

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Vliv kinestetických počitků na kvalitu řízení vzpřímeného stoje a
rovnovážové schopnosti u osob se zrakovým postižením**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Doc. PhDr. Pavel Strnad, CSc.

Zpracovala:

Bc. Markéta Richterová

duben 2011

SOUHRN

Název práce: Vliv kinestetických počitků na kvalitu řízení vzpřímeného stoje a rovnovážové schopnosti u osob se zrakovým postižením

Cíl práce: Objektivizovat pomocí přístroje Footscan vliv pohybového programu na stabilizaci polohy ve vzpřímeném držení a rovnovážové schopnosti u osob se zrakovým postižením.

Metodika: Experimentu se zúčastnilo deset zrakově postižených probandů, jeden proband se zrakovým a vestibulárním postižením a jedna zcela zdravá probandka. Pohybový program probíhal jedenkrát týdně po dobu jedenácti týdnů a sestával se z cviků balančních, koordinačních, vyrovnávajících svalové dysbalance, byly využity i přístupy k rozvoji tělesného sebeuvědomění a schopnosti relaxace. K ověření vlivu pohybového programu na kvalitu řízení vzpřímeného stoje a rovnovážové schopnosti zrakově postižených probandů byl využit přístroj Footscan. Testování bylo provedeno před zahájením a po skočení pohybového programu, následně byly výsledky vstupního a výstupního měření porovnány mezi sebou. Probandi zhodnotili vliv absolvovaného pohybového programu v závěrečném dotazníku.

Výsledky: Vlivem intervence došlo ke zlepšení stabilizace ve vzpřímeném držení těla u pěti z celkového počtu devíti probandů, kteří absolvovali vstupní i výstupní měření. Z celkového počtu čtyřiceti osmi proběhlých testů, probandi zaznamenali ve dvaceti dvou testech zlepšení, ve dvanácti testech zhoršení a ve čtrnácti testech byly výsledky vstupního i výstupního vyšetření srovnatelné. Při výstupním měření došlo k výraznému zkrácení součtu celkových drah COP všech probandů ve všech testovaných pozicích oproti celkové vstupní hodnotě. Vlivem intervence došlo ke zlepšení kvality stoje na levé dolní končetině u šesti probandů. Subjektivní hodnocení intervence probandy ukázalo přínos v zlepšení rovnovážových schopností.

Klíčová slova: posturální stabilita, rovnováha, balanční cvičení, zrakově postižený, stabilometrie, Footscan

ABSTRACT

Thesis title: The effect of kinesthetic sensation on the postural control and balance abilities of individuals with visual impairments

Objectives: Compose through the literature study appropriate balance programme for the individuals with visual impairments and measure its effect on their postural control and balance abilities.

Methods: Ten visually impaired subjects, one subject with visual and vestibular impairment and one healthy subject took part in this study. Movement intervention was held once a week for eleven weeks, consisting of balance and coordination training, exercises for decreasing muscle imbalances and increasing body awareness and relaxation ability. The Footscan system was used for measuring the effect of movement intervention on the on the postural control and balance abilities of individuals with visual impairments. The testing was done before the beginning and after the finishing of all classes of movement intervention and the results of the pretest and posttest were compared with each other.

Results: The movement intervention led to the improvement of postural control and balance abilities at five subjects from the total of nine subjects, who underwent pre and post testing. From the total of forty-eight carried out tests, the subjects noted improvement in twenty-two tests, impairment in twelve test and in remaining fourteen tests were the results gained in pretest and posttest similar. The posttest results showed marked decreasing of the sum of total travelled ways gained by all the subjects in all testing positions. The quality of the single left leg stance improved in six subjects. Seven subjects registered and filled in the questionnaire the improvement of the balance abilities.

Key words: postural control, balance, balance training, visual impairment, stabilometry, Footscan

Dovoluji si touto cestou poděkovat Doc. PhDr. Pavlu Strnadovi, CSc. za odborné vedení, cenné podněty, připomínky a podporu poskytnutou při přípravě i realizaci mého výzkumu. Ráda bych poděkovala i Ing. Františku Zahálkovi, Ph.D. za poskytnutí mnoha teoretických i praktických rad týkajících se problematiky stabilometrického měření. Mé poděkování též patří Mgr. Tomáši Grycovi za pomoc při realizaci stabilometrického měření.

.....

podpis

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně, uvedla všechny použité literární zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Praze dne 8.4. 2011

.....

podpis

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům.

Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musejí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení: Číslo obč. průkazu: Datum vypůjčení: Poznámka:

OBSAH

1. ÚVOD	1
2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE	3
2.1 Tělesná rovnováha - stabilizace polohy ve vzpřímeném držení.....	3
2.1.1 Úvod do problematiky.....	3
2.1.2 Vymezení pojmů	3
2.2 Postura a posturální funkce	7
2.3 Řízení rovnováhy za vzpřímeného držení těla - postural control.....	8
2.3.1 Základní principy	8
2.3.2 Reprezentace vzpřímeného držení těla ve stoji	10
2.3.3 Senzorické modality a jejich integrace.....	11
2.3.3.1 Smyslová ústrojí činná v udržování tělesné rovnováhy	13
2.3.4 Subkomponenty posturálního systému.....	16
2.4 Zrakové postižení – visual impairment	21
2.4.1 Vymezení pojmu	21
2.4.2 Klasifikace zrakového postižení.....	22
2.4.3 Přehled zrakových poruch a onemocnění v dětském věku	23
2.5 Úloha zraku ve stabilizaci vzpřímeného držení těla.....	27
2.6 Stabilometrie – Footscan systém.....	30
3. CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, HYPOTÉZY	31
3.1 Cíl práce	31
3.2 Úkoly práce	31
3.3 Hypotézy	31
4. METODIKA PRÁCE.....	32
4.1 Výzkumná metodologie	32
4.2 Popis výzkumného souboru	32
4.3 Měřicí procedury	33
4.4 Sběr dat.....	34
4.5 Analýza dat.....	35
4.6 Pohybový program	35
5. VÝSLEDKY	43
5.1 Výsledky měření na přístroji Footscan.....	43
5.2 Subjektivní hodnocení intervence probandy	60
6. DISKUZE.....	63
7. ZÁVĚR.....	69
8. SEZNAM LITERATURY	
9. SEZNAM PŘÍLOH	
10. PŘÍLOHY	

SEZNAM OBRÁZKŮ

- Obr. 1 Stabilita
- Obr. 2 Stabilita a nestabilita
- Obr. 3 Opěrná plocha a opěrná báze
- Obr. 4 Těžiště ve statickém postoji
- Obr. 5 Těžiště při pohybu
- Obr. 6 Centrální organizace posturálního řízení
- Obr. 7 Zrakové ústrojí
- Obr. 8 Vestibulární ústrojí
- Obr. 9 Svalové vřeténko
- Obr. 10 Šlachové tělísko
- Obr. 11 Kloubní receptory
- Obr. 12 Hmatové receptory
- Obr. 13 Subkomponenty posturálního systému sloužící k udržování rovnováhy
- Obr. 14 Grafické znázornění změn parametrů u probandů 1-4 v pozicích bipedálního stoje
- Obr. 15 Grafické znázornění změn parametrů u probandů 5-8 v pozicích bipedálního stoje
- Obr. 16 Grafické znázornění změn parametrů u probanda 11 v pozicích bipedálního stoje
- Obr. 17 Grafické znázornění odpovědí na otázku č. 1
- Obr. 18 Grafické znázornění odpovědí na otázku č. 2
- Obr. 19 Grafické znázornění odpovědí na otázku č. 3

SEZNAM TABULEK

- Tab. 1 Stupně zdravotního postižení podle skupin zrakové ostrosti
- Tab. 2 Skupina zrakově postižených probandů
- Tab. 3 Probandi stojící mimo skupinu zrakově postižených
- Tab. 4 Výsledky měření na přístroji Footscan, probandi 1-5
- Tab. 5 Výsledky měření na přístroji Footscan, probandi 6-10
- Tab. 6 Výsledky měření na přístroji Footscan, proband se zrakovým a vestibulárním postižením
- Tab. 7 Výsledky měření na přístroji Footscan, probandka bez zrakového postižení
- Tab. 8 Tabulka pro hodnocení postavení probanda v rámci skupiny zrakově postižených

SEZNAM ZKRATEK

ADHD - porucha pozornosti s hyperaktivitou

CNS - centrální nervový systém

COP - centre of pressure

DK - dolní končetina

DKK - dolní končetiny

DMO - dětská mozková obrna

KAT - kategorie zrakového postižení

LDK - levá dolní končetina

PDK - pravá dolní končetina

TTW - total travel way

1. ÚVOD

Podle odhadů Světové zdravotnické organizace žije na světě přibližně 37 milionů nevidomých a 124 milionů slabozrakých osob (Resnikoff S. a kol., 2004). V České republice neexistují statická data ohledně počtu osob se zrakovým postižením. Odhady, vypracované na základě zahraničních statistických studií, přepočítané na českou populaci, uvádějí, že v České republice se počet osob s těžkým zrakovým postižením pohybuje kolem 60 000, z toho 3000-4500 představují nevidomé osoby (Hrubý, 1992). Míra zrakového postižení bývá vyšší u žen než u mužů, ve skupině osob s těžkým zrakovým postižením jsou velmi početně zastoupeny osoby starší 60 let. Kuchyňka a kol. (2007) uvádí, že „v souvislosti s demografickými změnami v mnoha rozvojových zemích, které jsou charakteristické rychlým nárůstem počtu obyvatelstva a zvyšováním délky života, počet zrakově postižených osob na zemi stále roste“.

Současný životní styl obyvatelů globalizovaného a technizovaného světa představuje velkou námahu pro oči. Při sledování obrazovky počítače dochází k dlouhotrvajícímu přizpůsobování se očí na vidění do blízka, velkou zátěž pro oko představuje i kmitání sledovaného obrazu na monitoru počítače (byť není okem postřehnutelné). Tyto skutečnosti mohou mít dlouhodobě vliv na snížení kvality vidění a případný nárůst refrakterních očních vad v populaci. Z výše uvedených důvodů si myslím, že je třeba zabývat se problematikou osob s poruchami zraku.

U osob se zrakovým postižením bývá ztížena orientace v prostoru a samostatný pohyb. Již v dětství nejsou tyto osoby, kvůli nedostatku zrakových vjemů, dostatečně stimulovány k samostatnému pohybu a objevování okolního prostředí. Oproti vidícím dětem se zrakově postižené děti opoždějí v rozvoji hrubé a jemné motoriky a nabývání různých pohybových dovedností. Zrakově postižené děti jsou často limitovány v provádění různých pohybových aktivit; motorické učení skrze napodobování mají kvůli oslabení zraku rovněž ztíženo. Tyto děti často mívají jednu nebo více z následujících posturálních vad: anteflexe, či mírná lateroflexe hlavy, protrakce ramen, zvýšená kyfóza v horní hrudní páteři, skoliotické držení, či zvýšená lumbální lordóza s prominencí břicha a anteverzí pánve (Keblová, 1996). U zrakově postižených dětí je zvýšené riziko vzniku svalových dysbalancí, též může být omezeně rozvinuta schopnost pohybové koordinace. Rovnováhové schopnosti bývají u zrakově postižených osob sniženy, tyto osoby mívají potíže postavit se na jednu dolní končetinu, často neudrží rovnováhu na jízdním kole, na lyžích apod. Nečekaná překážka, či nerovnost terénu může u zrakově postiženého způsobit vychýlení těžiště, ztrátu posturální

kontroly s možným rizikem pádu. Důvodem je skutečnost, že zrak se velkou měrou podílí na udržování vzpřímeného držení a tělesné rovnováhy. Juodžbaliene a Muckus (2006) uvádějí, že zrak má velký význam pro řízení rovnováhy, odhadování rychlosti pohybu objektů a jednotlivých částí těla, stejně jako pro načasování psychomotorické reakce. Pro osoby zrakově postižené je obtížnější kontrolovat polohu tělesných segmentů a adekvátně reagovat na změny v prostředí. Nedostatek zrakové kontroly klade vyšší nároky na ostatní senzorické systémy, ale i na řízení posturální motoriky skrze centrální nervový systém. Výše zmíněné skutečnosti byly důvodem k volbě tématu této práce, která si klade za cíl pozitivně ovlivnit stabilizaci vzpřímeného držení a rovnovážné schopnosti u osob se zrakovým postižením, a přispět tak k rozvoji posturální jistoty, či možnost rozšíření spektra pohybových aktivit o činnosti mající vyšší nároky na udržování rovnováhy (jízda na kole, na běžeckých lyžích, sjezdové lyžování, tanec, chůze v terénu apod.)

2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

2.1 Tělesná rovnováha - stabilizace polohy ve vzpřímeném držení

2.1.1 Úvod do problematiky

Pro člověka je typickou polohou v prostoru vzpřímený stoj a z něj vycházející specifický způsob lokomoce – chůze. Přechod k bipedálnímu stoji a bipedální lokomoci sice přinesl člověku určité výhody oproti kvadrupedálním savcům (lepší zraková orientace v terénu, uvolnění horních končetin pro uchopování nástrojů a jemnou manipulaci atd.), ale zároveň výrazně zvýšil nároky na řízení kvalitního vzpřímeného držení a udržování rovnováhy. Lidské tělo, které ve vzpřímeném držení stojí na dvou dolních končetinách, je z biomechanického hlediska velice nestabilní systém tvořený množstvím segmentů s velkou mírou pohyblivosti. Bývá přirovnáváno k modelu „obráceného kyvadla“ s malou plochou základny a vysoko uloženým těžištěm (Vařeka, 2002). Na řízení a udržení rovnováhy při stoji a chůzi se podílí řada systémů – sensorický (především propriorecepce, zrak a vestibulární systém), řídicí (centrální nervový systém) a výkonný (pohybový systém) (Winter, 1995; Horak a kol., 1997; Vařeka, 2002). Při poškození, či insuficienci několika z výše zmíněných systémů, zajišťujících vzpřímené držení těla, ale i při výrazném ztížení vnějších podmínek, dochází u člověka k neřízenému pádu, k selhání posturálního řízení.

2.1.2 Vymezení pojmů

Pro lepší orientaci v názvosloví, které budu využívat ve své diplomové práci, zde uvádím stručný přehled jednotlivých termínů a pojmů, týkajících se problematiky řízení vzpřímené polohy a udržování rovnováhy.

➤ **Postura** (z řec. posture = držení)

„Posturou označujeme zaujatou polohu těla i jeho částí v klidu (před pohybem a po jeho ukončení)“ (Véle, 1995).

„Posturu chápeme jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová“ (Kolář, 2009). Téměř totožně posturu definoval i Vařeka (2002), kterou neuvádím pro zbytečnou duplikaci údajů.

➤ **Atituda** (z řec. attitude = postoj)

„Atitudou (postojem) nazýváme zaujetí cílově zaměřené polohy, po které následuje vlastní pohyb“ (Véle, 1997).

„Atituda je postura nastavená tak, aby bylo možné provést plánovaný pohyb“ (Janura, Janurová, 2007).

➤ **Posturální regulace (posturální řízení, postural control)**

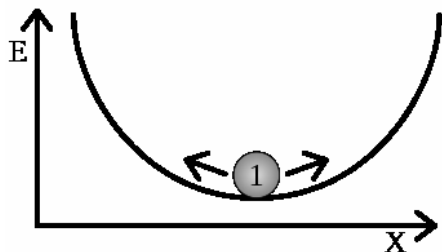
- *Posturální* = týkající se držení těla (Vojta, 1995).
- *Regulace* (z lat. regula = pravítko, pravidlo) je usměrňování; plánovité a záměrné (danému účelu podřízené) ovlivňování živelného průběhu nebo vývoje určitých aktivit (<http://encyklopedie.vseved.cz/regulace+obecně>, 2011).
- *Posturální regulace* úzce souvisí se zaujímáním a udržováním stabilní polohy těla v gravitačním poli země (Martiník, Kryl, Voplatek, 1981). Výsledkem posturální regulace je vzpřímený stoj (Čelikovský a kol., 1990). Posturální regulace (postural control) je úkon zachování, obnovení nebo dosažení stavu rovnováhy v jakékoliv pozici nebo při jakékoliv činnosti. (Pollock a kol., 2000)

➤ **Posturální motorika**

- *Motorika* (z lat. motoric = hybnost) je souhrn pohybových aktivit řízených nervovým systémem a uskutečňovaných kosterním svalstvem (<http://encyklopedie.vseved.cz/motorika>, 2011)
- *Posturální motorika* je řízení a zajišťování rovnováhy za vzpřímeného držení těla (Javůrek, 1986; Komešník 1998; Nekvinda, 1996).
- „*Posturální motorika* udržuje nastavenou polohu jednotlivých segmentů těla neustálým vyvažováním zaujaté polohy (balancováním kolem střední polohy), kterým zajišťuje pohotovost k rychlému přechodu z klidu do pohybu a naopak“ (Véle, 2006).

➤ **Posturální stabilita**

- *Stabilita* (z lat. stabilitas = pevnost, vytrvalost) je „vlastnost systému, který je bez výrazných výkyvů“ (<http://de.wikipedia.org/wiki/Stabilität>, 2011), je chápána jako vlastní schopnost objektu zůstat, nebo se navrátit do určitého stavu rovnováhy, vycházející z jeho fyzikálních vlastností (Pollock a kol., 2000)

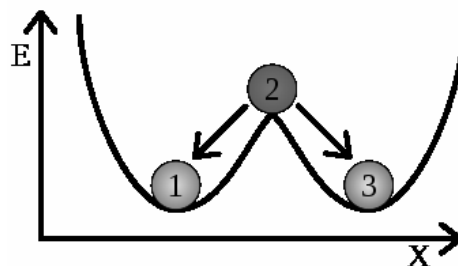


Obr. 1 Stabilita

Stabilní systém se po výchýlení sám vrátí zpět do klidového stavu.

Zdroj:

<http://de.wikipedia.org/wiki/Stabilität>, 2011



Obr. 2 Stabilita a nestabilita

Stabilní (1,3) a nestabilní (2) stavy.

Zdroj:

<http://de.wikipedia.org/wiki/Stabilität>, 2011

- „*Posturální stabilita* je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému anebo neřízenému pádu“ (Vařeka, 2002).
- *Posturální stabilita* je „kontinuální zaujímání stálé polohy. Schopnost zajistit takové držení těla, aby nedošlo k nezamýšlenému anebo neřízenému pádu“ (Kolář, 2009).

➤ **Posturální stabilizace**

„*Posturální stabilizaci* chápeme jako aktivní (svalové) držení segmentů těla proti působení zevních sil řízené centrálním nervovým systémem“ (Kolář, 2009).

➤ **Rovnováha** (balance)

Pojem *rovnováha* (*balance*) je v mechanice definován jako stav tělesa, na které působí tíhové síly, jejichž výslednice je rovna nule (Halliday, Resnick, Walker, 2000).

Balance je „dynamika postury v ochraně před pádem.“ Jedná se o „neustálé přizpůsobování svalové aktivity a polohy kloubů funkčním požadavkům k udržení těla nad opěrnou bází“ (Míková, 2006).

„Rovnováha je takový stav tělesa, kdy výsledkem působení silového pole tvořeného všemi působícími silami je klidový stav těla („nepohyb““) (Janura, Janurová, 2007). Schopnost tělesa setrvat v rovnovážné poloze závisí na pozici jeho *těžiště* (*Centre of Mass*) a na velikosti *opěrné báze* (*Base of Support*).

- *Opěrná plocha* (*Area of Support*) je plocha kontaktu (dotyku) podložky s povrchem těla (Vařeka, 2002; Janura, Janurová, 2007; Kolář 2009), nemusí jít o

„přímý“ kontakt, mezi pevnou podložkou a povrchem těla se může nacházet např. část oděvu (Vařeka, 2002).

- *Opěrná báze* (Base of Support) je plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy (jejích jednotlivých částí) (Vařeka, 2002).



A. opěrná plocha
= opěrná báze

B.

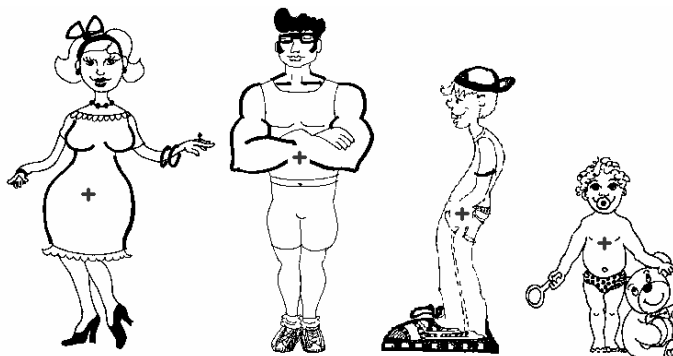
C.

Obr. 3 Opěrná plocha a opěrná báze

Plantogramy tvoří opěrnou plochu. Hranice opěrné báze je u nákresu B. a C. určována zevními hranami chodidel, špičkami prstů a přerušovanou linií.

Zdroj: Janura, Janurová, 2007

- *těžiště* (Centre of Mass, COM) – myšlený bod, do kterého umístíme tíhovou sílu (Otáhal, 1990). Celkové těžiště lze vypočítat jako vážený průměr jednotlivých těžišť všech segmentů (Vařeka, 2002).



Obr. 4 Těžiště ve statickém postoji

Těžiště (označené křížkem) se v základním anatomickém postoji (spoj spatný, paže podél těla, dlaně vpřed) nachází ve výši 2. křížového obratle, u žen asi o 1-2% níže než u mužů, vlivem rozdílných poměrů pánve. V průběhu ontogenetického vývoje se těžiště posouvá níže (kojenci a batolata mají větší hlavu v porovnání s trupem).

Zdroj: <http://biomech.ftvs.cuni.cz>, 2011



Obr. 5 Těžiště při pohybu

Celkové těžiště se může nacházet i mimo tělo.

Zdroj:

<http://biomech.ftvs.cuni.cz/>, 2011

- „COG (Centre of Gravity) je průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze (Base of Support)“ (Vařeka, 2002).
- „COP (Centre of Pressure) je působiště vektoru reakční síly podložky. Jeho polohu lze vypočítat z hodnot reakční síly naměřené v rozích silové („stabilometrické“) plošiny např. typu Kistler, nebo vypočítat jako vážený průměr všech tlaků snímaných senzory přímo z opěrné plochy“ (Vařeka, 2002).

2.2 Postura a posturální funkce

Typickou polohou pro člověka je vzpřímené držení těla spojené s udržováním tělesné rovnováhy. Schopnost zaujímání optimální postury (držení těla) je základním předpokladem pro všechny pohybové činnosti člověka – cílené motorické jednání, fázičká hybnost i lokomoci (Javůrek, 1986).

„Posturou označujeme zaujatou polohu těla i jeho částí (před pohybem a po jeho ukončení)“ (Véle, 1995). Je zajišťována vnitřními silami, hlavní úlohu zde hraje svalová aktivita řízená centrálním nervovým systémem (Vařeka, 2002). Postura vyžaduje zpevnění osového orgánu, tedy zpevnění trupu s krkem a hlavou (Kolář 1996; Vojta 1997; Vařeka a Dvořák, 1999; Lewit 2000). Posturální funkce, která zajišťuje udržování postury, pohyb předchází, provází i zakončuje. Jejím cílem je dosažení maximální plynulosti pohybu, bez výrazných vychylek a sakád (Véle, 1995).

Posturu je nutné chápat jako aktivní držení těla řízeného centrálním nervovým systémem (CNS) podle určitého programu, které je realizováno anatomicky definovaným pohybovým systémem za podmínky respektování biomechanických principů (Vařeka, 2002). Biomechanickými aspekty postury se v minulosti zabývala řada autorů (Mensendiecková, 1927; Souchard, 1979; Alexander, 1989 aj.). Úlohu řídicího systému naopak ve svých pracích vyzdvihoval Brügger (1980), Véle (1995) a Vojta (1997). Jiné koncepty, např. senzomotorická stimulace (Janda, Vávrová, 1992), zdůrazňovaly v řízení posturální motoriky kooperaci sensorických, výkonných a řídicích systémů.

Massion (1998) formuloval dvě základní funkce postury. Jednou z nich je již výše zmíněná antigravitační funkce, jejíž podmínkou je dostatečné strukturální i funkční zpevnění kloubů, které umožňuje vzájemně propojeným tělesným segmentům překonávat působení gravitační síly. Vertikální postavení těla je zajišťována posturálními (antigravitačními) svaly, z nichž největší roli hrají extenzorové skupiny svalů (Janda, 1982; Massion, 1998).

