

Univerzita Palackého v Olomouci

Katedra tělesné kultury

VPLYV POHYBU OČÍ NA POSTURÁLNÍ STABILITU U ZDRAVÝCH  
DOSPELÝCH JEDINCOV

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Mária Janceová, odbor fyzioterapie

Vedúci práce: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2019

**Meno a priezvisko autora:** Bc. Mária Janceová, rod. Lednická

**Názov diplomovej práce:** Vplyv pohybu očí na posturálnu stabilitu u zdravých dospelých jedincov

**Pracovisko:** Katedra prírodných vied v kinantropológii, Fakulta telesnej kultúry, Univerzita Palackého v Olomouci

**Vedúci práce:** Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

**Rok obhajoby:** 2019

**Abstrakt:**

Cieľom tejto diplomovej práce bolo posúdiť vplyv pohybov očí na posturálnu stabilitu u mladých dospelých jedincov. Výskumu sa zúčastnilo 31 zdravých jedincov vo veku 19 – 29 rokov (priemerný vek  $22,9 \pm 2,7$  roku), z toho 16 žien a 15 mužov. Na záznam dát o posturálnej stabilite bola použitá stabilometrická plošina Model 16030 a akcelerometer Trigno™ Wireless System. Plošina stabilometra bola pohyblivá vo frontálnej rovine a účastníci mali počas udržiavania rovnováhy na nej sledovať vizuálne podnety: fixácia na stred, sakadické pohyby očí vertikálne a horizontálne. Frekvencia sakád bola dvojaká – 0,5 Hz a 1,1 Hz, podnety pre sakády vytvárali vizuálny uhol  $11^\circ$ . Získané dáta boli štatisticky spracované s využitím Friedmanovej analýzy rozptylu. Nebol zistený žiaden štatisticky významný rozdiel medzi vplyvom jednotlivých vizuálnych podmienok na úroveň posturálnej stability.

**Kľúčové slová:** posturálna stabilita, rovnováha, pohyby očí, zdraví dospelí jedinci

Práca bola spracovaná v rámci vnútorného grantu Univerzity Palackého v Olomouci IGA FTK 2018 013.

Súhlasím s požičiavaním diplomovej práce v rámci knižničných služieb.

**Author's first name and surname:** Bc. Mária Janceová, née Lednická

**Title of the thesis:** Effects of eye movement on postural stability in healthy adults.

**Department:** The Department of Natural Sciences in Kinanthropology, Faculty of Physical Culture, Palacký University, Olomouc

**Supervisor:** Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

**The year of presentation:** 2019

**Abstract:**

The aim of this diploma thesis was to assess the effect of eye movements on postural stability of young adults. 31 healthy individuals aged 19 – 29 years (average age  $22.9 \pm 2.7$  years) participated in the research, of whom 16 were females and 15 males. Stabilometric platform Model 16030 and accelerometer Trigno™ Wireless System were used to record data about postural stability. The stabilometric platform moved in frontal plane and participants were required to observe visual stimuli during keeping balance on it: fixation on centre, saccadic eye movements vertically and horizontally. There were two frequencies of saccades – 0.5 Hz and 1.1 Hz, stimuli for saccades created visual angle  $11^\circ$ . Obtained data were statistically processed using the Friedman analysis of variance. No statistically significant difference between effects of individual visual conditions on the degree of postural stability was determined.

**Keywords:** postural stability, balance, eye movements, healthy adults

This work has been developed within the frame of the project: IGA FTK 2018 013.

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

Prehlasujem, že som svoju diplomovú prácu vypracovala samostatne s odbornou pomocou prof. RNDr. Miroslava Januru, Dr., uviedla všetky použité literárne a vedecké zdroje a riadila sa zásadami vedeckej etiky.

V Olomouci dňa 17.6.2019

.....

## Pod'akovanie

Veľké ďakujem patrí vedúcemu tejto práce prof. RNDr. Miroslavovi Janurovi, Dr. za odborné vedenie tejto práce. Taktiež ďakujem Mgr. Lucii Bizovskej a celému tímu, ktorý sa podieľal na výskume. Ďakujem mojej rodine a manželovi za podporu pri písaní tejto práce i celom štúdiu.

# OBSAH

1. ÚVOD .....	9
2. TEORETICKÁ ČASŤ .....	10
2.1. Prehľad základných biomechanických pojmov .....	10
2.2. Posturálna stabilita .....	11
2.3. Posturálna kontrola .....	13
2.4. Pohybové stratégie pri udržiavaní vzpriameného stoja .....	17
2.5. Senzorické systémy posturálnej kontroly .....	24
2.5.1. Vestibulárny systém.....	25
2.5.2. Somatosenzorický systém.....	27
2.5.3. Zrakový systém .....	27
2.5.4. Pohyby očí a ich vplyv na udržiavanie rovnováhy.....	30
2.5.5. Senzorická integrácia .....	32
2.6. Riadenie posturálnej stability CNS .....	34
3. CIELE A VÝSKUMNÉ OTÁZKY .....	37
4. METODIKA .....	38
4.1. Charakteristika výskumného súboru.....	38
4.2. Metódy získavania dát .....	39
4.2.1. Klinické metódy .....	39
4.2.2. Biomechanické metódy a meracie zariadenia .....	39
4.3. Priebeh merania .....	40
4.4. Analýza dát .....	42
4.5. Štatistické spracovanie.....	42
5. VÝSLEDKY .....	43
5.1. Vyjadrenie sa k výskumnej otázke .....	44
6. DISKUSIA.....	45
6.1. Limitácie štúdie .....	56

<b>7. ZÁVER</b> .....	57
<b>8. ZHRNUTIE</b> .....	58
<b>9. SUMMARY</b> .....	60
<b>10. REFERENČNÝ ZOZNAM</b> .....	62
<b>11. PRÍLOHY</b> .....	70

## ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK

A-P – antero-posteriórny

AC – plocha kontaktu tela s podložkou

APA – anticipačné posturálne úpravy

BS – oporná báza

CNS – centrálna nervová sústava

COG – vertikálna projekcia ťažiska do roviny opornej plochy

COM – ťažisko

COP – pôsobisko vektoru výslednej reakčnej sily podložky

CPA – kompenzačné posturálne úpravy

gl. – ganglion

ggl. – gangliony

m. – sval

M-L – medio-laterálny

n. – neurón

ncl. – jadro

PPRF – paramediánna pontinná retikulárna formácia

riFLM – rostrálne nucleus interstitialis patriace k fasciculus longitudinalis medialis

RMS – *root-mean-square*

RMSE – *root-mean-square-error*

tr. - dráha



## 1. ÚVOD

Súčasťou a základnou podmienkou akéhokoľvek nášho pohybu či polohy je postúra (Kolář et al., 2009). Aj keď sa môže zdať, že udržiavanie postury je v porovnaní s fázickými pohybmi dej statický, ide o dynamický dej (Véle, 2006). Ľudské telo má schopnosť spoznať, že udržiavanie bipedálneho stoja je v ohrození a adekvátne zareagovať svalovou kontrakciou tak, aby potlačilo pôsobenie destabilizujúcich síl a zabránilo pádu (Pollock et al., 2000). Na posturálnej kontrole sa podieľajú okrem iných aj senzorické vstupy z vestibulárneho, somatosenzorického a zrakového systému (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Aj keď zrak nie je najdôležitejším zdrojom informácií pri riadení posturálnej stability (Shumway-Cook & Woollacott, 2012), môžu ju pohyby očí rôznej rýchlosti a typu ovplyvniť. Sakadické pohyby očí sú charakterizované vysokou rýchlosťou pohybu z jedného bodu fixácie do druhého bodu fixácie (Young & Sheena, 1975). Keďže do riadenia sakadických pohybov očí sú zapojené mozgové štruktúry, ktoré sú zapojené aj do systému riadenia posturálnej stability, predpokladá sa špecifický vplyv sakád na posturálnu stabilitu (Leigh & Zee, 2006 in Legrand, Mazars, Lazzareschi, Lemoin, Olivier, Barra, & Bucci, 2013).

Zaujímalo nás preto, ako môžu sakadické pohyby očí ovplyvniť posturálnu stabilitu a či sa tento vplyv líši pri rôznych smeroch a frekvenciách.

## 2. TEORETICKÁ ČASŤ

### 2.1. Prehľad základných biomechanických pojmov

V terminológii týkajúcej sa posturálnej stability sa vyskytuje mnoho nezrovnalostí. Rôzne odvetvia zaoberajúce sa problematikou posturálnej stability, stabilizácie a kontroly môžu používať rovnaké termíny, ktoré však definujú rôzne deje (Bizovská, Janura, Míková & Svoboda, 2017).

**Postura** – pokojová poloha tela, ktorá sa vyznačuje určitou konfiguráciou pohyblivých segmentov (Véle, 2006). Kolář et al. (2009) posturu popisuje ako aktívne držanie pohybových segmentov ľudského tela proti pôsobeniu vonkajších síl, z ktorých je v bežnom živote najvýznamnejšia tiažová sila. Upozorňuje však, že pod pojmom postura nemáme rozumieť len vzpriamený stoj, pretože postura je súčasťou akejkoľvek polohy či pohybu a zároveň je základnou podmienkou každého pohybu. Winter (1995) posturu z biomechanického hľadiska definuje ako orientáciu ktoréhokoľvek telesného segmentu k vektoru tiažovej sily. Telesná postura, alebo držanie tela (angl. *body posture*), pozostáva zo segmentov, ktoré sú pospájané pohyblivými kĺbmi. Tie sú ovládané neuromuskulárnym systémom. Enoka (2008) vníma posturu ako neuromechanickú reakciu, ktorá súvisí s udržiavaním stability. Jej centrálné riadenie si vyžaduje vzájomné pôsobenie medzi vonkajšími silami, mechanickými vlastnosťami tela a neuromuskulárnymi silami (Massion, 1994). Udržovanie postury je dej dynamický, aj keď sa v porovnaní s fázickým pohybom môže zdať, že ide o statický fenomén (Véle, 2006).

**Atituda** – Véle (2006) takto nazýva polohu, ktorá predchádza pohybovému cieľu. Nastavenie tejto účelovo orientovanej polohy začína už pri myšlienke na pohyb. Pokojová poloha prechádza v pohotovostnú, dochádza k logistickej príprave a nastaveniu dráždivosti motoneurónov a následne cieľovej orientácii postury pred pohybom.

**Oporná plocha** (*area of support*) – plocha podložky, ktorá je v kontakte s časťou tela vytvárajúcou oporu (Bizovská et al., 2017). Vařeka a Vařeková (2009) však uvádzajú, že ide presnejšie o časť plochy kontaktu (*area of contact* – AC) aktuálne používanú k vytvoreniu opornej bázy.

**Oporná báza** (*base of support – BS*) – je plocha, ktorá je daná spojením vonkajších okrajov opornej plochy (Bizovská et al., 2017).

**Ťažisko** (*centre of mass – COM*) – označuje hypotetický hmotný bod, pôsobisko tiažovej sily, do ktorého je sústredená hmotnosť celého telesa (Bizovská et al., 2017; Vařeka & Vařeková, 2009).

**COG** – *centre of gravity* – je vertikálnou projekciou ťažiska do BS (Bizovská et al., 2017). COG sa musí vždy nachádzať v BS, keď je telo v kvazistatickej polohe (napr. stoj, sed...). Ak sa COG dostane mimo BS, pôsobenie vnútorných síl nebude stačiť, aby sa vrátilo späť. Môže sa zmeniť len BS a to po premiestnení kontaktnej plochy (Bizovská et al., 2017; Pollock, Durward, Rowe, & Paul, 2000).

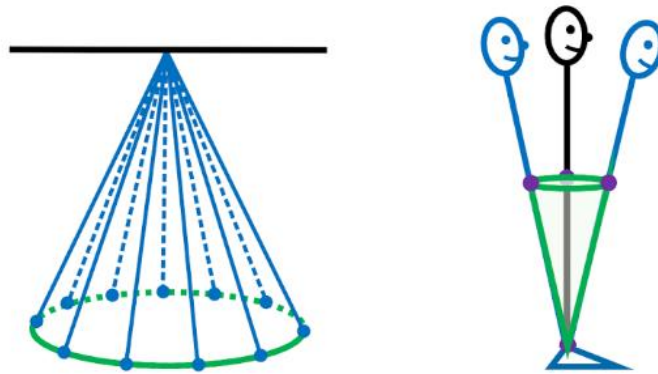
**COP** – *centre of pressure* – pôsobisko vektoru výslednej reakčnej sily podložky. Je to vážený priemer všetkých tlakov, ktoré pôsobia na AC (Bizovská et al., 2017).

## 2.2. Posturálna stabilita

Posturálna stabilita je schopnosť zaistiť vzpriamené držanie tela a reagovať na zmeny vonkajších aj vnútorných síl, aby nedošlo k nezamýšľanému alebo neriadenému pádu (Vařeka & Vařeková, 2009). V zahraničnej literatúre sa využívajú aj anglické termíny *balance* alebo *equilibrium*. Termín *balance* Winter (1995) definuje ako dynamické držanie tela v prevencii pred pádom. V českej literatúre môžeme tento proces (funkciu) nájsť pod pojmom posturálna stabilizácia. Pollock et al. (2000) definujú *equilibrium* z mechanického hľadiska ako stav telesa, kedy výsledné sily alebo momenty pôsobiace naň sú nulové (prvý Newtonov zákon). Shumway-Cook a Woolacott (2012) *equilibrium* chápu ako okamžitý stav, ktorý je výsledkom balančných mechanizmov. Pre tento stav možno tiež použiť synonymum posturálna stabilita (Bizovská et al., 2017).

Schopnosť telesa balansovať v statickej situácii súvisí s pozíciou COM a BS daného telesa. Pokiaľ COG nepresiahne hranice BS, teleso sa nachádza v stabilnej polohe. To znamená, že človek sa môže nakláňať v akomkoľvek smere v určitom priestore, ktorý vymedzujú maximálne uhly a nezmeniť pri tom BS. Hovoríme o tzv. limitoch stability. Keby COM človeka opísalo tieto limity stability, vytvorilo by kružnicu. Tento princíp býva tiež označovaný ako model prevráteneho kyvadla (vzťah k plášťu

kužeľa) (Obrázok 1). Na limity stability sa však nemá hľadieť ako na fixné hranice, ale meniace sa podľa úloh, vlastností jedinca, ako je sila, rozsah pohybu, vlastností COM a prostredia. Pri udržiavaní vzpriameného bipedálneho stoja ide o interakciu medzi dvoma premennými – polohou COM a jeho zrýchlením v každom danom momente (Winter in Bizovská et al., 2017; Pollock et al., 2000; Shumway-Cook & Woolacott, 2012).



Obrázok 1. Grafické znázornenie pohybu kyvadla naľavo a model prevráteného kyvadla pri titubáciách v stoji napravo (Bizovská et al., 2017).

Počas vzpriameného stoja má človek COM pomerne vysoko a relatívne malú BS, čo vyžaduje vyššie nároky na udržanie rovnováhy. Zhruba  $2/3$  z hmoty tela sú uložené v horných  $2/3$  jeho výšky nad zemským povrchom. Toto by z nás robilo prirodzene „nestabilné systémy“, pokiaľ by riadenie posturálnej kontroly nefungovalo nepretržite (Winter, 1995). Úroveň posturálnej stability je nepriamo úmerná výške COM nad BS a priamo úmerná hmotnosti telesa a veľkosti BS. Podľa mechanických princípov by teda úroveň posturálnej stability mala narastať so znižovaním polohy COM a zväčšovaním BS (Kolář et al., 2009; Pollock et al., 2000). Vyššia hmotnosť ľudského tela síce môže zvýšiť nároky na vychýlenie tohto človeka, a teda hrá v prospech posturálnej stability. Avšak pri situáciách, kedy je COG daného človeka mimo BS, pre systémy posturálnej kontroly je omnoho náročnejšie ho prinavrátiť späť. Vplyv na posturálnu stabilitu však majú aj iné faktory, napr. ako na sebe prilieha kontaktná časť ľudského tela a kontaktná časť opornej plochy, vlastnosti a postavenie segmentov. Určitú úlohu zohrávajú aj vnútorné faktory ľudského tela, ako sú pohyby alebo zmeny vnútorných tlakov pri dýchaní, psychika, či procesy nastavujúce excitabilitu nervového systému (Bizovská et al., 2017).

V prípade neživých telies platí, že ak sa COG dostane mimo BS, teleso musí spadnúť. Ľudské telo má však prirodzenú schopnosť spoznať, že udržanie bipedálneho

stoja je ohrozené a zareagovať použitím svalovej kontrakcie na potlačenie pôsobenia destabilizujúcich vonkajších síl, aby zabránilo pádu. Hovoríme o posturálnej kontrole (Pollock et al., 2000).

### **2.3. Posturálna kontrola**

Posturálna kontrola je predpokladom udržiavania nespočetného množstva postúr či aktivít. Kontrola rovnováhy je spájaná s tromi typmi telesných aktivít:

- a) Udržiavanie špecifickej postury, ako napr. sed alebo stoj.
- b) Voľné pohyby, napr. medzi zmenami rôznych pozícií tela.
- c) Reakcie na vonkajšie výkyvy, ako napr. pošmyknutie, zakopnutie alebo postrčenie.

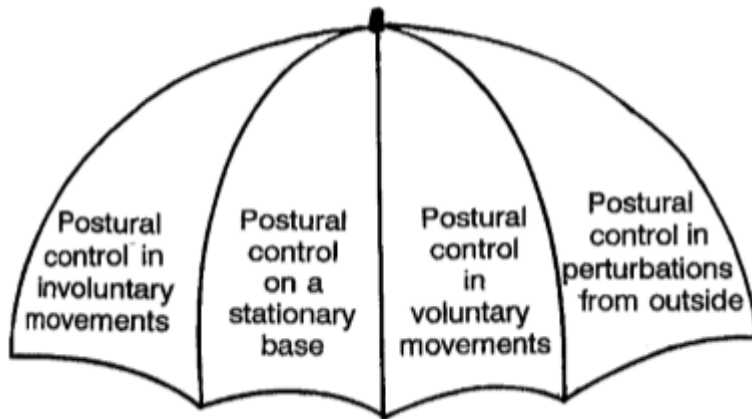
Úlohou posturálnej kontroly je udržiavanie, vytvorenie či navrátenie COG do BS, a teda stability, pri rôznych pozíciách alebo aktivitách človeka (Pollock et al., 2000). Skutočnosť, že ľudia využívajú na vzpriamený stoj len dve končatiny a pri premiestňovaní po zemi využívajú buď kontakt oboch nôh pri stoji alebo chôdzi, jednej nohy pri chôdzi, alebo pri behu v určitej fáze nemajú žiadny kontakt so zemou, spôsobuje veľkú výzvu pre systém posturálnej kontroly (Winter, 1995).

Ragnarsdóttir (1996) navrhla koncept dáždika (Obrázok 2), ktorý popisuje štyri kategórie balančných motorických zručností:

- posturálnu kontrolu mimovoľných pohybov,
- posturálnu kontrolu na stabilnom povrchu,
- posturálnu kontrolu pri voľných pohyboch,
- posturálnu kontrolu pri reakcii na vonkajšie podnety.

Tento koncept má zastrešovať schopnosti udržiavať COM nad BS v rôznych pozíciách, presúvať telesnú hmotu rýchlo a presne v rámci BS v rôznych smeroch z jej centra. Ďalej bezpečne a koordinovane sa premiestňovať normálnou rýchlosťou a taktiež vyrovnávať narušenie polohy COM vonkajšími silami. Autorka navrhla podľa tohto konceptu hodnotenie balančných schopností na stupnici od 0 do 4, kde stupeň 0 znamená absenciu všetkých schopností spomenutých v koncepte a stupeň 4 naopak ich prítomnosť. Sama však priznáva, že ide len o hrubý náčrt hodnotiacej škály, ktorý by potreboval ďalej rozvinúť (Ragnarsdóttir, 1996). Skutočnosť, že posturálna stabilita a jej udržiavanie

zahrňuje početnú skupinu schopností, má za následok, že globálne testy využívané v lekárskej praxi nemajú veľkú výpovednú hodnotu (Bizovská et al., 2017).

