probandov; SD – smerodajná odchýlka; BMI – Body Mass Index.

Tabuľka 17 Údaje popisnej štatistiky pre výšku, vek, hmotnosť a BMI v skupine M.

Znak	Skupina M					
	n	Priemer	Medián	Minimum	Maximum	SD
Výška [cm]	11	181,18	182	172	194	8,34
Vek [roky]	11	49,64	49	45	59	3,78
Hmotnosť [kg]	11	95,27	90	75	125	16,63
BMI [kg/m ²]	11	29,01	27,72	25,06	39,55	4,68

Legenda: M – skupina mužov; n – počet probandov; SD – smerodajná odchýlka; BMI – Body Mass Index.

Tabuľka 18 Údaje popisnej štatistiky pre výšku, vek, hmotnosť a BMI v celom súbore probandov.

Znak	Celý súbor					
	n	Priemer	Medián	Minimum	Maximum	SD
Výška [cm]	19	176,37	173	162	194	8,89
Vek [roky]	19	48,58	49	41	59	3,59
Hmotnosť [kg]	19	83	82	58	125	19,64
BMI [kg/m ²]	19	26,44	25,23	22,04	39,55	4,72

Legenda: n – počet probandov; SD – smerodajná odchýlka; BMI – Body Mass Index.

Tabuľka 19 Popisná štatistika pre hodnoty parametrov LOS a MCT pre skupinu Ž.

Parameter	Skupina Ž					
	n	priemer	medián	minimum	maximum	SD
RT [s]	8	0,97	0,985	0,73	1,22	0,182
MVL [°/s]	8	3,3	3,5	2,2	4,3	0,860
EPE [%]	8	62,88	62	47	81	12,856
MXE [%]	8	77,63	78	62	93	9,768
DCL [%]	8	76,88	77,5	64	89	7,22
L Bx [ms]	8	140	138,33	133,33	153,33	6,108
L Fx [ms]	8	132,5	132,5	120	156,67	11,751
L COMP [ms]	8	136,38	137	128	144	5,069
AS Bx [N]	8	6,54	5,75	3,33	12	2,907
AS Fx [N]	8	5,96	6	2,83	8,17	1,535
SS Bx [%]	8	9,29	8,33	0	20	6,793
SS Fx [%]	8	11,29	9,67	1,33	40	12,229
WS Bx [%]	8	6,88	5	2,33	19	5,375
WS Fx [%]	8	9,83	5,83	2,67	23,67	8,33

Legenda: RT – Reaction Time v sekundách; MVL – Movement Velocity v stupňoch za sekundu; EPE – Endpoint Excursion v %; MXE – Maximum Excursion v %; DCL – Directional Control v %; WS Bx, Fx – priemerné hodnoty Weight Symmetry pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v %; L Bx, Fx – priemerné hodnoty Latency pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v ms; L COMP – kompozitné hodnoty pre Latency; AS Bx, Fx - priemerné hodnoty Amplitude Scaling pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v Newtonoch; SS Bx, Fx - priemerné hodnoty Strength Symmetry pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v %; n – počet probandov; SD – smerodajná odchýlka.

Tabuľka 20 Popisná štatistika pre hodnoty parametrov LOS a MCT pre skupinu M.

Parameter	Skupina M					
	n	priemer	medián	minimum	maximum	SD
RT [s]	11	0,85	0,8	0,62	1,21	0,199
MVL [°/s]	11	3,39	3,1	2,3	4,7	0,788
EPE [%]	11	66,27	63	49	89	12,523
MXE [%]	11	80,64	78	71	93	7,284
DCL [%]	11	78,82	83	59	85	8,292
L Bx [ms]	11	132,73	135	96,67	156,67	15,746
L Fx [ms]	11	140,15	140	123,33	158,33	9,529
L COMP [ms]	11	110,18	134	0	155	55,241
AS Bx [N]	11	7,47	7,17	3	12,33	3,083
AS Fx [N]	11	8,89	8	4,67	15	3,304
SS Bx [%]	11	16,03	14,67	0	31,33	10,188
SS Fx [%]	11	13,97	13	2,33	29,33	7,945
WS Bx [%]	11	7,18	5,67	0,67	16,67	4,877
WS Fx [%]	11	7,82	7,33	2,67	15,33	4,148

Legenda: RT – Reaction Time v sekundách; MVL – Movement Velocity v stupňoch za sekundu; EPE – Endpoint Excursion v %; MXE – Maximum Excursion v %; DCL – Directional Control v %; WS Bx, Fx – priemerné hodnoty Weight Symmetry pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v %; L Bx, Fx – priemerné hodnoty Latency pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v ms; L COMP – kompozitné hodnoty pre Latency; AS Bx, Fx - priemerné hodnoty Amplitude Scaling pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v Newtonoch; SS Bx, Fx - priemerné hodnoty Strength Symmetry pre smer posunu vzad (Bx) a vpred (Fx) v %; n – počet probandov; SD – smerodajná odchýlka.

Príloha 3 Stanovisko Etickej komisie FZV



Fakulta
zdravotnických věd

Genius loci ...

UPOL-90542/1030-2019

Vážený pan
Juraj Kollár

2019-12-06

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážený pane Kolláre,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Hodnotenie posturálnej kontroly u zdravých jedincov**“, jehož jste hlavním řešitelem, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,

Mgr. Lenka Mazalová, Ph.D.
předsedkyně
Etické komise FZV UP