Druhou funkcí postury je, že slouží jako styčná plocha (interface) s okolním světem (Massion, 1998). Umožňuje nám vnímat prostředí, v němž se pohybujeme, reagovat na něj a jednat. To znamená, že orientace určitých tělesných segmentů jako je např. hlava, trup a předloktí slouží jako referenční rámec pro výpočet pozice různých objektů v okolním prostředí. Tento referenční rámec nám umožňuje např. vypočítat přesnou dráhu ruky, nutnou k cílenému úchopu (Massion, 1998).

Posturální funkce je vykonávána především axiálním systémem. Při anticipaci pohybu se zvyšuje excitabilita jednotlivých sektorů axiální muskulatury a dochází ke změně indiferentní postury na posturu orientovanou (postoj, atituda). Posturální systém se připravuje na realizaci pohybového záměru. Na zaujetí atitudy se výrazně podílí autochtonní muskulatura páteře, která reaguje již při představě pohybu (Véle, 1995).

Úroveň posturální aktivity závisí na stupni lability polohy těla. Nejvyšší aktivita je v poloze vzpřímeného držení, vsedě se postupně snižuje a vleže je nejnižší (Véle, 1995). Janda (1982) prokázal, že posturální systém reaguje jako celek a že vstupní signál má odezvu v celé soustavě. Jednotlivé svalové skupiny spojil do programově řízených funkčních celků a vztahy mezi nimi popsal jako zkřížené syndromy a vrstvý syndrom.

2.3 Řízení rovnováhy za vzpřímeného držení těla - postural control

2.3.1 Základní principy

Bipedální stoj a chůze vyžadují komplikovanou souhru všech posturálních regulačních mechanismů podílejících se na řízení rovnováhy. Centrální řízení postury zahrnuje interakce mezi zevními silami, jako je gravitace, mechanickými vlastnostmi těla a neuromuskulárními silami (Massion, 1994). Posturální řízení je nezbytnou podmínkou pro zaujímání rozličných typů postur a z nich vyplývajících aktivit.

Kontrola rovnovážného držení je dle Berga (1994) a jeho spolupracovníků spojena se třemi širokými oblastmi lidské činnosti:

- 1) *Zaujetí specifické postury* (sed, stoj aj.)
- 2) *Volní pohyb*, dynamický proces mezi dvěma odlišnými posturami
- 3) *Reakce na rušivé vlivy zevního prostředí* (klopýtnutí, uklouznutí, postrčení apod.)

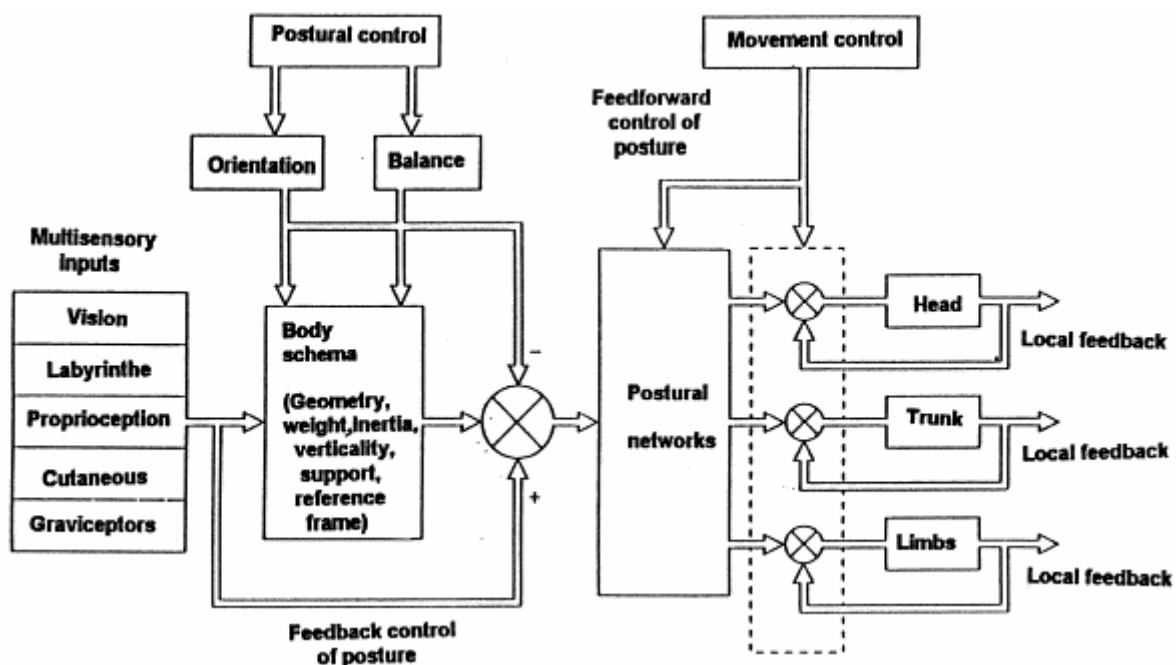
Pro zajištění rovnováhy ve vzpřímeném držení těla je z pohledu biomechaniky nezbytné, aby se vektor tíhové síly promítal do oblasti opěrné báze (Blaszczyk, Lowe, Hansen 1994; Vařeka 1999). Trojan, Druga a Pfeiffer (1990) však popisují „rovnovážné reakce, které se snaží, aby se těžiště vrátilo zpět nad základnu.“ Kolář (2009) rovněž říká, že pokud se při statické zátěži vektor tíhové síly nepromítá do opěrné báze, potom musí být ligamenty a svaly udržován trvalý otáčivý moment, případně je nutná značná svalová síla pro udržení rovnováhy. Nerovnovážený stoj je zprvu zkorigován vyšší svalovou aktivitou se současnou hypertonií příslušného svalstva, posléze následuje bolest a vznik deformity. Vařeka (2002) ovšem tvrdí, že jakmile se průmět těžiště (COG) ocitne mimo opěrnou bázi, tak není již z hlediska biomechaniky možné, aby se vrátilo zpět pouze působením vnitřních sil (svalové síly subjektu). Je možné pouze změnit opěrnou bázi přemístěním opěrné plochy, a tím zajistit, aby poloha těžiště byla opět nad opornou bázi.

V minulosti byly mechanismy sloužící k udržování tělesné rovnováhy označovány jako „postojové“ a „vzpřimovací“ reflexy (Trojan, Druga, Pfeiffer, 1990). Tělesná rovnováha byla vnímána jako reaktivní odpověď na senzorycký podnět. Véle (1995) ovšem považuje označení reflexy v případě těchto komplexních jevů za nevhodné. Současné výzkumy testující jedince pomocí stabilometrických plošin prokázaly, že řízení tělesné rovnováhy je proaktivní (cílené, plánovité, předjímající skutečnost), adaptivní (přizpůsobivé), centrálně organizované a je založeno na předchozích zkušenostech a současných záměrech (Horak, 1997). Toto nové pojetí řízení tělesné rovnováhy přináší nové možnosti v terapii balančních poruch. Fyzioterapeuté zabývající se poruchami rovnováhy se již nebudou muset omezovat na facilitaci fixní sady rovnovážných reflexů, ale nabízí se jim možnost využívat při terapii celé řady prostředků motorického učení – tělesné cvičení, biofeedback, práce s motorickou zkušeností, či instruktáž pacienta (Horak, 1997).

Vařeka (2002) zdůrazňuje, že psychický stav má též výrazný vliv na volbu vhodného programu, který je nutný k udržení či obnovení rovnováhy ve stoji. Autor popisuje, že „při stoji na vyvýšené plošině probandi podvědomě „utužují“ kontrolu pohybu COP“. Určitá míra soustředění udržování rovnováhy zlepšuje, ale pokud je jedinec v nadměrné psychické tenzi, dochází k neadekvátnímu nárůstu svalového napětí, které ruší koordinaci. V běžném životě se s těmito situacemi setkáváme například v prvních tanečních, či při první pokusech o jízdu na bruslích, či na lyžích apod. (Vařeka, 2002)

2.3.2 Reprezentace vzpřímeného držení těla ve stoji

V literatuře existují dva protichůdné pohledy na udržování vzpřímeného držení. Jedna skupina vědců říká, že vzpřímené držení je řízeno jako celek a toto řízení definuje orientaci tělesných segmentů vzhledem ke gravitaci. Tělesná osa osciluje okolo hlezenního kloubu jako obrácené kyvadlo (Nashner, McCollum, 1985; Gurfinkel a kol., 1995). Dle jiného úhlu pohledu je vzpřímené držení založeno na řadě překrývajících se segmentů, jakými jsou hlava, trup a dolní končetiny. Tyto části jsou navzájem spojeny skupinami svalů, které jsou pod určitou automatickou centrální a periferní kontrolou, jež má za úkol zachovávat přesnou orientaci jednotlivých segmentů v prostoru a zároveň i postavení sousedních segmentů vůči sobě navzájem (Massion, 1998).



Obr. 6 Centrální organizace posturálního řízení

Na obrázku jsou znázorněny dvě hlavní sady referenčních hodnot – jedna se týká orientace tělesných segmentů a druhá je spojena s kompletním řízením tělesné rovnováhy. Vědomí těchto referenčních hodnot a jejich udržování za přítomnosti vnějších i vnitřních rušivých vlivů je založeno na vnitřní reprezentaci těla, tzv. tělesném schématu, které zahrnuje několik komponent – tělesná geometrie a kinetika, váha tělesných segmentů, setrvačnost pohybu, reprezentace vertikality a referenční rámec. Posturální síť (postural networks) se podílí na vykonávání posturálních úkonů. Pro vytvoření tělesného schématu je využita řada sensorických vstupů. Tyto vstupy také vyhodnocují odchylky mezi plánovanou (cílovou) a dosaženou posturou. Součástí volní motoriky, která je řízena pomocí posturálních sítí jednoho nebo více segmentů, jsou anticipační posturální nastavení (atitudy) a posturální reakce, které vznikají při chybné konfrontaci s vnějším prostředím. Provedení správného zaujetí postury, či posturální reakce je vyhodnoceno pomocí místních zpětných vazeb (local feedbacks).

Zdroje: Massion, 1994, 1998

V rámci této segmentální teorie posturální organizace je nejdůležitějším segmentem hlava, protože se zde nachází dva důležité senzory (zrak a rovnovážné ústrojí), které jsou klíčové pro zajišťování stabilní postury. Toto uvažování (označované jako „top down“ regulace) je typické pro skupinu vědců, kteří říkají, že stabilizace hlavy v prostoru je nejzásadnější, protože hlava tvoří referenční rámec pro posturální organizaci zbytku těla (Berthoz, 1991; Assaiante, Amblard, 1993).

Jak ovšem vypadá obraz našeho držení těla, tzv. posturální reprezentace, v CNS? Gurfinkel (1995) a jeho spolupracovníci se domnívají, že v posturální doméně (oblasti) existuje posturální tělesné schéma, které zahrnuje reprezentaci konfigurace tělesných segmentů ve vztahu k vnějšímu světu. Druhá, operativní úroveň se podílí na organizaci posturální kontroly na základě informací dostupných v reprezentační úrovni (Obr. 6) (Masion, 1998).

Přijmeme-li existenci celkové reprezentace postury (posturální tělesné schéma), tak tento fakt sám o sobě nevyklučuje možnost modulární (částečné, složkové) reprezentace. Byly navrženy tři hlavní úrovně **modulární reprezentace**:

- 1) **hlava**, kde se nacházejí zrakové orgány a rovnovážné ústrojí, a **proprioceptory v krční páteři**; tyto systémy jsou zdrojem **šijových a labyrintových reflexů**
- 2) **trup**, jehož součástí jsou gravireceptory lokalizované v okolí ledvin, je původcem **lumbálních posturálních reflexů** (Tokizane a kol., 1951)
- 3) **noha**, vzhledem ke svým taktilním receptorům na chodidle (snímají rozložení váhy na chodidle, charakter terénu atp.), proprioceptorům ve svalech, šlachách, kloubních pouzdrech, které informují o postavení hlezenního kloubu a monitorují pozici nohy vzhledem k podložce (Gordon a kol., 1995)

Tyto tři složky modulární reprezentace s ohledem na vnější prostor jsou součástí celkové reprezentace těla - posturálního tělesného schématu (Masion, 1998).

2.3.3 Senzorické modalita a jejich integrace

Pro zajištění vzpřímeného držení těla je nezbytná integrace mnoha senzoryckých systémů. Při měnících se podmínkách zevního prostředí je zachovávání vzpřímeného postoje kontrolováno pomocí senzorycké **negativní zpětné vazby** (negative feedback) (Johansson and Magnusson, 1991).

Za normálních podmínek poskytuje zrakový, vestibulární a somatosenzorický systém dostatek konvergentních (sbíhavých) a redundantních (nadpočetných) informací umožňujících flexibilní kontrolu stoje (Jeka, Kelvin, Kiemel, 2000). Nashner (1971) vytvořil představu, že posturální řízení je regulováno kombinací *vysokofrekvenční* (t.j. skrze polokruhovitě kanálky a somatosenzorické receptory) a *nízkofrekvenční* (t.j. skrze otolitové a zrakové receptory) *stabilizace*. Redundance poskytovaná těmito početnými kanály je nutná pro rozlišení rozcházejících se a nejasných vjemů týkajících se orientace a pohybu těla v prostoru (Horak, Macpherson, 1996). Například pohyb obrazu napříč sítnicí může být interpretován jako pohyb prostředí, které vnímáme zrakem, nebo jako náš vlastní pohyb. Takováto dvojakost v interpretaci může být rozkryta pomocí intergrace informací z vestibulárního ústrojí, které přesně určí přímočaré zrychlení hlavy, což nasvědčuje tomu, že se hýbe naše vlastní tělo, nikoliv naše okolí (Jeka, Kelvin, Kiemel, 2000).

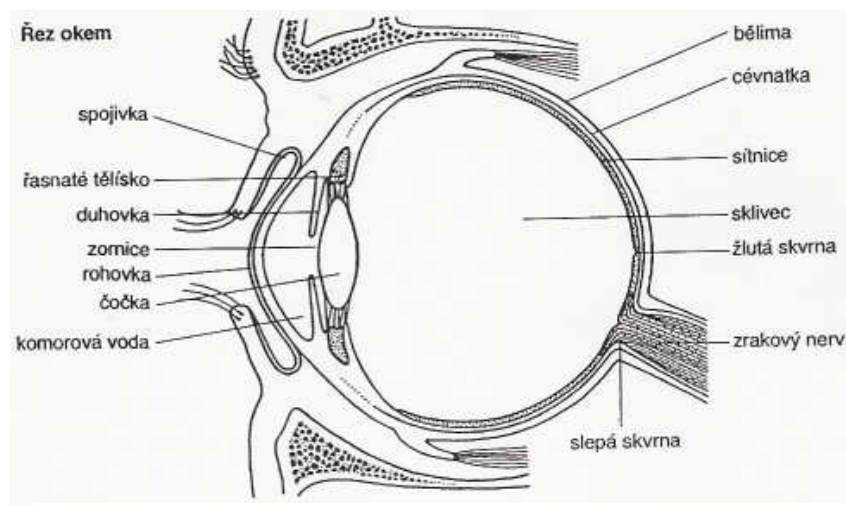
Peterka (2002) uvádí, že pokud zdravý člověk stojí na pevné podložce v dobře osvětleném prostředí, tak se na řízení vzpřímeného držení a rovnováhy těla nejvíce podílí *somatosenzorický systém (70%)*, méně pak *vestibulární ústrojí (20%)* a nejméně *zrakové ústrojí (10%)*. Pokud však člověk změní sensorické prostředí, pak dojde k přehodnocení procentuálního zastoupení jednotlivých sensorických systémů v řízení vzpřímeného držení těla a rovnováhy (Horak, 2006). Například stojí-li člověk na nestabilním povrchu, zvýší důležitost informací proudících z vestibulárního a zrakového ústrojí na úkor somatosenzorických vjemů týkajících se labilního povrchu (Peterka, 2002). Schopnost takto vyzdvihnout, nebo naopak potlačit část smyslových vjemů, v závislosti na sensorickém kontextu, je důležité pro udržování rovnováhy v situaci, kdy se člověk přesouvá z jednoho prostředí do jiného, např. z dobře osvětleného chodníku na temnou zahradu (Horak, 2006). Lidé s periferním vestibulárním syndromem, či neuropatickou somatosenzorickou dysfunkcí jsou limitováni ve schopnosti ustanovit vhodný poměr důležitosti jednotlivých smyslových vjemů, a proto se u nich při kontaktu s neobvyklým prostředím zvyšuje riziko pádu (Horak, 2006).

To, že zrakový, vestibulární a proprioceptivní systém mají svůj podíl na udržování vzpřímeného stoje, dokazují četné studie, kde autoři demonstrují, že stimulace zrakového (Lestienne a kol., 1977; Bronstein, 1986; Dijkstra a kol., 1994), vestibulárního (Nashner a Wolfson, 1974; Johansson a Magnusson, 1991) a proprioceptivního (Johansson a kol., 1988; Jeka a kol., 1997) systému vyvolává posturální výchylku (body sway). Není ovšem zatím jasné, jak probíhá zpracování a syntéza vjemů z jednotlivých receptorových systémů, obzvláště pokud jsou informace rozporuplné. Jednou možností je rovnoměrná a rovnocenná

syntéza vjemů z různých receptorů. To by znamenalo, že každý senzorický systém zaznamená „chybu“, která ukazuje na odchylku orientace těla od určité referenční pozice. Vestibulární receptory detekují odchylku polohy hlavy od vertikální osy, zrakové receptory informují o poloze hlavy vůči vizuálnímu prostředí a proprioceptory hlásí polohu nohy vzhledem k podložce. Signály hlásící chybu jsou sečteny a následně je pak generována přesná svalová síla, která koriguje pozici těla (Peterka, 2002).

2.3.3.1 Smyslová ústrojí činná v udržování tělesné rovnováhy

Nyní se blíže podíváme na funkci jednotlivých smyslových ústrojí, které se podílejí na udržování vzpřímeného stoje a rovnováhy. Zrakový analyzátor (obr. 7) poskytuje informace o struktuře a topografii vnějšího světa; jeho součástí je sítnice, která nám umožňuje detekovat a analyzovat světelné záření (Lejeune a kol., 2006). Pohyby hlavy v prostoru jsou zaznamenávány jednak zrakovým ústrojím a jednak vestibulárními sensory (obr. 8), které se nacházejí ve vnitřním uchu. Vestibulární sensory tvoří gravito-inerciální ohniskový bod, který reaguje na přímočaré a rotační pohyby hlavy (Lestienne, Thullier, Lepelley, 2010). Pohyby tělesných segmentů a následné změny úhlů v kloubech, stejně tak variace délky a síly svalů jsou registrovány proprioceptivními orgány (obr. 9, 10, 11). Různé typy hmatových tělísek (obr. 12) lokalizovaných v kůži slouží k detekci mechanické deformace kůže, vlivem vnějšího tlaku, tření atp. (Lestienne, Thullier, Lepelley, 2010).



Obr. 7 Zrakové ústrojí

Lidské oko nám umožňuje vnímat světlo, jeho intenzitu, barvy, tvary, rozměry, pohyb, kontrast, prostor aj. Světlo proniká optickými prostředími oka (rohovka, komorová voda, čočka, sklivec) na sítnici, kde vzniká obraz pozorovaného předmětu. V místě, kam dopadlo

na sítnici světlo, dojde k podráždění a vzniklý vzruch je převeden zrakovou dráhou do zrakového centra, kde se tvoří zrakový vjem.

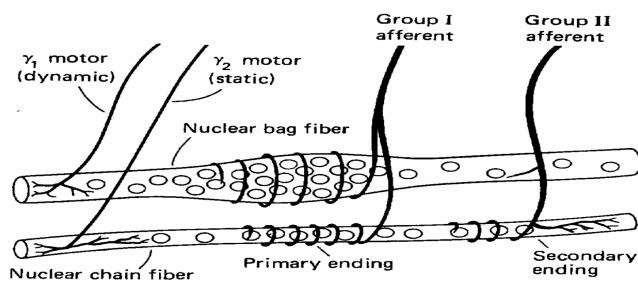
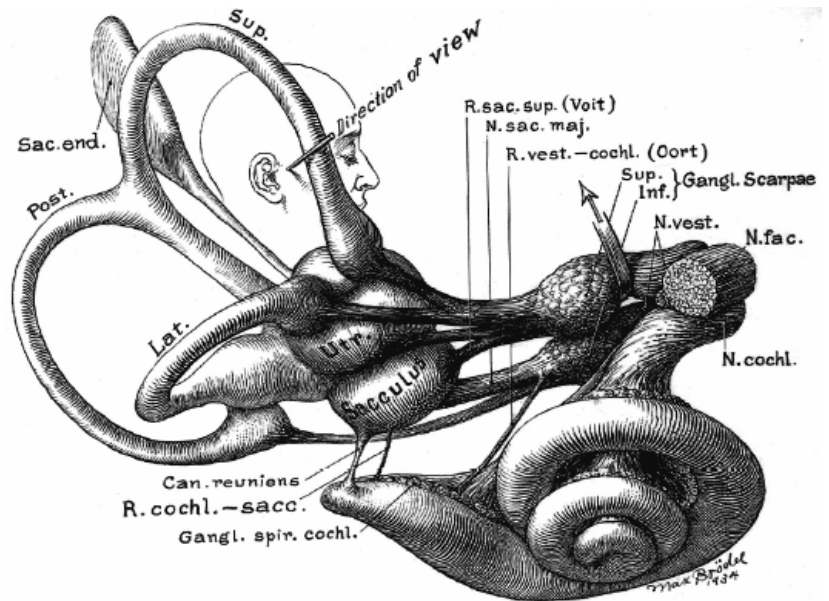
Zdroje:

obr.: <http://fyzika.gbn.cz>, 2011

text: Synek, Skorkovská, 2004

Obr. 8 Vestibulární ústrojí

Vestibulární ústrojí se skládá ze 2 struktur: otolitické orgány (sacculus a utriculus) a polokruhové kanálky. Otolitické orgány vnímají lineární akceleraci a registrují polohu hlavy v gravitačním poli. Polokruhové kanálky detekují úhlové zrychlení nebo zpomalení pohybu.
Zdroj:
Eggers, Zee, 2003



Obr. 9 Svalové vřeténko

Svalové vřeténko se skládá z intrafuzálních vláken, která jsou umístěna paralelně s extrafuzálními vlákny kosterního svalu. Centrální část je receptorová oblast, koncové póly se mohou díky zachované kontraktilitě stahovat. Rozlišujeme 2 typy intrafuzálních vláken: nuclear bag fibres (vlákna s pomalou kontrakcí) a nuclear chain fibres (vlákna s rychlou kontrakcí). Aferentní vlákna vedou signály ze svalových vřetének do příslušného míšního segmentu. Vřeténko slouží jako komparátor, který srovnává napětí intrafuzálních vláken a vláken svalu. Při protažení svalu dochází k podráždění svalového vřeténka, které pak zpětnově dráždí alfa-motoneurony vyvolávající svalovou kontrakci.

Typy aferentních vláken

I a (Group I afferent) – silná vlákna s rychlým vedením, informují o změně délky svalu a rychlosti s jakou se délka mění

II (Group II afferent) – tenká vlákna, informují o statické délce svalu

Typy eferentních vláken

γ motorická vlákna (γ_1 , γ_2 motor) – kontrahují koncové póly intrafuzálních vláken, nastavují tak práh dráždivosti stavových vřetének

Zdroje:

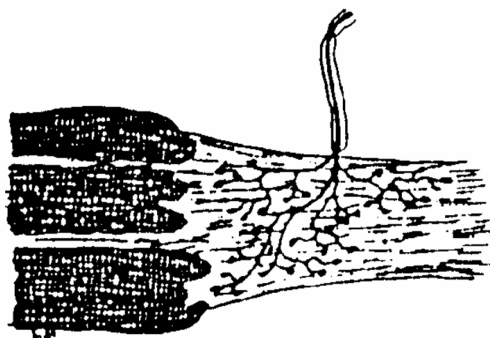
obr.:

www.people.clarkson.edu/~lnrussek/pro_prioception.ppt, 2011

text:

Trojan, Druga, Pfeiffer, Votava, 2005.