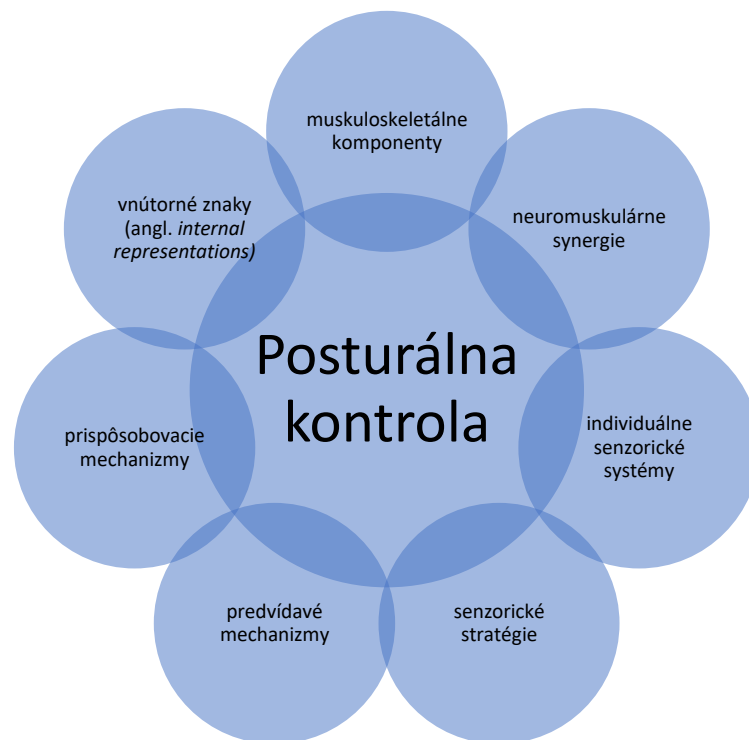


Obrázok 2. Balančné motorické schopnosti rozdelené do štyroch kategórií, graficky znázornené ako koncept dáždnika (Ragnarsdóttir, 1996).

Posturálna kontrola zahŕňa podľa Shumway-Cook a Woollacott (2012) ovládanie polohy tela v priestore za dvojakým účelom – stability a orientácie. Stabilita už bola definovaná vyššie v texte. Posturálnu orientáciu definujú ako schopnosť udržať primeraný vzťah medzi telesnými segmentami a medzi telom a prostredím, v ktorom má byť vykonaná určitá úloha. Orientáciu teda chápajú ako zaujatie určitej postury (prevažne vertikálnej) pri vykonávaní danej úlohy. Podobne charakterizuje Véle (2006) atitudu. Pri udržiavaní vertikálnej orientácie ako ľudia využívame početné sensorické zdroje. Pôsobenie gravitácie, ktoré vnímame vďaka vestibulárnemu aparátu, vzájomné vzťahy medzi telesnými segmentami, vzťah medzi podložkou a našim telom sprostredkovaný somatosenzorickým systémom a vzťah nášho tela s okolím vnímaný zrakovým systémom (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Stratégie posturálnej kontroly boli tradične považované ako odpovede podobné reflexom vyvolané sensorickými stimulmi. Dnes sa posturálne odpovede na udržanie rovnováhy považujú za závislé na vyhodnotení a riadení mnohých premenných centrálnym nervovým systémom (CNS) (Pollock et al., 2000). Vyžaduje sa hlavne komplexná spolupráca nervového a muskuloskeletálneho systému. Medzi komponenty muskuloskeletálneho systému spadá rozsah pohybu v kĺboch, vlastnosti svalov, pružnosť chrbtice a biomechanické vzťahy medzi spojenými segmentami tela. Nervové

komponenty, ktoré sú nevyhnutné pre posturálnu kontrolu, zahŕňajú (a) motorické procesy, medzi ktoré patrí organizovanie svalov v tele do neuromuskulárnych synergií; (b) zmyslové/percepčné procesy, do ktorých spadá organizácia a integrácia vizuálnych, vestibulárnych a somatosenzorických systémov; (c) procesy vyššej úrovne nevyhnutné pre mapovanie vnemov na akciu a zaisťujúce predvídanie a prispôbovacie aspekty posturálnej kontroly (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Obrázok 3 zobrazuje model reprezentujúci základné komponenty posturálnej kontroly.



Obrázok 3. Konceptný model komplexnej spolupráce mnohých telesných systémov pri udržiavaní posturálnej kontroly (upravené podľa Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Massion (1992) tvrdí, že možno identifikovať dva typy kontroly, ktoré vzhľadom na cieľ podporujú rôzne funkcie. Prvý typ má udržiavať príslušnú polohu jedného, či viacerých segmentov alebo celého tela voči vonkajším, či vnútorným rušivým silám. Tento typ má udržiavať aj pohľad, ktorý je výsledkom koordinácie hlavy a pozície očí. Druhý typ kontroluje pohyb pozdĺž trajektórie jedného či viacerých segmentov alebo celého tela smerom k danému cieľu. Zruší počiatočnú posturu, čomu nadchádza vybudovanie novej postury, ktorá sa následne stabilizuje. Do tejto kategórie spadá

dosahovanie a uchopovanie. Oba tieto typy sú vo väčšine našich motorických činností kombinované. Autor prirovnáva motorické činnosti k ľadovcom – skrytá zložka pohybu (posturálna) je dôležitejšia než viditeľný pohyb.

K aktivácii svalov vykonávajúcich ereismatický (posturálny/podporný) pohyb dochádza ešte pred aktiváciou svalov, ktoré vykonávajú teleokinetický pohyb. Tieto predvídave posturálne úpravy (APA – angl. *anticipatory postural adjustments*) zabezpečujú, že aktiváciou určitých svalov (zväčša na dolných končatinách a trupe) nedôjde pri následnom voľnom pohybe k vychýleniu COG z BS. APA preladujú senzorické a motorické systémy na posturálne požiadavky na základe predošlých skúseností a učenia. V reálnych situáciách však dochádza k výchyľkám, ktoré samotné APA nedokážu eliminovať, preto CNS využíva prispôbovacie/kompenzačné posturálne úpravy (CPA – angl. *compensatory postural adjustments*). Tieto sú odštartované signálmi senzorickej spätnej väzby. Tento mechanizmus navrátenia COM nad BS je využitý CNS, ak už k vychýleniu došlo (Santos, Kanekar, & Aruin, 2010; Yiou, Caderby, & Hussein, 2012; Massion, 1992; Shumway-Cook & Woolacott, 2012).

Funkčné systémy, ktoré sú základom posturálnej kontroly, zahŕňajú štruktúry zapojené do plánovania pohybu na vyššej úrovni (kortex frontálneho laloku a motorický kortex), koordinačné centrá (mozgový kmeň a spinálne dráhy koordinujúce svalové synergie) a generátory síl, ktoré vytvárajú pohyb efektívny pri riadení polohy tela v priestore (Shumway- Cook & Woolacott, 2012).

Posturálna kontrola nemá byť chápaná ako jeden systém, alebo súprava vzpriamovacích a rovnovážnych reflexov, ale ako komplexná motorická schopnosť odvodená z interakcie mnohých somatosenzorických procesov (Horak & Macpherson, 1996). Po spracovaní a integrácii všetkých multisenzorických vstupov dochádza v CNS k výberu vhodnej motorickej odpovede pre danú situáciu, ktorá sa eferentnými dráhami dostane až k efektoru – muskuloskeletálnemu systému. Zmena multisenzorickej aferencie vyvolá okamžité zmeny postury, ktoré sú výsledkom predpovede senzorických vstupov a korekcií pohybu tela na základe odchýlky medzi skutočnými a očakávanými senzorickými vstupmi (Chiba, Takakusaki, Ota, Yozu, & Haga, 2016).

K posturálnej kontrole prispievajú určité stratégie, čiže plány k akcii alebo prístupy na organizovanie jednotlivých elementov v rámci systému do jednotnej štruktúry. Patria medzi ne pohybové stratégie, ďalej senzorické a senzomotorické



stratégie. Stratégie pozornosti určujú mieru pozornosti venovanú posturálnej úlohe, zatiaľ čo jedinec vykonáva simultánne iné úlohy (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

## 2.4. Pohybové stratégie pri udržiavaní vzpriameného stoja

Stabilita, ktorá je súčasťou pokojného státia alebo aj sedenia, je často nazývaná statická, keďže sa nemení BS. Ide však o dynamický dej, keďže posturálna kontrola si vyžaduje aktivitu svalov aj CNS. Dochádza k jemnému spontánnemu posturálnemu kolísaniu (angl. *postural sway*). Vzpriamené držanie tela pri stoji minimalizuje pôsobenie gravitačnej sily. Pred kolapsom zapríčineným týmito silami nás udržuje svalový tonus (Shumway- Cook & Woolacott, 2012).

Svalový tonus zodpovedá sile, ktorou sval odoláva pasívnemu natiahnutiu (Basmajian & De Luca, 1985). Výskumy z počiatku 20. storočia, ktoré viedol Sherrington na zvieratách, definovali svalový tonus ako svalovú aktivitu, ktorá je dlhotrvajúca, neunaviteľná, náchylná k reflexnému útlmu, citlivá na zmeny postavenia hlavy a krku (v zmysle tonických krčných a vestibulárnych reflexov) a plastická (v zmysle schopnosti zmeny pri skracovaní alebo predlžovaní svalu pri kontrakcii a relaxácii bez zmeny tonu) (Sherrington, 1909). Svalový tonus je riadený zo subkortikálnej úrovne, majú naň vplyv propriospinálne dráhy, okruhy mozgového kmeňa a mozočku, taktiež limbický systém, a integrovaný je aj kortex (Králiček, 1995; Holstege, 1998). Musí byť dostatočne veľký, aby udržal ľudské telo vo vertikále proti pôsobeniu tiažovej sily, a zároveň tak nízky, aby umožnil voľný pohyb (Cheng, 2004). Tonus v axiálnej muskulatúre a svaloch koreňových kĺbov sledovali Gurfinkel, Cacciatore, Cordo, Horak, Nutt a Skoss (2006). Tieto svaly majú veľký biomechanický význam pri udržiavaní postury a taktiež pri pohybe. Výsledky poukazujú na citlivé a dynamické modulácie tonu axiálneho svalstva, ktoré pochádzajú, aspoň z časti, z tonických predlžovacích a skracovacích reakcií.

Pri zaujatí vertikálnej polohy sa zvýši aktivita antigravitačných posturálnych svalov, aby neutralizovali pôsobenie gravitačnej sily – hovoríme o posturálnom tоне. Pri lézii dorzálnych koreňov spinálnej miechy vedúcich senzoričné informácie, dochádza k zníženiu posturálneho tonu, čo poukazuje na dôležitosť somatosenzoričných vstupov preň (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Vstupy z vestibulárneho aparátu, ktoré sú vyvolané pohybmi hlavy, menia rozloženie posturálneho tonu na krku a končatinách. Ide

o vestibulospinálne reflexy (Massion & Woollacott, 2004 in Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

V klinickej literatúre bola zdôrazňovaná dôležitosť posturálneho tonu pre posturálnu stabilitu vo vzpriamenom stoji, hlavne vo svaloch trupu (Davies, 1985; Schenkman & Butler, 1989). Elektromyografické štúdie zaznamenali pri pokojnom vzpriamenom stoji tonickú aktivitu m.triceps surae, keďže vektor pôsobenia gravitácie prechádza tesne pred kolenom a členkom. M.tibialis anterior bol tonicky aktívny keď sa telo kolísalo smerom vzad, zapojili sa aj m.gluteus medius, m.tensor fasciae latae a m. iliopsoas, ktorý bráni hyperextenzií v bedrovom kĺbe. Z trupového svalstva vykazovala tonickú aktivitu hrudná časť m.erector spinae, taktiež vďaka prechodu vektoru gravitačnej sily pred chrbticou. Brušné svaly sa zapájali prerušovane, aj keď ich aktivita je pri udržovaní stability a kompenzácií pohybov vyvolaných dýchaním dôležitá (Basmajian & De Luca, 1985; Hodges, Gurfinkel, Brumagne, Smith, & Cordo, 2002; Mok, Brauer, & Hodges, 2004).

Významný vplyv na posturálnu stabilitu majú aj svaly krčnej oblasti. Pri ich únave a zmene timing-u dochádza ku produkovaniu abnormálnych senzorických vnemov do CNS, čo vyvoláva trvalý pocit nestability (Schieppati, Nardone, & Schmid, 2003). Navyše, pri dynamických úlohách môže nestabilné držanie hlavy viesť ku zhoršenej funkcii vestibulárneho aj vizuálneho aparátu, čo môže narušiť posturálnu kontrolu (Schärli, van de Langenberg, Murer, & Müller, 2013).

Udržiavanie nastavenia polohy jednotlivých telesných segmentov balansovaním okolo strednej polohy nás udržuje v pohotovosti k rýchlemu prechodu z pokojného stavu do pohybu. Tento mechanizmus zaisťuje posturálna motorika, ktorá je rámcovo naprogramovaná, prebieha podvedome, avšak prispôsobuje sa okamžitej situácii a prostrediu a pri nečakaných zmenách hneď vstupuje do vedomia. Posturálna motorika využíva prevažne tonické svaly, ktoré sú schopné vyvíjať síce menšiu silu, ale po dlhšiu dobu. Pri príliš vysokých nárokoch na tonické svaly, alebo náhlej zmene podmienok sa však musia zapojiť aj svaly fázické, aby sa predišlo destabilizácii a prípadnému pádu. (Véle, 2006).

Štrukturálne vlastnosti ľudského tela a konfigurácie svalových akcií sú začlenené do trojrozmerného chápania mechaniky pohybov ľudského tela v sagitálnej rovine. Rady hypotéz o nervovom riadení vykonávania posturálnych korekcií obmedzujú teoreticky

nekonečný počet kombinácií svalových kontrakcií a s tým spojených pohybových trajektórií. Jedna z hypotéz navrhuje, že riadenie je naprogramované tak, aby využívalo čo najmenší počet svalov. Podľa ďalšej hypotézy často opakované pohyby si vyžadujú minimálny počet rozhodnutí nervového systému (Nashner & McCollum, 1985). Podľa viacerých štúdií Nashnera a jeho kolegov (in Shumway-Cook & Woollacott, 2012) svaly pracujú v určitých vzoroch – CNS zlučuje na sebe nezávislé svaly do svalových synergií. Sú to funkčné skupiny svalov, ktoré sú takto donútené pracovať spolu rovnako, čo znižuje nároky na CNS na riadenie postury. Pôvodný pohľad na synergie, že sval je zapojený vždy len v jednej zo stratégií, a že všetky svaly v jednej synergistickej skupine sú zapojené rovnako, sa vďaka novším metódam analýz, ktoré využívajú výpočtovú techniku, mení. Dnes sa zdá, že jeden sval môže patriť do viacerých synergistických skupín, s rôznou úrovňou aktivácie (Ting & Macpherson, 2004; Torres-Oviedo & Ting, 2007; Torres-Oviedo, Macpherson, & Ting, 2006).

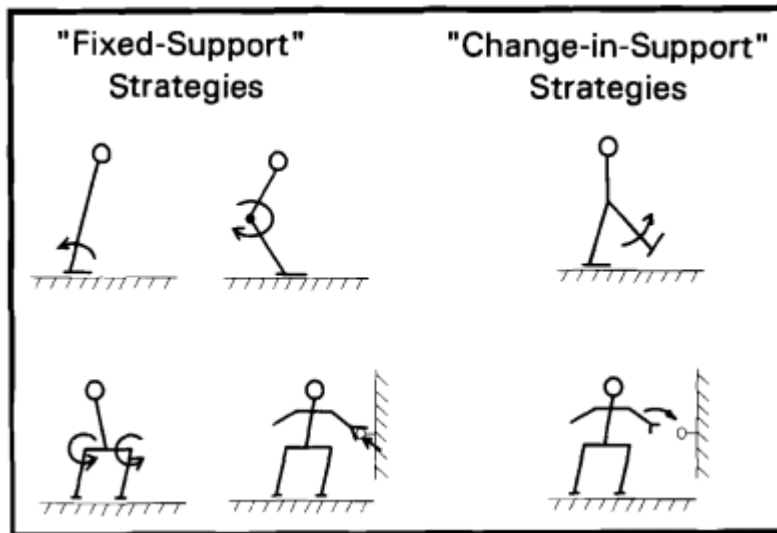
Nashner & McCollum (1985) ďalej predpokladali existenciu dvoch rozdielnych stratégií na vytvorenie prispôbivej kontroly horizontálnej polohy COM v sagitálnej rovine, ktoré vie CNS využiť buď oddelene alebo ich skombinovať. Pri zjednodušenom pohľade členková stratégia premiestňuje COM pohybom celého tela ako jedno-segmentového prevráteného kyvadla vytvorením momentu sily v členku (Nashner & McCollum, 1985). Bola považovaná za primárny zdroj kontroly počas vzpriameného stoja (Maki & McIlroy, 1997; Kilby, Molenaar, & Newell, 2015).

Na rozdiel od toho, bedrová stratégia pohybuje telom ako dvojsegmentovým prevráteným kyvadlom s opačným pohybom v členkovom a v bedrovom kĺbe. Autori tiež naznačujú, že bedrovú stratégiu možno pozorovať v situáciách, ktoré obmedzujú efektivitu rotačného momentu členku (angl. *ankle torque*) pri vytváraní pohybu celého tela (Nashner & McCollum, 1985). Horak & Nashner (1986) sledovali nasadenie stratégií v závislosti od veľkosti podložky. Na rozsiahlejšej podložke (vzhľadom k veľkosti chodidla) reagovali probandi na krátke výchylky podložky vpred a vzad relatívne podobnými vzormi, kedy aktivita sa začala v členku a pokračovala smerom proximálne. Pri pohybe podložky vzad sa aktivovali svaly na dorzálnnej strane stehien a trupu a pri pohybe vpred naopak. Tento vzor aktivácie vyvolal momenty síl primárne okolo členkového kĺbu a rovnako kinematická analýza zaznamenala pohyb tela hlavne v členku, hoci malý pohyb bol zaregistrovaný aj v bedrách.

Pri udržiavaní rovnováhy na podložke menších rozmerov sa svaly zapájali proximo-distálnym smerom. Došlo k aktivácii svalov stehien a trupu antagonistických k tým, ktoré boli predtým použité v členkovej stratégii. Tento pohybový vzor vyvolal horizontálnu strižnú silu proti podložke, ale minimálny moment sily okolo členku. K vytvoreniu nápravného momentu sily došlo v oblasti bedrových kĺbov. Kinematická analýza zaznamenala flexiu trupu spolu s extenziou v členkoch (Horak & Nashner, 1986; Runge, Shupert, Horak & Zajac, 1999). Horak a Kuo (2000) ešte poukázali na výber členkovej stratégie pri posturálnych výchylkách o malej amplitúde na pevnom povrchu. Bedrová stratégia je podľa nich využívaná nielen na užšom povrchu, ale aj pri udržovaní vzpriameného stoja, keď dochádza k výraznejším a rýchlejšim vychýleniam tela.

Kilby, Molenaar a Newell (2015) však poukazujú, že počas pokojného stoja, kedy nedochádza k žiadnym výchylkám podložky, má podstatnú úlohu aj bedrový a kolenný kĺb. Taktiež štúdie sledujúce posturálne odpovede na pohybujúcej sa podložke zachytili využite bedrovej stratégie v spojení s členkovou (Day, Steiger, Thompson, & Marsden, 1993; Di Giulio, Baltzopoulos, Maganaris, & Loram, 2013; Gatev, Thomas, Kepple, & Hallett, 1999; Ko, Challis, & Newell, 2013). Tieto zistenia teda poukazujú, že členková a bedrová stratégia ponúkajú príliš zjednodušený pohľad na posturálnu kontrolu. Tá je vo svojej podstate viacrozmerná a vyžaduje si stupne voľnosti vo viacerých kĺboch (angl. „*the many joint space degrees of freedom*“) a takisto aj aktivitu viacerých kĺbov, okolo ktorých sa pri udržiavaní vzpriameného stoja vytvárajú momenty síl (Kilby, Molenaar, & Newell, 2015).

Maki & McIlroy (1997) navrhli rozdelenie stratégií do dvoch kategórií odlišujúcich sa prítomnosťou alebo naopak absenciou pohybu končatiny kvôli zmene BS. Vyššie popisované stratégie spadajú do kategórie „*fixed-support*“ stratégií, keďže sa pri nich nemení BS. Do druhej kategórie „*change-in-support*“ priradzujú stratégie, ktoré využívajú pohyb nielen dolných, ale aj horných končatín k vytvoreniu nového kontaktu s podporným povrchom. Príklady stratégií v týchto dvoch kategóriách zobrazujú ilustrácie na obrázku 4.



Obrázok 4. Príklady pohybových stratégií pri udržiavaní rovnováhy. Naľavo sú vyobrazené stratégie, ktoré k návratu COM nad BS vyvolávajú momenty síl v kĺboch, alebo vyvíjanie sily na držadle. Ilustrácie napravo reprezentujú krokové a úchopové stratégie k vytvoreniu novej BS (Maki & McIlroy, 1997).

Kroková stratégia bola považovaná za posledné východisko k udržaniu vzpriameného stoja, keď už stratégie s nemennou BS zlyhali. Zdá sa však, že stratégie zmeny BS v skutočnosti prevládajú a môžu sa vyskytnúť rýchlo po začiatku posturálnej výchylky (Maki & McIlroy, 1997). Autori taktiež zistili, že k voľbe tejto stratégie dochádza aj v situáciách, kedy sú výchylky malé a k ich náprave by zmena BS nebola nutná (McIlroy & Maki, 1993). Navyše sa kroková stratégia považuje za jedinú možnú reakciu, ktorá úspešne navráti rozrušenú stabilitu pri veľkých výchylkách. Prínos „*change-in-support*“ stratégií pri udržaní rovnováhy môže byť hneď dvojaký. Za prvé, pri zväčšení BS sa rapídne zväčší rozsah plochy, v ktorom sa môže COG pohybovať bez straty stability. Druhou výhodou je, že pri zväčšení momentového ramena medzi bodom pôsobenia sily (v mieste kontaktu končatiny s povrchom) a COG, stabilizačné momenty môžu byť mohutne zosilnené. Stabilizačné momenty sú totiž vyvolané silou pôsobiacou v mieste kontaktu končatiny s povrchom, ktorá spôsobuje spomalenie pohybu COM. Udržanie rovnováhy vďaka spomalenému pohybu COM môže byť ďalej podporené úchopovou reakciou, ktorá telo „zakotví“ k miestu, na ktorom sa dané držadlo nachádza (Maki & McIlroy, 1997).

Špecifické pohybové vzory používané k znovuzískaniu stability po posunutí COM sú vyberané CNS na základe množstva faktorov. Výber ovplyvňujú vlastnosti danej výchylky, napr. smer a magnitúda, vlastnosti CNS a biomechanické obmedzenia, zahŕňajúc v sebe muskuloskeletálnu geometriu a intersegmentálnu dynamiku tela daného človeka (Kuo & Zajac, 1993). Záleží taktiež na pozícií nôh – pri stoji s nohami vedľa seba je antero-posteriórna (A-P) stabilita úplne pod kontrolou členkovej stratégie, ktorú ako efektory zabezpečujú plantiflexory a dorziflexory nohy. Medio-laterálnu (M-L) stabilitu naopak zabezpečuje hlavne bedrová stratégia aktivitou abduktorov a adduktorov bedrového kĺbu. Dochádza k zaťaženiu jednej DK a odľahčeniu druhej. Navyše celý nápravný pohyb je započatý pohybom hlavy do jednej strany, nasleduje pohyb v bedrách a na záver v členkoch, oba v smere opačnom k smeru pohybu hlavy (Lekhel, Marchand, Assaiante, Crémieux, & Amblard, 1993). V tandemovom stoji A-P stabilitu kontrolujú dominantne bedrové mechanizmy s malým alebo zanedbateľným príspevom aktivity dorzi- a plantiflexorov nohy. V M-L udržiavni rovnováhy je situácia obrátená, a teda prevažuje aktivita invertorov a evertorov nohy s minimálnou aktivitou bedrových mechanizmov. V stoji so 45° uhlom medzi dolnými končatinami dochádza ku kombinácii oboch stratégií. V M-L smere stratégie navzájom zosilňujú svoje pôsobenie, zatiaľ čo v A-P smere musia členkové mechanizmy „prehlušiť“ a zrušiť viaceré z neprimeraných reakcií v okolí bedrového kĺbu (Winter, Prince, Frank, Powel, & Zabjek, 1996).

Posturálne pohybové stratégie sú používané aj v kontrole cez spätné väzby aj cez dopredné kontrolné úpravy tak, aby bola zachovaná rovnováha za mnohých okolností (Shumway-Cook & Woolacott, 2012). Tieto boli načrtnuté v predošlej kapitole ako APA a CPA, v nasledujúcej časti ich rozvedieme do hĺbky.

Pri udržiavaní vertikály má dôležitú úlohu kontrolný mechanizmus spätnej väzby (CPA) v uzavretej slučke. Jednoduchý model uzavretej slučky spätnej väzby vníma ľudské telo ako prevrátené kyvadlo a predpokladá, že uhlová odchýlka zo vzpriameného stoji je rozpoznaná sensorickými systémami. Sensorické informácie sú využité na vytvorenie nápravného momentu medzi podložkou a nohou, ktorý vykompenzuje výchylky. Tento mechanizmus je využívaný pri vychýlení COG v dlhšom časovom intervale s integráciou sensorických informácií (Peterka, 2000; Collins & De Luca, 1995; Horak, Frank, & Nutt, 1996).

Informácie z posturografu naznačujú prítomnosť aj stratégie v otvorenom reťazci, ktorej výstupom sú eferentné povely k posturálnemu svalstvu. Dochádza k fluktuácii o nízkej intenzite na viacerých kĺboch v tele. Collins a De Luca (1995) vo svojej práci naznačujú, že tieto fluktuácie ostávajú neregulované systémom posturálnej kontroly, až kým neprekročia určitý systematický prah, po ktorom dochádza k nápravným mechanizmom spätnej väzby. Taktiež poznamenávajú, že CNS síce dostáva aferentné informácie zo senzorov, ale nevyužije ich pri modulácii eferentných signálov k svalstvu, pokiaľ nepresiahnu určitý prah. Táto stratégia otvorených a uzavretých slučiek teda dovoľuje určitú mieru nedbanlivosti v posturálnej kontrole. Autori predpokladajú, že sa mohla vyvinúť, aby došlo k zohľadneniu prirodzene oneskorených spätných väzieb a zjednodušila integráciu obrovského množstva senzorických stimulov, v situáciách kedy telo nie je ohrozené destabilizáciou.

Winter, Patla, Riedtyk a Ishac (2001) hovoria o aktívnom a pasívnom momente spätnej väzby. Pasívny moment má byť generovaný svalovým napätím a fungovať bez oneskorenia v čase. Aktívny mechanizmus spätnej väzby prichádza do hry s časovým oneskorením, pretože dochádza k premene podnetu zo senzorických receptorov na stimul prenesený aferentnými dráhami do CNS, kde je spracovaný a odpoveď putuje eferentnými dráhami k efektorom – svalom, ktoré sa aktivujú. Alexandrov, Frolov, Horak, Carlson-Kuhta a Park (2005) uvádzajú, že pasívne mechanizmy produkujú nápravný torzný moment počas 80 ms od začiatku posturálneho vychýlenia. Po tomto intervale hrajú prím aktívne mechanizmy.

Peterka (2002) ďalej uvádza, že senzorické informácie z vestibulárneho systému sú dôležitejšie pri mechanizmoch spätnej väzby na pohybujúcom sa povrchu. Podnety zo zrakových a propioceptívnych receptorov sú využívané pri udržiavaní vzpriameného stoja na pevnom povrchu.

Dopredná väzba – už vyššie spomínané APA – pozostáva z posturálnych odpovedí, ktoré sú vytvorené predbežne pred voľným pohybom, ktorý by potenciálne mohol pôsobiť destabilizačne (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Sú založené na základe predchádzajúcich skúseností a predstavujú pomoc pri minimalizovaní možných výchýliek počas predpokladaného narušenia buď z vonkajšieho prostredia, alebo pri voľnom očakávanom pohybe vlastného tela (Massion, 1992). Tento mechanizmus mení aktivitu posturálnych svalov tak, aby pôsobila neutralizačne proti očakávanej výchýlke.

Veľkosť APA určujú tri faktory: (1) veľkosť očakávanej výchylky; (2) charakteristika činnosti spojená s očakávanou výchylkou; (3) posturálna stabilita. Za najdôležitejšiu možno pokladať charakteristiku činnosti, ktorá súvisí s učením a skúsenosťami daného jedinca (Latash, 2008).

Véle (2006) hovorí, v súvislosti udržiavania stability pri pohybe, o reflexnom miešnom servomechanizme, ktorý reaguje na nepredpokladané zmeny vonkajšieho prostredia a tak zabraňuje pádu, napr. pri zlom odhade počtu schodov, kedy stúpime „do prázdna“. Automaticky dôjde k reflexnej extenzii, na ktorú nadväzuje vedome riadený obranný vzor pohybov.

Keďže podmienky prostredia a ostatných okolností sa pri udržiavaní stability zakaždým menia, odpovede na výchylky sa u daného jedinca tiež menia. Navyše, po opakovaných vystaveniach výchylkám sa nápravné odpovede postupne zdokonaľujú, aby boli čo najefektívnejšie v spotrebe energie (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Pri voľbe vhodného pohybového programu na riešenie situácie, v ktorej sa osoba nachádza, sa porovnáva súčasný stav s predchádzajúcimi skúsenosťami. Postupne sa vytvárajú posturálne programy vychádzajúce z druhovo špecifických rámcových pohybových schém, ktoré sú však individuálne dopĺňované a modifikované učením (Véle, 2006).

## **2.5.Senzorické systémy posturálnej kontroly**

Na to, aby boli pohybové stratégie posturálnej kontroly využité efektívne, CNS potrebuje presné informácie o polohe tela v priestore. Tie získa z receptorov z celého tela. Za fyziologického stavu sú k dispozícii periférne vstupy zo zrakových, somatosenzorických a vestibulárnych systémov (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Rogers, Wardman, Lord a Fitzpatrick (2001) zistili, že vplyv môžu mať aj informácie z taktilných receptorov, hlavne pri vyradení vizuálnych vstupov. Senzorická aferentácia zvyšuje excitabilitu mozgu a vytvára v CNS pohotovostný potenciál pri vzniku zámeru k pohybu. Podľa zámeru si CNS vyberie vhodný motorický program z pamäťového depozitára, čomu nasleduje zníženie excitability a zánik pohotovostného potenciálu (Véle, 2006).

Podľa Shumway-Cook & Horak (1986), aj napriek možnosti využívať vstupy z viacerých systémov, sa CNS spolieha len na jeden v danom čase. U zdravých dospelých sú preferované senzorické vstupy z proprioreceptorov na nohách, kde je kontakt



s podpornou plochou. V dobre osvetlenom prostredí na pevnom povrchu sa zdravé osoby pri udržiavaní vzpriamenej postury spoliehajú zo 70 % na somatosenzorické signály, z 20 % na vestibulárne a z 10 % na vizuálne. Keď však dôjde k zmene povrchu na nestabilný, začnú sa viac využívať informácie z vestibulárneho a vizuálneho systému na úkor somatosenzorického. Táto schopnosť meniť preferencie je dôležitá pri zmenách podmienok – znížené osvetlenie, zmena typu povrchu, alebo porucha jedného zo systémov (Peterka, 2002; Véle, 2006). Horak (2006) dodáva, že pri poruchách CNS, napr. Alzheimerovej chorobe, síce nie sú poškodené senzorické systémy, ale je narušená práve schopnosť zmeny preferencií medzi aferentnými kanálmi.

Informácie zo zrakového, somatosenzorického, vestibulárneho, ale aj sluchového a autonómneho systému sú spracúvané na viacerých úrovniach CNS s účasťou frontálneho kortexu a limbického systému, a porovnávané s pamäťou – priestorovými mapami a naučenými reakciami. Viaceré oblasti mozgovej kôry následne participujú na vypracovaní odpovede, ktorá je prenesená na muskuloskeletálny systém, aby vytvoril koordinované pohyby očí s posturou pri stoji alebo lokomícii (Konrad, Girardi, & Helfert, 1999). Pokiaľ je integrácia medzi týmito zmyslami narušená a informácie o stave systému a jeho okolia sa vzájomne líšia, dochádza k negatívnemu ovplyvneniu posturálnej kontroly (Redfern, Yardley, & Bronstein, 2001). Kvalitné kognitívne spracovanie senzorických vstupov naopak zvyšuje efektivitu a presnosť motorického prejavu (Stacho & Krobot, 2016).

### **2.5.1. Vestibulárny systém**

Úlohou vestibulárneho systému je zisťovať polohu a pohyb hlavy v priestore. Tieto informácie z vestibulárnych čidiel – statického a kinetického – si v porovnaní s inými zmyslovými informáciami uvedomujeme menej. Vďaka nim sú sprostredkované reflexné reakcie udržiavajúce hlavu a trup vo vzpriamenej, rovnovážnej pozícii a taktiež umožňujú fixovať pohľad na určitý objekt pri zmenách polohy hlavy – hovoríme o vestibulookulárnom reflexe (Králíček, 1995). Taktiež dodáva CNS informácie o polohe a pohybe hlavy s ohľadom na vektor pôsobenia gravitácie a inerčných síl. Avšak samotné informácie z vestibulárneho aparátu nedokážu vytvoriť pravdivý obraz o pohybe tela v priestore (Shumway-Cook & Woollacott, 2012; Horak & Shupert, 1994).

K detekcii uhlového zrýchlenia hlavy slúžia tri polokruhovité kanáliky – kinetické čidlá. Makuly v utrikule a sakule – statické čidlá – slúžia k zisťovaniu polohy hlavy v priestore vzhľadom k vektoru gravitačnej sily a zmeny rýchlosti posuvného – lineárneho pohybu hlavy v troch rovinách. Pôsobia ako multidimenzionálny polohomer a akcelerometer (Trojan, 2009).

Vlákná vedúce tieto informácie sa zbiehajú do štyroch vestibulárnych jadier. Mimo toho, niektoré vlákna vedú priamo do mozóčku ako tractus (tr.) vestibulocerebellaris directus. Z nucleus (ncl.) vestibularis superior et lateralis sa informácie šíria ako tr. vestibulocerebellaris indirectus do kôry mozóčku, vďaka čomu mozóček kontroluje vzpriamenú posturu a taktiež spätne tlmí vestibulárne jadro, čím jemne ladí posturálne mechanizmy a pohyby očí. Vestibulospinálna dráha vedie z jadier k miechovým somatickým motoneurónom a zabezpečuje reflektorické vzpriamené držanie tela, excituje extenzory a skrze interneuróny inhibuje flexory. Z týchto dvoch jadier smerujú axóny tiež k ncl. ruber v retikulárnej formácii a ku globus pallidus v bazálnych gangliách.

Z ncl. vestibularis medialis et inferior smerujú axóny k jadram okohybných nervov cez tr. vestibulonucleares a ďalej cez fasciculus longitudinalis medialis. Už spomínaný vestibulookulárny reflex je sprostredkovaný cez vzostupnú časť fasciculus longitudinalis medialis. Do zostupnej časti fasciculus longitudinalis medialis vedú vlákna z mediálneho vestibulárneho jadra, ktorého neuróny reagujú na pohyby hlavy v horizontále. Táto dráha pôsobí útlm miechových motoneurónov šíjových svalov. Koordinuje pohyby hlavy, krku a očí s podnetmi, ktoré prichádzajú z vestibulárneho aparátu (Králiček, 1995; Trojan, 2009). Ďalšie axóny z mediálneho a inferiórneho vestibulárneho jadra vedú do ventrálnych jadier thalamu, kde sú prepojené na posledný neurón vestibulárnej dráhy, ktorého axóny končia vo vestibulárnych oblastiach kôry - Brodmannova area 2, 6, 3 (podoblasti) a 41, 42 (Heschelove závitky) (Čihák, 2004). Dôležitou funkciou vestibulárneho aparátu je stabilizácia obrazu zorného poľa, na ktorej sa podieľajú štyri systémy, a to vestibulookulický, optokinetický, sakadický a systém sledovacích pohybov (Vrabec, Lischkeová, Světlík, & Skřivan, 2002)

### **2.5.2. Somatosenzorický systém**

Do tejto skupiny spadajú receptory, ktoré reagujú na podnety mechanické, termické a bolestivé a receptory hľbokej citlivosti pre pohybové, polohové a silové vnímanie. Informácie z povrchových receptorov sú vedené primárne cez zadné rohy miechy ascendentne do thalamu, retikulárnej formácie, mozočku, či k sympatickým a parasympatickým neurónom. Tr. spino-bulbo-thalamo-corticalis, inak nazývaný aj dráha zadných povrazcov, ktorá vedie informácie o prioprioceptii a jemnej taktilnej citlivosti, hľbokom tlaku a vibráciách, tvorí lemniskový systém. Ide o dráhu trojneurónovú. Prvý neurón je pseudounipolárny, nachádza sa v ganglion (gl.) spinale a vstupuje cez zadné korene do miechy, kde až 90 % vlákien smeruje do ipsilaterálneho fasciculus cuneatus et gracilis. Na druhý neurón sa dráha prepája v ncl. cuneatus et ncl. gracilis v predĺženej mieche. Jeho axóny idú ďalej ako tr. bulbothalamicus do kontralaterálneho thalamu, kde po prepojení na tretí neurón v ncl. ventralis posterolateralis dráha pokračuje ako tr. thalamocorticalis. Prechádza cez capsula interna do primárnej somatosenzitívnej kôry (area 3, 1, 2), ktorá sa nachádza v lobus parietalis, gyrus postcentralis. Asociačná somatosenzitívna kôra, area 5, 7, sa nachádza tiež v lobus parietalis a umožňuje analýzu (Čihák, 2003; Trojan, 2009).

Somatosenzorický systém vytvára pre CNS obraz o pozícii a pohyboch tela vo vzťahu k podpornému povrchu a o vzťahoch medzi jednotlivými segmentami (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Podnety zo svalov, šliach a kĺbov osového orgánu majú spätnoväzbovú povahu. Obzvlášť dôležité sú informácie z chodidiel, krčnej chrbtice a koreňových kĺbov, bránice. Nemalo by sa zabúdať ani na podnety interoreceptorov z vnútorných orgánov, či receptorov bolesti, ktoré môžu meniť držanie tela (Véle, 2006).