<http://biomech.ftvs.cuni.cz>, 2011



Obr. 10 Šlachové tělísko

Golgiho šlachová tělíska reagují na napnutí šlachy při svalové kontrakci. Aferentní nervová vlákna šlachových tělísek mají buňky ve spinálních gangliích. Axony těchto buněk snižují přes míšní inhibiční interneurony aktivitu alfa-motoneuronů a chrání tak kontrahovaný sval před přepětím.

Zdroje:

obr:

www.people.clarkson.edu/~lnrussek/proprioception.ppt, 2011

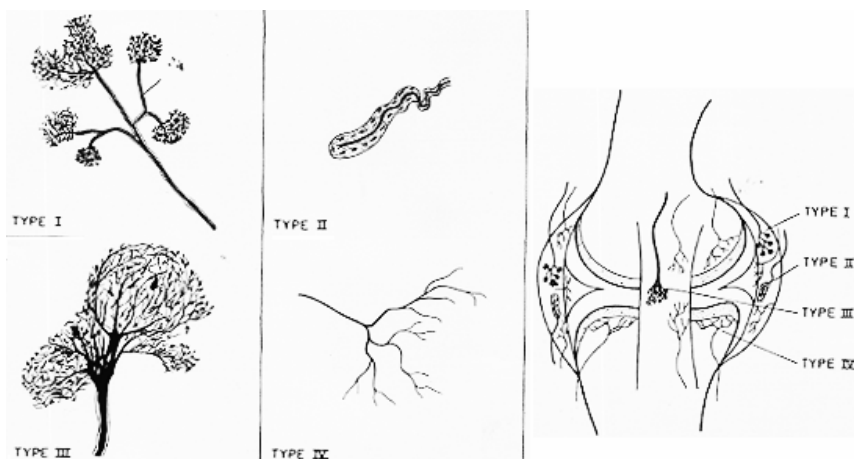
text: <http://biomech.ftvs.cuni.cz>, 2011

**Obr. 11
Kloubní receptory**

Kloubní receptory se nacházejí v synoviálních kloubech a přilehlých ligamentech.

Typy receptorů:

Typ I - nachází se v kloubních pouzdrech a ligamentech (nejvíce v proximálních částech končetin a v krční páteři); registruje rychlost



při pohybu kloubu, svalovou kontrakci, změnu tlakového kloubního gradientu.

Typ II – nachází se na spojení synoviální membrány a fibrózní vrstvy kloubního pouzdra, dále i ve vnitrokloubních i mimokloubních burzách (nejvíce v distálních kloubech); registruje změnu rychlosti pohyb v kloubu, svalový tonus

Typ III – nachází se v kolaterálních ligamentech kloubů končetin, v temporomandibulárním skloubení, ve facetových kloubech torakolubálního úseku páteře, v longitudinálních a interspinálních ligamentech páteře; je drážděn při extrémních rozsazích pohybu v kloubech a při silné trakci

Typ IV – nachází se v kloubních pouzdrech, ligamentech, burzách; registruje deformace kloubu, chemické iritace, teplotní změny (bývá označován jako polynodální nociceptor)

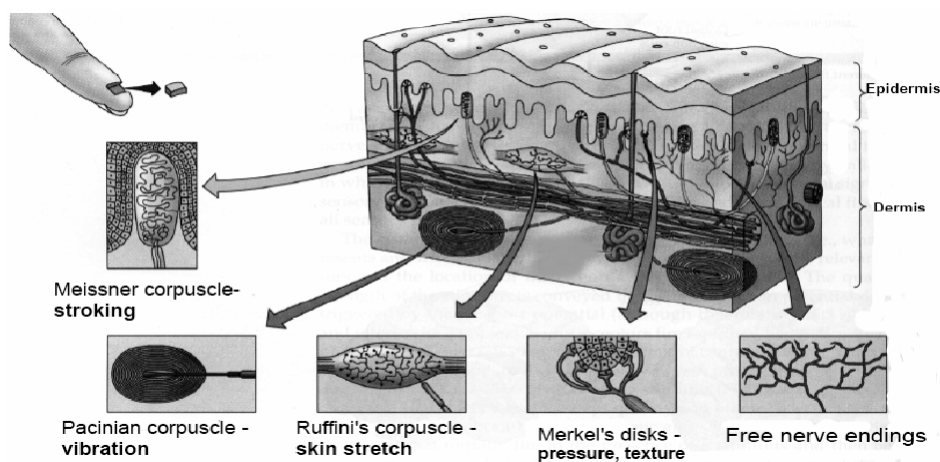
Zdroje:

obr.: <http://web.sc.itc.keio.ac.jp/anatomy/brodal/2-2.gif>, 2011

text: Schenk a kol., 1999

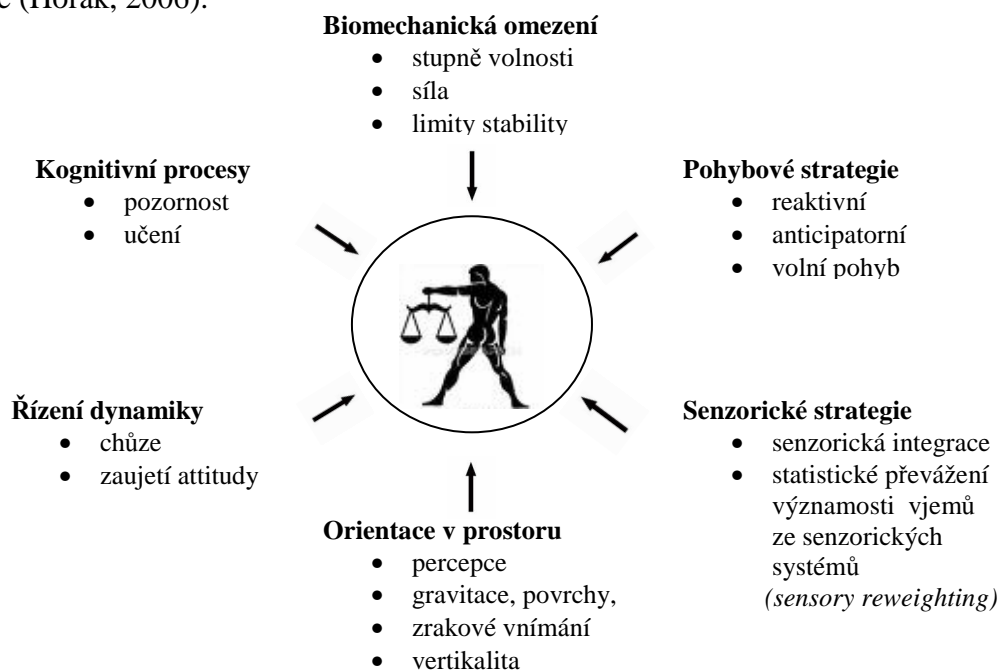
Obr. 12
Hmatové receptory

Zdroj:
<http://www.neurobiography.info>, 2011



2.3.4 Subkomponenty posturálního systému

Centrální nervový systém užívá mnoho nejrůznějších strategií k zajišťování tělesné rovnováhy. Chceme-li porozumět posturálnímu řízení je třeba seznámit se s řadou fyziologických systémů (obr.11), které mají základní význam pro realizaci stoje, chůze a jsou nezbytné pro bezpečnou a kvalitní interakci s okolním prostředím. Porozumění těmto systémům a jejich odlišnému přínosu pro posturální řízení nám umožňuje systematicky analyzovat částečné poruchy rovnováhy u jednotlivých osob. Tato analýza nám umožňuje předvídat za jakých podmínek bude pacient ohrožen rizikem pádu. Například člověk s poruchou vestibulárního aparátu bude mít velké balanční obtíže, když půjde v noci po vratké látce (Horak, 2006).



Obr. 13
Subkomponenty posturálního systému sloužící k udržování rovnováhy
Zdroj: Horak, 2006

Biomechanická omezení

Nejdůležitější biomechanické omezení rovnováhy spočívá ve velikosti a kvalitě opěrné báze – nohy. Každé omezení týkající se rozměrů, svalového tonu, síly, rozsahu pohybu, vnímané bolesti či řízení pohybu nohy ovlivní rovnováhu (Tinetti a kol., 1988). Limity stability spočívají v tom, do jaké míry je člověk schopen vychýlit své těžiště ze středu opěrné plochy, aniž by u něj došlo ke zvětšení opěrné báze přemístěním jedné dolní končetiny (Horak, 2006). Staří lidé s balančními poruchami se například nedokáží ve vzpřímeném stoji naklonit celým tělem dopředu a přenést COG blíže k prstům. Namísto toho udělají pouhou flexi trupu. Při pokusu o naklonění celého těla dozadu tyto lidé udělají krok vzad, čímž u nich dojde k rozšíření opěrné báze a jen velmi nepatrnému posunu COG vzad. U lidí s nápadnými sklony k pádům jsou časté malé limity stability, se kterými jejich CNS musí počítat.

Senzorické strategie

Senzorické informace ze zrakového, vestibulárního a somatomotorického systému musí být integrovány, aby postihly celé senzorické prostředí. V závislosti na změnách smyslového prostředí dochází i ke změnám v důležitosti vjemů z jednotlivých senzorických systémů (sensory reweighting) – více v kapitole 2.3.3.

Orientace v prostoru

V roce 1902 francouzský matematik Henri Poincaré se zabíral myšlenkou, jakou úlohu hraje pohyb při vývoji našeho poznávání prostoru. Smyslové vjemy pocíťované při pohybu pro něj hrály velkou roli při budování představy prostoru, která by bez těchto vjemů nemohla existovat. Ve své analýze úlohy zrakových počítků Poincaré demonstroval, že „vizuální prostor“ je jen částí prostoru a pravý prostor je „prostor motorický“ a že zkušenost nás naučila, že je zvykem přičítat prostoru tři rozměry (Lestienne, Thullier, Lepelley, 2010).

Zdravý nervový systém automaticky vyhodnocuje, jak je tělo orientováno v prostoru v závislosti na kontextu a na zamýšleném úkonu. Člověk je schopen orientovat své tělo kolmo k podložce, dokud se podložka nezačne naklánět, potom orientuje své tělo podle gravitace. Zdravé osoby jsou schopné určit po tmě vertikální osu gravitace s nepřesností $0,5^\circ$ (Horak, 2006). Studie ukazují, že vnímání vertikality a vzpřímeného držení má četnou neurální reprezentaci (Karnath a kol., 2000). Vnímání vizuální vertikality, ale i schopnost zaujímat po tmě vzpřímené držení, je závislé na vnímání propioceptivní vertikality (Bisdorff a kol., 1996). Je zajímavé, že vnitřní reprezentace vizuální (nikoliv však propioceptivní) vertikality

je porušena (osa je skloněna) u osob s jednostranným vestibulárním deficitem, zatímco vnitřní reprezentace proprioceptivní vertikality (nikoliv však vizuální) je porušena u osob s hemi-neglect syndromem vyvolaným cévní mozkovou příhodou (Karnath a kol., 1998). Skloněné vnímání vertikální osy se automaticky odrazí v odchylkách od správného vzpřímeného držení těla vůči gravitaci, čímž se člověk stává nestabilním (Horak, 2006).

Řízení dynamiky

Řízení rovnováhy během chůze a při střídání jednotlivých postur vyžaduje komplexní kontrolu nad pohybem těžiště těla. Pokud se člověk pohybuje, těžiště těla se vždy nenachází v opěrné bázi, jak je tomu u klidného stoje (Winter, 1995). Při chůzi se těžiště těla promítá před opěrnou bázi, a tak je nutné, aby švihová dolní končetina byla umístěna pod „padající těžiště“ (Horak, 2006). Laterální stabilita je dosahována pomocí laterální kontroly trupu a laterálního umístění chodidel (Bauby, Kuo, 2000). Staří lidé, kteří mají sklony k pádům, mívají při chůzi, ve srovnání s běžnou populací, zvýšené boční výchylky těžiště těla a více nepravidelné umístění chodidel (Prince a kol., 1997).

Kognitivní procesy

Mladý člověk považuje za samozřejmé, že je schopen v jeden moment mluvit, přemýšlet o minulosti, plánovat budoucnost, vnímat okolní zrakové vjemy, zvuky, aniž by to ovlivnilo stabilitu jeho stoje. Současné studie však ukazují, že řízení vzpřímeného stoje vyžaduje určitou dávku naší pozornosti a že vykonávání určitých kognitivních úkolů může ovlivnit naši stabilitu (Woollacott, Shumway-Cook, 2002).

Jeden z výzkumů (Kerr a kol., 1985) se zabýval vlivem prostorového (vizuálního) a verbálního paměťového úkolu na udržování rovnováhy v obtížné pozici těla. Probandi byli požádáni, aby zaujali tandemový Rombergův stoj (chodidla za sebou v jedné linii) s krytkami na očích. Změny v posturálním řízení byly zaznamenávány pomocí stabilometrické plošiny. Autoři zjistili, že současné provádění paměťového úkolu a náročné balanční pozice vedlo k zvýšenému počtu chyb u prostorového (vizuálního) paměťového úkolu, nikoliv však u verbálního. Stabilizace vzpřímené polohy však nebyla ovlivněna, neboť nedošlo k žádné výrazné posturální výchylce (body sway). Z toho by se dalo vyvozovat, že udržování rovnováhy ve stoji má vyšší prioritu v přístupu ke zdrojům, které se zaobírají prostorovými kognitivními procesy.

Další studie (Lajoie a kol, 1993) zkoumala, zda se nároky na pozornost mění s prováděním různých typů posturálních úkonů. V této studii byli probandi požádáni, aby provedli zvukový reakční úkol v pozici vsedě, ve stoji s normální a se zúženou bází a za chůze (fáze jedné i dvojí opory). Výsledky této studie ukazují, že reakční časy byly rychlejší vsedě a pomalejší v obou stojích a při chůzi. Reakční časy byly pomalejší, když probandi stáli ve stoji o úzké bázi, ve srovnání se stojem o normální bázi. Při fázi jedné opory během chůze byly reakční časy pomalejší než při fázi dvojité opory.

Výše zmíněné výzkumy poukazují na to, že různé posturální situace ovlivňují kvalitu provedení kognitivních úkolů. Nabízí se otázka, zda mají kognitivní úkoly také nějaký vliv na rovnováhu člověka. Výzkumy ukazují, že současné provádění kognitivních úkonů ovlivní kvalitu stoje obzvláště u starších osob a osob s poruchou rovnováhy (Balasubramaniam, Wing, 2002). Maylor a Wing (1996) ve své studii posuzují vliv vizuálně-prostorových a verbálních úkolů na předozadní kyv těla ve stoji. Autoři porovnávali dvě skupiny probandů při provádění daných úkolů. U probandů staršího věku (průměrný věk 77) došlo k zvýšení kyvu těla, oproti skupině probandů mladšího věku (průměrný věk 57). Interakce byla nalezena i mezi účinkem věku a prováděním početního úkolu, který vyžadoval prostorovou paměť.

Celkově shrnuto, posturální řízení vyžaduje četné kognitivní zdroje. Dokonce při obyčejném stoji probíhají jednotlivé kognitivní procesy, což dokazuje snížení reakční časů u sedících osob, oproti časům ve stoji. Čím je posturální úkol obtížnější, tím více kognitivní procesů vyžaduje (Horak, 2006). Proto se reakční časy a kvalita provedení kognitivních úkolů zhoršují s vzrůstající náročností posturálních úkonů (Teasdale a kol., 2001). Provedení posturálních úkonů je znesnadněno současným vykonáváním kognitivního úkolu, protože posturální řízení a další kognitivní procesy sdílejí kognitivní zdroje (Camicioli a kol., 1997). Osoby, které mají omezenou kapacitu pro kognitivní procesy kvůli neurologickým poruchám, musejí využít více dostupných kognitivních zdrojů pro kontrolu stabilního stoje (Horak, 2006). Pokud je mysl těchto osob zaměstnávána kognitivními úkoly, může u nich dojít k pádům z důvodu nedostatečných kognitivních kapacit pro řízení stoje.

Pohybové strategie

K zajištění posturální stability bývají využívány ***strategie anticipační*** (proaktivní) a ***reaktivní*** (Brown, Frank, 1997). Anticipace znamená schopnost předvídat následky pohybu a možné narušení postury.

Anticipační posturální nastavení má tři základní funkce:

1. *minimalizace narušení tělesné rovnováhy a orientace segmentů těla při působení vlivů vnějšího prostředí*
2. *zaujetí atitudy* (příprava na plánovaný pohyb)
3. *volba přiměřené svalové síly a rychlosti plánovaného pohybu*

(Massion, 1998)

Anticipační posturální nastavení se obvykle objevují v souvislosti s volnými pohyby, které jsou hlavním zdrojem narušení postury a tělesné rovnováhy (Massion, 1994). Tato nastavení jsou pozorována u dětí již ve věku 4-5 měsíců. Pokud dítě provádí úchop horní končetinou, již před započítím pohybu lze pozorovat aktivita ve svalech šíje a trupu (Van Der Fits, Hadders-Algra, 1998). I v případě opakování určitého podnětu, např. při vícečetném narušování stabilního vzpřímeného stoje pomocí posunu stabilometrické plošiny, dochází k přípravě na rušivý vliv zevního prostředí; jsou přítomna anticipační nastavení, která mají minimalizovat účinek gravitoinerciálních sil (Massion, 1994). Pokud ovšem dojde ke změně ve frekvenci posunu stabilometrické plošiny, dopředná vazba je nahrazena zpětnou vazbou, pomocí níž se organizmus adaptuje na novou situaci (Dietz a kol., 1993).

Posturální reakce se jsou spouštěny na základě sensorických vjemů, které informují o narušení postury a rovnováhy. CNS není schopna řídit jednotlivé svaly, proto při zajištění rovnováhy při vzpřímeném držení těla využívá funkčních svalových synergií a omezuje tak stupně volnosti pohybu (Massion, 1994). Používané funkční svalové synergie nejsou rigidní pohybové vzorce, ale naopak se dokáží pružně přizpůsobit měnícím se vnějším podmínkám - např. kompenzovat působení vnější síly narušující postoj. Na této flexibilitě se podílejí obzvláště dvoukloubové svaly, které mají dvě funkce, protože jejich aktivita více záleží na smyslových vjemech, než je tomu u jednokloubových svalů (Macpherson a kol., 1994).

Dalším kritériem, podle kterého můžeme členit strategie vedoucí k zajištění posturální stability, je skutečnost, zda při provedení strategie dochází, resp. nedochází, ke změně opěrné báze. Rozlišuje tak strategii *statickou* a strategii *dynamickou* (Blaszczyk a kol., 1994).

Statické strategie představují rovnovážné reakce, kterými se CNS snaží udržet posturální stabilitu v rámci nezměněné opěrné báze. Horak a Nashner (1986) zkoumali reakce probandů na posun stabilometrických plošin a posléze popsali dva typy mechanismů: „*hlezenní*“ a „*kyčelní*“, které jsou součástí statických strategií. „Hlezenní mechanismus“ přesouvá těžiště těla v předozadním směru aktivací svalů v oblasti hlezna a kolena. Je využíván při drobných vychýleních z rovnovážné pozice a za podmínky, že člověk stojí na pevném povrchu (Horak, 2006). „Kyčelní mechanismus“ přesouvá těžiště v laterolaterálním

směru (z jedné dolní končetiny na druhou) a je zajišťován primárně svaly kyčle, případně trupovým svalstvem (Nahner, Horak, 1986). Je využíván, když je nutné rychle přesunout těžiště těla a v situaci, kdy se člověk nachází na měkkém, poddajném povrchu (Horak, 2006). Z běžného života je známé, že stranová stabilita stoje je výrazně lepší než stabilita předozadní, což je patrné např. při postavení pasažérů při jízdě tramvají (Vařeka, 2002). Důvodem je, že „anatomicky daná“ volnost pohybu dolních končetin a trupu je do stran více omezená než v předozadním směru, což může souviset se skutečností, že v předozadním směru převážně probíhá lokomoce. Statické strategie jsou často využívány v řadě různých terapeutických systémů - Bobath, PNF, senzomotorické cvičení dle Jandy aj. (Vařeka, 2002).

Při výraznějším vychýlení těžiště z roviny opěrné báze volí CNS dynamické strategie k zajištění stability stoje. Při dynamických strategiích dochází k přemístění opěrné báze, např. úkrokem, či chycením se pevné opory apod. (Horak, 1987). Pokud ani tyto strategie nedostačují k udržení rovnováhy ve stoji, CNS přechází na program „*preventivního řízení pádu*“ (Vařeka, 2002). Při řízeném pádu dochází k pohybu horních končetin ve směru pádu, jejichž úkolem je zmírnit dopad a chránit hlavu a obličej. Tato dovednost však vyžaduje dobrou pohybovou koordinaci, kterou běžná, obzvláště postarší, populace většinou nedisponuje, ale bývá výborně zvládnuta u zápasníků v judu, či u hráčů volejbalu (Vařeka, 2002). Pokud však organismus není schopen na výrazné vychýlení z rovnovážné pozice reagovat spuštěním řízeného pádu, dojde u něj k *pádu neřízenému*, který sebou často nese velké zdravotní následky.

2.4 Zrakové postižení – visual impairment

2.4.1 Vymezení pojmu

Svět kolem nás vnímáme skrze naše smysly a úloha zraku v odrážení okolního světa je neobyčejně velká. V procesu fylogeneze se člověk zformoval jako „tvor optický“, což znamená, že zrakem přijímáme 70 - 90% všech informací (Moravcová, 2004; Atkinsonová a kol., 1995). Lidské oko, které se přizpůsobilo percepci světelné energie, lidem umožňuje orientovat se v prostředí, vydělit jednotlivé předměty a pochopit prostorové vztahy mezi nimi. Oko rozlišuje osm kategorií znaků: barvu, tvar, velikost, vzdálenost, směr, prostorovost, klid a pohyb, což zraku dovoluje adekvátně odrážet skutečné prostorové vztahy (Litvak, 1979). Zrakové počítky a vjemy nemají veliký význam jen pro poznání a praktickou činnost, ale jsou i zdrojem

estetických zážitků. Rubinštejn (1964) o tomto píše: „Z žádného popisu, ať je jakkoli barvitý, nepozná slepý malebnost světa a hluchý hudebnost jeho znění tak, jako kdyby je bezprostředně vnímal; žádné psychologické pojednání nenahradí člověku, který neprožil lásku, zápal boje a radost tvoření, to, co by pocítil kdyby je sám prožil.“

Pokud je zrakové vnímání z určitých příčin omezeno hovoříme o zrakovém postižení (visual impairment). Vitásková, Ludvíková a Suralová (2003) definují osobu se zrakovým postižením jako: „jedince, který i po optimální korekci (medikamentózní, chirurgické, brýlové apod.) má v běžném životě problémy se získáváním a zpracováním informací zrakovou cestou (např. čtení černotisku, zraková orientace v prostoru atd.)“ Zraková vada má komplexní vliv na postiženého jedince. Projevuje se v jeho osobnostních rysech, působí na jeho psychický i fyzický vývoj, velmi těž ovlivňuje socializační proces postiženého jedince (Pipeková, 2006).

2.4.2 Klasifikace zrakového postižení

Klasifikace zrakového postižení se využívá k rozřazení osob se zrakovým postižením do pěti kategorií, podle míry poškození jejich zraku. Důležitým kritériem hodnocení rozsahu zrakového postižení je zraková ostrost, částečně i velikost zorného pole. Zraková ostrost je definována jako nejmenší úhlová vzdálenost dvou bodů, které dokáže oko rozlišit (Kolín, 2007). Zorné pole označuje část prostoru, kterou je oko schopno zachytit a ze kterého do něj přicházejí světelné paprsky (Kraus a kol., 1997).

Zrakovou ostrost (vizus) lze vyšetřovat do dálky i do blízka. Vizus do dálky se nejčastěji vyšetřuje Snellenovými optotypy, což jsou obrazce s písmeny o různých velikostech. Proband ze vzdálenosti obvykle 5 či 6 metrů čte určený řádek. Pro vyjádření zrakové ostrosti (vizu) se užívá zlomek, např. 6/24, kdy čítec označuje vzdálenost, z níž je proband testován, a jmenovatel udává číslo řádky, kterou vyšetřovaný bez pochyb přečte. Je-li zraková ostrost u vyšetřovaného normální, vidí ze vzdálenosti 6 m řádku označenou číslem 6 (Kolín, 2007). Za této situace je jeho visus 6/6. Pokud ze 6 m vidí proband jen řádku značenou např. 24, jeho visus je snížen na 6/24. Vizus se často vyjadřuje také decimálním převodem těchto zlomků ($6/24 = 0,25$) (Kraus a kol., 1997).