### **2.5.3. Zrakový systém**

Vizuálne vstupy sú dôležitým zdrojom informácii o pozícii a pohybe hlavy s ohľadom na okolie. Informácie zo zraku varujú CNS pred nebezpečnými situáciami, oznamujú o prostredí, či stave a vzdialenosti povrchu, na ktorom sa osoba nachádza. Pre udržiavanie posturálnej stability sú využité informácie z periférneho videnia i z bodu najostrejšieho videnia na sietnici – fovea centralis (Park, Kee, Kang, Lee, Yoon, & Jung, 2011; Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Vytvoreniu reálneho, obráteného a zmenšeného obrazu na sietnici predchádza prechod svetelných lúčov cez štyri optické prostredia – rohovka, komorová voda, šošovka a sklovec (Trojan, 2009). Dokonalé vnímanie okolitého sveta vyžaduje prítomnosť nasledovných schopností zrakového systému – identifikovať sledované objekty, lokalizovať ich a detekovať ich pohyb v trojrozmernom priestore. Obraz zo sietnice je pravdepodobne vedený rôznymi cestami. Približne 80 % gangliových buniek sietnice tvoria tzv. X neuróny, ktoré sú koncentrované vo foveálnej oblasti. Majú stredne veľké telo a úzky dendritický strom, vďaka čomu je ich receptívne pole malé a teda vnímajú detailnejšie, selektívne rozlišujú farebnosť a štruktúru sledovaného objektu (identifikácia). Vedú informácie pomalšie. Ďalších 10 % tvoria Y neuróny, ktoré sú početnejšie v periférnej časti sietnice, majú väčšie telo a hustejšie rozvetvenie dendritov, čo ich predurčuje k vnímaniu väčšieho receptívneho poľa než X neuróny. Majú schopnosť sledovania polohy a pohybu objektov, avšak analyzovať ich detailnejšie nevedia. Ostávajúcich 10 % gangliónov v retine patria do skupiny W neurónov. Keďže väčšina z nich posielala informácie do colliculus superior, je pravdepodobná ich účasť na reflexných pohyboch očí a hlavy pri sledovaní objektu (Kralíček, 1995).

Zraková dráha je štvorneurónová, avšak má viacero odbočiek, ktoré umožňujú riadenie zornicového reflexu, reflexných pohybov a súhybov očí a celého tela, či cirkadiálnych rytmov a autonómnych funkcií. Prvé tri neuróny sa nachádzajú v sietnici oka, počínajúc svetlocitlivými bunkami – tyčinkami a čapíkmi, prechádzajúc cez gl. retinae, ktorých axóny končia na treťom neuróne – gl. opticum. Axóny ggl. optici sa zbiehajú k discus nervi optici (tzv. slepá škvrna) a vytvárajú n.opticus. Ten smeruje k hornej ploche ossis sphenoidalis, kde sa vlákna z mediálnej časti sietnice a žltej škvrny krížia, vytvárajú chiasma opticum. Informácie z pravých polovic oboch sietnic vedie tr. opticus dexter a z ľavých polovic tr. opticus sinister. Väčšina dráhy pokračuje ako radix lateralis do metathalamu, kde sa v ncl. corpori geniculati lateralis prepojí na štvrtý neurón zrakovej dráhy. Jeho axóny vytvárajú radiatio optica do tylového laloku mozgovej kôry, kde sa nachádza primárna zraková oblasť, area 17, kde prebieha vnímanie videného. Analýza videného prebieha v sekundárnej zrakovej oblasti, area 18,19. Radix medialis, ktorý sa z tr. opticus oddelí pred vstupom do metathalamu, pokračuje do colliculus superior tecti a končí v area pretectalis, umožňuje zornicový reflex. Odbočka z radix medialis, ktorá sa prepája na štvrtý neurón v ncl. interstitialis Cajali, smeruje ďalej k jadram okohybných nervov cez fasciculus longitudinalis medialis (Čihák, 2004).

Paramediánna pontinná retikulárna formácia (PPRF) ovláda pohyby hlavy, trupu a horizontálne pohyby očí vďaka projekcií svojich neurónov do motorických interneurónov v spinálnej mieche a do motoneurónov n.abducens a n.oculomotorius. K ncl. nervi abducentis smerujú taktiež kolaterály z retikulospinálnych neurónov v ponte, ktoré pravdepodobne riadia fázické pohyby hlavy a očí. Horizontálne konjugované pohyby očí vznikajú kombináciou aktivity m.rectus lateralis oculi ipsilaterálneho oka, ktorý inervuje n.abducens a aktivity m.rectus medialis oculi kontralaterálneho oka, ktorý prijíma povel z n.oculomotorius. Pri riadení horizontálnych pohybov očí sú zapojené aj hlboké vrstvy colliculus superior tecti, ktoré prijímajú vstupy z viacerých zmyslov. Ďalej ich premietajú cez tr. tectobulbospinalis do PPRF a do určitých motorických interneurónov v mediálnej tegmentálnej oblasti predĺženej miechy a spinálnej miechy v krčnej oblasti, ktorá je zapojená do riadenia horizontálnych pohybov hlavy. Okrem toho, tr. tectospinalis vysiela odbočky k premotorickým interneurónom n.oculomotorius bilaterálne, do PPRF a do ncl. nervi abducentis, hlavne k jeho premotorickým interneurónom. Odtiaľ putujú informácie po dráhe k motoneurónom pre dané okohybné svaly (Holstege, 1998).

Vertikálne pohyby očí i hlavy sú z fylogenetického hľadiska mladšie, čomu svedčí aj rostrálnejšie uloženie oblastí ich riadenia v mozgovom kmeni. Jedným z miest, kde prebieha kontrola vertikálnych pohybov očí a hlavy je ncl. interstitialis Cajali a okolité časti tegmenta. Tie posielajú informácie smerom ku kontralaterálnym motoneurónom z n.trochlaris a n.oculomotorius, ktoré majú za úlohu vertikálne pohyby očí a taktiež k premotorickým interneurónom a motoneurónom krčných svalov. To isté platí aj pre rostrálne ncl. interstitialis patriace k fasciculus longitudinalis medialis (riFLM). Z neho vedú informácie ipsilaterálne k daným okohybným motoneurónom. Neuróny v blízkosti riFLM sa premietajú do premotoneurónov a motoneurónov krčných svalov, a dokonca aj svalov trupu. Predpokladá sa, že neuróny v oboch jadrách sa mierne líšia. Ncl. interstitialis Cajali môže byť zapojené hlavne v udržiavaní pohľadu a polohy hlavy, zatiaľ čo riFLM v zmene pohľadu aj polohy hlavy vo vertikálnom smere (Holstege, 1998).

#### 2.5.4. Pohyby očí a ich vplyv na udržovanie rovnováhy

Vďaka uprenému pohľadu na jeden pevný bod je jednoduchšie udržať v určitých situáciách rovnováhu, ale naopak pohľad na úzku lávku ponad priepasť môže mať na nás destabilizujúci dopad (Véle, 2006). Pokiaľ sa informácie o polohe tela z rôznych receptorov líšia, máme tendenciu veriť „svojim očiam“ – príkladom môže byť situácia vo vlaku na stanici, kedy oči vnímajú pohyb vedľajšieho vlaku a tak v nás vzniká dojem, že sa pohybuje náš vlak, aj napriek tomu, že ten stojí na mieste (Latash, 2008). Zrak nám umožňuje vykonávať pohyb omnoho precíznejšie a predpokladať zmeny prostredia (Vařeka, 2002). Pri zmene polohy tela sa mení aj vizuálna scenéria, CNS tento pohyb vníma a okamžite vykonáva príslušné posturálne úpravy. Na to, aby pohyb vo vizuálnom poli bol vnímaný presne, je potrebné, aby vizuálne pole bolo stacionárne. Jeden z typov pohybov očí môže pôsobiť destabilizačne a druhý naopak stabilizačne na vizuálne pole, a teda aj na celé telo (Schulmann, Godfrey, & Fisher, 1987).

Vplyv pohybov očí na posturálnu stabilitu závisí od typu pohybu. Ľudské oko má tri vizuomotorické možnosti – plynulé sledovacie pohyby, sakadované pohyby a fixácia (Kim, Moon, & Cho, 2016). Fixácia je sledovanie stacionárneho objektu v zornom poli (Schulman et al., 1987). Sakády sú rýchle pohyby očí ( $400^{\circ}$ - $600^{\circ}/s$ ) z jedného bodu fixácie do druhého (Young & Sheena, 1975). Ku jednotlivým sakádám dochádza asi so 150 ms odstupom. Počas tejto doby dochádza k vyhodnoteniu polohy sledovaného objektu alebo podnetu a k zostaveniu následnej trajektórie očí (Land & Tatler, 2012). Sakadické pohyby očí slúžia na skúmanie stacionárneho prostredia alebo pri čítaní. Vizuálne pozadie sa pri fixácii a sakadických pohyboch javí nehybné. Pri sledovaní pohyblivého objektu alebo cieľa sú využívané plynulé (hladké) sledovacie pohyby očí, ktoré sú však pomalšie ( $1^{\circ}$ - $30^{\circ}/s$ ). Pri tomto druhu pohybe očí je síce sledovaný objekt na fovee ustálený, ale statické pozadie sa javí byť pohyblivé (Schulman et al., 1987).

Je možné, že sakadické pohyby očí majú na posturálnu kontrolu špecifický vplyv. K programovaniu a realizácii sakád dochádza vo viacerých štruktúrach mozgového kmeňa – PPRF, colliculus superior, ale aj mozgovej kôre – frontálnom, parietálnom a okcipitálnom laloku. Tieto štruktúry CNS sú zároveň zapojené aj do systému posturálnej kontroly (Leigh & Zee, 2006 in Legrand, Mazars, Lazzareschi, Lemoine, Olivier, Barra, & Bucci, 2013).

Niekoľko štúdií sa zameralo na vplyvy pohybov očí pri hľadaní vizuálnych informácií na posturálnu stabilitu (napr. Aguiar, Godoi, Barela, Polastri, Moraes, & Rodrigues, 2015, Schulmann et al., 1987; Stoffregen, Bardy, Bonnet, Hove, & Oullier, 2007). Vizuálna fixácia na nepohyblivý objekt minimalizuje kolísanie tela (Ustinova & Perkins, 2011). U mladých dospelých jedincov plynulé sledovacie pohyby očí pri prenasledovaní cieľa spôsobovali zvýšené oscilácie tela (Bobrova, Levik, Schlykov, & Kazennikov, 2004 in Aguiar et al., 2015). Binokulárne sledovanie pohyblivého cieľa v statickom vizuálnom pozadí výrazne zhoršuje statickú rovnováhu (Brandt, Paulus, & Straube, 1986 in Kim et al., 2016).

Naopak, sakadické pohyby očí znižujú oscilácie tela. Sakadické pohyby sú veľmi rýchlymi pohybmi očí, ktoré slúžia k získaniu nového pásma vizuálnej scény a tak nových podnetov, ktoré sa môžu využiť pri tvorbe motorických aktivít (Carpenter, 1988 in Aguiar et al., 2015). Sakadické pohyby v porovnaní s pevnou fixáciou znižujú statické posturálne kolísanie (Uchida, Hashimoto, Suzuki, Takegami, & Iwase, 1979). Naviac, Schulman et al. (1987) pozorovali, že na nestabilnej plošine bol čas udržiavanej rovnováhy dlhší pri sakadovaných pohyboch a fixácii, než pri plynulých sledovacích pohyboch. Pri plynulých sledovacích pohyboch očí bez pohybu hlavy vplyva aj rýchlosť týchto pohybov. Čím vyššia je rýchlosť, tým nižšia je stabilita tela. Taktiež, väčší vplyv majú diagonálne pohyby než horizontálne alebo vertikálne (Kim et al., 2016).

Za skutočnosťou, že pri sakadických pohyboch očí dochádza k menšiemu kolísaniu tela, môže stať snaha o zvýšenie vizuálnej stability na vykonanie priestorovo presnejších sakadických pohybov súvisiacich s cieľom (Stoffregen et al., 2007).

Paulus, Straube a Brandt (1984) uvádzajú, že logaritmické znižovanie zrakovej ostrosti spôsobuje lineárny nárast instability, dvojnásobne viac v A-P smere než v M-L smere. Centrálna časť zorného poľa je podľa nich dôležitejšia v posturálnej kontrole než periférna. Schmid, Casabianca, Bottaro & Schieppati (2008) hovoria hlavne o dôležitosti ostrosti centrálného videnia pri udržiavaní stability hlavy v priestore. Vstupy z periférnej časti sietnice môžu zohrávať väčšiu úlohu pri udržiavaní rovnováhy tela. Vstupy z tejto oblasti retiny pravdepodobne prechádzajú cez iné nervové kontrolné systémy než z centrálnej časti retiny, a to cez subkortikálne dráhy a retinotektálne projekcie, ktoré sú v priamejšom spojení so štruktúrami v mozgovom kmeni, kde dochádza k spoluriadeniu posturálnej stability. Periférne videnie má mať väčší význam pri udržiavaní rovnováhy

v A-P smere (Uchiyama & Demura, 2007). Za týmito zisteniami môže stáť aj fakt, že tyčinky na sietnici využívané pri periférnom videní sú pri vnímaní pohybu „nadradené“ čapíkom, ktoré sú zasa využívané hlavne pri centrálnom videní (Hashiba, 1989 in Uchiyama & Demura, 2007). Schmid et al. (2008) však uvádzajú, že periférne videnie nedokáže plnohodnotne nahradiť centrálnu videnie pri stabilizácii tela.

Park et al. (2011) poukazujú na rozdielnosť v posturálnej stabilite pri strate vstupov z dominantného alebo nedominantného oka. Dominancia jedného oka sa utvára do tretieho roku života a je definovaná preferovaním jedného oka na získavanie senzorických informácií pre zaostrovanie, pozorovanie a rozpoznávanie. Negatívny dopad na posturálnu stabilitu pri vyradení dominantného oka sa však prejavil len v skupine starších probandov.

#### **2.5.5. Senzorická integrácia**

Každý zo zmyslov prináša jedinečný obraz vonkajšieho sveta. Je uznávaným názorom, že okruhy spätnej väzby generujú vytváranie nápravného momentu sily. Stále však ostáva nejasné, ako sú dostupné zmyslové informácie spracúvané a kombinované tak, aby sa na ich základe vytvorila primeraná odpoveď, aj keď sú senzorické informácie v konflikte alebo nepresné. Jednou z možností je pohľad na kombinovanie senzorických vstupov s lineárnym štýlom. Teda, každý zo zmyslov podá informáciu o výchylke tela z pôvodnej polohy (Stein, Stanford, & Rowland, 2014)

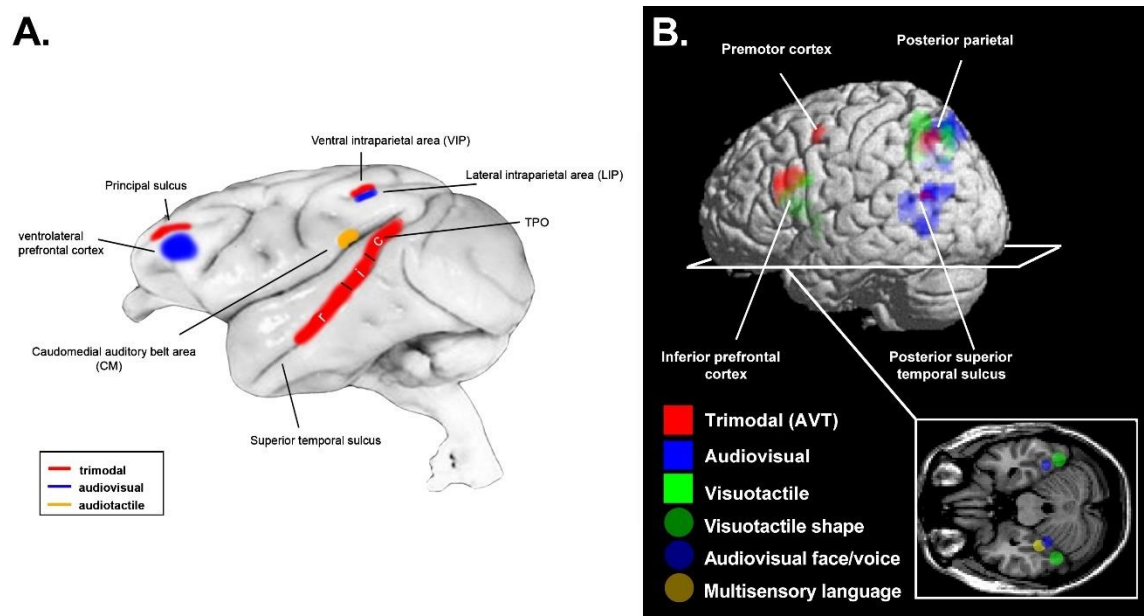
Multisenzorická integrácia je základným aspektom mozgovej činnosti, vďaka ktorému sme schopní maximálne využiť všetky dostupné informácie z daného okamihu na čo najlepšie vnímanie okolitých dejov. Schopnosť multisenzorickej integrácie chýba u novorodencov, jej vývoj nie je vopred daný a nadobúdame ju až skúsenosťami a učením (Stein et al., 2014).

Neurovedci aj vďaka pokusom na zvieratách identifikovali viaceré oblasti mozgu, kde by k integrácii zmyslových informácií mohlo dochádzať. Je však viac pravdepodobné, že multisenzorická integrácia prebieha nielen tam, ale využíva aj regióny mozgovej kôry, ktoré sú primárne určené len pre jednu z modalít (Driver & Noesselt, 2008). Jednou z multisenzorických oblastí sú hlboké vrstvy colliculus superior (povrchovejšie vrstvy vedú len vizuálne podnety), kam miera informácie zo zrakových, sluchových a somatosenzorických oblastí (Stein, Wallace, & Stanford, 2002 in Stein et



al., 2014). Dochádza tu ku konvergencii viacerých modalít. Tieto neuróny majú teda schopnosť získať prehľad o požiadavkách týchto modalít na rôzne okruhy a na počiatkové procesy zapojené v integrácii týchto „cross-modálnych“ vstupov, ešte predtým, než ich výsledné produkty zamieria k ostatným častiam mozgu. Najčastejšie sa výstupy z hlbokaj vrstvy colliculus superior premietajú do motorických oblastí mozgového kmeňa a spinálnej miechy (Stein et al., 2002 in Stein et al., 2014).

Multisenzorické vstupy prichádzajú aj do bazálnych ganglií. Vplyv na integráciu zmyslových podnetov z viacerých systémov môže mať tiež mozgová kôra v oblasti rostrálneho laterálneho suprasylvického sulcu a ectosylvického sulcu (Jiang, Jiang, & Rowland, 2007; Wallace, Carriere, Perrault, Vaughan, & Stein, 2006 in Driver & Noesselt, 2008). Vrchný ohyb superiorného temporálneho sulcu má u primátov dvojsmerné spojenia s kôrovými oblasťami zraku, sluchu a somatosenzorického vnímania (Cusick, 1997; Padberg, Seltzer, & Cusick, 2003; Schmahmann & Pandya, 1991 in Driver & Noesselt, 2008). K integrácii môže dochádzať aj vo viacerých oblastiach parietálneho laloku, či v prefrontálnej a premotorickej kôre (Driver & Noesselt, 2008). Lokalizácia týchto oblastí integrácie je vyobrazená na obrázku 5.



Obrázok 5. Schematický prehľad multisenzorických kôrových oblastí odvodený zo štúdií na primátoch (nie ľuďoch, A). Pravdepodobné oblasti integrácie viacerých modalít v mozgovej kôre u človeka (B) (Driver & Noesselt, 2008).

Asociačné oblasti ľudského mozgu sú súčasťou kôry šedej hmoty. Medzi tri najhlavnejšie patrí kôra vo frontálnom laloku nachádzajúca sa pred motorickou oblasťou. Ďalej oblasť medzi somestetickou a zrakovou kôrou v temporo-parieto-okcipitálnom regióne. Poslednou je asociačná oblasť rozprestierajúca sa medzi dolnou časťou temporálneho laloku až k limbickému systému (Gamong, 2005).

Poranenia v oblasti parieto-temporálneho spojenia, kde je oblasť multimodalitnej senzorickej integrácie môžu mať za následok poruchu rovnováhy na nestabilnej ploche (Perrennou, Leblond, Amblard, Miccalef, Roguet, & Pélissier, 2000).

## **2.6. Riadenie posturálnej stability CNS**

Ľudské telo môže zaujať obrovské množstvo rôznych postur, ktoré si vyžadujú rôzne kombinácie zapojenia svalov, ktoré môžu trvať po značne dlhú dobu (Holstege, 1998). Tie sú riadené somatickým motorickým systémom, avšak niektoré môžu byť pod kontrolou emočného motorického systému. Holstege, Bandler a Saper (1996) poukazujú na príklady zo zvieracej ríše, napr. mačku, ktorá pod vplyvom strachu zaujme typickú posturu s nahrbeným chrbtom.

Pri riadení posturálnej stability je hlavnou úlohou CNS prijímanie informácií zo zmyslových orgánov z celého tela, ich interpretácia a vypracovanie príkazu pre posturálne svaly k príslušnému zapojeniu v synergiách (Peterka, 2002).

Descendentné dráhy pre axiálne svalstvo pochádzajú zo širokej škály kortikálnych a subkortikálnych štruktúr. Medzi somatické dráhy z mozgového kmeňa spadajú tie z mediálnych tegmentálnych oblastí pons Varoli, medulla oblongata a mesencephalon, a taktiež vlákna zo zadného komisurálneho jadra (Kuypers, 1964; Kuypers, 1981). Tieto dráhy vedú k motoneurómom a spinálnym interneurómom buď unilaterálne, alebo bilaterálne. Premotorické interneuróny pre mediálne umiestnené axiálne svalstvo sa nachádzajú vždy bilaterálne v mediálnej časti predného rohu šedej hmoty miechy. Pre motoneuróny svalstva ležiaceho distálne sa interneuróny nachádzajú len unilaterálne. Dôvodom je, že axiálne a proximálne pohyby sú väčšinou vykonávané bilaterálne, na rozdiel od distálnych (Holstege, 1998). Na dôležitosť jadier v mozgovom kmeni poukázal experiment s farmakologickou inaktiváciou retikulárnej formácie, čo malo za následok výpadok anticipačných mechanizmov udržiavania rovnováhy (Takakusaki, Saitoh, Harada, & Kashiwayanagi, 2004).

Na udržiavanie postury a rovnováhy sú z mozgového kmeňa vysielané dráhy mediálnymi cestami: tr. vestibulospinalis (z vestibulárnych jadier, koordinuje pohyby očí s pohybmi hlavy), tr. reticulospinalis (z jadier v medulla oblongata a pons Varoli, má facilitačný vplyv na svalový tonus, integruje informácie z mozgovej kôry, mozočku, hypothalamu a limbického systému). Svalový tonus tiež riadia tr. tectospinalis (z colliculus superior, sprostredkujúci pohyby očí a hlavy v závislosti na zrakových a sluchových podnetoch) a tr. interstiospinalis (z ncl. interstitialis Cajali, reguluje napätie šijového svalstva podľa zrakových a rovnovážnych podnetov) (Čihák, 2004).

Riadenie mimovoľnej emočnej motoriky a s ňou spojeného svalového tonu ovplyvňujú monoaminergné descendentné systémy, napríklad serotonergné vlákna z nucleus raphe, noradrenergné vlákna z locus coeruleus et subcoeruleus, a z nucleus parabrachialis lateralis et medialis. Pridáva sa aj určitý počet vlákien dopaminergných (Čihák, 2004; Holstege et al., 1996; Holstege 1998; Holstege, Bandler, & Saper, 1996; Hounsgaard, Hultborn, Jespersen, & Kiehn, 1988; Hultborn, 1999).

Bazálne gangliá sú súčasťou motorických okruhov pre prípravu aj samotné prevedenie pohybu. Tiež sú zapojené do okruhu riadiaceho sakadované pohyby očí. Aktivita GABA-ergných neurónov striata tonicky inhibuje výstupy z colliculus superior, čo zabraňuje zbytočným sakadovaným pohybom očí. Priama dráha z ncl. caudatus do striata, dokáže zrušiť túto inhibíciu tým, že fázická aktivita GABA-ergných neurónov vysielaná k striatu, striedavo narúša dráhu zo striata ku colliculus superior, čo má za následok sakády. Nepriama dráha vedie cez ncl. subthalamicus a globus pallidus, ktorá zvyšuje inhibičné pôsobenie striata na colliculus superior, a teda má opačný efekt ako priama dráha (Takasukaki et al., 2004). Pri lézii bazálnych ganglií dochádza skôr k poruchám aktivácie než vnímania, napr. pohybové ochudobnenie, zvýšenie alebo zmeny svalového tonu, pomalosť pohybov, či mimovoľné pohyby a iné (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Mozoček sa účastní okruhov riadiacich svalový tonus, koordináciu posturálnych reakcií založených na skúsenostiach, či koordináciu cielených pohybov celého tela (Thach & Bastian, 2004). Vestibulárny mozoček prijíma informácie z vestibulárneho aparátu priamou aj nepriamou dráhou a po spracovaní informácií spätne informuje ncl. vestibularis lateralis. Funkciou tejto časti mozočku je kontrola pohybu a napätia extenzorov horných končatín a dorzálnych axiálnych svalov. Vďaka spojeniu s fasciculus

longitudinalis medialis koordinuje pohyby očí s pohybmi hlavy. Spinálny mozoček prijíma informácie predovšetkým z miechy, a to dvoma dráhami – tr. spinocerebellaris anterior et posterior. Predná dráha vedie informácie o dynamickej propioceptii a zadnou dráhou prichádzajú vstupy o statickej propioceptii, obe z dolných končatín a trupu. Mozoček sa podieľa na viacerých kontrolných okruhoch motoriky a taktiež je schopný predvídať na základe získaných skúseností. Zaisťuje primeranú posturálnu reakciu na vzniknutú odchýlku, ale tiež je schopný na základe charakteristiky blížiacej sa výchyľky predvídať vhodnú reakciu (Paquette, Franzén, & Horak, 2016).

Rozdielnosť medzi funkciou mozočku a bazálnych ganglií je pravdepodobne v tom, že bazálne gangliá sú účastné obzvlášť pri vnútorne generovaných pohyboch, zatiaľ čo mozoček je zapojený hlavne do pohybov vizuálne spustených a zrakom kontrolovaných (Mushiake & Strick, 1995).

### **3. CIELE A VÝSKUMNÉ OTÁZKY**

#### **Ciele**

##### *Hlavný cieľ*

Hlavným cieľom tejto diplomovej práce je určiť vplyv pohybu očí na úroveň posturálnej stability u mladých zdravých jedincov pri rôznych vizuálnych podmienkach.

##### *Čiastkové ciele*

1. Porovnať vplyv fixácie pohľadu a sakadických pohybov očí na úroveň posturálnej stability u mladých zdravých jedincov.
2. Posúdiť ako vplýva na posturálnu stabilitu rýchlosť sakadických pohybov očí.
3. Posúdiť ako vplýva na posturálnu stabilitu smer sakadických pohybov očí.

#### **Výskumná otázka**

V1: Aký je vplyv pohybov očí na úroveň posturálnej stability?

Závislá premenná: posturálna stabilita.

Nezávislá premenná: pohyby očí.

## 4. METODIKA

Zbieranie dát pre túto diplomovú prácu prebiehalo v období od februára 2018 do marca 2018 na Katedre prírodných vied v kinantropológii Fakulty telesnej kultúry Univerzity Palackého v Olomouci.

Súhlas etickej komisie Fakulty telesnej kultúry Univerzity Palackého v Olomouci s návrhom projektu bol získaný 8.1.2018 (jednacie číslo 1/2018) (Príloha 1). Účastníci výskumu boli oboznámení s cieľom výskumu a testovacím protokolom a podpísali informovaný súhlas s účasťou na meraní, so spracovaním získaných dát a ich anonymným publikovaním (Príloha 2).

### 4.1. Charakteristika výskumného súboru

Výskumný súbor bol tvorený mladými zdravými dospelými jedincami vo veku 19 – 29 rokov, s priemerom  $22,9 \pm 2,7$  rok . Do merania sa zapojilo 16 žien (priemerný vek  $22,3 \pm 2,4$  roku) a 15 mužov (priemerný vek  $23,5 \pm 3,0$  roku).

Kritériá pre zaradenie probandov do výskumu boli nasledovné:

- vek 18 – 30 rokov,
- zdravotný stav umožňujúci samostatnú chôdzu, stoj a vykonávanie bežných denných aktivít bez obmedzení.

Kritériá pre vyradenie probandov z výskumu boli nasledovné:

- vážny úraz pohybového aparátu v období jedného roku pred testovaním,
- vestibulárne poruchy, závrate,
- závislosť na alkohole alebo drogách, či užívanie liekov ovplyvňujúcich rovnovážne schopnosti,
- zrakové vady – škúlenie, krátkozrakosť, šedý zákal, retinopatie a iné.

Pri testovaní bolo v rámci inej úlohy používané aj zariadenie EyeTracker s presnosťou identifikácie smerovania pohľadu  $0,05^\circ$  (SMI ETG 2W, SensoMotoric Instruments GmbH (SMI), Teltow, Nemecko; vzorkovacia frekvencia 60 Hz). Kamerový systém tohto zariadenia je integrovaný do rámu okuliarov, čo znemožňovalo používanie dioptrických okuliarov. Pre správne fungovanie zariadenia EyeTracker nemohli mať probandi na očiach make-up.

## 4.2. Metódy získavania dát

### 4.2.1. Klinické metódy

Jedincom bola pred meraním odobraná anamnéza zameraná na informácie, ktoré by ich mohli vyradiť z výskumného súboru.

### 4.2.2. Biomechanické metódy a meracie zariadenia

#### 4.2.2.1. Akcelerometer

Na meranie zrýchlenia bol použitý prístroj Trigno™ Wireless System (Delsys Inc, Natick, MA, USA) (obrázok 6) so snímkovacou frekvenciou 148 Hz. Na probandov bol pripevnený jeden senzor na driekovú oblasť chrbtice, približne nad trňový výbežok stavca L5.



Obrázok 6. Sensory Trigno™ Wireless System (Delsys, Incorporated, 2019).

#### 4.2.2.2. Stabilometrická plošina

Meranie stability prebiehalo na stabilometrickej plošine Model 16030, Stability Platform, Laffayette Instrument, USA, so snímkovacou frekvenciou 25 Hz (obrázok 7). Tento model stabilometra zároveň pôsobil ako pohyblivá plošina, pohybujúca sa latero-laterálne (vo frontálnej rovine). Plošina meria uhol náklonu kontaktnej plochy v stupňoch s rozlíšením 1°.



*Obrázok 7.* Stabilometrická plošina – Stability platform, Model 16030 Lafayette Instrument, USA, 25 Hz (Lafayette Instrument Company, 2019)

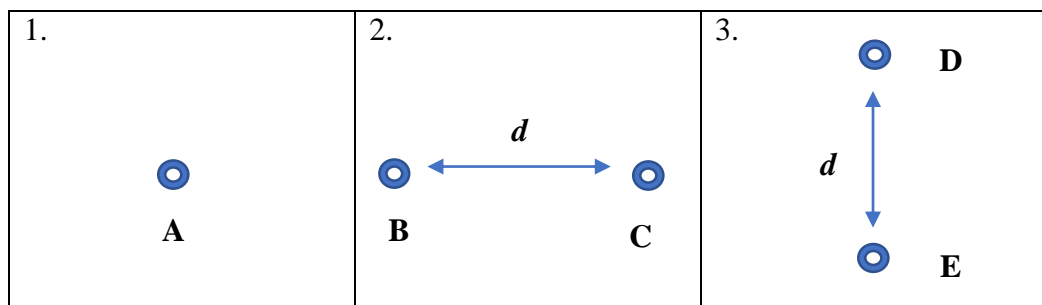
#### **4.3. Priebek merania**

Meranie prebiehalo v priestoroch Katedry prírodných vied v kinantropológii FTK UPOL v uzavretej miestnosti. V miestnosti bolo zatemnené okno a zasvietená bola len stolová lampa. Pred začatím testovania bol každý proband oboznámený s postupom pri meraní a jeho úlohe. Na oblasť L5 každého probanda bol pripevnený akcelerometer. Súčasne boli sledované u probandov aj pohyby očí zariadením EyeTracker, ktorý bol pred testovaním účastníkom nasadený a kalibrovaný. Každý proband si pred samotným testovaním mal možnosť vyskúšať udržiavanie rovnováhy na pohyblivej ploche stabilometra. V priebehu testovania stáli účastníci na boso na stabilometrickej plošine s hornými končatinami voľne pozdĺž tela. Boli inštruovaní k vzpriamenému bipedálnemu stoju bez fixácie hlavy. Pred nimi bola umiestnená biela zástena vo vzdialenosti asi 1,5 m. Na zástenu boli premietané vizuálne podnety vo výške očí. Účastníci mali za úlohu udržať pohyblivú plochu stabilometrickej plošiny v horizontálnej polohe a zároveň sledovať premietané vizuálne podnety.



Premietané vizuálne podnety sú graficky znázornené na obrázku 8. Na biele pozadie boli premietané čierne body s priemerom 2 cm. Vizuálny uhol premietaných podnetov v podmienkach č.2 a č.3 bol  $11^\circ$ . Vďaka takémuto rozmiestneniu bodov bolo možné vykonávať sakadické pohyby očí bez doprovodných pohybov hlavy (Aguiar et al., 2015). Body A – E reprezentujú body, ktoré mali probandi sledovať pohľadom nasledovne:

1. Bod A – zobrazený po celú dobu pokusu v centre, proband mal fixovať svoj pohľad naň po celú dobu pokusu.
2. Bod B a C – boli umiestnené v rovnakej výške so vzdialenosťou  $d=29$  cm, striedavo sa zobrazovali a mizli, proband premiestňoval svoj pohľad z jedného bodu na druhý, vždy na ten, ktorý bol akurát viditeľný. Výmena bodov prebiehala v rámci jedného pokusu v danej frekvencii – buď 0,5 Hz, alebo 1,1 Hz. Dochádzalo k sakadickým pohybom očí v horizontálnom smere.
3. Bod D a E – boli umiestnené pod sebou vo vzdialenosti  $d=29$  cm, taktiež sa striedavo zobrazovali a mizli danou frekvenciou a proband premiestňoval svoj pohľad z jedného bodu do druhého. Dochádzalo k sakadickým pohybom očí vo vertikálnom smere.



Obrázok 8. Grafické znázornenie vizuálnych podmienok pri testovaní.

Každý pokus trval 30 sekúnd. Celkovo absolvoval účastník 36 pokusov, ktoré boli rozdelené do šiestich častí. Pri každom pokuse proband vyšiel na stabilometrickú plošinu a snažil sa udržiavať jej pohyblivú časť v horizontálnej polohe. Akonáhle sa mu podarilo zastabilizovať, asistenti súčasne spustili nahrávanie záznamu zo stabilometru, akcelerometru, Eyetracker-u a premietanie prezentácie s vizuálnymi podnetmi. V každej časti boli zobrazované všetky vizuálne podmienky, pričom sledovanie bodu A v centre sa

vždy jedenkrát opakovalo. Medzi týmito časťami mal proband jednominútovú pauzu na oddych v sede a prebiehala aj kalibrácia zariadenia Eyetracker. Medzi samotnými pokusmi proband zostúpil zo stabilometrickej plošiny na približne 30 sekúnd, aby nedošlo k nadmernej únave dolných končatín kvôli neustálej potrebe udržiavania rovnováhy. V každej časti merania bolo poradie pokusov s rôznymi vizuálnymi podmienkami rôzne, aby sa predišlo vplyvu učenia. Štruktúra protokolu je zobrazená v prílohe 3.

#### **4.4. Analýza dát**

Pôvodné dáta zo stabilometru vyjadrovali uhol naklonenia plošiny v M-L smere v čase. Tieto dáta sa bez predchádzajúceho spracovania odobrali a vypočítal sa parameter *root-mean-square-error* (RMSE [°]), ktorý vyjadruje variabilitu náklonu plošiny od horizontálnej polohy (0°). Výpočet RMSE prebiehal v softwari Matlab (R2017b, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

Z akcelerometru boli získané pôvodné dáta o zrýchlení v troch smeroch v čase. Dáta o zrýchlení prešli obojsmerným Butterworthovým filtrom 4.rádu s hraničnou frekvenciou 10 Hz s dolnofrekvenčnou priepustnosťou. Následne sa z filtrovaných dát pre každý smer zrýchlenia dopočítal parameter *root-mean-square* (RMS [g]), ktorý vyjadruje variabilitu pohybu pre tri smery – A-P, M-L a vertikálny. Výpočet RMS prebiehal v softwari Matlab (R2017b, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

#### **4.5. Štatistické spracovanie**

Priemery z pokusov boli štatisticky spracované v softwari Statistica (v.12, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Pre overenie normality bol použitý Shapiro-Wilkov test, avšak normalita nebola potvrdená pre všetky premenné. Preto bola pre porovnanie rôznych vizuálnych podmienok využitá Friedmanova analýza rozptylu. Všetky štatistické testy boli prevedené na hladine štatistickej významnosti  $\alpha=0,05$ .

## 5. VÝSLEDKY

Výsledky merania pre jednotlivé premenné sú zobrazené v tabuľke 1.

*Tabuľka 1.* Variabilita náklonu stabilometrickej plošiny (RMSE) a variabilita zrýchlenia pohybu trupu (RMS) v troch smeroch.

	RMSE [°]	RMS V [g]	RMS A-P [g]	RMS M-L [g]
<b>fixácia pohľadu</b>	3,65 ± 1,18	0,90 ± 0,05	0,49 ± 0,14	0,11 ± 0,04
<b>horizontálne sakadické pohyby 1,1 Hz</b>	3,58 ± 1,26	0,90 ± 0,05	0,49 ± 0,14	0,11 ± 0,04
<b>horizontálne sakadické pohyby 0,5 Hz</b>	3,67 ± 1,24	0,91 ± 0,04	0,48 ± 0,14	0,11 ± 0,04
<b>vertikálne sakadické pohyby 1,1 Hz</b>	3,82 ± 1,34	0,90 ± 0,05	0,48 ± 0,14	0,11 ± 0,05
<b>vertikálne sakadické pohyby 0,5 Hz</b>	3,64 ± 1,29	0,90 ± 0,05	0,49 ± 0,14	0,11 ± 0,04
<i>p</i>	0,529	0,108	0,189	0,450

*Vysvetlivky: RMSE – root-mean-square-error, RMS – root-mean-square, V – vertikálny smer, A-P – antero-posteriórny smer, M-L – medio-laterálny smer, p – hladina pravdepodobnosti (Friedmanova ANOVA).*

Štatisticky významný vplyv ( $p < 0,05$ ) vizuálnych podmienok na úroveň posturálnej stability nebol zistený. Z údajov z akcelerometru nemožno pozorovať žiaden trend, ktorý by naznačoval rozdielnosť medzi danými vizuálnymi podmienkami pri udržiavaní rovnováhy. K najväčšiemu zrýchleniu trupu došlo vo vertikálnom smere. Dáta zo stabilometru však naznačujú väčší vplyv rýchlych vertikálnych sakadických pohybov očí ( $3,82 \pm 1,34^\circ$ ) než ostatných stimulov. Naopak najmenšie posturálne výchylky boli zaznamenané pri rýchlych horizontálnych sakadických pohyboch očí ( $3,58 \pm 1,26^\circ$ ).

## 5.1. Vyjadrenie sa k výskumnej otázke

V1: Aký je vplyv pohybov očí na úroveň posturálnej stability?

Na zistenie vplyvu pohybu očí na úroveň posturálnej stability bola použitá Friedmanova analýza rozptylu. Najviac sa hladine štatistickej významnosti  $p=0,05$  blížilo RMS vo vertikálnom smere. Avšak toto kritérium nebolo splnené pri žiadnej z vizuálnych podmienok.

Na základe výsledkov môžeme tvrdiť, že smer a rýchlosť sakadických pohybov očí nemá v našej štúdií vplyv na úroveň posturálnej stability u mladých zdravých dospelých jedincov.