Základním cílem vyšetření vizu do blízka je zhodnocení probandovy schopnosti číst a vykonávat práci s jemnými detaily. Pro tento účel se používá tabulek se souvislým textem, jehož odstavce jsou vtištěny v různé velikosti a označeny pořadovými čísly, jednou z variant jsou např. Jaegerovy tabulky (Hycl, Trybučková, 2008).

Následující tabulka 1 znázorňuje mezinárodně uznávanou klasifikaci zrakového postižení, jejíž podkladem 10. revize Mezinárodní klasifikaci nemocí (MKN-10).

Kategorie zhoršení zraku	Ostrost zraku (obě oči, při použití optimální korekce)	
	<i>horní hranice</i>	<i>dolní hranice</i>
1. Slabozrakost lehká a střední	6/18	6/60
2. Slabozrakost těžká	6/60	3/60
3. Těžce slabý zrak	3/60	1/60
4. Praktická nevidomost	1/60	světlocit se správnou projekcí
5. Úplná nevidomost obou očí	světlocit s chybnou projekcí	úplná ztráta světlocitu

Tab. 1 Stupně zdravotního postižení podle skupin zrakové ostrosti

Zdroj: Moravcová, 2004

Při řazení do jednotlivých kategorií zrakového postižení se bere v potaz i velikost zorného pole. Dle WHO (Světové zdravotnická organizace) jsou osoby s binokulárním zorným polem od 5° do 10° včetně zařazeny do kategorie 3 a osoby s binokulárním zorným polem menší než 5° do kategorie 4 (Kolín, 2007).

2.4.3 Přehled zrakových poruch a onemocnění v dětském věku

Zrakové vady dětí mají mnoho příčin, které lze diferencovat dle vlivů prenatálních, perinatálních a postnatálních. Procentuálně nejvyšší podíl tvoří prenatální vlivy 55%, vliv dědičnosti zaujímá 37% a zbývající 8% tvoří jiné patologické vlivy během těhotenství (rubeola, toxoplazmóza, tuberkulóza a jiná infekční onemocnění) (Květoňová-Švecová, 2000). Mezi dědičná zraková onemocnění řadíme dle Vágnerové (in Pipeková, 1998) achromatopsii, aniridii, atrofii zrakového nervu, degenerativní onemocnění sítnice, kolobomový komplex, kongenitální kataraktu, kongenitální glaukom, myopii gravis aj. Při působení teratogenních činitelů ať již v průběhu gravidity, porodu, či v časném poporodním období mohou při rizikovém stavu nedonošenců vést ke vzniku retinopatie nedonošenců. Některá infekční onemocnění probíhající v průběhu prvních měsíců těhotenství mohou zapříčinit postižení celého očního bulbu. V případě exogenní etiologie je vyšší riziko kombinovaného postižení (Vágnerová in Pipeková, 1998).

Nejčastější zraková onemocnění v dětském věku

Achromatopsie

Jedná se o vrozenou geneticky podmíněnou apalázii neuroepitelu sítnice, která se projevuje snížením zrakové ostrosti (v pásmu slabozrakosti), nystagmem, poruchou barvocitu a silnou světloplachostí (Moravcová, 2004). Pacienty oslňuje i běžné denní světlo (musí nosit brýle), lépe vidí při sníženém osvětlení za šera. Porucha není progresivní a nebývá spojena se snížením intelektu (Vágnerová, 1995).

Albinismus

Albinismus je kongenitální porucha tvorby melaninu, který je důležitý pro tvorbu pigmentu (Kraus a kol., 1997). Přichází jako součást celkového albinismu a spočívá v nedostatečné pigmentaci nitroočních tkání. Chybí-li pigment v očních tkáních úplně, pak jsou duhovky růžové a zornice červené. Postižený je světloplachý, má kývavý nystagmus, dochází u něj k hypoplazii žluté skvrny, ostrost zraková je snižena pod 6/60 (Kolín, 2007). Porucha není progresivní a intelekt dítěte nebývá postižen (Vágnerová, 1995).

Aniridie

Aniridie je vrozená vada oka a spočívá v nedostatečně vyvinuté duhovce, která je často redukována jen na nepravidelný proužek tkáně u jejího kořene, nebo chybí zcela. Čočka se závěsným aparátem proto bývá dobře viditelná (Kolín, 2007). Součástí klinického obrazu je i hypoplazie makulární krajiny, kterou provází výrazný pokles zrakové ostrosti a nystagmus (Kuchynka a kol., 2007). Z hlediska primární poruchy je stav stacionární, ale může dojít ke zhoršení zrakových funkcí vlivem sekundárního glaukomu, či sekundární katarakty (Moravcová, 2004). Postižený může disponovat zrakem v pásmu těžké slabozrakosti (tj. 4-5/60), avšak může též trpět úplnou slepotou (Vágnerová, 1995). Aniridie je většinou geneticky podmíněna, sporadicky se vyskytuje s ataxií a mentální retardací (Kuchynka a kol., 2007).

Atrofie papil zrakového nervu

Pojem atrofie zrakového nervu je hlavně patologicko-anatomickým pojmem, popisujícím úbytek nervových vláken a jejich myelinových pochev ve svém průběhu (Kraus a kol., 1997). Etiologie tohoto onemocnění je různá. Dochází ke změně barvy papily – terče zrakového nervu. Papila podle závažnosti postižení může být nabledlá až téměř bělavá (Moravcová,

2004). Zraková ostrost bývá snížena v pásmu od lehké slabozrakosti až k nevidomosti; variabilita postižení bývá obrovská (Vágnerová, 1995). U některých forem bývá přítomna částečná porucha barvocitu, případně i nystagmus (Moravcová, 2004). Porucha není progresivní a často se vyskytuje v kombinaci s defektem CNS (DMO, ADHD, epilepsie, mentální retardace) (Vágnerová, 1995).

Degenerativní onemocnění sítnice

Jako degenerace (dystrofie) označujeme velkou skupinu oboustranných, většinou kongenitálních onemocnění, která jsou charakterizována progresivním zánikem nervových elementů a atrofií sítnice (Kraus a kol., 1997). Projevy se různí dle jednotlivých typů onemocnění. Zahrnují šeroslepost, změny a zužování zorného pole, pokles zrakové ostrosti, výpadky barvocitu aj. K progresi onemocnění dochází v dětství i během dospělosti, variabilita v tempu progresu je značná. Zrak dětí v období školní docházky bývá na hranici velmi slabého zraku až praktické nevidomosti (Vágnerová, 1995).

Kolobomový komplex

Kolobomový komplex je vrozená vývojová oční porucha, která může zahrnovat rozštěp celé živnatky (uvey) až k ciliárnímu tělísku, rozštěp čočky, sítnice a zrakového nervu (Moravcová, 2004). Vzniká nedokonalým uzávěrem fetální oční štěrbin. Jeho nejčastějším obrazem je kolobom duhovky, kdy dochází k rozšíření zornice do tvaru klíčové dírky (Kuchynka a kol., 2007). Kolobom může být jednostranný i oboustranný. V průběhu se mohou přidružit i další sekundární komplikace, jakými je katarakta, sekundární glaukom a odchlípení (amoce) sítnice (Vágnerová, 1995). Porucha zraku kolísá v širokém rozmezí od téměř normálních hodnot k těžkým výpadkům, převážně v horních kvadrantech zorného pole (Kuchynka a kol., 2007). Funkční důsledky závisí na stupni postižení a včasném zahájení zrakové stimulace. Riziko kombinovaného postižení je zvýšeno (Vágnerová, 1995).

Kongenitální glaukom

Kongenitální glaukom je vrozené onemocnění způsobené zvýšením nitroočního tlaku. Oko dítěte reaguje na vyšší nitrooční tlak zvětšením ještě elastického obalu, zvětšením bulbu a rohovky. Je nutná včasná diagnostika, neboť zrakový nerv dítěte je poměrně citlivý na zvýšení tlaku a poměrně rychle atrofuje (Kraus a kol., 1997). Postižení bývá oboustranné, i když v různém stupni. Dobrým signálem pro rodiče bývá, že děti si oči mnou a je zřejmé, že trpí bolestí (Kolín, 2007). Projevy onemocnění jsou zhoršení zrakové ostrosti (těžce slabý

zrak - 1-2/60) a poruchy zorného pole. Onemocnění má progresivní charakter a může zapříčinit i vznik úplné slepoty již v dětství. Kongenitální glaukom nebývá součástí kombinovaného postižení (Vágnerová, 1995).

Kongenitální katarakta

Jedná se o vrozené onemocnění, kdy dochází ke zkalení čočky, které způsobuje poruchu průhlednosti a rozptyl procházejícího světla (Kuchynka a kol., 2007). Někdy bývá součástí chromozomálních syndromů (např. Downův syndrom); k jejímu vzniku ale může též přispět onemocnění matky během těhotenství (rubeola, toxoplazmóza, cytomegalovirová infekce) nebo teratogenní vlivy v těhotenství. Subjektivní příznaky mohou být různé: zhoršené vidění do blízka nebo naopak do dálky, zamlžené vidění, potřeba většího osvětlení nebo naopak světloplachost (Moravcová, 2004). Může být přítomno snížení zrakové ostrosti až na hranici těžké slabozrakosti. Bývá zvýšené riziko postižení CNS (Vágnerová, 1995).

Myopia gravis

Myopie (krátkozrakost) je refrakční vadou oka, které vidí velmi špatně na dálku, protože dochází k lomu světelných paprsků před sítnicí v důsledku předozadního prodloužení očního bulbu (Moravcová, 2004). Myopia gravis je vážné oční onemocnění, kdy dochází k degenerativní změně cévnatky, sítnice a sklivce, tkání, které nejsou schopné sledovat prodlužující se bulbus. Degenerativní změny postupují celý život. Jejich rozvoj se obvykle projeví v dospělém věku (Kolín, 2007). Ve školní věku děti vidí většinou v rozmezí lehké slabozrakosti až po těžce slabý zrak. Stupeň postižení je velmi variabilní (Vágnerová, 1995).

Retinopatie nedonošených

Retinopatie nedonošenců je proliferativní retinopatie, která postihuje značně nezralé nedonošence s porodní vahou kolem a méně než 1000g vystavené v inkubátorech nepatřičným hladinám kyslíku (Kolín, 2007). Toto onemocnění je nejčastější příčinou vrozené slepoty u dětí; statistiky uvádějí, že 70% všech nevidomých dětí tvoří pacienti po proběhlé retinopatii nedonošených (Kuchynka a kol., 2007). Změny koncentrace kyslíku (hypoxie i hyperoxie) mají na nezralou sítnici novorozence negativní vliv. V důsledku oxygenoterapie vyššími koncentracemi kyslíku zprvu dochází k ischemii periferních oblastí sítnice a po jejím skončení, při následné relativní hypoxii, dochází k výrazné neovaskularizaci sítnice, fibrotizaci sklivce a k následnému ochlívání sítnice (Kuchynka a kol., 2007). Postižení je oboustranné, i když v různém stupni. Stavby po proběhlé těžké novorozenecké retinopatii

mohou zahrnovat těžkou myopii, astigmatismus a odchlípení sítnice. Zraková ostrost je dána stavem žluté skvrny (macula lutea) a pohybuje se od uspokojivé ostrosti přes slabozrakost až k těžce slabému zraku (Kraus a kol., 1997). Častý je spoluvýskyt kombinovaných vad (mentální retardace, DMO, poruchy senzorické integrace a pohybové koordinace) (Vágnerová, 1995).

Uveitida

Uveitida je nespecifický název pro nitrooční zánět duhovky, ciliárního tělíska a cévnatky, který se může šířit i do okolních tkání (Kuchynka a kol., 2007). Častými projevy jsou bolest, světloplachost (fotofóbie), zvýšené slzení a zhoršení zraku (Kraus a kol., 1997). Onemocnění může být provázeno sekundární kataraktou či glaukomem, kdy dochází k výraznému zhoršování zrakové ostrosti až na hranici těžce slabého zraku, příp. nastává slepota úplná (Vágnerová, 1995).

2.5 Úloha zraku ve stabilizaci vzpřímeného držení těla

Zrak hraje hlavní roli v kódování a zpracovávání všech ostatních senzorických informací (Paulus a kol., 1984). Není nezbytný pro udržení vzpřímeného stoje, neboť člověk může stát i ve tmě. Se zavřenýma očima se však snižuje stabilita vzpřímeného stoje (Dichgans a kol. 1976; Schieppati a kol., 1999), rovněž dochází ke snížení kvality provedení dynamických posturálních úkonů (Gurfinkel a kol., 1976; Buchanan, Horak, 1999, Corna a kol., 1999). Obecně rozšířené mínění přičítá osobám s postižením zraku větší schopnost využívat v nejrůznějších situacích zbývajících smyslů, např. hmatu a sluchu, což dokládají i četné studie (Roder a kol., 1999; Van Boven a kol., 2000; Goldreich a Kanics, 2003 aj.). Bylo prokázáno, že u slepých osob mozková centra, která u běžné populace slouží ke zpracování zrakového vjemu, jsou využívána pro kompenzační polysmyslové mechanismy (Cohen a kol., 1997; Theoret a kol., 2004).

Zrakové ústrojí neslouží pouze k rozlišování jednotlivých vizuálních prvků, ale jeho funkcí je též zprostředkovávat informace, které vznikají při pohybu jedince v prostředí. Získávání těchto „dynamických“ informací umožňuje jedinci vytvořit si představu o svém pohybu v prostředí. Tradiční model zrakového vnímání je popisován jako „*bimodální teorie vidění*“ („two-mode theory of vision“) (Wade, Jones, 1997). Prostorově rozprostřená informace je jedincem vnímána jednak skrze tzv. „*okolní mód*“ („ambient mode“), který je

odpovědný za orientaci a pohyb, a zároveň skrze tzv. „*ohniskový mód*“ („focal mode“), který se podílí na rozeznávání objektů a jejich identifikaci. „Ohniskový mód“ je přiřazován k systému, který hledá odpověď na otázku „Co to je?“ a který registruje dění v oblasti v centrální oblasti sítnice. „Okolní mód“ odpovídá na otázku „Kde to je?“ a byl pojmenován jako „motorické vidění“ (Wade, Jones, 1997). „Okolní motorické vidění“ je, narozdíl od „ohniskového vidění“, vyvoláváno stimulací periferních oblastí sítnice, avšak může být podmíněno též současnou stimulací centrálních a periferních oblastí sítnice. Důležitost periferního vidění v řízení vzpřímeného držení dokládají mnohé studie (Stoffregen, 1986; Guerraz, Bronstein, 2008), včetně „bimodální teorie vidění“, která říká, že výchyly těla ve stoji jsou primárně zaznamenávány „okolním módem“, protože se jedná o specifický případ vlastního pohybu, který tento mód registruje.

Psycholog James Gibson se dívá na tradiční „bimodální teorii vidění“ z jiného úhlu pohledu, čímž rozvíjí vlastní „*ekologickou teorii vidění*“ (Wade, Jones, 1997). Gibson tvrdí, že zrakové ústrojí je citlivé na odlišné druhy optické informace a že řízení vzpřímeného stoje a percepce vlastního pohybu není spojena pouze s citlivostí centrální, či periferní části sítnice, ale rovněž závisí na struktuře světla v poli světelného paprsku, která může být radiální či lamelární. Při testování osob, Gibsonův přívrženec Stoffregen (1985) zjistil, že pokud je periferní část sítnice drážděna jen radiálně strukturovaným světlem, nedochází na sítnici k detekci posturálně relevantní informace. Lamelárně strukturovaný paprsek, který je zachycen periferní částí sítnice, naopak poskytuje posturálně relevantní informaci. „Ekologická teorie vidění“ musí být tedy brána jako doplnění „bimodální teorie vidění“.

Úloha zraku v udržování vzpřímeného držení byla testována pomocí modulaace vizuálních parametrů, vyvolávající spontánní kývnutí těla. Nejčastějším klinickým testem je Rombergův test (Black a kol., 1982), který porovnává rozdíly ve výkyvech těla ve stoji při otevřených a zavřených očích. Při provedení tohoto testu bylo u většiny lidí pozorováno snížení oscilací těla ve stavu, kdy byly oči otevřené (Dichgans, 1976). Stupeň zlepšení kvality stoje při otevřených očích vždy záležel na dalších faktorech jako je šíře stoje, typ opěrné base a dostupnost dalších sensorických vjemů. V případě, že byl poškozen vestibulární, či somatosenzorický systém výrazně vzrostla role zrakového systému v udržování rovnováhy (Wade, Jones, 1997).

Další vhled do významu zraku pro udržování vzpřímeného držení přinesla manipulace s umělým světelným paprskem, jejímž cílem bylo narušit klidovou posturu ve stoji. Nejznámější experiment tohoto druhu byl označen jako „*paradigma pohybujícího se pokoje*“ („moving room paradigm“). V tomto experimentu Lee a Lishman (1975) ukázali, že zrak

není pouze exteroceptivním smyslem, ale je integrální součástí kontrolního systému podílejícího se na udržování rovnováhy. Testovaný proband zaujal klidný vzpřímený stoj ve vizuálním prostředí (pokoj), které se mohlo pohybovat vůči fixnímu referenčnímu rámci (podlaha). Pohyb pokoje vytvářel zrakový vjem, který je podobný vjemu, kdy se člověk pohybuje v prostředí vpřed a vzad. Výsledek tohoto experimentu vyvolal specifickou posturální odpověď: lineární pohyb vizuálního prostředí vpřed a vzad způsobil výkyv těla ve stoji ve směru pohybu. Za příčinu této pohybové odpovědi je obvykle považována misinterpretace světelného toku, který je mylně vnímán jako pohyb vlastní, nikoliv jako pohyb prostředí (Guerraz a Bronstein, 2008).

Široká škála rozličných zrakových podnětů byla využívána při zkoumání výchylek těla ve stoji, vyvolaných vizuálními stimuly. Pokusy zahrnovaly simulaci pohybu stěn, podlahy, stropu; jejich naklánění, či rotaci. Bylo zaznamenáno, že pohyb obrazu vizuálního prostředí na sítnici vyvolá spontánní oscilace těla. Obecně se považuje, že vjem pohybu vizuálního prostředí, který má obvykle přímou souvislost s pohybem jedince, CNS využívá jako zpětnou vazbu pro spuštění kompenzační posturální výchylky (Guerraz, 2008).

Výzkumy Sleuwoenhoeka (1995) a jeho spolupracovníků ukazují, že chůze osob se zrakovým postižením je toporná a váhavá a že tito jedinci vykazují časté balanční obtíže. U starších zrakově postižených osob se snižování balančních schopností pojí s omezením samostatného pohybu a s obavami strachu z pádu (Crews, Campbell, 2001). Zrakový deficit může být u některých osob kompenzován zvýšenou funkcí somatosenzorického a vestibulárního systému (Horvat a kol., 2003).

Srovnáme-li situaci normálně vidících jedinců a osob se zrakovým postižením, můžeme říci, že normálně vidící jedinci mohou pro udržování rovnováhy více využívat anticipační strategie, narozdíl od zrakově postižených, kteří mohou reagovat až při narušení rovnováhy a zamezit tak nechtěnému pádu (Horvat a kol., 2003). Při plnění náročnějších balančních úkonů zrakově postižení dávají přednost aktivaci svalstva v oblasti kyčlí („kyčelní mechanismus“), narozdíl od normálně vidících, kteří raději využívají aktivaci svalů v oblasti hlezna („hlezní mechanismus“) (Horvat a kol., 2003). Lze se na to dívat tak, že vidící jedinci jsou schopni využívat jemnější korekce k udržování tělesné rovnováhy v balančně náročnějších situacích, naopak zrakově postižení zapojují v totožných situacích více svalových skupin. „Kyčelní mechanismus“ je hojně využíván i u starších jedinců pro nedostatek síly svalů v oblasti hlezna (Horak a kol., 1989).

Celkově shrnuto, u vidících jedinců hraje zrak významnou roli při stabilizaci vzpřímeného držení těla a rovněž jedince informuje o jeho pohybu v prostředí, dává mu

možnost předvídat různé „motorické“ situace. Zrakově postižený člověk kompenzuje svůj vizuální deficit pomocí zbývajících smyslů; pro udržování rovnováhy ve větší míře využívá vestibulárních a somatosenzorických podnětů, při orientaci v prostředí výrazněji využívá sluchu. Zrakově postižený člověk je limitován ve využívání anticipačních strategií, proto se musí více spoléhat na své reakční schopnosti.

2.6 Stabilometrie – Footscan systém

Cílem stabilometrických měření je zaznamenávat pohyby těla testovaných osob ve vzpřímeném stoji (Kapteyn a kol. 1983). K vyšetření se využívají tzv. tenzometrické plošiny, což jsou plošiny s tlakovými čidly, schopné vyhodnotit polohu Centre of Pressure (COP) pomocí měření reakčních sil, které vznikají při kontaktu těla s povrchem plošiny.

Pro účely studie byla zvolena tenzometrické plošiny typu FOOTSCAN, což je deska pokrytá velkým množstvím snímačů, které umožňují sledovat rozložení tlaků pod dotykovou plochou a informovat o trajektorii COP (Vařeka, 2002). Měrná plošina je spojena s měřicí a vyhodnocovací jednotkou (počítačem), který pomocí dodaného typu software zaznamenává, analyzuje a zobrazuje získaná data. Záznam měření se zobrazí v okně v barevné škále rozložení zatížení pod ploskou (oběma ploskami) nohy spolu s trajektorií COP a graficky se znázorní časový průběh polohy v ose x (mediolaterální) a v ose y (dorzoventrální) a rychlost pohybu COP. Též je vypočítána maximální vzdálenost krajních hodnot pro každou osu (Vařeka, 2002).

3. CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, HYPOTÉZY

3.1 Cíl práce

Cílem práce je ověření vlivu pohybového programu na stabilizaci polohy ve vzpřímeném držení u osob se zrakovým postižením. Pro objektivizaci bude využita metoda stabilometrie.

Dílním cílem mé práce je seznámení se s problematikou „světa“ zrakově postižených, s jejich pohybovými schopnostmi a specifickými formami motorického učení.

3.2 Úkoly práce

1. Vybrat reprezentativní vzorek jedinců se zrakovým postižením.
2. Otestovat pomocí stabilometrie rovnováhové schopnosti probandů, jejich kvalitu stabilizace stanovených postur a pohybových úkonů před zahájením pohybové intervence.
3. Aplikovat pohybový program koncipovaný na bázi shromážděných teoretických poznatků.
4. Provést kontrolní stabilometrické měření a vyhodnotit výsledky vlivu pohybového programu.

3.3 Hypotézy

1. Předpokládám, že rovnováhové schopnosti osob se zrakovým postižením budou sniženy oproti rovnováhovým schopnostem osob z běžné populace.
2. Domnívám se, že zvolený pohybový program pozitivně ovlivní stabilizaci polohy ve vzpřímeného držení a povede k rozvoji rovnováhových schopností probandů.
3. Předpokládám, že pohybová edukace osob se zrakovým postižením je náročnější oproti edukaci osob z běžné populace, jak z pohledu fyzioterapeuta, tak z pohledu cvičence.

4. METODIKA PRÁCE

4.1 Výzkumná metodologie

Práce je koncipovaná jako experimentální studie s využitím vstupního a výstupního měření. Výzkum testuje kauzalitu vztahu mezi pohybovým programem a hodnotami parametrů získaných z měření na zařízení Footscan. Nezávislou proměnnou představuje zvolený pohybový program, cílovou proměnnou lze označit hodnoty naměřených parametrů z přístroje Footscan.