## 6. DISKUSIA

Cieľom tejto práce bolo zistiť vplyv pohybov očí, hlavne sakadických, na posturálnu stabilitu u mladých zdravých ľudí. Úroveň posturálnej stability bola sledovaná akcelerometrom a stabilometrom pri sakadických pohyboch očí vo vertikálnom a horizontálnom smere pri dvoch rôznych rýchlostiach a pri fixácii pohľadu na jeden bod.

Posturálna stabilita je definovaná ako dynamické udržiavanie tela v prevencii pred pádom (Winter, 1995). V stoji schopnosť tela udržať rovnováhu závisí od pozície COM a BS (Hall, 1991 in Pollock, 2000). Ľudské telo je veľmi nestabilné, pokiaľ kontinuálne nepracuje systém posturálnej kontroly (Winter, 1995). Posturálnu kontrolu možno definovať ako udržiavanie, dosahovanie alebo obnova stavu rovnováhy počas akejkoľvek postury alebo aktivity (Pollock, 2000). K tomu sú využívané stratégie kompenzačné, anticipačné alebo ich kombinácia (Maki & McIlroy, 1997).

Efektívne využitie balančných stratégií zabezpečujú informácie zo somatosenzorických, vestibulárnych a zrakových systémov (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Pri stoji na pevnom povrchu sú najdôležitejšie propioceptívne vnemy, avšak, akonáhle dôjde k zmene povrchu na nestabilný, zvyšuje sa dôležitosť zrakových a vestibulárnych informácií (Peterka, 2002; Véle, 2006). Navyše, pri vyradení zrakových informácií dochádza k väčším a rýchlejšim posturálnym výchylkám (Hansson, Håkansson, & Beckman, 2010). Rombergova skúška, alebo porovnanie pokojného stoja s otvorenými a zatvorenými očami, je často používaným nástrojom v klinickej praxi pre hodnotenie nevizuálnych modalít (somatosenzorický a vestibulárny systém) u pacientov s ataxiou rozličného pôvodu (Schmid et al., 2008). Zrková kontrola je teda dôležitým faktorom pri udržiavaní minimálnych posturálnych titubácií, najmä pri udržiavaní postavenia hlavy a trupu v dynamických podmienkach, kedy je potrebné neutralizovať predozadné výchylky (Buchanan & Horak, 1999; Kim et al., 2016, Schmid et al., 2008). Dôležitú úlohu pri tom nezohráva iba zraková ostrosť, ale aj periférne videnie. Podľa štúdie Schmid et al. (2008) práve pri nižších hodnotách zrakovej ostrosti zohráva periférne videnie nezastúpiteľnú úlohu pri stabilizácii tela.

Jednými z prvých, kto poukázali na závislosť medzi posturálnou kontrolou a pozornosťou u mladých dospelých jedincov boli Kerr, Condon a McDonald (1985 in Legrand et al., 2013). Zaznamenali, že nie všetky kognitívne úlohy pôsobia na úroveň posturálnej stability rovnakým spôsobom. Pozorovanie vizuálnych informácií, ktoré sú

na jednej strane dôležitými sensorickými vstupmi pri udržiavaní rovnováhy, si zároveň vyžaduje aj určitú mieru pozornosti (Belopolski & Theeuwes, 2006; Deubel & Schneider, 1996).

Na základe dostupných informácií sa všeobecne domnievalo, že pohybovanie prostredia alebo objektu na sietnici je aferentným signálom, ktorý vyvoláva posturálne odpovede. Pohyb na sietnici je však minimalizovaný vestibulo-okulárnym reflexom a plynulým sledovaním, a preto by pohyby očí mohli byť skôr zodpovedné za zmeny polohy hlavy v priestore než pohyb na sietnici (Glasauer, Schneider, Jahn, Strupp, & Brandt, 2005). Pri zisťovaní vzťahu medzi zrakovými podnetmi a posturálnou stabilitou sa výskumníci sústredili na tri druhy pohybov očí: sakadické pohyby, plynulé (hladké) sledovacie pohyby a fixácia pohľadu. Fixácia pohľadu na stacionárny cieľ redukuje titubácie v stoji v porovnaní s podmienkami bez vizuálneho cieľa fixácie (Riach & Starkes, 1989). Naproti tomu, plynulé sledovacie pohyby u mladých dospelých jedincov spôsobovali zvýšenie oscilácií tela (Bobrova, Levik, Schlykov, & Kazennikov, 2004 in Aguiar et al., 2015).

V klinickej rehabilitácii sa stretávame s pacientami s neurologickými poruchami. U týchto pacientov bývajú časté vizuomotorické postihnutia a motorické poruchy. Okrem toho, že terapeuti sú zriedkavo oboznámený s presnejším stavom zraku svojich pacientov, len málokedy sledujú alebo usmerňujú pohyby očí počas terapie. Správne usmernenie pohľadu by mohlo byť prínosné hlavne u posturálne nestabilných pacientov. Sekundárne poruchy rovnováhy bývajú prítomné u vestibulárnej a mozočkovej ataxie, parkinsonizmu, po cievnej mozgovej príhode alebo tabes dorsalis. U tejto skupiny pacientov by špecifická vizuomotorická edukácia a tréning mohli byť prínosom pre zlepšenie posturálnych reakcií (Schulman, Godfrey, & Fischer, 1987). Výsledky štúdií dokazujúce stabilizujúci efekt fixácie a sakadických pohybov narozdiel od plynulých sledovacích pohybov (napr. Rey, Lê, Bertin, & Kapuola, 2007; Schulmann et al., 1979, Thomas, Bambouras, Donovan, & Dewhurst, 2016) naznačujú, že ideálnym spôsobom na preskúmanie okolia by u týchto pacientov mohlo byť využitie sakadických pohybov očí s refixáciou na stacionárne objekty. Naopak plynulé sledovacie pohyby vlastných končatín, ktoré sú často využívané pri terapii pacientov s propioceptívnymi poruchami, by mohli pôsobiť nepriaznivo na orientáciu v priestore a rovnováhu (Schulmann et al., 1987).

Sakadické pohyby očí sú špecifické tým, že k ich programovaniu a realizácii dochádza v štruktúrach CNS, ktoré hrajú dôležitú úlohu aj v posturálnej kontrole (Leigh & Zee, 2006 in Legrand et al., 2013). Vzhľadom na to by sa dalo očakávať, že posturálna a okulomotorická kontrola na seba vzájomne pôsobia (Legrand et al., 2013).

Jedným z dôvodov, prečo by sa pri sakadických pohyboch očí dala očakávať destabilizácia, je čiastočné znemožnenie videnia a vnímania kvôli veľmi rýchlemu pohybu na sietnici oka (Rey et al., 2007). Doterajšie výskumy však túto teóriu nedokázali potvrdiť, a zdá sa, že sakadické pohyby očí nemajú destabilizačný vplyv na rovnováhu, niektoré štúdie dokonca zaznamenali zmiernenie posturálnych výchýliek vplyvom sakád (Aguiar et al., 2015; Legrand et al., 2013; Rodrigues, Aguiar, Polastri, Godoi, Moraes, & Barea, 2013; Rougier & Garin, 2006; Stoffregen, Bardy, Bonet, Hove, & Oullier, 2007).

Výsledky nášho výskumu, ktoré nezachytili rozdielny vplyv vizuálnej fixácie a sakadických pohybov očí na úroveň posturálnej stability, nekorešponujú so zisteniami iných štúdií (napr. Aguiar et al., 2015; Legrand et al., 2013; Rodrigues et al., 2013; Rougier & Garin, 2006; Stoffregen et al., 2007), že sakadické pohyby očí majú stabilizačný vplyv na úroveň posturálnej stability v porovnaní s fixáciou. White, Post a Leibowitz (1980 in Rey et al., 2007) nepozorovali zhoršenie alebo zlepšenie posturálnej stability pri sakadických pohyboch očí, čo korešponduje s výsledkami našej štúdie. Autori však sledovali len vplyv horizontálnych sakád s vizuálnym uhlom  $4^\circ$ . Rozdiel v posturálnej stabilite pri fixácii a sakadických pohyboch očí nezaznamenali ani Thomas et al. (2016). Podobné výsledky ako náš výskum zaznamenali aj Rey et al. (2007), Schulmann et al. (1987).

Thomas et al. (2016) porovnávali vplyv fixácie, sakadických pohybov a plynulých sledovacích pohybov očí na posturálnu stabilitu. V ich experimente však menili aj podmienky prostredia. Išlo pozadie s vertikálnymi bielo-čiernymi pruhmi, ktoré bolo buď statické, nebolo vôbec prítomné, alebo oscillovalo s frekvenciou 0,33 Hz. Zaradené boli aj podmienky v tme. Stimuly pre pohyb očí sa náhodne pohybovali po vertikálnej, horizontálnej aj diagonálnej osi s vizuálnym uhlom  $6^\circ$  a menili s frekvenciou 0,33 Hz pri plynulých sledovacích a sakadických pohyboch. To je v porovnaní s ostatnými štúdiami, aj tou našou, nízka rýchlosť, a preto mohla mať vplyv na výsledky. Pri všetkých podmienkach prostredia nedošlo v A-P smere k významným rozdielom medzi fixáciou a sakadickými pohybmi očí. Plynulé sledovacie pohyby v statickom prostredí pôsobili

v porovnaní so sakadickými a fixáciou destabilizačne. Destabilizačne pôsobila aj oscilácia pozadia. V M-L smere neboli zaznamenané významné rozdiely medzi jednotlivými podmienkami, okrem zvýšenia posturálnych výchyliek pri sakadických pohyboch pri oscilácii pozadia v porovnaní so statickým pozadím. Rozdiely medzi jednotlivými smermi sakád neboli v tejto štúdií sledované. Výsledky tejto štúdie však súhlasia s našimi v tom, že nenašli rozdielny vplyv sakadických pohybov očí a fixácie na posturálnu stabilitu. Výsledky tejto štúdie a našej sa dajú vysvetliť stabilizujúcim efektom statického prostredia v porovnaní s pohyblivým. Pri sakadických pohyboch očí nedochádza k posunu sledovaného prostredia na sietnici, rovnako ako pri fixácii. To umožňuje presnejší odhad polohy vlastného tela v priestore. Pohyblivé pozadie a plynulé sledovacie pohyby vytvárajú pri sledovaní cieľa, ktorý je vnímaný ako statický, na sietnici pohyb prostredia, čo zhoršuje schopnosť odhadu polohy tela vzhľadom k okoliu (Thomas et al., 2016).

Rey et al. (2007) sa zaoberali vplyvom horizontálnych a vertikálnych sakád s frekvenciou 1 Hz a taktiež vzdialenosťou od sledovaného objektu na posturálnu stabilitu. Vizualný uhol pri horizontálnych aj vertikálnych vizuálnych podnetoch mal 30°. Tri typy vizuálnych podmienok (fixácia, vertikálne sakády a horizontálne sakády) participanti sledovali z dvoch vzdialeností – 40 cm a 200 cm. Tento výskum priniesol nasledovné výsledky: vykonávanie horizontálnych ani vertikálnych sakadických pohybov očí nezhoršuje úroveň posturálnej stability. Mierne zlepšenie bolo zaznamenané v A-P smere, bez významného rozdielu medzi vertikálnymi a horizontálnymi sakádami. Toto zlepšenie pripisujú autori zvýšeniu proprioceptívnych aj eferentných okulomotorických signálov. Ďalším možným vysvetlením je zníženie posturálnych výchyliek v A-P smere za účelom zachovania vizuálneho uhla medzi sledovanými cieľmi. Avšak samotní autori upozorňujú, že nakoľko nedošlo k zlepšeniu posturálnej stability aj v iných smeroch, treba tieto výsledky brať s opatrnosťou. Aj keď pohyb na sietnici je väčší pri bližšej vzdialenosti, pri porovnávaní vplyvu vzdialenosti malo na úroveň posturálnej stability priaznivejší efekt sledovanie vizuálnych podnetov zblízka.

Ako už bolo spomenuté vyššie, dal by sa očakávať destabilizačný vplyv sakadických pohybov očí na rovnováhu, kvôli rýchlemu pohybu na sietnici. Pravdepodobne k stabilizácii videnia pri sakádach dochádza vďaka eferentným kópiám motorických zrakových signálov (Rey et al., 2007). Určitú úlohu môžu zohrávať signály



smerujúce z colliculus superior do frontálnej kôry cez medio-dorzálny thalamus (Sommer & Wurtz, 2004 in Rey et al., 2007). Zmieniť treba aj okruh riadenia sakadických pohybov očí, pohybov hlavy a krku a posturálnej kontroly. Corneil, Olivier a Munoz (2008) dokázali, že svaly krku sú zapájané v určitom časovo uzavretom štýle pri zaznamaní vizuálneho cieľa, a to v predstihu sakadických pohybov očí. To dokazuje, že okulomotorické okruhy a okruhy riadenia pohybov krku a hlavy sú prepojené s redundantnými aferentnými a eferentnými internými signálmi. Tieto signály sú pravdepodobne využívané k zaisteniu posturálnej stability s, ale aj bez sakadických pohybov očí. Taktiež proprioceptívne informácie z extraokulárnych svalov môžu v procese stabilizácie tela zohrávať dôležitú úlohu. Pri správnosti tohto tvrdenia by sakadické pohyby očí pôsobili stabilizačne aj v tme (Rey et al., 2007). Pokles oscilácii tela v A-P pri vykonávaní sakadických pohybov očí v tme pozorovali Uchida et al. (1979). Stoffregen et al. (2006) však nezaznamenali významné zmeny posturálnych výchyliek pri podmienkach so zatvorenými očami, keď porovnávali sakadické pohyby očí a fixáciu.

Schulmann, Godfrey a Fischer (1987) sa snažili zistiť, či zlepšenie posturálnej stability závisí od typu vykonávaného pohybu očí. Autori zvolili vo výskume dynamickú a náročnú rovnovážnu úlohu. Ich posturálna kontrola bola hodnotená schopnosťou udržiavať stabilometrickú plošinu (pohyblivú vo frontálnej rovine), na ktorej stáli, v rozsahu 5° v horizontálnej rovine po čo najdlhší čas. Zároveň mali za úlohu sledovať na obrazovke pred nimi premietané vizuálne podnety. Išlo o svetielko, ktoré počas jedného pokusu bolo buď stacionárne (fixácia), presúvalo sa kontinuálne v horizontálnom smere (plynulé sledovacie pohyby), alebo sa striedavo zobrazovalo naľavo a napravo (sakadické pohyby). Čas udržiavania rovnováhy pri sledovaní stacionárneho bodu a pri horizontálnych sakadických pohyboch očí bol signifikantne dlhší než pri plynulých sledovacích pohyboch očí. Rozdiel medzi fixáciou a sakádami nebol významný. Autori preto vyvodili záver, že plynulé sledovanie objektu môže pôsobiť destabilizačne a naopak fixácia pohľadu a sakadické pohyby posilňujú dynamickú posturálnu kontrolu. Vysvetlenie tohto silného vzťahu medzi pohybmi očí a posturálnou stabilitou autori vidia v tom, že zrak môže rozpoznať pohyby svojho tela vďaka využitiu obrazu okolia. Zachytený pohyb tela signalizuje potrebu kompenzačného pohybu k prinavráteniu tela do vertikálnej roviny. Vizuálna fixácia a sakadické pohyby očí zobrazujú stabilný obraz okolia, vďaka ktorému zrak dokáže rozoznať posturálne posuny, zatiaľ čo plynulé

sledovacie pohyby túto spätnú väzbu neumožňujú. Dôvodom, prečo majú pohyby očí rôzny vplyv na posturálnu stabilitu môže byť to, že každý sa rozvinul, aby vykonával odlišnú funkciu. Sakadické pohyby a fixácia pohľadu maximalizujú periférne videnie tým, že poskytujú stabilné vizuálne pole. Vďaka periférnemu videniu sa orientujeme v priestore. Plynulé sledovacie pohyby zachytávajú a udržiavajú objekt uprostred fovey, pomáhajú pri analýze objektu, a teda súvisia s centrálnym videním. Nie sú však vhodné pri priestorovej orientácii. Aj keď náš výskum nepracoval s plynulými sledovacími pohybmi, len so sakádami a fixáciou, môžeme usúdiť, že výsledky výskumu Schulmanna et al. (1987), z ktorých nebol pozorovateľný rozdiel medzi sakadickými pohybmi a fixáciou, sa zhodujú s výsledkami nášho výskumu.

Stoffregen, et al. (2007) vo svojom prvom experimente zaznamenali štatisticky významné zníženie posturálnych výchýliek v M-L smere pri sakadických pohyboch očí v porovnaní s fixáciou pohľadu. K sakádam dochádzalo v horizontálnom smere v troch rôznych frekvenciách – 0,5 Hz, 0,8 Hz a 1,1 Hz. Autori pôvodne predpokladali, že vyššia frekvencia vizuálnych podnetov zníži posturálne kolísanie (Kikukawa & Taguchi, 1985), avšak medzi pokusmi s rôznymi frekvenciami nebol z hľadiska posturálnej stability žiaden signifikantný rozdiel. Porovnaním rôznych frekvencií sakád sa nezistil rozdielny vplyv na posturálnu stabilitu ani v našom výskume. Takisto v našom, ani v prvom experimente Stoffregena et al. (2007) nedošlo k významným rozdielom posturálneho kolísania v A-P smere pri sakadických pohyboch očí v porovnaní s fixáciou. V druhom experimente došlo k významnému poklesu posturálnych výchýliek v M-L aj A-P smere pri sakadických pohyboch očí, trend znižovania výchýliek s rastúcou frekvenciou sakád však pozorovaný nebol ani v tomto prípade.

Výsledky Stoffregna et al. (2007) nie sú zlučiteľné s predpokladom, že posturálna kontrola konkuruje iným, simultánnym aktivitám počas procesov kognitívneho spracovania v CNS. S týmto predpokladom sa zaoberali Hunter a Hoffman (2001), ktorí uviedli, že ak by požiadavky dvoch súčasných úloh na centrálnu spracovanie presiahli možnosti CNS, malo by dôjsť k zhoršeniu výsledného výkonu jednej alebo oboch pôvodných úloh. Ak by však tieto požiadavky nepresiahli možnosti CNS, výsledné odpovede by nemali byť kombináciou týchto dvoch úloh ovplyvnené. Stoffregen et al. (2007) zaznamenali zlepšenie posturálnych výchýliek pri súčasnom sledovaní vizuálneho cieľa, čím názor Huntera a Hoffmana (2001) nepodložili. Výsledky našej štúdie by

vzhľadom k tomuto tvrdeniu mohli dokazovať, že sakadické pohyby nevyžadujú v porovnaní s fixáciou pohľadu zvýšené nároky pri procese spracovania v CNS.

Mnoho štúdií ukázalo, že posturálna kontrola a supra-posturálne úlohy, ako je napr. vizuálne skúmanie, verbálny reakčný čas či mentálna aritmetika, sa vzájomne ovplyvňujú, aj keď supra-posturálne úlohy nemajú žiaden vnútorný mechanický vplyv na polohu alebo pohyb COM (Dault, Geurts, Mulder, & Duysens, 2001; Hunter & Hoffman, 2001; Stoffregen, Pagulayan, Bardy, & Hettlinger, 2000). Najviac prijímaná téza o vzťahu posturálnej kontroly a supra-posturálnych úloh hovorí o ich potencionálnej konkurencii pri pridelovaní centrálnych zdrojov pre ich spracovanie (Woollacott & Shumway-Cook, 2002 in Stoffregen et al., 2007). Alternatívne sa dá tento vzťah interpretovať tak, že postúra môže byť regulovaná, aspoň z časti, aby uľahčila a podporila supra-posturálne úlohy (Riccio & Stoffregen, 1988). Na základe výsledkov z našej štúdie nemožno prijať ani jednu z hypotéz o nadržanosti či už posturálnych alebo supra-posturálnych úloh pri procesoch spracovania v CNS. Vysvetliť sa to dá náročnosťou zvolenej vizuálnej úlohy (sakadické pohyby očí), ktorá pre udržiavanie posturálnej stability nemusela byť dostatočnou „konkurenciou“.

Stoffregen, Bardy, Bonnet a Pagulayan vo svojej štúdií z roku 2006 však hypotézu, že posturálna kontrola by mohla byť adaptívne modulovaná tak, aby uľahčovala zmeny v smere pohľadu a tak zlepšila stabilizáciu pohľadu pri posturálnych zmenách prijali. Zaznamenali totiž zníženie posturálnych výkovov pri horizontálnych sakadických pohyboch v porovnaní s fixáciou pohľadu. Pracovali s domnienkou, že pohyby očí si vyžadujú väčšiu kapacitu na spracovanie v CNS než fixácia pohľadu, a teda, ak by boli supra-posturálne úlohy (pohyby očí) nadržané posturálnym, došlo by k zhoršeniu výkonu mechanizmov posturálnej kontroly.

Legrand et al. (2013) skúmali rozdiel medzi reaktívnymi a dobrovoľnými sakádami (prosakády), antisakádami a fixáciou s alebo bez rušivého vizuálneho podnetu. Participantom boli vizuálne podnety premietané v dvoch rôznych posturálnych situáciách – v štandardnom Rombergovom stojí alebo tandemovom stojí s dominantnou nohou vpredu. Informácie o úrovni posturálnej stability vyhodnocovali sledovaním COP. Vplyv sakadických pohybov bol významný pri tandemovom stojí narozdiel od štandardného Rombergovho stoja. Plocha opísaná zmenami trajektórie COP bola väčšia pri fixáciách než pri sakadických podnetoch. Prečo dochádza k zlepšeniu pri sakadických pohyboch

očí vysvetľujú Vuillerme a Nafati (2007 in Legrand et al., 2013) tým, že vykonávanie sekundárnej úlohy (motorickej alebo kognitívnej) môže odvrátiť určitú časť pozornosti od posturálnej kontroly. Tá je viac odkázaná na automatické systémy riadenia a dochádza k menším výchylkám postury. Nie je to však univerzálne pravidlo. Niektoré sekundárne úlohy môžu znížiť a niektoré naopak zvýšiť úroveň posturálnej stability. Lacour, Bernard-Demanze a Dumitrescu (2008 in Legrand et al., 2013) načrtli tzv. U model nelineárnej interakcie, ktorý má vysvetľovať, prečo je vplyv rôznych sekundárnych úloh na posturálnu stabilitu rôzny. Jednoduché kognitívne úlohy môžu zlepšiť posturálnu stabilitu, v porovnaní k jej základnej úrovni bez sekundárnej úlohy, vďaka odvráteniu časti pozornosti od vedomého udržiavania rovnováhy. Čím sa však náročnosť kognitívnej úlohy zvyšuje, dochádza k postupnému zhoršovaniu posturálnej stability. Legrand et al. (2013) zaznamenali aj rozdiel medzi vplyvom jednotlivých typov sakadických pohybov na posturálnu stabilitu. Trajektória a rýchlosť COP vzrástla počas antisakád v porovnaní s prosakádami, ale len v štandardnom Rombergovom stoji. Autori predpokladajú, že zaznamenané zrýchlenie COP pri antisakádach reflektuje náročnosť vykonania tejto úlohy zároveň s posturálnou úlohou. Z neuropsychologického hľadiska okruhy mozgovej kôry, ktoré sú zapojené do vykonávania antisakád sú zložitejšie, než tie pre prosakády. Je v nich totiž nevyhnutných viac kognitívnych procesov (Leigh & Zee, 2006 in Legrand et al., 2013). Preto aj v tomto prípade Legrand et al. (2013) odkazujú na U model nelineárnej interakcie. V našej štúdii žiaden takýto trend nebol zaznamenaný, pre jeho overenie by pravdepodobne bolo nutné zaradiť do protokolu aj náročnejšie kognitívne úlohy. Legrand et al. (2013) ďalej poukázali aj na dôležitosť používania viacerých metód hodnotiacich posturálnu stabilitu vo výskume. Sledovanie plochy COP totiž pravdepodobne nebolo dostatočne citlivým parametrom pri tandemovom stoji, kde prekvapivo nezaznamenali rozdielny vplyv rôznych sakadických podnetov na posturálnu stabilitu.

Uchida et al. (1979) sledovali vplyv vertikálnych aj horizontálnych sakadických pohybov očí na posturálnu stabilitu. Účastníci mali pohľad smerovať na striedavo sa zapínajúce LED svetlá pod vizuálnym uhlom  $5^{\circ}$ -  $40^{\circ}$  a frekvenciou sakád od 0,1 Hz do 1 Hz. Zaznamenali zníženie posturálnych výchyliek vo vzpriamenom stoji pri periodických sakadických pohyboch očí v porovnaní s fixáciou, a k menším výchylkám došlo aj pri rýchlych vertikálnych a horizontálnych pohyboch očí o frekvencii 1 Hz v tme. So snížením nie je pravdepodobne spojená periodicita pohybov, a teda opakovaná aktivácia proprioceptorov očných svalov, nakoľko rotačný pohyb očí nemal na úroveň posturálnej

stability vplyv. Rozdielnosť vplyvu na posturálnu stabilitu sakadických a plynulých sledovacích pohybov pripisujú autori rozdielnemu riadeniu. Sakadické pohyby očí sú uskutočňované centrálnym riadeným programom, zatiaľ čo plynulé sledovacie pohyby sú reflexnou odpoveďou na pohyb sledovaného objektu. Navyše na riadení týchto dvoch pohybov sa podieľajú odlišné nervové štruktúry. Účinok sakád pripísali signálom vydávaným pri ich realizácii, ktoré sú integrované posturálnym systémom cez vestibulo-spinálne alebo retikulo-spinálne dráhy do svalového tonu dolných končatín (Uchida et al., 1979). Naša štúdia nezistila rozdielny vplyv sakád a fixácie na posturálnu stabilitu. Avšak, nakoľko pri sakadických pohyboch aj fixácii ostáva periférny obraz pozadia stabilný (Schulmann et al., 1987), a pri sakádach dochádza na krátku dobu aj k fixácii (Guerraz & Bronstein, 2008), môžeme predpokladať, že niektoré aspekty ich riadenia sú podobné.

Vplyv horizontálnych sakadických pohybov očí o frekvencii 0,5 Hz a 1,1 Hz na posturálnu stabilitu sledovali aj Rodrigues et al. (2013). Okrem toho porovnávali ich účinky na stoj s širšou a užšou BS – stoj s nohami vzdialenými na šírku ramien a stoj spojný. Overovali hypotézu, že sakadické pohyby zmiernia posturálne výchylky a že väčší vplyv budú mať sakády s vyššou frekvenciou. Rozdielnymi BS chceli zistiť, či majú odlišné posturálne nároky vplyv na pôsobenie sakadických pohybov na posturálnu stabilitu. Sakadické vizuálne podnety boli premietané, podobne ako v našom výskume, s vizuálnym uhlom  $11^\circ$ , bod pre fixáciu bol uprostred monitoru v úrovni očí. Posturálne výchylky trupu a hlavy v A-P sa snížili pri sakadických pohyboch očí v porovnaní s fixáciou. Sakády s frekvenciou 1,1 Hz mali v porovnaní s frekvenciou 0,5 Hz výraznejší vplyv na zníženie výchyliek. Druh stoja ovplyvnil výchylky trupu a hlavy len pri sakádach s frekvenciou 1,1 Hz, kedy široký stoj pôsobil stabilizačne. V M-L smere boli pozorované podobné výsledky, akurát medzi rôznymi frekvenciami nebol zachytený významný rozdiel. To, že horizontálne sakády o vyššej frekvencii spôsobili väčšie zníženie posturálneho kolísania než tie o nižšej frekvencii, podporuje hypotézu, ktorú sa neúspešne snažili dokázať aj Stoffregen et al. (2007). Rodrigues et al. (2013) tieto výsledky vysvetľujú aferentným a eferentným mechanizmom zrakovej stabilizácie postury (Guerraz & Bronstein, 2008). Aferentným mechanizmom sa jedinec snaží minimalizovať zmeny premietnutého obrazu na sietnici, aby sa väzba medzi vizuálnou informáciou a posturou tela udržala stabilná počas fixácie (pri sakádach taktiež dochádza k fixácii, aj keď len krátkodobej) (Guerraz & Bronstein, 2008). Eferentný mechanizmus,

najmä eferentné kópie, posobí tak, že zmiernuje posturálne titubácie, čo podporuje priestorovú presnosť sakády s ohľadom umiestnenie sledovaného cieľa (Kowler, 2011 in Rodrigues et al., 2013). Pri rýchlejších sakádach je čas pre plánovanie pohybu očí kratší, čo môže viesť k rozdielom v posturálnych výchylkách v porovnaní s pomalšími sakádami (Rodrigues et al., 2013).

Zníženie posturálnych výchyliek pri sakadických pohyboch očí zaznamenali aj Rougier a Garin (2008). Okrem sakadických pohybov a fixácie však sledovali aj vplyv žmurkania na posturálnu stabilitu. Účastníci zapojení do výskumu mali za úlohu stáť vzpriamene bez pohybu hlavy a vykonávať nasledovné úlohy: (1) fixovať bod zobrazený priamo pred očami vo vzdialenosti 2 m, (2) žmurkať oboma očami s frekvenciou 1 Hz, (3) a (4) vykonávať vertikálne alebo horizontálne sakadické pohyby s frekvenciou 1 Hz. Vzdialenosť medzi vizuálnymi cieľmi pri sakadických pohyboch zodpovedala vizuálnemu uhlu 4°. Horizontálne sakadické pohyby očí zmiernovali posturálne výchylky pozdĺž M-L aj A-P osi, avšak vertikálne mali zmiernujúci vplyv len pozdĺž A-P osi. Tieto výsledky nekorešponujú s výsledkami našej štúdie, kde sme žiadne rozdiely medzi vplyvom vertikálnych, horizontálnych sakád a fixáciou nezistili.

Za rozdielnymi výsledkami našej štúdie v porovnaní s vyššie spomenutými môžu stáť rozdielne metodologické postupy. Väčšina štúdií sledovala posturálne výchylky v stojí na pevnom povrchu s nohami pri sebe (Stoffregen et al., 2006; Stoffregen et al., 2007, Thomas et al., 2016), alebo na šírku ramien (Rey et al., 2007), prípadne typ stoja nebol bližšie definovaný (Uchida et al., 1979). V štúdiu od Rougier a Garin (2007) stáli pacienti na boso s päťami 3 cm vzdialenými a nohami v 30° uhle a v štúdiu od Legrand et al. (2013) podobne, akurát s päťami vzdialenými 4 cm. Niektoré štúdie sledovali vplyv veľkosti BS tým, že porovnávali stoj spojný so stojom o šírke ramien (Aguiar et al., 2015; Rodrigues et al., 2013), alebo s tandemovým stojom (Legrand et al., 2013). V našej štúdiu stáli účastníci na boso na nestabilnej plošine, ktorá bola pohyblivá vo frontálnej rovine, rovnako ako vo výskume Schulmanna et al. (1987). V ich štúdiu participanti stáli na šírku ramien (podľa zmeranej vzdialenosti akromionov), zatiaľ čo v našom výskume neboli participantom dané presné inštrukcie o šírke stoja – mali zaujať postoj, v ktorom sa cítili na plošine čo najstabilnejšie. Nestabilná plošina vytvárala dynamickú a posturálne náročnú situáciu, ktorá si vyžadovala okulomotorickú kontrolu, pozornosť, integráciu vestibulárnych, vizuálnych informácií a informácií z propioceptorov šije a členku. Tieto

podmienky pôsobili destabilizačne, čím mohli imitovať niektoré neurologické poruchy (Schulmann et al., 1987).

Ďalším rozdielom medzi našim výskumom a ostatnými bol v inštrukcii pred spustením vizuálnych podnetov. Naš protokol pozostával z piatich odlišných vizuálnych podmienok, fixácia zraku bola v každom bloku testovaná dvakrát, ostatné podmienky jedenkrát. Blokov bolo celkom šesť, v každom bolo poradie vizuálnych podmienok odlišné. Participantom sme pred každým pokusom prezradili aké vizuálne podmienky bude sledovať pohľadom. Umožnili sme im tak uplatniť anticipáciu pri plánovaní pohybov očí. Iné štúdie účastníkom informácie o nasledujúcich vizuálnych podnetoch neposkytovali a ich poradie bolo náhodné (Legrand et al., 2013; Rougier & Garin, 2008; Rodrigues et al., 2013; Stoffregen et al., 2007). Naši probandi nedostali, rovnako ako v iných štúdiách (Aguiar et al., 2015; Rodrigues et al., 2013; Stoffregen et al., 2007) inštrukcie o pohyboch hlavy pri sakádach. Rougier a Garin (2008), Schulmann et al. (1987) a Uchida et al. (1979) inštruovali participantov k udržiavaniu stálej pozície hlavy počas sledovania podnetov. Medzi výskumami sa vyskytovali aj rozdiely vo vizuálnom uhle premietaných podnetov. Vizuálny uhol  $11^\circ$ , ktorý sme použili v našom výskume, použili aj Aguiar et al. (2015), Rodriguez et al. (2013), Stoffregen et al. (2007). Hallet (1986 in Thomas et al., 2016) uvádza, že presun pohľadu o uhol menší ako  $15^\circ$  nevyžaduje doprovodný pohyb hlavy v priestore. Vizuálny uhol  $< 15^\circ$  v metodológii dodržali aj Legrand et al. (2013), Rougier a Garin (2008), Stoffregen et al. (2007) a Thomas et al. (2016). V štúdií od Uchida et al. (1979) sa vizuálny uhol menil v rozmedzí  $5^\circ - 40^\circ$ .

Viacere štúdie využívali pri hodnotení posturálnej stability silové plošiny zaznamenávajúce zmeny pohybu COP (Legrand et al., 2013; Rey et al., 2007; Rougier & Garin, 2008; Stoffregen et al., 2007). Schulmann et al. (1987) sledovali časový úsek, počas ktorého boli účastníci schopní udržiavať plošinu nestabilnú vo frontálnej rovine v rozmedzí  $5^\circ$  od horizontálnej roviny. Stoffregen et al. (2006) a Stoffregen et al. (2007) použili magnetický sledovací systém zachytávajúci pohyby hlavy a trupu. Niektorí výskumníci využívali kinematickú analýzu (Aguiar et al., 2015; Rodrigues et al., 2013). Uchida et al. (1979) používali plošinu zachytávajúcu posturálne výchylky a povrchový elektromyogram z m.tibialis anterior, m. soleus a m.gastrocnemius medialis. Ďalšou limitáciou niektorých štúdií je, že nekontrolovali pohyby očí (Legrand et al., 2013;

Rougier & Garin, 2008; Schulmann et al., 1987; Stoffregen et al., 2006; Stoffregen et al., 2007).

Len málo štúdií porovnávalo vertikálny a horizontálny smer sakád ako naša (Rey et al. 2007; Rougier & Garin, 2008; Uchida et al., 1979). Ani v jednej neboli rozdiely medzi smermi významné, rovnako ako v našom výskume. Ostatné výskumy sa zameriavali na horizontálny smer sakád. Čo sa týka rozdielneho vplyvu frekvencií pohybov očí na posturálnu stabilitu, Uchida et al. (1979) zaznamenali najnižšie posturálne výchylky pri frekvenciách 0,3 Hz a nižšie, a pri frekvenciách 1 Hz – 2 Hz sa veľkosť posturálnych výchýliek blížila tým nameraným pri fixácii. Stoffregen et al. (2007) nezaznamenali signifikantné rozdiely medzi frekvenciami 0,5 Hz, 0,8 Hz a 1,1 Hz. Aguiar et al. (2015) a Rodrigues et al. (2013) sledovali trend znižovania výchýliek pri zvyšujúcej sa frekvencii. Obe štúdie porovnávali frekvencie 0,5 a 1,1 Hz, s ktorými pracovala aj naša štúdia. V nej sme však významné rozdiely nezaznamenali.

### **6.1.Limitácie štúdie**

Limitom nášho výskumu môžeme pokladať relatívne malú veľkosť výskumného súboru (N=31), aj keď bol väčší ako vo väčšine podobných štúdií. Ďalšiu limitáciu mohlo spôsobiť zariadenie EyeTracker. Pre jeho správne fungovanie museli účastníci udržiavať hlavu vo vzpriamenej polohe (pri strate obrazu boli vyzvaný k napriamaniu krčnej chrbtice), ktorá im väčšinou nebola prirodzená, čo mohlo ovplyvniť posturálne správanie.



## 7. ZÁVER

V tejto diplomovej práci sme zisťovali vplyv pohybov očí na posturálnu stabilitu u mladých dospelých ľudí. Výsledky nášho výskumu nezaznamenali štatisticky významný rozdiel medzi posturálnou stabilitou pri fixácii pohľadu a pri sakadických pohyboch očí. Signifikantný rozdiel nebol zistený ani medzi vertikálnym a horizontálnym smerom sakadických pohybov, a taktiež ani medzi frekvenciami sakád 0,5 Hz a 1,1 Hz.

Výsledky našej štúdie nie sú v súlade s viacerými štúdiami, ktoré pozorovali zlepšenie posturálnej stability pri sakadických pohyboch očí v porovnaní s fixáciou. Dôvodom môže byť, že len jedna zo štúdií zisťovala vplyv sakadických pohybov očí pri stoji na nestabilnej plošine ako naša štúdia. Táto štúdia rovnako nezaznamenala štatisticky významný rozdiel medzi vplyvom týchto dvoch typov pohybov očí na posturálnu stabilitu.

Do budúca by bolo prínosné zamerať podobný výskum aj na skupiny ľudí s posturálnym deficitom. V našom výskume sa osvedčilo využitie zariadenia na sledovanie pohybov očí, avšak v ďalšom období je nutné zmeniť metodiku merania tak, aby sa pohyby očí dali detailne kvantifikovať.

## 8. ZHRNUTIE

Cieľom tejto diplomovej práce bolo zistiť, aký majú pohyby očí vplyv na posturálnu stabilitu u mladých dospelých jedincov. Práca sa zaoberala najmä vplyvom fixácie a sakadických pohybov očí v horizontálnom a vertikálnom smere o rôznych frekvenciách. Vplyv na posturálnu stabilitu sme hodnotili vďaka variabilite náklonu stabilometrickej plošiny (RMSE [°]) a variabilite pohybu v troch rôznych smeroch (RMS [g]).

Teoretická časť práce poskytuje súhrn poznatkov o posturálnej stabilite, kontrole a stratégiách využívaných pri jej udržiavaní, či dosahovaní. Popisuje systémy, ktoré sú do riadenia posturálnej stability zapojené. Zo senzorických systémov sú z neurofyziologického hľadiska podrobnejšie rozvedené informácie o vestibulárnom, somatosenzorickom a zrakovom systéme. Sú tu zhrnuté poznatky o jednotlivých typoch pohybov očí a ich vplyve na posturálnu stabilitu. Fixácia a sakadické pohyby očí majú podľa viacerých štúdií stabilizačný charakter, zatiaľ čo plynulé sledovacie pohyby očí spôsobujú zväčšenie posturálnych výchýliek.

Vo výskumnej časti bolo zúčastnených celkom 31 mladých dospelých jedincov vo veku 19 – 29 rokov, z toho bolo 16 žien a 15 mužov, ktorí spĺňali inkluzívne a exkluzívne kritériá. Všetkým participantom bola odobraná anamnéza, vysvetlený postup merania a ich úloha. V úrovni stavca L5 im bol na chrbát pripevnený akcelerometer Trigno™ Wireless System (Delsys Inc, Natick, MA, USA). Pohyby očí zaznamenávalo zariadenie EyeTracker (SMI ETG 2W, SensoMotoric Instruments GmbH (SMI), Teltow, Nemecko). Naš výskum používal ako jediný pri testovaní nestabilnú, vo frontálnej rovine pohyblivú plošinu stabilometra (Model 16030, Stability Platform, Laffayette Instrument, USA), ktorá zároveň merala uhol náklonu od horizontálnej roviny. Úlohou participantov bolo sledovať pohľadom 5 druhov vizuálnych podmienok počas balansovania na plošine. Sledovaním podnetov dochádzalo buď k fixácii pohľadu, alebo sakadickým pohybom očí v dvoch smeroch – vertikálnom a horizontálnom (s vizuálnym uhlom 11°), vykonávaných o frekvencii buď 0,5 Hz alebo 1,1 Hz. Účastníci absolvovali celkom 36 pokusov, v ktorých bolo poradie vizuálnych podnetov rôzne, kvôli vylúčeniu vplyvu učenia. Po získaní a spracovaní dát bola vykonaná štatistická analýza.