4.2 Popis výzkumného souboru

Výzkumný soubor se skládal z 12ti studentů (11 chlapců, 1 dívka) navštěvujících střední školu pro osoby se zrakovým postižením. Průměrný věk probandů byl $19,6 \pm 4,4$ let, jejich průměrná výška byla 172,4 cm, jejich průměrná hmotnost 70,9 kg, průměrný Body Mass Index (BMI) byl $23,9 \text{ kg/m}^2$. Data týkající se zdravotního stavu probandů a jejich dalších charakteristik (věk, výška, váha, sportovní aktivity) byla shromážděna pomocí úvodního dotazníku. U 10ti probandů byl diagnostikován různý stupeň zrakového postižení (viz tab. 2), jeden proband měl kombinované zrakové a periferní vestibulární postižení (tab. 3), zbývající probandka byla zcela zdravá (tab. 3) a sloužila jako zástupkyně srovnávací „skupiny“. Z výše zmíněných důvodů jsem pro hodnocení výsledků probandy rozdělila do tří skupin: 1) osoby se zrakovým postižením, 2) osoby se zrakovým a vestibulárním postižením, 3) zdraví jedinci.

Probandi byli vybráni do studie na základě oslovení jejich školy a navázání spolupráce mezi autorkou studie a touto institucí. Autorka si je vědoma, že zvolený výzkumný vzorek nelze označit za náhodný, protože byl utvořen ze studentů jedné konkrétní školy. Při vyvozování závěrů ze svého experimentu bude k tomuto přihlížet. Probandi byli předem informováni o průběhu výzkumu a účastnili se ho zcela dobrovolně. Při úvodním setkání podepsali informovaný souhlas s účastí ve výzkumu. Celý výzkumný projekt byl též schválen Etickou komisí FTVS UK (viz příloha 1). Informované souhlasy probandů jsou uloženy v archivu Etické komise FTVS UK.

Proband	Kategorie zrakového postižení	Věk	Výška [cm]	Váha [kg]	Sportovní aktivita
1	1	16	158	52	goalball nebo basketball – 1x týdně
2	1	21	172	80	procházky, rekreačně cyklistika
3	1	17	182	61	zdravotní cvičení – 1x týdně, rekreačně fotbal
4	2	19	169	66	posilovna – 2x týdně, goalball – 2x do měsíce
5	3	24	176	82	jízda na rotopedu – 2x týdně, turistika
6	3	19	178	83	goalball – 1x týdně, dříve atletika, showdown
7	3	17	182	75	goalball nebo házená - 1x týdně, rekreačně florbal, futsal, fotbal
8	5	23	156	65	procházky
9	4	20	178	75	cyklistika profesionálně, dříve plavání, atletika, goalball
10	4	24	173	97	horolezectví – 1x týdně, turistika

Tab. 2 Skupina zrakově postižených probandů

Proband	Typ postižení	Věk	Výška	Váha	Sportovní aktivita
11	zrakové postižení (kat. 1) a vestibulární postižení	19	170	57	goalball – 1x týdně
12	bez postižení	16	175	58	rekreačně plavání, bruslení, tanec

Tab. 3 Probandi stojící mimo skupinu zrakově postižených

4.3 Měřicí procedury

K objektivizaci balančních schopností probandů při vstupní a výstupní měření byla využita stabilometrická plošina typu Footscan. Probandi byli testováni pomocí šesti níže popsaných testů, zahrnujících různé pozice ve vzpřímeném stoji.

Aplikované testy:

- 1) široký stoj s otevřenými očima (dále v textu jen jako ss-oo)
- 2) široký stoj se zavřenými očima (dále v textu jen jako ss-zo)
- 3) úzký stoj s otevřenými očima (dále v textu jen jako us-oo)
- 4) úzký stoj se zavřenými očima (dále v textu jen jako us-zo)
- 5) stoj na pravé dolní končetině (dále v textu jen jako fl-p)
- 6) stoj na levé dolní končetině (dále v textu jen jako fl-l)

Testy označené čísla 1-4 jsou standardizované dle Kapteyna (1983). Testy označené čísla 5 a 6 nejsou standardizovány, pozice stoje na jedné dolní končetině jsou součástí běžně užívaných klinických testů pro hodnocení rovnováhy ve stoji. Byly provedeny tak, že proband ve vzpřímeném stoji provedl mírnou flexi v pravém, resp. levém kolenním kloubu (přibližně 30°) a zároveň i mírnou flexi v pravém, resp. levém kyčelním kloubu (přibližně 20°), čímž došlo k přenesení váhy na jednu dolní končetinu a zaujetí jednoožného stoje s výdrží 1 min. Zrakem proband fixoval 3 m vzdálený terčik o průměru 5 cm, který byl vždy umístěn ve výši probandových očí.

Ve všech testovaných pozicích byly hodnoceny změny následujících parametrů měření: maximální vzdálenost krajních bodů v bočním směru ($\max \Delta x$), maximální vzdálenost krajních bodů v předozadním směru ($\max \Delta y$) a celková dráha COP (total travelled way, neboli TTW). Data byla zaznamenávána pomocí výpočetní techniky.

K testování probandů byl využit přístroj Footscan system RSscan International. K měření byla použita deska o rozměrech 0,5m x 0,4m, pokrytá 4100 snímači s citlivostí 0,1 N/cm². Snímkovací frekvence byla stanovena na 500Hz.

4.4 Sběr dat

Vstupní testování probandů proběhlo dne 29. listopadu 2010 na půdě střední školy, následovalo 11 týdnů pohybové intervence, výzkum byl zakončen výstupním testováním dne 28. února 2011, které proběhlo rovněž v prostorách střední školy. Pohybová intervence probíhala 1x týdně 45 minut, po 4 týdnech byla přerušena týdenní pauzou z důvodu vánočních prázdnin. Po této krátké pauze opět plynule pokračovala.

Vstupní i výstupní testování probandů probíhalo za téměř totožných podmínek (shodná místnost, den v týdnu, denní doba) za asistence zkušeného pracovníka Laboratoře sportovní motoriky z Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy. Při testování byly dodržovány standardizované podmínky – místnost byla tichá, dostatečně prostorná i osvětlená. Probandi byli dopředu seznámeni s průběhem testování. Testování probandů probíhalo bez bot, probandi byli přesně instruováni o cílové pozici, kterou měli zaujmout; byli jim podávány i přesné časové pokyny. V pozicích vyžadujících zrakovou kontrolu probandi fixovali svými očima terčik o velikosti 5 cm, který byl umístěn ve výši jejich očí, přibližně 3 m před nimi. Probandi byli dostatečně motivováni vyšetřujícím k provedení stanovených testů. V posturálně náročných pozicích (unipedální stoj) jim byla poskytována záchrana.

Při úvodním měření byla pomocí graficky speciálně upravených dotazníků získána základní data o účastnících studie. Dotazníková metoda byla využita i při závěrečném měření, kdy probandi měli možnost zhodnotit vlivu pohybového intervence a rovněž poskytnou zpětnou vazbu, nezbytnou k dalšímu profesnímu rozvoji autorky studie.

4.5 Analýza dat

Data získaná z měření na přístroji Footscan byla zpracována pomocí příslušného softwarového vybavení a převedena do grafů. Z výsledných grafů byly automaticky odečítány hodnoty maximální vzdálenost krajních bodů v bočním směru ($\max \Delta x$), maximální vzdálenost krajních bodů v předozadním směru ($\max \Delta y$) a celková dráha COP (total travelled way). Data získané ze vstupního a výstupního měření byla porovnána mezi sebou, jednotliví probandi byli hodnoceni individuálně. Dosažené hodnoty byly zpracovány v programu Microsoft Excel do výsledkových tabulek a grafů.

4.6 Pohybový program

Pohybový program byl zaměřen na zkvalitnění stabilizace jedinců ve vzpřímeném držení těla, získání posturální „jistoty“, rozvoji rovnováhových schopností a vytvoření správných pohybových návyků. Velký důraz byl kladen na využití kinestetických počitků pro kvalitní řízení postury a provádění plynulých koordinovaných pohybů. Probandi byli vedeni k nácviu a prohloubení tělesného sebeuvědomění, které mělo pozitivní vliv na provedení jednotlivých cvičebních tvarů.

Při vedení i koncipování cvičební jednotky se autorka studie držela osvědčených pedagogických zásad, které ve své knize uvádí Srdečný (1977). V úvodu každé cvičební jednotky byl probandům vysvětlen cíl této jednotky, smysl pravidelného cvičení; rovněž byli probandi motivováni k uvědomělé a aktivní účasti. Cviky byly voleny přiměřeně obtížné vzhledem k motorickým dovednostem probandů a stupni jejich smyslového postižení. Byla respektována jejich zdravotní omezení. Cvičební prvek vždy začínal přesnou výchozí polohou, cviky byly prováděny rytmicky a v koordinaci s dechem. Strnad (1989) k tomuto uvádí, že pokud koordinujeme pohybový rytmus s rytmem dýchacím, pak reflektoricky dochází k jejich sjednocením s rytmem srdečním. Vytváříme tak tedy podmínky pro harmonický pohyb. Počet opakování cviku byl volen podle jeho obtížnosti a dle stupně svalové únavy cvičenců. V rámci cvičební jednotky byly cviky řazeny tak, aby se postupovalo

od jednodušších cviků ke složitějším a z posturálně nižších poloh do poloh posturálně vyšších. Při zaujímání cvičebních poloh byli probandi vedeni k tomu, aby vědomě aktivovali minimum svalů, nutných k zaujetí polohy, a co největší počet svalových skupin vědomě relaxovali. Udržování polohy se tak stává více procítěné, lépe zkorigované a energeticky poměrně málo náročné.

Snahou bylo vytvořit u cvičenců kladný vztah k pohybové aktivitě a vzbudit u nich potřebu každodenního cvičení, i proto byly cvičební jednotky vedeny v radostném duchu, kromě soustředěného cvičení zde byl prostor i na drobný humor a relaxaci při zvuku příjemné hudby. Tělesná výchova, sport a vůbec celý systém středoškolského vzdělávání je často velmi zaměřen na podávání výkonů, což může vést u studentů k zbytečnému stresu. Při fyzioterapeutickém cvičení se autorka studie snažila navodit příjemnou atmosféru a vést studenty tak, aby se spíše než na výkon zaměřovali na prožitek a příjemné pocity, které pohyb přináší. Véle (2006) píše, že „pozitivní emoce radosti z pohybu je důležitou podmínkou pro ukládání pohybových dovedností do paměti pro budoucí potřebu.“

Pohybová edukace osob se zrakovým postižením vyžaduje specifický pedagogický přístup. Pro správné porozumění cvičebnímu tvaru je nejdůležitější přesná slovní instruktáž, protože osoby s těžkým zrakovým postižením nemají často možnost kopírovat výchozí pozici, ani prováděný pohyb na z důvodu absence zrakové informace. Slovní instruktáž má za cíl u cvičence vyvolat co nejpřesnější představu pohybu, aby mohl cvik samostatně provést. Odchylky v provedení cviku pak fyzioterapeut koriguje taktilním vedením i slovně, individuálně u každého cvičence.

Struktura cvičební jednotky (dle Hoškové, 2007)

Cvičební jednotka trvala vždy 45 minut a dělila se na tyto části:

- 1) Úvodní část (5minut)
- 2) Hlavní část (35 minut)
- 3) Závěrečná část (5minut)

V úvodní části byli cvičenci seznámeni s cílem a programem cvičební jednotky. Pro tuto část byla zvolena krátkodobá aerobní aktivita střední intenzity (běh, jízda na rotopedu), či sem byly zařazeny drobné pohybové hry.

Hlavní část byla věnována koordinačním a rovnovážným cvikům, korekci držení těla, dechovým cvičením (návčik lokalizovaného dýchání), návčiku tělesného sebeuvědomění a vyrovnávání svalových dysbalancí. Vždy byl kladen důraz na přesné zaujetí výchozí polohy, vytvoření kvalitní opory (jak nám předkládají poznatky z vývojové kinezilogie) a následně pak kvalitní provedení cílového pohybu.

Závěrečná část zahrnovala relaxaci při hudbě. Cvičenci zaujali polohu vleže na zádech a byli instruováni k postupnému procítění jednotlivých tělesných částí a jejich vědomé relaxaci. Postupné procítování a zvědomování tělesných částí (např. prsty, chodilo, nárt, hlezenní kloub atd.), jakožto i procítění a vizualizace celku (dolní končetina, oblast pánve, oblast břicha atd.) rozvíjí a doplňuje představu tělesného schématu a orientuje cvičence na jeho nejjemnější tělesné vjemy. I během cvičení jsou pak jedinci schopni více si uvědomovat své kinestetické počítky. K navození svalové relaxace byly využity principy Schultzova autogenního tréninku (Schultz, 1976), jehož podstatou je „vypracování podmíněného reflexního spojení mezi slovem navozeným pocitem tíže a tepla a relaxací svalu“ (Dvořák, 2007). Součástí relaxace bylo i zaměření pozornosti na dech a tlukot srdce, na nejnítěrnější projevy života. Cvičenci byli podněcováni ke zklidnění mysli. V závěru relaxace si mohli cvičenci vizualizovat různé barvy, či si vnitřně znovuprožít nějaký radostný okamžik ze svého života. Relaxace byla tedy propojením Schultzova autogenního tréninku s principy relaxace, kterých využívá jóga.

Soubor cviků aplikovaných v hlavní části cvičební jednotky

Následující text zahrnuje stručný popis 24 cvičebních tvarů, obrazová dokumentace se nachází v Příloze 3, 4 a 5.

Cvik 1

Výchozí pozice: leh, vzpažit, dlaně se dotýkají

Průběh pohybu: s nádechem se přetočit na pravý bok, s výdechem do výchozí pozice, s nádechem se přetočit na levý bok, s výdechem do výchozí pozice

Opakování: 4x

Cvik 2

Výchozí pozice: leh, připažit

Průběh pohybu: pokrčit přednožmo pravou, s volným dechem provádět cirkumdukcii v kyčli oběma směry, vystřídat dolní končetiny

Opakování: 8x

Cvik 3

Výchozí pozice: leh, předpažit, spojit ruce propletením prstů

Průběh pohybu: s nádechem přednožit poníž a elevovat trup mírně nad podložku (dolní končetiny a trup tvoří pozici otevřeného písmene V), přenášet váhu z jedné poloviny hýždě na druhou s volným dechem, s výdechem zpět do základní pozice

Opakování: 2 série po šesti přenesení váhy

Cvik 4

Výchozí pozice: stoj spojný, připažit

Průběh pohybu: z osového postavení hlavy provést úklon vpravo, vzpažit skrčmo pravou, kontakt pravou dlaní zleva na temeni hlavy, dle principů postizometrické relaxace s využitím oční synkineze provést relaxaci horní části trapézového svalu a skalenových svalů, vystřídat strany

Opakování: 2x

Cvik 5

Výchozí pozice: stoj spojný, připažit

Průběh pohybu: rotace hlavy vpravo o 45°, skrčit předpažmo pravou, kontakt pravou dlaní na temeni hlavy, šikmý předklon hlavy, dle pricipů postizometrické relaxace s využitím oční synkineze provést relaxaci m. levator scapulae, vystřídat strany

Opakování: 2x

Cvik 6

Výchozí pozice: stoj spojný, vzpažit, dlaně směřují od sebe

Průběh pohybu: s výdechem skrčit upažmo poníž, dlaně se otáčejí k sobě

Opakování: 4x

Cvik 7

Výchozí pozice: stoj spojný, skrčit vzpažmo zevnitř, ruce v týl

Průběh pohybu: s nádechem provést hrudní záklon, zatlačit lokty vzad, retrakce brady a napřímení krční lordózy, s výdechem pohyb loktů sobě s relaxovaným předklonem hlavy

Opakování: 4x

Cvik 8

Výchozí pozice: stoj rozkročný, upažit skrčmo, dlaně směřují do stran

Průběh pohybu: s výdechem podřep a zároveň paže extendovat do upažení s dorzální flexí v zápěstí (při pohybu si vizualizovat odpor proti dlaním), s výdechem zpět do výchozí pozice

Opakování: 3x

Cvik 9

Výchozí pozice: stoj spojný, vzpažit, dlaně směřují od sebe

Průběh pohybu: extendovanými horními končetinami vykonávat protisměrné kruhy (trup se lehce rotuje za horní končetinou pohybující se do zapažení), při pohybu paží dolů výdech, při pohybu paží nahoru nádech, vystřídat strany

Opakování: 4x

Cvik 10

Výchozí pozice: stoj rozkročný, připažit

Průběh pohybu: vzpažit levou s nádechem, úklon trupu vpravo s výdechem, procítit protažení laterální strany trupu i celé vzpažené paže včetně prstů, s nádechem zpět do výchozí pozice, vystřídat strany

Opakování: 3x

Cvik 11

Výchozí pozice: stoj rozkročný, upažit

Průběh pohybu: s výdechem předklon s rotací trupu vpravo, prsty levé ruky se dotýkají pravého nártu zevně, pravá paže je vzpažená a pohled směřuje do její dlaně, výdrž 5s s volným dechem, s nádechem zpět do výchozí pozice

Opakování: 3x

Cvik 12

Výchozí pozice: stoj mírně rozkročný, pokrčít připažmo, ruce v bok

Průběh pohybu: kroužení pánví, oba směry

Opakování: 4x

Cvik 13

Výchozí pozice: vzpor klečmo

Průběh pohybu: s nádechem obloukovitá flexe celé páteře („vyhrbit záda“) a plynule se přesunout trup vzad do vzporu klečmo sedmo, s výdechem extenze celé páteře s maximem v hrudní páteři („prohnout záda“) a pohyb trupem vpřed až se sternum dostane mezi paže, návrat do vzporu klečmo

Opakování: 4x

Cvik 14

Výchozí pozice: vzpor klečmo

Průběh pohybu: s nádechem upažit pravou a provést rotaci trupu vpravo, pohled směřuje za pravou rukou, výdrž 3s v zádrži po nádechu, s výdechem návrat do výchozí pozice

Opakování: 4x

Cvik 15

Výchozí pozice: vzpor klečmo

Průběh pohybu: s nádechem vzpažit pravou a zanožit levou, horní i dolní končetina je protažena do dálky, horní končetina, trup i dolní končetina jsou v jedné přímce, vystřídat strany, výdrž 5s s volným dechem, návrat s výdechem do výchozí pozice

Opakování: 4x

Cvik 16

Výchozí pozice: vzpor klečmo

Průběh pohybu: s nádechem upažit pravou, zanožit pravou a rotovat trup vpravo, pravá horní i dolní končetina je v jedné přímce s laterální stranou trupu, výdrž 5 s s volným dechem, s výdechem návrat do výchozí pozice

Opakování: 4x

Cvik 17

Výchozí pozice: stoj spojný, připažit

Průběh pohybu: s nádechem vzpažit, s výdechem předklonit, přechod do vzporu stojmo (opora o dlaně a chodidla), paty jsou na podložce, protažení hamstringů lze zvýraznit anteverzí pánve, výdrž 15s s volným dechem, s nádechem návrat do výchozí pozice

Opakování: 3x

Cvik 18

Výchozí pozice: stoj mírně rozkročný, připažit

Průběh pohybu: s nádechem přenášíme váhu na špičky (náklon celého těla vpřed), s výdechem přenáší váhu na paty (náklon celého těla vzad)

Opakování: 4x

Cvik 19

Výchozí pozice: stoj rozkročný, zevní rotace v kyčlích (špičky směřují zevně), ruce v bok

Průběh pohybu: s výdechem plynule přenést váhu na levou dolní končetinu – podřep úložný pravou, s nádechem do středové polohy, totéž provést pro pravou dolní končetinu, procítit přenášení váhy

Opakování: 4x

Cvik 20

Výchozí pozice: stoj spojný, připažit

Průběh pohybu: s výdechem skrčit přednožmo pravou, pokrčit předpažmo, obejmout koleno a přitáhnout jej k tělu, hlava a trup jsou vzpřímené, s nádechem do výchozí pozice, vystřídat obě dolní končetiny

Opakování: 3x

Cvik 21

Výchozí pozice: stoj spojný, připažit

Průběh pohybu: s nádechem unožit pravou a současně upažit levou, s výdechem do výchozí pozice, vystřídat strany

Opakování: 4x

Cvik 22

Výchozí pozice: stoj spojný, připažit

Průběh pohybu: s výdechem pomalu předpažovat a současně zanožovat levou, pohyb zakončit váhou předklonmo, výdrž 10s s volným dechem, s nádechem návrat do výchozí pozice

Opakování: 4x

Cvik 23

Výchozí pozice: stoj mírně rozkročný, připažit

Průběh pohybu: s nádechem provést výpon synchronizovaný s pohybem horních končetin přes upažení do vzpažení, výdrž 5s v zádrži po nádechu, s výdechem návrat do výchozí pozice, modifikace: cvik provést se zavřenýma očima

Opakování: 4x

Cvik 24

Výchozí pozice: stoj spojný, připažit

Průběh pohybu: s nádechem skrčit zánožmo pravou, pravou rukou uchopit nárt, vzpažit levou, předklon trupu, pravou dolní končetinu protáhnout co nejvíce vzhůru, výdrž v pozici 10s s volným dechem, s výdechem pomalý návrat do výchozí pozice, vystřídat dolní končetiny

Opakování: 4x

5. VÝSLEDKY

5.1 Výsledky měření na přístroji Footscan

Přehled výsledků výzkumné skupiny zrakově postižených probandů, dat získaných ze vstupního i výstupního měření kvantifikující hodnocené parametry v jednotlivých testovaných pozicích, je uveden v tabulkách 4 a 5. Výsledky z jednotlivých testů vstupního a výstupního měření probanda se zrakovým a vestibulárním postižením jsou zobrazeny v tabulce 6. Následující tabulka (tab. 7) zobrazuje výsledky jednotlivých testů dosažené probandkou bez zrakového postižení, která zastupuje běžnou populaci.