Vo výsledkoch nášho výskumu sa nenašiel žiaden signifikantný rozdiel medzi vplyvom jednotlivých pohybov očí na posturálnu stabilitu. Z výsledkov vyplýva, že

fixácia a sakadické pohyby očí v horizontálnom a vertikálnom smere pôsobia na úroveň posturálnej stability rovnako.

Diskusná časť pojednáva o iných výskumoch zaoberajúcich sa vplyvom sakadických pohybov očí na posturálnu stabilitu a porovnáva ich s našou štúdiou. Sú v nej uvedené hypotézy o mechanizmoch, ktoré by za špecifickým vplyvom sakadických pohybov očí na posturálnu stabilitu mohli byť.

## 9. SUMMARY

The aim of this diploma thesis was to assess the effect of eye movements on postural stability of young adults. The thesis deals especially with the effect of fixation and saccadic eye movements in horizontal and vertical direction with various frequencies. Effect on the postural stability was assessed thanks to the variability of the stabilometric platform (RMSE [°]) and variability of movement in three various directions (RMS [g]).

The theoretical part of the thesis offers summary of knowledge about the postural stability, control and strategies used to keep or achieve it. It describes systems involved with the management of postural stability. Out of sensory systems, more detailed information from the neurophysiologic perspective are given about the vestibular, somatosensory and visual system. Knowledge about individual types of eye movements and their effects on postural stability is summed up. According to several studies, fixation and saccadic eye movements have stabilizing character, whereas smooth pursuit eye movements result in larger postural deviations.

31 healthy individuals aged 19 – 29 years participated in the research, of whom 16 were females and 15 males, who met inclusive and exclusive criteria. Medical history was retrieved for all participants and the procedure of measurement and their role in it was explained. They had the accelerometer Trigno™ Wireless System (Delsys Inc, Natick, MA, USA) attached to their back at the level of L5 vertebra. Eye movements were recorded by the EyeTracker (SMI ETG 2W, SensoMotoric Instruments GmbH (SMI), Teltow, Germany). Our research used for testing as the only one the unstable stabilometric platform that moved in the frontal plane (Model 16030, Stability Platform, Laffayette Instrument, USA), which simultaneously measured the angle of tilt from the horizontal plane. Participants were required to visually follow 5 types of visual conditions during balancing on the platform. Pursuing stimuli resulted either in the fixation of view or saccadic eye movements in two directions – vertical and horizontal (with visual angle 11°), performed with frequency either 0.5 Hz or 1.1 Hz. Participants underwent a total of 36 tests, in which the order of visual stimuli varied in order to exclude the effect of learning. Statistical analysis was made after data were obtained and processed.

Our research resulted in finding no significant difference between effects of individual eye movements on the postural stability. Results indicate that fixation and

saccadic eye movements in horizontal and vertical direction have the same effect on the degree of postural stability.

The discussion section deals with other researches dealing with the effect of saccadic eye movements on the postural stability and compares them with our study. It contains hypotheses about mechanisms that could be behind the specific effect of saccadic eye movements on the postural stability.

## 10. REFERENČNÝ ZOZNAM

- Aguiar, S. A., Polastri, P. F., Godoi, D., Moraes, R., Barela, J. A., & Rodrigues, S. T. (2015). Effects of saccadic eye movements on postural control in older adults. *Psychology & Neuroscience*, 8(1), 19.
- Alexandrov, A. V., Frolov, A. A., Horak, F. B., Carlson-Kuhta, P., & Park, S. (2005). Feedback equilibrium control during human standing. *Biological cybernetics*, 93(5), 309-322.
- Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscles alive*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Belopolsky, A. V., & Theeuwes, J. (2009). When are attention and saccade preparation dissociated?. *Psychological Science*, 20(11), 1340-1347.
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. 1.vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental brain research*, 95(2), 308-318.
- Corneil, B. D., Olivier, E., & Munoz, D. P. (2004). Visual responses on neck muscles reveal selective gating that prevents express saccades. *Neuron*, 42(5), 831-841.
- Čihák, R. *Anatomie 3*. (2004). 2. vyd. Praha: Grada.
- Dault, M. C., Geurts, A. C., Mulder, T. W., & Duysens, J. (2001). Postural control and cognitive task performance in healthy participants while balancing on different support-surface configurations. *Gait & posture*, 14(3), 248-255.
- Davies, P. M. (2000). Steps to follow: the Guide to the Treatment of Adult Hemiplegia. *Springer Science & Business Media*. Berlin: Springer.
- Day, B.L., Steiger, M.J., Thompson, P.D., & Marsden, C.D. (1993). Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *The Journal of physiology*. 469, 479–99.
- Delsys Incorporated. (2018). Wireless System. Available from <https://www.delsys.com/products/wireless-emg/trigno-lab/>

- Deubel, H., & Schneider, W. X. (1996). Saccade target selection and object recognition: Evidence for a common attentional mechanism. *Vision research*, 36(12), 1827-1837.
- Di Giulio, I., Baltzopoulos, V., Maganaris, C.N., & Loram, I.D. (2013). Human standing: does the control strategy preprogram a rigid knee? *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md: 1985).114(12),1717–29.
- Driver, J., & Noesselt, T. (2008). Multisensory interplay reveals crossmodal influences on ‘sensory-specific’ brain regions, neural responses, and judgments. *Neuron*, 57(1), 11-23.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement (4th ed.)*. Champaign II.:Human kinetics.
- Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén.
- Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal of physiology*, 514(3), 915–28.
- Glasauer, S., Schneider, E., Jahn, K., Strupp, M., & Brandt, T. (2005). How the eyes move the body. *Neurology*, 65(8), 1291-1293.
- Guerraz, M., & Bronstein, A. M. (2008). Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38(6), 391-398.
- Gurfinkel, V., Cacciatore, T. W., Cordo, P., Horak, F., Nutt, J., & Skoss, R. (2006). Postural muscle tone in the body axis of healthy humans. *Journal of neurophysiology*, 96(5), 2678-2687.
- Ekvall-Hansson, E., Håkansson, A., & Beckman, A. (2010). Effect of vision, proprioception, and the position of the vestibular organ on postural sway. *Acta Oto-Laryngologica*, 130, 1358-1363.
- Hodges, P. W., Gurfinkel, V. S., Brumagne, S., Smith, T. C., & Cordo, P. C. (2002). Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Experimental brain research*, 144(3), 293-302.
- Hunter, M. C., & Hoffman, M. A. (2001). Postural control: visual and cognitive manipulations. *Gait & Posture*, 13(1), 41-48.

- Holstege, G. (1998). The anatomy of the central control of posture: consistency and plasticity. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 22(4), 485-493.
- Holstege, G., Bandler, R., & Saper, C. B. (1996). The emotional motor system. *Progress in brain research*, 107, 3-6).
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and ageing*, 35(suppl\_2), ii7-ii11.
- Horak, F., & Kuo, A. (2000). Postural Adaptation for Altered Environments, Tasks, and Intentions. In: Winters, J.M., & Crago, P.E. *Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement*. New York: Springer.
- Horak, F. B., & Macpherson, J. M. (1996). Postural orientation and equilibrium. *Handbook of physiology*, 1. New York: Oxford University Press.
- Horak, F. B., & Shupert, C. L. (1994). Role of the vestibular system in postural control. *Vestibular rehabilitation*, 2, 98-113.
- Houngaard, J. O. R. N., Hultborn, H. A. N. S., Jespersen, B., & Kiehn, O. (1988). Bistability of alpha-motoneurons in the decerebrate cat and in the acute spinal cat after intravenous 5-hydroxytryptophan. *The Journal of physiology*, 405(1), 345-367.
- Hultborn, H. (1999). Plateau potentials and their role in regulating motoneuronal firing. *Progress in brain research*, 123, 39-48.
- Cheng, K. (2004). A systematic perspective of postural control. Unpublished manuscript. Corriveau, H., Hebert, R., Raiche, M., Dubois, M.F., & Prince, F.(2004). *Postural*.
- Chiba, R., Takakusaki, K., Ota, J., Yozu, A., & Haga, N. (2016). Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics. *Neuroscience research*, 104, 96-104.
- Kilby, M. C., Molenaar, P. C., & Newell, K. M. (2015). Models of postural control: shared variance in joint and COM motions. *PloS one*, 10(5), e0126379.
- Ko, J.H., Challis, J.H., & Newell, K.M. (2013) Postural coordination patterns as a function of rhythmical dynamics of the surface of support. *Experimental brain research*. 226(2), 183–91.



- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. 1.vyd. Praha: Galén.
- Kuo, A. D, Zajac, F.E. (1993). Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. *Progress in brain research*, 97, 349-358.
- Kuypers, H. G. J. M. (1964). Progress in Brain Research. *Organization of the Spinal Cord, II*: 178-1964.
- Kuypers, H. G. J. M. (1981). Anatomy of the descending pathways. *Handbook of Physiology. The Nervous System. Motor Control*, 2, 597-666.
- Lafayette Instrument Company (2019). Available from <https://lafayetteevaluation.com/products/stability-platform>
- Land, M., & Tatler, B. (2009). *Looking and acting: vision and eye movements in natural behaviour*. Oxford University Press.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological basis of movement. Human Kinetics*. 2nd edition. The Pennsylvania State Univeristy.
- Legrand, A., Mazars, K. D., Lazzareschi, J., Lemoine, C., Olivier, I., Barra, J., & Bucci, M. P. (2013). Differing effects of prosaccades and antisaccades on postural stability. *Experimental brain research*, 227(3), 397-405.
- Lekhnel, H., Marchand, A. R., Assaiante, C., Crémieux, J., & Amblard, B. (1994). Cross-correlation analysis of the lateral hip strategy in unperturbed stance. *Neuroreport*, 5(10), 1293-1296.
- Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1997). The role of limb movements in maintaining upright stance: the “change-in-support” strategy. *Physical therapy*, 77(5), 488-507.
- Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in neurobiology*, 38(1), 35-56.
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current opinion in neurobiology*, 4(6), 877-887.
- McIlroy, W. E., & Maki, B. E. (1993). Task constraints on foot movement and the incidence of compensatory stepping following perturbation of upright stance. *Brain research*, 616(1-2), 30-38.

- 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*, 29(6), E107-E112.
- Mushiake, H. A. J. I. M. E., & Strick, P. L. (1995). Pallidal neuron activity during sequential arm movements. *Journal of Neurophysiology*, 74(6), 2754-2758.
- Nashner, L., & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8(1), 135-150.
- Paquette, C., Franzén, E., & Horak, F. B. (2016). More falls in cerebellar ataxia when standing on a slow up-moving tilt of the support surface. *The Cerebellum*, 15(3), 336-342.
- Paulus, W. M., Straube, A., & Brandt, T. H. (1984). Visual stabilization of posture: physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain*, 107(4), 1143-1163.
- Pérennou, D. A., Leblond, C., Amblard, B., Micallef, J. P., Rouget, E., & Pélissier, J. (2000). The polymodal sensory cortex is crucial for controlling lateral postural stability: evidence from stroke patients. *Brain research bulletin*, 53(3), 359-365.
- Peterka, R. J. (2000). Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biological cybernetics*, 82(4), 335-343.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*, 88(3), 1097-1118.
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance?. *Clinical rehabilitation*, 14(4), 402-406.
- Ragnarsdóttir, M. (1996). The concept of balance. *Physiotherapy*, 82(6), 368-375.
- Redfern, M. S., Yardley, L., Bronstein, A. M., (2001). Visual influences on balance. *Journal of Anxiety Disorders*, 15, 1-2, 81-94.
- Rey, F., Lê, T. T., Bertin, R., & Kapoula, Z. (2008). Saccades horizontal or vertical at near or at far do not deteriorate postural control. *Auris Nasus Larynx*, 35(2), 185-191.
- Riach, C. L., & Starkes, J. L. (1989). Visual fixation and postural sway in children. *Journal of motor behavior*, 21(3), 265-276.

- Rodrigues, S. T., Aguiar, S. A., Polastri, P. F., Godoi, D., Moraes, R., & Barela, J. A. (2013). Effects of saccadic eye movements on postural control stabilization. *Motriz: Revista de Educação Física*, 19(3), 614-619.
- Rogers, M. W., Wardman, D. L., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2001). Passive tactile sensory input improves stability during standing. *Experimental Brain Research*, 136(4), 514-522.
- Rougier, P., & Garin, M. (2006). Performing saccadic eye movements modifies postural control organisation. *Neurophysiologie clinique= Clinical neurophysiology*, 36(4), 235.
- Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(3), 398-405.
- Sherrington, C. S. (1909). On plastic tonus and proprioceptive reflexes. *Quarterly Journal of Experimental Physiology: Translation and Integration*, 2(2), 109-156.
- Schulmann, D.L., Godfrey, B., & Fisher, A.G. (1987). Effect of eye movements on dynamic equilibrium. *Physical Therapy*, 67, 1054– 1059.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2012). *Motor control: Translating research into clinical practice (4th ed.)*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Schärli, A. M., van de Langenberg, R., Murer, K., & Müller, R. M. (2013). Postural control and head stability during natural gaze behaviour in 6-to 12-year-old children. *Experimental brain research*, 227(4), 523-534.
- Schmid, M., Casabianca, L., Bottaro, A., & Schieppati, M. (2008). Graded changes in balancing behavior as a function of visual acuity. *Neuroscience*, 153(4), 1079-1091.
- Stacho, J., Krobot, A. (2016). Kognitivní aspekty vizuo-motorické integrace v rehabilitaci pacientů po CMP. *Rehabilitácia*, 53, (1), 62-70.
- Stein, B. E., Stanford, T. R., & Rowland, B. A. (2014). Development of multisensory integration from the perspective of the individual neuron. *Nature Reviews Neuroscience*, 15(8), 520.

- Stoffregen, T. A., Bardy, B. G., Bonnet, C. T., Hove, P., & Oullier, O. (2007). Postural sway and the frequency of horizontal eye movements. *Motor Control*, *11*(1).
- Stoffregen, T. A., Bardy, B. G., Bonnet, C. T., & Pagulayan, R. J. (2006). Postural stabilization of visually guided eye movements. *Ecological Psychology*, *18*(3), 191-222.
- Stoffregen, T. A., Pagulayan, R. J., Bardy, B. G., & Hettinger, L. J. (2000). Modulating postural control to facilitate visual performance. *Human Movement Science*, *19*(2), 203-220.
- Synek, S., & Skorkovská, Š. (2014). *Fyziologie oka a vidění: 2.*, doplněné a přepracované vydání. Grada Publishing, as.
- Takakusaki, K., Saitoh, K., Harada, H., & Kashiwayanagi, M. (2004). Role of basal ganglia-brainstem pathways in the control of motor behaviors. *Neuroscience research*, *50*(2), 137-151.
- Thach, W. T., & Bastian, A. J. (2004). Role of the cerebellum in the control and adaptation of gait in health and disease. *Progress in brain research* *143*, 353-366.
- Thomas, N. M., Bampouras, T. M., Donovan, T., & Dewhurst, S. (2016). Eye movements affect postural control in young and older females. *Frontiers in aging neuroscience*, *8*, 216.
- 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*, *92*(2), 808-823.
- Torres-Oviedo, G., & Ting, L. H. (2007). Muscle synergies characterizing human postural responses. *Journal of neurophysiology*, *98*(4), 2144-2156.
- Torres-Oviedo, G., Macpherson, J. M., & Ting, L. H. (2006). Muscle synergy organization is robust across a variety of postural perturbations. *Journal of neurophysiology*, *96*(3), 1530-1546.
- Trojan, S. (2003). *Lékařská fyziologie*. 4.vydanie. Praha: Grada publishing, a.s.
- Uchida, T., Hashimoto, M., Suzuki, N., Takegami, T., & Iwase, Y. (1979). Effects of periodic saccades on the body sway in human subjects. *Neuroscience letters*, *13*(3), 253-258.

- Uchiyama, M., & Demura, S. (2007). Influence of changes in visual acuity under various visual field conditions on the spectral characteristics of center of pressure sway. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 47(2), 210.
- Ustinova, K. I., & Perkins, J. (2011). Gaze and viewing angle influence visual stabilization of upright posture. *Brain and behavior*, 1(1), 19-25.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122-129.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4), 193-214.
- 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*, 75(6), 2334.
- Yiou, E., Caderby, T., & Hussein, T. (2012). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *World journal of orthopedics*, 3(6), 75.
- Young, L. R., & Sheena, D. (1975). Survey of eye movement recording methods. *Behavior research methods & instrumentation*, 7(5), 397-429.

# 11.PRÍLOHY

## Príloha 1

### Vyjadrenie etickej komisie



Fakulta  
tělesné kultury

#### Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 14. 12. 2017 byl projekt výzkumné práce /základního výzkumu/

autor /hlavní řešitel/: **Mgr. Lucia Bizovská**  
spolurešitelé: **Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.; Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.;  
Mgr. Alena Svobodová; Mgr. Milena Vagaja**

s názvem **Vliv pohybu očí na posturální stabilitu**  
schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **1 / 2018**  
dne: **8. 1. 2018.**

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

**Řešitelé projektu splnili podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

za EK FTK UP  
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.  
předsedkyně  
Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury  
Komise etická  
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

## Príloha 2

### Informovaný súhlas

#### Informovaný souhlas

**Název studie (projektu): Vliv pohybu očí na posturální stabilitu**

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Datum:

Datum:

# Príloha 3

## Protokol merania

Block 1		Block 2		Block 3		Block 4		Block 5		Block 6	
Calibration		Re-calibration		Re-calibration		Re-calibration		Re-calibration		Re-calibration	
Tr. 1	Central	Tr. 1	Speed1/Vertical	Tr. 1	Speed1/Horizontal	Tr. 1	Central	Tr. 1	Speed1/Vertical	Tr. 1	Speed2/Horizontal
Tr. 2	Central	Tr. 2	Speed2/Vertical	Tr. 2	Speed2/Horizontal	Tr. 2	Central	Tr. 2	Speed2/Vertical	Tr. 2	Speed2/Horizontal
Tr. 3	Speed1/Vertical	Tr. 3	Speed1/Horizontal	Tr. 3	Central	Tr. 3	Speed1/Vertical	Tr. 3	Speed1/Horizontal	Tr. 3	Central
Tr. 4	Speed2/Vertical	Tr. 4	Speed2/Horizontal	Tr. 4	Central	Tr. 4	Speed2/Vertical	Tr. 4	Speed2/Horizontal	Tr. 4	Central
Tr. 5	Speed1/Horizontal	Tr. 5	Central	Tr. 5	Speed1/Vertical	Tr. 5	Speed1/Horizontal	Tr. 5	Central	Tr. 5	Speed2/Vertical
Tr. 6	Speed2/Horizontal	Tr. 6	Central	Tr. 6	Speed2/Vertical	Tr. 6	Speed2/Horizontal	Tr. 6	Central	Tr. 6	Speed2/Vertical
Rest interval		Rest interval		Rest interval		Rest interval		Rest interval		Rest interval	

Trial time: 30 sec.  
 Block time: 180 sec. (3 min)  
 Rest interval: 1 min  
 Calibration: 2-5 min

Speed 1 = 0.5Hz = 2 sec.  
 Speed 2 = 1.1Hz = 0.9 sec.

Total time per participant: approx. 20 - 30 min