Proband	Pozice	Max Δx [mm]			Max Δy [mm]			Celková dráha COP [mm]		
		měření			měření			měření		
		vstupní	výstupní	rozdíl	vstupní	výstupní	rozdíl	vstupní	výstupní	rozdíl
1.	ss-oo	4	5	-1	4	10	-6	155	207	-52
	ss-zo	3	5	-2	11	5	6	237	180	57
	us-oo	10	12	-2	11	10	1	198	151	47
	us-zo	13	8	5	10	8	2	252	209	43
	fl-p	205	198	7	172	164	8	3538	2180	1358
	fl-l	266	158	108	187	132	55	6529	2644	3885
2.	ss-oo	4	3	1	5	7	-2	121	130	-9
	ss-zo	5	3	2	11	8	3	173	140	33
	us-oo	18	6	12	14	5	9	175	124	51
	us-zo	12	9	3	7	12	-5	179	211	-32
	fl-p	232	62	170	114	69	45	2039	1186	853
	fl-l	350	96	254	143	51	92	3672	1399	2273
3.	ss-oo	9	7	2	19	19	0	164	179	-15
	ss-zo	7	9	-2	23	23	0	283	396	-113
	us-oo	15	13	2	14	23	-9	298	382	-84
	us-zo	23	20	3	28	35	-7	590	468	122
	fl-p	27	41	-14	40	40	0	1242	1254	-12
	fl-l	59	23	36	158	39	119	2339	1440	899
4.	ss-oo	3	4	-1	7	9	-2	194	184	10
	ss-zo	2	2	0	4	4	0	184	166	18
	us-oo	8	2	6	15	11	4	203	217	-14
	us-zo	6	6	0	13	8	5	301	226	75
	fl-p	38	39	-1	26	35	-9	1034	1110	-76
	fl-l	42	32	10	28	27	1	1230	1062	168
5.	ss-oo	8	3	5	21	9	12	182	143	39
	ss-zo	8	8	0	20	11	9	182	201	-19
	us-oo	12	5	7	13	12	1	172	174	-2
	us-zo	11	11	0	13	16	-3	164	210	-46
	fl-p	317	327	-10	122	173	-51	3958	6377	-2419
	fl-l	244	334	-90	148	183	-35	4783	5401	-618

Tab. 4 Výsledky měření na přístroji Footscan, probandi 1-5

Proband	Pozice	Max Δx [mm]			Max Δy [mm]			Celková dráha COP [mm]		
		měření			měření			měření		
		vstupní	výstupní	rozdíl	vstupní	výstupní	rozdíl	vstupní	výstupní	rozdíl
6.	ss-oo	8	5	3	17	19	-2	192	176	16
	ss-zo	3	3	0	6	7	-1	132	119	13
	us-oo	5	16	-11	14	13	1	172	215	-43
	us-zo	10	10	0	9	12	-3	136	173	-37
	fl-p	334	258	76	181	113	68	3961	3210	751
	fl-l	301	286	15	83	117	-34	3627	3323	304
7.	ss-oo	4	4	0	5	6	-1	120	111	9
	ss-zo	3	5	-2	6	12	-6	115	126	-11
	us-oo	7	6	1	7	13	-6	131	159	-28
	us-zo	6	9	-3	6	14	-8	116	171	-55
	fl-p	291	175	116	199	171	28	3470	2865	605
	fl-l	341	337	4	164	82	82	3999	2720	1279
8.	ss-oo	X	X		X	X		X		
	ss-zo	4	3	1	6	5	1	128	131	-3
	us-oo	X	X		X	X		X		
	us-zo	6	8	-2	4	3	1	108	117	-9
	fl-p	N	155	-	N	108	-	N	2784	-
	fl-l	N	78	-	N	94	-	N	1497	-
9.	ss-oo	4	-	-	6	-	-	146	-	-
	ss-zo	7	-	-	5	-	-	149	-	-
	us-oo	3	-	-	7	-	-	125	-	-
	us-zo	4	-	-	5	-	-	142	-	-
	fl-p	189	-	-	95	-	-	1607	-	-
	fl-l	225	-	-	151	-	-	2346	-	-
10.	ss-oo	4	-	-	9	-	-	182	-	-
	ss-zo	2	-	-	6	-	-	130	-	-
	us-oo	3	-	-	7	-	-	154	-	-
	us-zo	2	-	-	5	-	-	122	-	-
	fl-p	114	-	-	58	-	-	2590	-	-
	fl-l	57	-	-	53	-	-	2655	-	-

Tab. 5 Výsledky měření na přístroji Footscan, probandi 6-10

X - proband v kategorii 5 (úplná slepota), testován jen v pozicích při zavřených očích

N – neprovedl stoj na jedné dolní končetině

Probandi 9 a 10 - neabsolvovali výstupní měření z důvodu nemoci

Proband	Pozice	Max Δx [mm]			Max Δy [mm]			Celková dráha COP [mm]		
		měření			měření			měření		
		vstupní	výstupní	rozdíl	vstupní	výstupní	rozdíl	vstupní	výstupní	rozdíl
11.	ss-oo	34	9	25	44	17	27	679	440	239
	ss-zo	17	9	8	28	21	7	547	408	139
	us-oo	42	50	-8	48	35	13	1366	772	594
	us-zo	49	61	-12	45	68	-23	1284	1220	64
	fl-p	N	N	-	N	N	-	N	N	-
	fl-l	N	N	-	N	N	-	N	N	-

Tab. 6 Výsledky měření na přístroji Footscan, proband se zrakovým a vestibulárním postižením

Proband	Pozice	Max Δx [mm]			Max Δy [mm]			Celková dráha COP [mm]		
		měření			měření			měření		
		vstupní	výstupní	rozdíl	vstupní	výstupní	rozdíl	vstupní	výstupní	rozdíl
12.	ss-oo	6	3	3	10	5	5	156	140	16
	ss-zo	4	3	1	7	11	-4	175	160	15
	us-oo	11	5	6	10	6	4	159	151	8
	us-zo	11	8	3	11	7	4	153	170	-17
	fl-p	18	14	4	18	19	-1	690	674	16
	fl-l	15	14	1	16	13	3	577	681	-104

Tab. 7 Výsledky měření na přístroji Footscan, probandka bez zrakového postižení

výrazně podprůměrný	podprůměrný	průměrný	nadprůměrný	výrazně nadprůměrný
$> (\bar{O} + 1 \text{ STD})$	$> (\bar{O} + 1/2 \text{ STD})$	$\bar{O} \pm 1/2 \text{ STD}$	$< (\bar{O} - 1/2 \text{ STD})$	$< (\bar{O} - 1 \text{ STD})$

Tab. 8 Tabulka pro hodnocení postavení probanda v rámci skupiny zrakově postižených

\bar{O} – průměrné hodnoty skupiny zrakově postižených, STD – směrodatná odchylka

(Pozn. Při standardním rozložení průměrný = $\bar{O} \pm 1 \text{ STD}$, nadprůměrný = $< \bar{O} - 1 \text{ STD}$ atd. byla škála příliš hrubá, proto byla zvolena půlená škála průměrný = $\bar{O} \pm 1/2 \text{ STD}$, nadprůměrný = $< \bar{O} - 1 \text{ STD}$ atd.)

Popis výsledků jednotlivých probandů

Proband 1

Popis výsledků vstupního měření

Při vstupním měření dosáhl proband 1 svých nejlepších hodnot pozici širokého stoje při otevřených očích (dále jen ss-oo), kdy celková dráha Centre of Pressure (dále jen COP), která byla určena jako hodnotící parametr, byla 155 mm. Po zúžení opěrné báze, v pozici úzkého stoje při otevřených očích (dále jen us-oo), se celková dráha COP prodloužila o 43 mm oproti pozici ss-oo. Při vyloučení zrakové kontroly bylo zjevné další zvýšení nároků na řízení vzpřímeného stoje, neboť v pozici širokého stoje při zavřených očích (dále jen ss-zo) celková dráha COP činila 237 mm a v pozici úzkého stoje při zavřených očích (dále jen us-zo) byla celková dráha COP ze čtyř uvedených pozic nejdelší - rovnala se 252 mm. Při stojích na jedné dolní končetině (dále jen DK) zde byl výrazný stranový rozdíl. Proband 1 prokázal znatelně lepší výsledky ve stoji na pravé DK (fl-p), kdy celková dráha COP měřila 3538 mm, oproti stoji na levé DK (fl-l), kdy celková dráha COP činila 6529 mm.

Popis výsledků výstupního měření

Při výstupním měření proband 1 prokázal v rámci svých hodnot nejkvalitnější posturální řízení v pozici us-oo, kdy celková dráha COP měřila 151 mm, což je docela pozoruhodné, neboť tato pozice je posturálně náročnější než pozici ss-oo. V pozici ss-zo došlo k prodloužení dráhy COP o 29 mm oproti pozici us-oo. V pozicích ss-oo a us-zo dosáhl

proband 1 srovnatelných výsledků, v prvně uvedené pozici celková dráha COP měřila 207 mm, zatímco v pozici následující celková dráha COP měřila 209 mm. Ačkoliv tedy pozice us-zo klade výrazně vyšší nároky na posturální řízení než pozice ss-oo, proband 1 dosáhl v těchto pozicích obdobných výsledků. Ve stoji na pravé DK (dále jen fl-p) zaznamenal proband 1 lepší výsledek, celková dráha COP byla 2180 mm, oproti stoji na levé DK (dále jen fl-l), kdy celková dráha COP byla 2644 mm. Stranový rozdíl se však výrazně zmenšil.

Srovnání výsledků vstupního a výstupního měření

U probanda 1 došlo při výstupním měření ke zlepšení v pěti ze šesti aplikovaných testů (pozic). Hodnotícím kritériem byla celková dráha COP. Při výstupním měření je za zlepšení je považováno zkrácení celkové dráhy COP o více než 10 %, za zhoršení prodloužení celkové dráhy COP o více než 10 % oproti hodnotám ze vstupního měření. Při testování posturálního řízení při stoji na obou dolních končetinách (dále jen DKK) v pozici ss-zo došlo při výstupním měření ke snížení celkové dráhy COP o 32,4 %, v pozici us-oo se celková dráha COP snížila o 24,7 % a v pozici us-zo se celková dráha COP zkrátila o 19,9 %. Při testování posturálního řízení ztíženého stojem na jedné DK (fl-p, fl-l) proband při výstupním měření prokázal oboustranně velmi výrazné zlepšení, obzvláště při stoji na levé DK. Při kontrolním testování v pozici fl-p došlo ke snížení celkové dráhy COP o 53 % a v pozici fl-l se celková dráha COP snížila o 136 %. Pozitivní efekt vidím v tom, že nastal posun směrem k symetrizaci kvality výkonu při unipedálním stoji na levé a pravé DK. Proband vykazoval zhoršení pouze v pozici ss-oo, neboť při výstupním měření u něj došlo k nárůstu výchylek v bočním směru, což mělo vliv na prodloužení celkové dráhy COP o 32,2 %.

Srovnání probanda se skupinou zrakově postižených

V rámci skupiny zrakově postižených probandů jsou výsledky této osoby při vstupním měření průměrné v pozicích ss-oo, ss-zo, us-oo, us-zo; podprůměrného výsledku dosáhl proband 1 v pozici fl-p a výrazně podprůměrný byl v pozici fl-l. Při výstupním měření si proband 1 v rámci skupiny polepšil, protože jeho výsledky ze všech testovaných pozic spadaly do průměru skupiny.

Srovnání probanda s jedincem z běžné populace

Porovnáme-li průměrné výkony probanda 1 a probandky zastupující běžnou populaci (tj. nemá zrakové, ani jiné postižení, netrpí vážnými chorobami a poruchami, dále označována jen jako „zdravá probandka“) zjistíme, že proband má lehce horší výsledky při prvních

čtyřech testech ve stoji na obou DKK, ale výrazný propad hodnot oproti zdravé probandce vykazuje až ve stojích na jedné DK.

Proband 2

Popis výsledků vstupního měření

Při vstupním měření dosáhl proband 2 nejlepšího výsledku v rámci svých hodnot v pozici ss-oo, kdy celková dráha COP měřila 121 mm. V následujících třech pozicích stoje na obou DKK došlo k prodloužení celkové dráhy COP. Zajímavostí je, že ve všech třech pozicích, které mají různou posturální náročnost, zaznamenal proband 2 téměř totožné výsledky. V pozici ss-zo celková dráha COP měřila 173 mm, v pozici us-oo se celková dráha COP nepatrně prodloužila na 175 mm a v pozici us-zo činila 179 mm. Ve stoji na pravé DK, kdy celková dráha COP měřila 2039 mm, dosáhl proband znatelně lepších výsledků než ve stoji na levé DK, kdy celková dráha COP byla 3672 mm, což bylo způsobeno výraznými výchyly v předozadním směru.

Popis výsledků výstupního měření

Při výstupním měření zaznamenal proband 2 nejnižší hodnotu celkové dráhy COP v pozici us-oo, kdy celková dráha COP měřila 124 mm. V pozici ss-oo došlo k prodloužení celkové dráhy COP o 6 mm a v pozici ss-zo se celková dráha COP prodloužila o 16 mm oproti výsledku v pozici us-zo. Nejhorší posturální řízení v rámci svých hodnot prokázal proband 2 v pozici us-zo, kdy celková dráha COP činila 211 mm. Ve stoji na pravé DK, kdy celková dráha COP byla 1186 mm, prokázal proband 2 o něco lepší výsledky než ve stoji na levé DK, kdy celková dráha COP měřila 1399 mm.

Srovnání výsledků vstupního a výstupního měření

Proband 2 prokázal při výstupním měření zlepšení ve čtyřech ze šesti provedených testů. Při testování v pozici ss-zo došlo ke zkrácení celkové dráhy COP o 18 % oproti původnímu výsledku a v pozici us-oo se celková dráha COP zkrátila o 26 %. Výrazný posun pozitivním směrem lze zaznamenat i v kontrolních hodnotách stoje na jedné DK. Ve stoji na pravé DK (fl-p) došlo k výraznému snížení výchylek v ose x (o 170 mm) a v ose y (o 45 mm), což mělo vliv na snížení celkové dráhy COP, která se při kontrolním měření zkrátila o 32 %. Při stoji na levé DK (fl-l) nastalo snížení celkové dráhy COP o 76 %, protože

se probandovi rovněž podařilo výrazně zmenšit výchylky v ose x (o 254 mm) a v ose y (o 92 mm). Proband 2 vykazoval zhoršení při zavření očí v pozici úzkého stoje, celková dráha COP se zde prodloužila o 14 %, ačkoliv posun v hodnotách výchylek v ose x a y nebyl nikterak výrazný, zvýšila se pouze jejich frekvence. Z vstupních a výstupních hodnot v této pozici by se dalo usuzovat, že při vyšších nárocích na stabilizaci vzpřímeného stoje (zúžení báze) proband 2 využívá pro udržení rovnováhy více zrakové informace, nežli při ostatních typech testovaných pozic. Při testování v pozici ss-oo nedošlo u probanda 2 k hodnotitelnému posunu hodnot kladným, či záporným směrem.

Srovnání probanda se skupinou zrakově postižených

V rámci skupiny zrakově postižených byl proband 2 při vstupním měření průměrný ve všech testovaných pozicích, při výstupním měření pak zaznamenal nadprůměrné hodnoty v pozici fl-p; ve zbývajících pěti pozicích zůstal průměrný.

Srovnání probanda s jedincem z běžné populace

V porovnání s průměrnými hodnotami „zdravé probandky“ dosahuje proband 2 srovnatelných hodnot v pozicích ss-oo a uz-oo. Při úzkém stoji se zavřenýma očima dosahuje lehce horších výsledků oproti „zdravé“ probandce. Při stojích na jedné DK probandovy hodnoty výrazně zaostávají za hodnotami „zdravé probandky“. Naopak v širokém stoji při zavřených očích se probandovi podařilo dosáhnout lepších hodnot než zaznamenala „zdravá probandka“.

Proband 3

Popis výsledků vstupního měření

Při vstupním měření dosáhl proband nejlepšího výsledku v rámci svých hodnot v pozici ss-oo, kdy celková dráha COP měřila 164 mm. Při vyloučení zrakové kontroly v pozici ss-zo došlo k výraznému prodloužení celkové dráhy COP, která v této pozici činila 283 mm. V pozici us-oo dosáhl proband 3 podobného výsledku jako v pozici předchozí; celková dráha COP se rovnala 298 cm. Největší nároky na posturální řízení zaznamenal proband 3 v pozici us-zo, kdy u něj došlo k zjevnému nárůstu výchylek v předozadní i bočním směru a celková dráha COP činila celých 590 mm. Při zúžení opěrné báze při stoji na pravé a levé DK zaznamenal proband 3 v obou pozicích druhé nejlepší výsledky v rámci skupiny

zrakově postižených. Ve stoji na pravé DK celková dráha COP měřila 1242 mm, ve stoji na levé DK byla téměř dvojnásobně horší, činila 2339 mm.

Popis výsledků výstupního měření

Při výstupním měření proband 3 zaznamenal nejlepší výsledek rovněž v pozici ss-oo, kdy celková dráha COP měřila 179 mm. V pozicích ss-zo, us-oo a us-zo se celková dráha COP výrazně prodloužila oproti pozici ss-oo. V pozici us-oo byla celková dráha COP rovna 382 mm, v pozici ss-zo činila celková dráha COP 396 mm a v pozici us-zo se prodloužila na 468 mm. V rámci skupiny zrakově postižených proband vykazoval nejhorší výsledky v řízení a stabilizaci úzkého stoje při zavřených očích. Ve stoji na pravé DK, kdy celková dráha COP měřila 1254 mm, byl proband o něco lepší, než ve stoji na levé DK, kdy celková dráha COP činila 1440 mm.

Srovnání výsledků vstupního a výstupního měření

Proband 3 se při výstupním měření ve dvou testech se zlepšil, ve dvou testech se zhoršil a ve dvou testech se jeho hodnoty vůči vstupnímu měření nezměnily. Zlepšení u něj nastalo v posturálně náročné pozici úzkého stoje při zavřených očích, kdy se celková dráha COP snížila o 56,4 %. Naopak ke zhoršení došlo v pozici úzkého stoje při otevřených očích, kdy se celková dráha COP zvýšila o 44 %. Další zhoršení vykazuje proband 3 v pozici ss-zo, kdy se při výstupním měření celková dráha COP prodloužila o 64,1 % oproti hodnotě ze vstupního měření. V pozici ss-oo a fl-p nebyl hodnotitelný rozdíl mezi vstupními a výstupními hodnotami, nenastalo tedy ani zlepšení, ani zhoršení. Proband se zlepšil ve stoji na levé DK (fl-l), při výstupním měření došlo ke snížení celkové dráhy COP o 30,2 %, tím se mu podařilo symetrizovat kvalitu unipedálního stoje na pravé a levé DK, neboť výstupní hodnoty v pozicích fl-p a fl-l se téměř vyrovnaly.

Srovnání probanda se skupinou zrakově postižených

Při vstupním měření je ve srovnání se skupinou zrakově postižených proband podprůměrný v pozici us-zo a v ostatních pěti testovaných pozicích je průměrný. Při výstupním měření se proband stává podprůměrným v pozici ss-zo, zatímco nadprůměrný je v pozici fl-p; v pozicích ss-oo, us-oo, us-zo a fl-l je průměrný.

Srovnání probanda s jedincem z běžné populace

Při zprůměrování hodnot z vstupního a výstupního měření proband 3 dosahuje v pěti testech (ss-oo, ss-zo, us-oo, us-zo a fl-l) výrazně horších výsledků oproti „zdravé probandce“; pouze ve stoji na pravé DK (fl-p) je jen lehce horší.

Proband 4

Popis výsledků vstupního měření

Při vstupním měření dosáhl proband 4 nejlepšího výsledku v pozici ss-zo, kdy celková dráha COP měřila 184 mm a výchyly v předozadním a bočním směru byly minimální. O něco horší výsledek zaznamenal v pozici ss-oo, kdy celková dráha COP činila 194 mm a obdobného výsledky dosáhl i v pozici us-oo, kdy celková dráha COP měřila 203 mm. Z bipedálních pozic činila probandovi 4 nejvyšší nároky na posturální řízení pozice us-oo, kdy se celková dráha COP rovnala 301 mm. Ve stoji na pravé DK, kdy celková dráha COP měřila 1034 mm, zaznamenal proband 4 o něco lepší výsledek, než v ve stoji na levé DK, kdy celková dráha COP činila 1230 mm.

Popis výsledků výstupního měření

Při výstupním měření dosáhl proband 4 nejlepší hodnoty opět v pozici ss-zo, kdy celková dráha COP měřila 166 mm. V pozici ss-oo, která je posturálně méně náročná oproti pozici ss-zo, proband 4 zaznamenal delší celkovou dráhu COP než v pozici ss-zo. Celková dráha COP v pozici ss-oo byla 184 mm. V pozicích us-oo a us-zo dosáhl proband 4 podobných hodnot, v první zmíněné pozici se celková dráha COP rovnala 217 mm a v druhé zmíněné pozice byla celková dráha COP 226 mm. Proband 4 tedy minimálně reagoval na ztížení posturálního řízení vyloučením zrakové kontroly. Při stoji na pravé DK, kdy celková dráha COP měřila 1100 mm, dosáhl proband 4 o něco horšího výsledku, než ve stoji na levé DK, kdy celková dráha COP činila 1062 mm.

Srovnání výsledků vstupního a výstupního měření

Proband se při výstupním měření zlepšil ve dvou testech a v ostatních čtyřech testech nedošlo ke zlepšení, ani ke zhoršení. Ke zlepšení došlo v širokém stoji se zavřenými očima, kdy se celková dráha COP snížila o 10 %. Druhé zlepšení zaznamenal proband v pozici úzkého stoje se zavřenými očima, kdy došlo ke zkrácení celkové dráhy COP o 34 %.

U ostatních testovaných poloh nenastal posun v hodnotách dosažených ve výstupním měření vůči hodnotám ze vstupního měření. Jak ukazují dva výše zmíněné testy, u tohoto probanda došlo ke zkvalitnění posturální stabilizace v bipedálních stoji (úzkém i širokém) s vyloučením zrakové kontroly.

Srovnání probanda se skupinou zrakově postižených

Při vstupním měření byl proband 4 v rámci skupiny zrakově postižených průměrný v pozicích ss-oo, ss-zo, us-oo a us-zo; nadprůměrných výsledků dosáhl v pozici fl-p a v pozici fl-l byl dokonce výrazně nadprůměrný. Při výstupním měření zůstal proband 4 průměrný ve všech čtyřech bipedálních pozicích, nadprůměrných výsledků dosáhl v pozicích fl-p a fl-l.

Srovnání probanda s jedincem z běžné populace

Ve srovnání se „zdravou probandkou“ vykazoval proband 4 v průměru výrazně horší výsledky v pěti testech (ss-oo, us-oo, us-zo, fl-p, fl-l), jen lehce horší byl v pozici širokého stoje při zavřených očích.

Proband 5

Popis výsledků vstupního měření

Při vstupním měření dosáhl proband 5 nejlepšího výsledku v pozici us-zo, která je z testovaných bipedálních pozic posturálně nejnáročnější. Celková dráha COP v pozici us-zo měřila 164 mm. O něco horší výsledek zaznamenal v pozici us-oo, kdy celková dráha COP byla 172 mm. Výsledky dosažené v pozicích ss-oo a ss-zo byla totožné, celková dráha COP se rovnala 182 mm. Proband 4 dosáhl lepších hodnot ve stoji na pravé DK, kdy celková dráha COP měřila 3958 mm, než ve stoji na levé DK, kdy se celková dráha COP rovnala 4783 mm.

Popis výsledků výstupního měření

Při výstupním měření zaznamenal proband 5 nejlepší výsledek v pozici ss-oo, kdy se celková dráha COP rovnala 143 mm. O něco horšího výsledku proband 4 dosáhl v pozici us-oo, kdy celková dráha COP byla 174 mm. V pozicích s vyloučením zrakové kontroly došlo k dalšímu zhoršení posturálního řízení, v pozici ss-zo celková dráha COP měřila 201 mm a v pozici us-oo se celková dráha COP rovnala 210 mm. Hodnoty, kterých proband 5 dosáhl v unipedálních stojích byly nejhorší v rámci skupiny zrakově postižených. Horšího výsledku

dosáhl proband 5 ve stoji na pravé DK, kdy celková dráha COP měřila 6377 mm, než ve stoji na levé DK, kdy celková dráha COP činila 5401 mm.

Srovnání výsledků vstupního a výstupního měření

Proband 5 dosáhl zlepšení pouze v jednom testu z celkových šesti testů, naopak ve čtyřech testech u něj došlo ke zhoršení; výsledek zbývajících testů neprokázal ani zlepšení, ani zhoršení. Ke zlepšení u něj došlo v širokém stoji při otevřených očích, kdy se při kontrolním měření snížila celková dráha COP o 24, 1 %. Při výstupním měření v pozici ss-zo došlo ke zhoršení, neboť se celková dráha COP zvýšila o 10, 8 %. Další zhoršení nastalo v pozicích us-zo, fl-p a fl-l, kdy se celková dráha COP prodloužila o 21,3 %, 92,6 % a 20,7 %. Výstupní hodnoty zůstaly rovny vstupním v pozici us-oo.

Srovnání probanda se skupinou zrakově postižených

Při vstupním měření zaznamenal proband 5 v rámci skupiny zrakově postižených průměrné výsledky v pozicích ss-oo, ss-zo, us-oo a us-zo; výrazně podprůměrných hodnot dosáhl v pozicích fl-p a fl-l. Při výstupním měření zůstal proband 5 průměrný ve všech čtyřech bipedálních pozicích a výrazně pod průměrem skupiny byl opět v pozicích fl-p a fl-l.

Srovnání probanda s jedincem z běžné populace

Oproti „zdravé probandce“ je proband 4 výrazně horší v pozici ss-oo, velmi výrazný propad hodnot vykazuje i v pozicích fl-p a fl-l; lehce horší výsledky má proband v pozicích ss-zo, us-oo a us-zo.

Proband 6

Popis výsledků vstupního měření

Při vstupním měření dosáhl proband 6 nejlepších výsledků v pozicích ss-zo, kdy celková dráha COP měřila 132 mm a v pozici us-zo, kdy se celková dráha COP rovnala 136 mm. Je pozoruhodné, že naopak horší výsledky zaznamenal proband v pozicích, kdy mohl uplatňovat zrakovou kontrolu. V pozici uz-oo celková dráha COP měřila 172 mm a v pozici ss-oo se celková dráha COP rovnala 192 mm. Paradoxní tedy je, že v pozici ss-oo, která klade na posturální řízení nejnižší nároky, byla celková dráha COP nejdelší v porovnání s výsledky v ostatních pozicích bipedálního stoje. Výsledky probanda 6 jasně ukazují, že

v jeho případě dojde při zavření očí ke zkvalitnění posturálního řízení, snížení výchylek v předozadním i bočním směru, jakožto i ke zkrácení celkové dráhy COP. Ve stoji na pravé DK, kdy celková dráha COP byla 3961 mm, dosáhl proband horších výsledků, než ve stoj na levé DK, kdy celková dráha COP byla 3627 mm.

Popis výsledků výstupního měření

Při výstupním měření dosáhl proband 6 nejlepších hodnot v pozici ss-zo, kdy celková dráha COP byla 119 mm. O něco horších výsledků dosáhl v pozici us-zo, kdy se celková dráha COP rovnala 173 mm a v pozici ss-oo, kdy celková dráha COP měřila 176 mm. Nejvyšší hodnoty celkové dráhy COP – 215 mm dosáhl proband 6 v pozici us-oo. Proband 6 vykazuje při výstupním měření podobný trend jako u vstupního měření, protože dosahuje lepších hodnot v bipedálních stojích s vyloučením zrakové kontroly, než v bipedálních stojích se zrakovou kontrolou. Ve stoji na pravé DK, kdy celková dráha COP měřila 3210 mm byl proband 6 nepatrně horší, než ve stoji na levé DK, kdy celková dráha COP činila 3323 mm.

Srovnání výsledků vstupního a výstupního měření

Proband 6 se při výstupním měření zlepšil ve dvou testech, ve dvou testech u něj nastalo zhoršení a ve dvou testech nedošlo ani ke zlepšení, ani ke zhoršení. Zlepšení proband zaznamenal, jak ve stoji na pravé DK (fl-p), kdy se celková dráha COP zkrátila o 28, 8 %, tak ve stoji na levé DK (fl-l), kdy nastalo zkrácení celkové dráhy COP o 10, 2 %. Těmito změnami u něj došlo k symetrizaci kvality stoje na pravé a levé DK. Naopak zhoršení posturální stabilizace nastalo v pozicích úzkého stoje; v úzkém stoji při otevřených očích se celková dráha COP prodloužila o 22, 6 % a v úzkém stoji při zavřených očích došlo k nárůstu celkové dráhy COP o 17, 1 %. V obou pozicích širokého stoje (ss-oo a ss-zo) byly výsledky při vstupním i výstupním měření obdobné.

Srovnání probanda se skupinou zrakově postižených

Při vstupním měření byl proband 6 výrazně podprůměrný v pozici fl-p, v ostatních pěti pozicích dosáhl průměrných výsledků. Při výstupním měření byl proband 6 v pozicích ss-oo, us-oo, us-zo a fl-p průměrný, v pozici ss-zo se stal nadprůměrný, v pozici fl-l byly jeho hodnoty podprůměrné.

Srovnání probanda s jedincem z běžné populace

Proband 6 je oproti „zdravé probandce“ výrazně lepší v pozici širokého stoje při zavřených očích, v pozici úzkého stoje při zavřených očích jsou jejich výsledky srovnatelné; naopak výrazně horší průměrné výsledky vykazuje proband 6 v pozicích ss-oo, us-oo, fl-p a fl-l.

Proband 7

Popis výsledků vstupního měření

Při vstupním měření dosáhl proband 7 nejlepšího výsledku v pozici ss-zo, kdy celková dráha COP měřila 115 mm. Obdobné hodnoty zaznamenal i v pozici us-zo, kdy celková dráha COP byla 116 mm. Lehce horších výsledků dosáhl v pozici ss-oo, kdy celková dráha COP byla 120 mm, v pozici us-oo pak byla celková dráha COP nejdelší a měřila 131 mm. Zajímavostí je, že proband dosahuje nepatrně lepších hodnot celkové dráhy COP v bipedálních pozicích s vyloučením zrakové kontroly, než v bipedálních pozicích se zrakovou kontrolou. Při stoji na pravé DK, kdy celková dráha COP měřila 3470 mm dosáhl proband o něco lepšího výsledku, než ve stoji na levé DK, kdy se celková dráha COP rovnala 3999 mm.

Popis výsledků výstupního měření

Při výstupním měření proband 7 zaznamenal nejlepší výsledek v pozici ss-oo, kdy celková dráha COP měřila 111 mm. V pozici ss-zo se zvýšila nároky na posturální řízení a celková dráha COP se prodloužila o 15 mm oproti pozici ss-oo. Při zúžení baze došlo k dalšímu prodloužení celkové dráhy COP, která v pozici us-oo činila 159 mm. V pozici us-zo byla celková dráha COP nejdelší, rovnala se 171 mm. Ve stoji na pravé DK, kdy celková dráha COP měřila 2865 mm, dosáhl proband 7 o něco horšího výsledku, než ve stoji na levé DK, kdy se celková dráha COP rovnala 2720 mm.

Srovnání výsledků vstupního a výstupního měření

Proband 7 se při výstupním měření zlepšil ve dvou testech, ve dvou testech se zhoršil a ve zbývajících dvou testech nenastalo ani zlepšení, ani zhoršení. Ke zlepšení došlo jednak ve stoji na pravé DK (fl-p), kdy se celková dráha COP zkrátila o 23,2 %, a taktéž ve stoji na levé DK, kdy se celková dráha COP snížila o 42,9 %. Zhoršení proband zaznamenal, jak v úzkém

stoji při otevřených očích, kdy došla k prodloužení celkové dráhy COP o 14,7 %, tak v úzkém stoji při zavřených očích, kdy se celková dráha COP prodloužila o 25,4 %. Co se týče pozice ss-oo a ss-zo, dosáhl proband 7 ve vstupním i výstupním měření srovnatelných výsledků.

Srovnání probanda se skupinou zrakově postižených

Při vstupním měření dosáhl proband 7 v rámci skupiny zrakově postižených průměrných výsledků v pozicích ss-oo, us-oo a us-zo, v pozici ss-zo byl nadprůměrný a v pozicích fl-p a fl-l byly jeho hodnoty podprůměrné. Při výstupním měření proband 7 zaznamenal nadprůměrné výsledky v pozicích ss-oo, ss-zo, ve všech zbývajících pozicích byl průměrný.

Srovnání probanda s jedincem z běžné populace

Ve srovnání se „zdravou probandkou“ byl proband 7 překvapivě výrazně lepší v pozicích ss-oo a ss-zo, lehce lepších výsledků dosáhl v pozicích us-oo a us-zo, naopak výrazně horší byl v pozicích fl-p a fl-l.

Proband 8

Popis výsledků vstupního měření

Proband 8 je jediný ze skupiny zrakově postižených, kterému byla diagnostikována úplná nevidomost. Z těchto důvodů byly při jeho testování vynechány pozice s otevřenými očima, kdy proband fixuje svůj zrak na terčík. Výsledky tohoto probanda je nutno tedy hodnotit specificky, vzhledem k značnému rozsahu jeho zrakového postižení. Proband byl testován celkově ve čtyřech pozicích. Při vstupním měření v pozici us-zo zaznamenal proband 8 lepší výsledky než v pozici ss-zo. V pozici us-zo, kdy celková dráha COP měřila 108 mm, dosáhl proband nejlepšího výsledku ze všech testovaných bipedálních stojů u všech testovaných zrakově postižených probandů. Předozadní a boční výchylky v pozici us-zo byly též minimální. V pozici ss-zo dosáhl proband druhého nejlepšího výsledku ve skupině zrakově postižených, celková dráha COP měřila v této pozici 128 mm. Při vstupním měření se probandovi 8 nepodařilo zaujmout pozice stoje na jedné DK a proto nemohly být změřeny.

Popis výsledků výstupního měření

Při výstupním měření dosáhl proband 8 nejlepšího výsledku opět v pozici us-zo, kdy celková dráha COP měřila 117 mm. O něco horší hodnoty zaznamenal v pozici ss-zo, kdy se celková dráha COP rovnala 131 mm. Při výstupním měření se již probandovi 8 podařilo zaujmout pozice ve stoji na jedné DK. Ve stoji na pravé DK, kdy celková dráha COP měřila 2784 mm, byl proband výrazně horší, než ve stoji na levé DK, kdy celková dráha COP měřila 1497 mm.

Srovnání výsledků vstupního a výstupního měření

Při porovnání výsledků vstupního a výstupního měření je zjevné, že ve dvou testech byly výsledky v obou měřeních rovnocenné, a ve dvou testech došlo k jistému „zlepšení“. V pozicích širokého stoje při zavřených očích a úzkého stoje při zavřených očích dosáhl proband při vstupním i výstupním měření obdobných výsledků. Testovací pozice ve stoji na jedné DK (fl-p, fl-l) nebyl proband při vstupním měření schopen zaujmout, bylo zde velké riziko pádu, a tak nebylo možné získat vstupní data. Při kontrolním měření však došlo u probanda k zlepšení rovnovážných schopností a proband byl již schopen sám tyto pozice zaujmout, což považuji za pozitivní výsledek. Ve stoji na pravé DK, kdy celková dráha COP měřila 2784 mm, dosáhl proband 8 horšího výsledku, než ve stoji na levé DK, kdy se celková dráha COP rovnala 1497 mm.

Srovnání probanda se skupinou zrakově postižených

Při vstupním měření dosáhl proband 8 v rámci skupiny zrakově postižených průměrných výsledků v obou zvládnutých testovaných pozicích; v pozici ss-zo a us-zo. Při výstupním měření se stal v pozici ss-zo nadprůměrným; průměrné výsledky zaznamenal v pozici ss-oo, fl-p a fl-l.

Srovnání probanda s jedincem z běžné populace

Srovnáme-li probanda 8 se „zdravou probandkou“, dosahuje proband 8 výrazně lepších průměrných výsledků v pozici us-zo, lehce lepší je i v pozici ss-zo; naopak výrazně horší hodnoty proband zaznamenává v pozicích fl-p a fl-l.

Proband 9 a proband 10

Proband 9 a proband 10 neabsolvovali z důvodu nemoci výstupní měření, proto nebylo možné individuální srovnání a hodnocení dosažených výsledků. Jejich data získaná ze vstupního měření byla zavzata pouze do průměrných dat skupiny.

Proband 11

Popis výsledků vstupního měření

Při vstupním měření dosáhl proband 11 nejlepších výsledků v pozici ss-zo, kdy celková dráha COP měřila 547 mm. O něco horší hodnoty zaznamenal v pozici ss-oo, kdy se celková dráha COP rovnala 679 mm. Výrazné prodloužení celkové dráhy COP nastalo při zúžení opěrné báze. V pozici us-zo se celková dráha COP vzrostla na 1284 mm, ještě výrazně se celková dráha COP prodloužila v pozici us-oo, kdy se rovnala 1366 mm. Stoje na jedné DK končetině nebyl proband 11 schopen při vstupním měření zaujmout.

Popis výsledků výstupního měření

Při výstupním měření zaznamenal proband 11 nejlepší výsledek v pozici ss-zo, kdy celková dráha COP měřila 408 mm. Drobný nárůst celkové délky COP nastal v pozici ss-oo, kdy se celková dráha COP rovnala 440 mm. Při zúžení opěrné báze došlo k dalšímu výraznému prodloužení celkové dráhy COP. V pozici us-oo celková dráha COP měřila 772 mm a v pozici us-zo byla celková dráha COP rovna 1220 mm. Testované pozice ve stoji na jedné dolní končetině se probandovi 11 nepodařilo ani při výstupním měření zaujmout.

Srovnání výsledků vstupního a výstupního měření

Proband 11 trpí kombinovaným postižením zraku (kategorie 1 dle WHO) a vestibulárního aparátu, proto byl schopen provést pouze čtyři z celkových šesti testů. Pozici stoje na jedné DK (fl-p a fl-l) nebyl schopen ani při vstupním, ani při výstupním měření zaujmout z důvodu vysokých nároků na její posturální stabilizaci. Proband však zaznamenal výrazné zlepšení v ostatních čtyřech provedených testech. V pozici ss-oo se při výstupním měření výrazně snížily jeho výchylky v ose x a y a došlo ke zkrácení celkové dráhy o 147,9 %. V pozici ss-zo se výchylky v ose x a y rovněž snížily a celková dráha COP se oproti hodnotám ze vstupního měření zkrátila o 78,9 %. V následujících pozicích se celková dráha

COP opět snížila, v pozici us-oo o celých 311,6 % a v pozici us-zo o 29,6 %. Celkově shrnuto, z hlediska bipedální stabilizace při otevřených i zavřených očích proband 11 zaznamenal prudké zlepšení.

Srovnání probanda se skupinou zrakově postižených

Při vstupním i výstupním měření dosáhl proband v rámci skupiny zrakově postižených výrazně podprůměrných výsledků ve všech čtyřech testovaných pozicích.

Srovnání probanda s jedincem z běžné populace

V porovnání se „zdravou probandkou“ jsou průměrné hodnoty probanda 11 ve všech čtyřech pozicích výrazně (několikanásobně) horší.

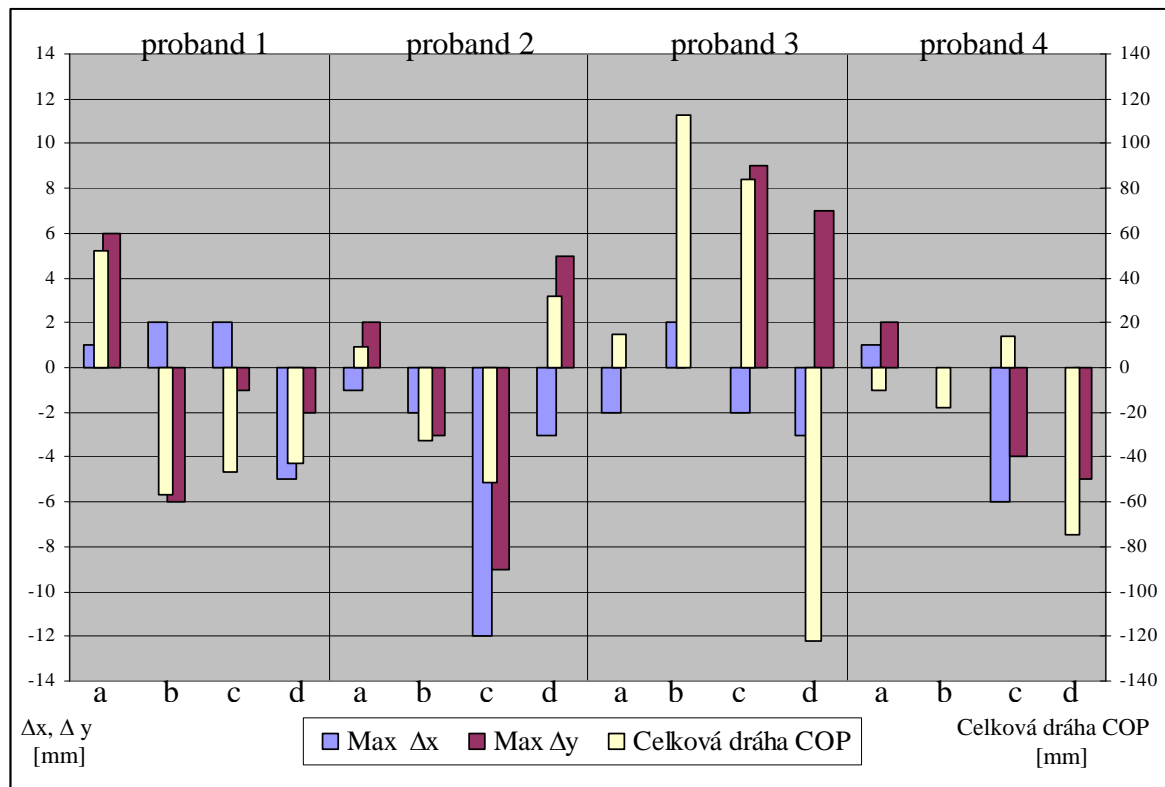
Shrnutí výsledků

Vlivem pohybové intervence nastalo u tří probandů zlepšení v nadpoloviční většině provedených testů, dva probandi zaznamenali zlepšení u dvou testů (v ostatních zůstali na vstupních hodnotách), zatímco u zbývajících testů u nich byly výsledky vstupního a výstupní měření srovnatelné. Ke zhoršení v nadpoloviční většině provedených testů došlo u jednoho probanda a zbývají tři probandi zaznamenali totožný počet zhoršení i zlepšení v absolvovaných testech. Podíváme-li se na výsledky všech 48 testů, které dohromady testovaná skupina absolvovala, zjistíme, že k zlepšení došlo celkem ve 22 testech, zhoršení nastalo ve dvanácti testech a ve zbývajících čtrnácti testech nebylo zaznamenáno ani zhoršení, ani zlepšení.

Při vstupním měření se součet celková dráhy COP ze všech testovaných pozic dohromady u všech probandů rovnal 55 323 mm. Při výstupním měření se tento součet rovnal na 45 871. Je tedy zjevné, že vlivem intervence došlo k výraznému zkrácení součtu celkové dráhy COP ze všech testovaných pozic pro celou skupinu probandů.

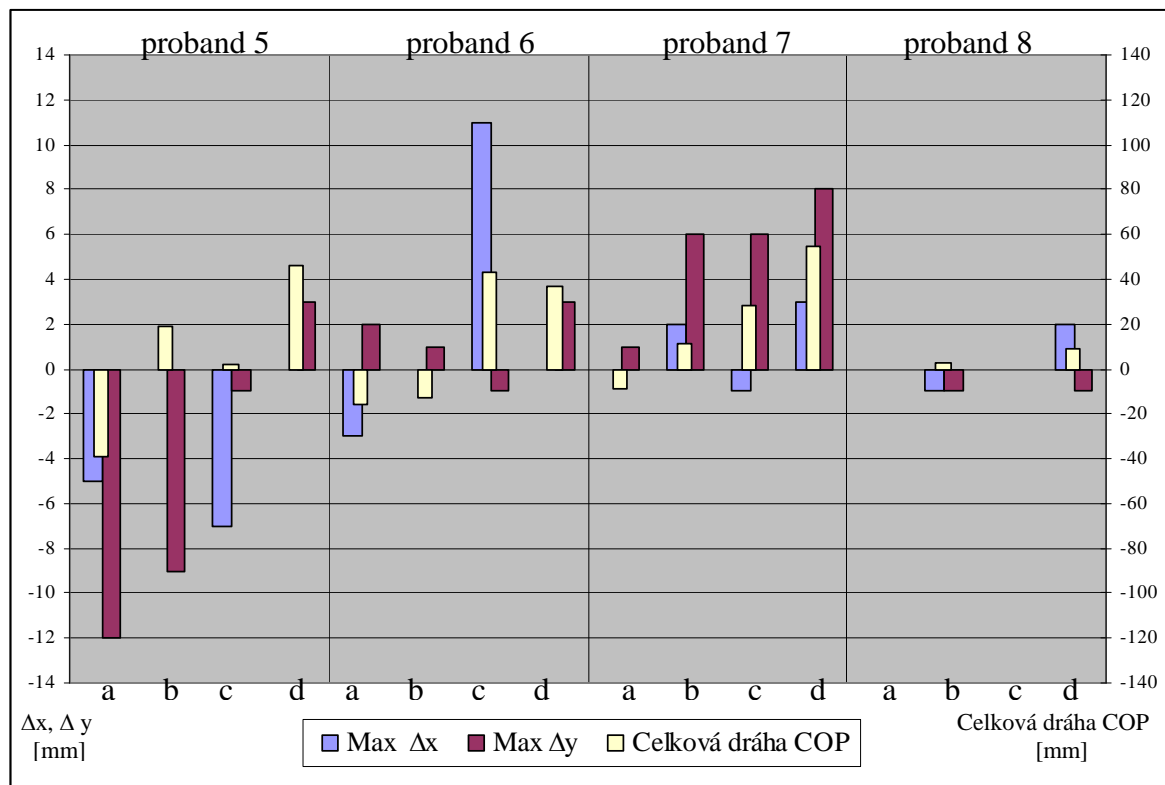
Z dosažených výsledků je dále zřejmé, že pohybová intervence ze všech testovaných pozic nejvíce ovlivnila kvalitu stabilizace stoje na levé dolní končetině, protože šest z celkových osmi probandů, kteří tuto pozici absolvovali, zaznamenalo zlepšení v hodnocených parametrech. Při testování stoje na pravé dolní končetině došlo též k pozitivnímu ovlivnění stabilizace této pozice; zlepšení nastalo u pěti z celkových osmi probandů, schopných zaujmout tuto pozici.

Grafické znázornění výsledků



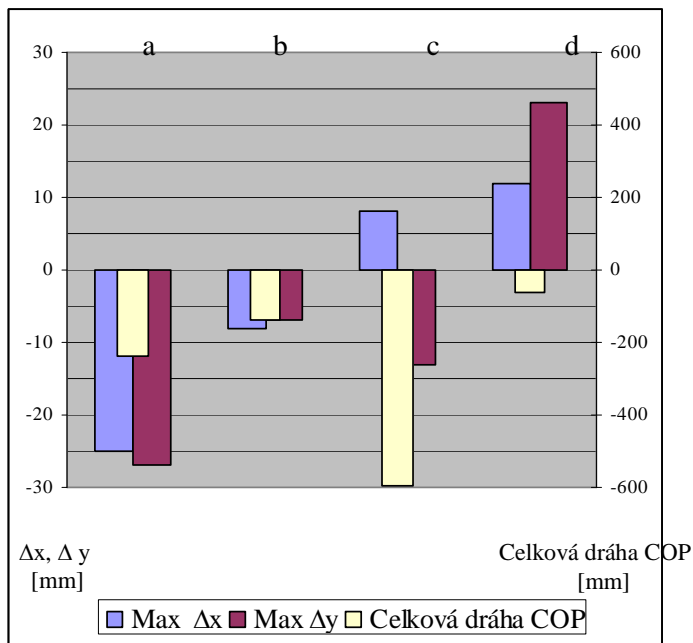
Obr. 14 Grafické znázornění změn parametrů u probandů 1-4 v pozicích bipedálního stoje

Legenda: a – pozice ss-oo, b – pozice ss-zo, c – pozice us-oo, d – pozice us-zo



Obr. 15 Grafické znázornění změn parametrů u probandů 5-8 v pozicích bipedálního stoje

Legenda: a – pozice ss-oo, b – pozice ss-zo, c – pozice us-oo, d – pozice us-zo



Obr. 16 Grafické znázornění změn parametrů u probanda 11 v pozicích bipedálního stoje

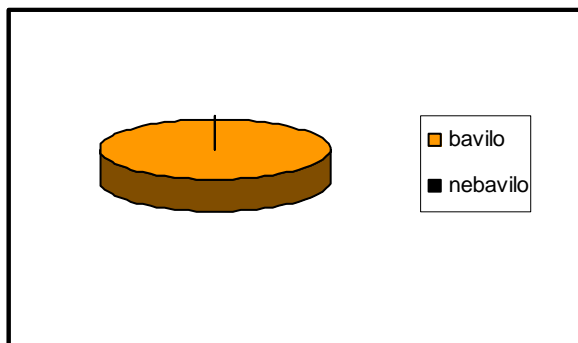
Legenda: a – pozice ss-oo, b – pozice ss-zo, c – pozice us-oo, d – pozice us –zo

5.2 Subjektivní hodnocení intervence probandy

Po ukončení pohybové intervence byli probandi požádáni o vyplnění krátkého závěrečného dotazníku, kde mohli vyjádřit své subjektivní pocity z naší 13ti-týdenní spolupráce. Pro další pedagogický a profesní rozvoj autorky studie je poskytnutí jakéhokoli druhu zpětné vazby nezbytné. Odpovědi probandů na jednotlivé otázky jsou znázorněny v grafech.

Otázka č. 1:

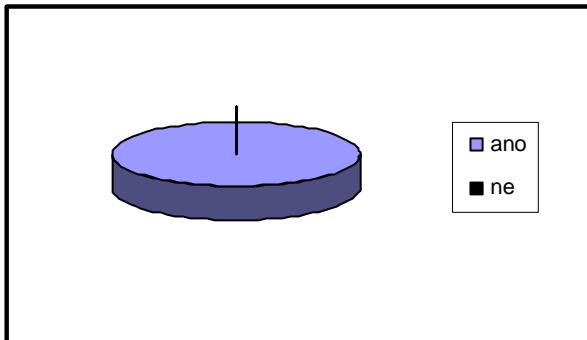
Cvičení s fyzioterapeutkou Markétou mě: bavilo nebavilo



Obr. 17 Grafické znázornění odpovědí na otázku č. 1

Otázka č. 2:

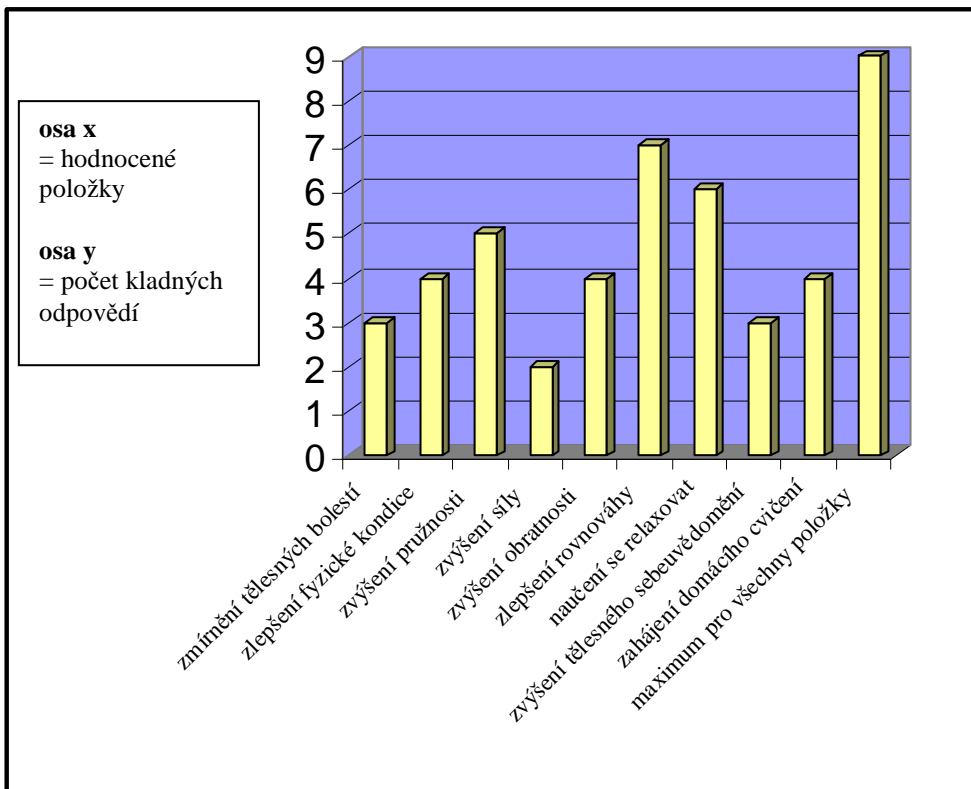
Mělo pro mě společné cvičení nějaký přínos: ano ne



Obr. 18 Grafické znázornění odpovědí na otázku č. 2

Otázka č. 3

Přineslo společné cvičení nějaké změny, které se projevují ve vašem každodenním životě?
(Bylo možné vybrat libovolný počet z devíti nabízených odpovědí.)



Obr. 19 Grafické znázornění odpovědí na otázku č. 3

Komentář k obr. 19

Z obr. 19 je patrné, že dle subjektivního hodnocení probandů měla provedená pohybová intervence nejvýraznější dopad na jejich rovnováhové schopnosti, protože sedm z celkových devíti probandů udává jejich zlepšení. Přínos intervence nachází šest z celkových devíti probandů též v naučení se relaxačním technikám, které jsou důležitou součástí nejen pohybových aktivit, ale i psychohygieny. Třetí nejvýraznější vliv intervence vidí probandi ve zvýšení pružnosti, tj. rozsahu pohybu v různých kloubech. Za kladný efekt intervence lze určitě považovat i fakt, že čtyři z celkových devíti probandů byli pohybovým programem motivováni k zahájení domácího cvičení.

Otázka č. 4

Co se vám na společném cvičení nelíbilo?

Na tuto otázku dva probandi odpověděli, že občas jim byla nepříjemná bolest svalů a jeden proband si stěžoval, že cvičení bylo příliš dlouhé. Jeden proband by rád do cvičení rád zařadil více „posilovacích cviků“, jiný proband by uvítal více míčových her.

6. DISKUZE

Tato kapitola zahrnuje analýzu a hodnocení dosažených výsledků, kritické zhodnocení metodologické stránky práce a konfrontaci dat s výsledky obdobných studií. Součástí diskuze je i posouzení a zdůvodnění splnění cílů práce a ověření platnosti pracovní hypotézy.

Diskuze k metodologické stránce práce

Při sepisování teoretické části práce jsem narazila na nejednotnost v terminologii, zaznamenala jsem též obtíže při snaze o přesné vyjádření klíčového pojmu prolínajícího celou práci. Je pochopitelné, že od pojmu „stabilita“, či „posturální stabilita“, který má označovat míru nutnou k vychýlení jedince z pevné, jisté a bezpečné pozice se pomalu upustilo, neboť stabilita je termín z mechaniky a popisování živého organismus pomocí fyzikálních termínů je pro potřeby fyzioterapie příliš omezující. Drobným ústupkem je užívání pojmu posturální stabilizace, či stabilizace vzpřímeného držení, který již přeci jenom navozuje pocit dynamického procesu řízení vzpřímeného držení, nikoliv jen představu těla jako neměnné konstrukce s určitými fyzikálními vlastnostmi konfrontovanou s působením gravitační síly. V oblasti tělovýchovy se užívají termíny „statická rovnováha“ (při udržování nehybných pozic) a „dynamická rovnováha“ (při udržování rovnováhy za pohybu). Termín statická rovnováha však také není zcela vyhovující, neboť řízení a udržování je vždy dynamický proces, neboť lidské tělo není stroj, ale komplikovaný, proměnlivý, adaptabilní systém. V anglicky psané literatuře se hojně využívá pojmu „postural control“, který označuje řízení a udržování tělesné rovnováhy za vzpřímeného držení těla. Do českého jazyka by se mohl překládat jako „posturální řízení“, „posturální kontrola“, či jako „posturální regulace“, což je pojem, který využívali Martiník, Kryl a Voplatek ve své studii v roce 1981. Véle (2001) přišel s myšlenkou využívat termínu „jistota“ namísto termínu „stabilita“ jedná-li se o udržování rovnováhy při pohybu. Tento pojem má tu výhodu, že jej lze použít nejen pro objektivní popis pacientových obtíží, ale i pro subjektivní vnímání rovnováhy ve stoji, či při pohybu pacientem. S rozvojem poznání vždy vyvstává potřeba dalšího hledání přesných a výstižných termínů, či definic termínů stávajících, které by co přesněji vystihly jemné nuance mezi jednotlivými termíny, a přispěly tak ke zpřesnění terminologie.

Pro studii byl vybrán z hlediska statistiky nevýznamný vzorek testovaných probandů, proto je nutné tuto diplomovou práci považovat pouze jako pilotní studii a z dosažených výsledků nelze vyvozovat obecné závěry. Studii nebylo možno provést na rozsáhlejším výzkumném vzorku, neboť se autorka studie setkala se značnou neochotou institucí

vzdělávajících osoby se zrakovým postižením účastnit se na proběhlém výzkumu. Dalším důvodem, proč nebyl zvolen rozsáhlejší vzorek, byly bezpochyby časové a personální možnosti autorky studie. Pohybová edukace zrakově postižených mnohdy vyžaduje přímý tělesný kontakt mezi fyzioterapeutem a zrakově postiženým cvičencem, proto je nutné zvolit optimální velikost edukované skupiny osob se zrakovým postižením, aby se fyzioterapeut mohl věnovat jednotlivým cvičencům též individuálně.

Osoby se zrakovým postižením jsou velmi nehomogenní skupina, jednotlivci se od sebe liší rozsahem a typem zrakového postižení, obdobím vzniku zrakové vady, různou mírou progresu onemocnění apod. Za další faktory ovlivňují homogenitu skupiny jsou např. věk, pohlaví, somatotyp, ale i pohybová zdatnost a trénovanost jedince. Získání výzkumného vzorku, který by se shodoval v maximu z výše uvedených znaků, nebylo za vymezený časový úsek možné získat.

Dalším omezením proběhlého výzkumu je skutečnost, že výběr probandů nebyl náhodný, ale jednalo se o studenty jedné konkrétní školy, dalším kritériem byla jejich ochota podílet se na daném výzkumu. Tyto kritéria rovněž podporují stanovisko, že výsledky této studie je možno pojmout jako určitý vhled do problematiky rovnováhových schopností u zrakově postižených osob, ale není možno je interpretovat ve formě obecných závěrů.

Z metodologického hlediska by bylo vhodné při vstupním i výstupním vyšetření provést opakované testování na stabilometrické plošině k vyloučení nahodilých výkonů a k minimalizaci možných rušivých vlivů (fyzická, či psychická únava, aktuální emoční stav, obava z prvního testování aj.) Testování by bylo vhodné provést v delším časovém rozmezí. Ovlivnila by se tím relevantnost dat a vznik možného zkreslení na základě aktuálního psychického a fyzického stavu jedince.

Při hodnocení výsledků studie se její autorka musela přiklonit k individuálnímu hodnocení vlivu intervence na jednotlivé probandy z důvodu výše zmíněné nehomogenity a malého rozsahu výzkumného vzorku. I tuto skutečnost je nutno brát v úvahu při interpretaci dosažených výsledků.

Diskuze k věcné stránce práce

I přes výše zmíněné sporné body metodologie se podařilo prokázat pozitivní vliv proběhlé pohybové intervence na stabilizaci vzpřímeného držení a rovnováhové schopnosti u osob se zrakovým postižením. Objektivní data ukázala, že pohybová intervence vedla ke zlepšení hodnocených parametrů u nadpoloviční většiny testovaných osob. Dle subjektivního

hodnocení vlivu pohybové intervence prostřednictvím dotazníků zaznamenalo sedm z celkových devíti probandů rozvoj a zkvalitnění svých rovnováhových schopností; pozitivně hodnotili i dopad pohybové intervence na osvojení si principů relaxačních technik.

Nyní se zaměříme na podrobnější rozbor výsledků skupiny osob se zrakovým postižením. Při vyloučení zrakové kontroly v pozicích bipedálního stoje je vidět určitý odlišný trend v stabilizaci vzpřímeného držení u osob s různou mírou zrakového postižení. Z výsledných hodnot vyplývá, že osoby s nejnižším zrakovým postižením (řazené v kategorii 1) reagují na vyloučení zrakové kontroly nárůstem posturálních výchylek a prodloužením celkové dráhy COP. U osob s vyšší mírou zrakového postižení (kategorie 3, 5) vyvolává vyloučení zrakové kontroly v nadpoloviční většině provedených testů pokles posturálních výchylek a zkrácení celkové dráhy COP. Tento výsledek je však v rozporu s tvrzením četných studií (Wolsley, Sakellari, Bronstein 1996; Bronstein, Buckwell, 1997; Redfern, Yardley a Bronstein, 2001), které uvádí, že informace z fixního vizuálního prostředí posturální výchylky snižuje. Vysvětlení by mohlo spočívat ve zvýšené schopnosti probandů s vyšší mírou zrakového postižení využívat více tzv. „sensory reweighting“, kdy CNS se zaměří na informace pocházející jen z určitých, v danou chvíli nejefektivnějších sensorických systémů podílejících se na udržování rovnováhy. Posturální řídicí systém těchto probandů by tedy mohl mít schopnost se po vyloučení zrakové rychle přeorientovat na informace pocházející z vestibulárního a somatosenzorického systému. Dalším možným vysvětlením je, že nízká zraková ostrost je nedostatečná pro fixování se zrakem na pevný bod ve vizuálním prostředí.

Zúžení opěrné báze vedlo téměř při všech měřeních v jednotlivých testovacích pozicích u celé skupiny zrakově postižených probandů k nárůstu posturálních výchylek a prodloužení celkové dráhy COP. Dosažený výsledek je zcela v souladu s obecně rozšířeným tvrzením, že posturální řízení se stává náročnějším se zmenšováním opěrné báze. Pohybová intervence prokázala nejvyšší vliv na stabilizaci stoje na levé dolní končetině, kdy došlo k zlepšení u šesti z celkových osmi probandů (1 proband nebyl schopen pozici zaujmout, 2 probandí neabsolvovali výstupní měření); pozitivní dopad intervence byl viditelný i při kontrolním měření stoje na pravé dolní končetině, kdy zlepšení zaznamenalo pět z osmi probandů. Pohybová intervence vedla u šesti k symetrizaci kvality stabilizace unipedálního stoje na pravé a levé dolní končetině.

Jednou z položených otázek bylo, zda mají osoby se zrakovým postižením horší stabilizaci vzpřímených poloh než osoby ze zdravé populace, bez jakéhokoliv typu postižení a zdravotních potíží. Při srovnání průměrných výsledků dosažených zrakově postiženými jedinci s výsledky probandky zastupující běžnou populaci, lze vyvozovat, že osoby se

zrakovým postižením mají horší stabilizaci vzpřímeného bipedálního stoje, jak při zavřených, tak otevřených očích, než probandka ze zdravé populace. Při testování stoje na pravé dolní končetině dosáhli testovaní zrakově postižení probandi v průměru přibližně čtyřnásobně horšího výsledku než probandka z běžné populace. Při stoji na levé dolní končetině byly jejich průměrné hodnoty až pětinašobně horší v porovnání s hodnotami probandky ze zdravé populace. Proband s nejtěžším zrakovým postižením, který je dle WHO řazen do kategorie 5, nebyl schopen při vstupním měření pozici ve stoji na jedné dolní končetině zaujmout, tuto pozici zvládl až při v měření, výstupním což považuji za přínos proběhlé intervence. Dalo by se tedy předpokládat, že se vzrůstající mírou zrakového postižení je člověk více limitován v zaujímání posturálně náročných pozic. (Nasvědčovalo by tomu i pozorování autorky studie, kdy bylo zjevné, že nevidomý proband provádí jednotlivá rovnovážná cvičení s jistými obavami a v omezeném rozsahu.) Zajímavé ovšem je, že při porovnání výsledků, kterých nevidomý proband dosáhl v bipedálních pozicích při zavřených očích s výsledky probandky ze zdravé populace, kterých dosáhla v bipedálních pozicích při otevřených očích, zjistíme, že nevidomý proband vykazuje lepší stabilizaci bipedálního stoje než ona. Je tedy stabilizace běžného a úzkého stoje u nevidomého jedince, u kterého je trvale vyřazena možnost zrakové kontroly, lepší než u vidících jedinců?

Podíváme-li se na výsledky příbuzných studií, které porovnávají rovnováhu osob se zrakovým postižením a normálně vidících jedinců, zjistíme-li, že výsledky jsou poněkud rozporuplné. Některé studie udávají, že posturální řízení vzpřímených pozic je lepší u osob se zrakovým postižením oproti normálně vidícím (Pyykö a kol., 1991; Juodžbaliene, Muckus 2006), autoři jiných studií (Stones, Kozma, 1987; Portfors-Yeomans, Riach, 1995) udávají opačné výsledky. Mírně rozporuplné výsledky v tomto směru zaznamenala i autorka studie, jak již bylo výše popsáno, probandi se zrakovým postižením dosahovali v testovaných pozicích horších výsledků oproti normálně vidící probandce, s výjimkou úplně nevidomého probanda, který v bipedálních stojích vykazoval lepší stabilizaci v porovnání s normálně vidící probandkou. Vzniká tedy potřeba dalších podrobnějších a rozsáhlejších studií k ozřejmení tohoto problému, kdy bude hodnocena kvalita stabilizace různě obtížných vzpřímených pozic v korelaci s mírou zrakového postižení.

Samostatnou specifickou „skupinu“ tvořil proband 11, kterému bylo diagnostikováno periferní vestibulární a zrakové postižení. Tento proband vykazoval v bipedálních stojích mnohem výraznější posturální výchylky než osoby se zrakovým postižením. Redfern, Yardley a Bronstein (2001) k tomuto uvádějí, že u osob s vestibulárním postižením často dochází k rozporu mezi vestibulárními informacemi a informacemi pocházejícími ze zrakového a

somatosenzorického ústrojí. Pro posturální řídicí systém je pak obtížné integrovat rozcházející se informace, určit správnou orientaci v prostoru a zvolit přesnou motorickou odpověď. Se zúžením opěrné báze se posturální výchylky probanda 11 výrazně zvýšily a značně se prodloužila se i celková dráha COP oproti hodnotám v širokém stoji. (Osoby se zrakovým postižením reagovali na zúžení opěrné báze nestejnorodě; v nadpoloviční většině testů však vedlo zúžení opěrné k báze k překvapivému snížení posturálních výchylek a poklesu dráhy COP) Při vyloučení zrakové kontroly došlo ve většině testů u probanda 11 ke zkrácení celkové dráha COP a zlepšení posturální kontroly. Což je v rozporu s tvrzením Redferna, Yardleyho a Bronsteina (2001), kteří tvrdí, že osoba s postižením vestibulárního ústrojí je při udržování rovnováhy závislá na zrakových informacích více než zdravý jedinec. Možnou příčinu nepředpokládaných výsledků u probanda 11 lze hledat ve výskytu kombinace vestibulárního a zrakového postižení u tohoto probanda. Vzhledem ke kombinaci postižení sensorických systémů, majících výrazný vliv na tělesnou rovnováhu, nebyl proband 11 schopen při obou měření zaujmout posturálně náročnou pozici unipedálního stoje.

Pohybová edukace osob s různou mírou zrakového postižení je náročná, protože fyzioterapeut musí vzorové předvedení cviku ještě doplnit o přesný a výstižný slovní popis. U těžce zrakově postižených jedinců, kteří mívají obtíže s představou pohybu a jsou ochuzeni o korekci skrze zrakovou zpětnou vazbu, je vhodné využívat alespoň částečně individuální přístup a taktilní vedení pohybu fyzioterapeutem. Z výše uvedených důvodů je pohybová edukace zrakově postižených osob náročná, jak z pohledu fyzioterapeuta, tak z pohledu cvičence.

Za účelem porovnání efektu různých typů pohybové intervence na balanční schopnosti osob se zrakovým postižením se autorce studie přes značné úsilí podařilo vyhledat jen minimum výzkumných prací splňujících daná kritéria. Jednou z cest probíhajících výzkumů jsou studie týkající se vlivu cvičení Tai chi na rovnováhu osob se zrakovým postižením. Provedené studie (Miszko a kol., 2004, Ray a kol., 2005) dokládají, že osmi a desetitýdenní pravidelné cvičení tai chi (ve frekvenci cvičení 2x týdně) vede u jedinců k vylepšení balančních schopností a kontroly pohybu jedincem. Ray a kol. (2005) dále uvádí, že cvičení tai chi ovlivnilo probandy studie k upřednostňování stabilizace vzpřímeného držení pomocí „hlezenního mechanismu“, namísto obvyklého „kyčelního mechanismu“, který osoby se zrakovým postižením obvykle více využívají. Výhoda „hlezenního mechanismu“ spočívá ve využívání jemnější regulace tělesné rovnováhy se zapojováním menšího počtu svalových skupin s nižší intenzitou svalové síly.

Jiný typ studií si pokládá za cíl ovlivnění řízení rovnováhy u osob se zrakovým postižením skrze trénink na různých typech multifunkčních tenzometrických plošin. Výzkum Radvaye a kol. (2007) se zabývá vlivem balančního tréninku na tenzometrické plošině Multitest na rovnováhu u osob s makulární degenerací, které trpí okumotorickými a balančními poruchami. Trénink probíhal vždy dvacetpět minut, jedenkrát týdně po dobu pěti týdnů. Tenzometrická plošina Multitest umožňovala rozvíjet senzomotorickou koordinaci výběrovým potlačováním či narušováním zrakových, vestibulárních či somatosenzorických vjemů. Po absolvování studie byli osoby s makulární degenerací lépe schopné využívat vestibulární vjemů pro řízení vzpřímeného držení, snížení počtu pádů u testovaných probandů však nebylo průkazné.

Několik uveřejněných studií se zabývá vlivem tělesných cvičení na stabilizaci vzpřímeného držení těla a rovnovážné schopnosti starších osob (Lord, Ward , Williams 1996; Carter a kol. 2001; Gauchard a kol. 2003; McGibbon a kol. 2004). Uvedené studie dokládají, že tělesná cvičení mají pozitivní efekt na stabilizaci postury.

Posouzení dosažení cíle a platnosti pracovních hypotéz

Proběhlá studie si kladla za cíl ověřit vliv pohybového programu na stabilizaci polohy ve vzpřímeném držení a rovnovážné schopnosti u osob se zrakovým postižením. Tento cíl se podařilo splnit.

Hypotéza 1 byla prokázána. Rovnovážné schopnosti osob se zrakovým postižením jsou snižené oproti rovnovážným schopnostem osob z běžné populace.

Hypotéza 2 byla prokázána. Pohybový program pozitivně ovlivnil stabilizaci polohy ve vzpřímeném držení těla a vedl k rozvoji rovnovážných schopností u nadpoloviční většiny probandů.

Hypotéza 3 byla prokázána. Pohybová edukace osob se zrakovým postižením je náročnější oproti edukaci osob z běžné populace, a ta, jak z pohledu fyzioterapeuta, tak z pohledu cvičence.

7. ZÁVĚR

Pro osoby se zrakovým postižením je obtížné udržovat orientaci těla ve vzpřímeném držení vzhledem k působení gravitační síly, rovněž i zachovávat tělesnou rovnováhu a koordinovat pohybové strategie, které bezpečně řídí polohu těžiště při vykonávání aktivních pohybů, či narušení rovnováhy těla vlivem podnětů ze zevního prostředí. Obzvláště pak starší osoby se zrakovým oslabením vykazují časté balanční obtíže s velkým rizikem pádu. Proběhlý výzkum byl zaměřen na věkovou skupinu adolescentů a mladých dospělých a kladl si za cíl zvýšení posturální jistoty při stoji a lokomoci, rozšíření možností pohybových volnočasových aktivit, měl sloužit i jako prevence možných komplikací ve vyšším věku.

Úkolem mé práce bylo sestavit na základě dostupné literatury pohybový program zaměřený na zvýšení kvality posturálního řízení a rozvoj rovnováhových schopností u osob se zrakovým postižením. Program byl realizován za účasti studentů střední školy pro zrakově postižené a vedl ke zlepšení posturálního řízení a rovnováhových schopností u nadpoloviční většiny probandů. Protože fyzioterapeut není jen vědecký pracovník, ale dle názorů autorit našeho oboru, by měl vystupovat rovněž jako dobrý pedagog, snažila jsem se v jednotlivých lekcích své cvičence zaujmout, motivovat a vzbudit jejich potřebu sebezdokonalovat se v pohybových dovednostech a kvalitě prováděných pohybů jako takových. Odměnou mi byl aktivní přístup a zájem cvičenců, který přetrval i po ukončení celého výzkumného projektu.

Ve své práci jsem se zaměřila přednostně na udržování rovnováhy ve statických pozicích, jistě by bylo dobré zařadit do cvičební jednoty i dynamické pohybové úkony kladoucí nároky na udržování rovnováhy, rovnovážná cvičení ve dvojicích, či modelaci narušení posturální rovnováhy vlivem nečekaných impulsů z okolního prostředí. Za úvahu by stál i nácvik pádů, který by mohl snížit rizika možných zranění, či obavy z pohybu v neznámém prostředí. Naznačeným směrem se mohou ubírat další výzkumné studie.

8. SEZNAM LITERATURY

1. ALEXANDER, R., M. Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiological Reviews*, October 1989, vol. 69, n. 4, pg. 1199-1227. ISSN 0031-9333.
2. ASSAIANTE, C., AMBLARD, B. Ontogenesis of head stabilization in space during locomotion in children: influence of visual cues. *Experimental Brain Research*, January 1993, vol. 93, n. 3, pg. 499-515. ISSN 0014-4819.
3. ATKINSONOVÁ, R., L. a kol. *Psychologie*. 1. vyd. Praha: Victoria Publishing, 1995. 857 s. ISBN 80-85605-35-X.
4. BAUBY, C., E., KUO, A., D. Active control of lateral balance in human walking. *Journal of Biomechanics*, November 2000, vol. 33, n. 11, pg. 1433-1440. ISSN 0021-9290.
5. BALASUBRAMANIAM, R., WING, A., M. The dynamics of standing balance. *Trends in Cognitive Sciences*, December 2002, vol. 6, n. 12, pg. 531-536. ISSN 1364-6613.
6. BERG, K., WOOD-DAUPHINEE, S., WILLIAMS, J., GAYTON, D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*, 1989, vol. 41, n. 6, pg. 304-311. ISSN 0300-0508.
7. BERTHOZ, A. Reference frames for the perception and control of movement. In PAILLARD, J. (ed.). *Brain and Space*. Oxford: Oxford University Press, 1991, s. 81-111. ISBN 0198542844.
8. BISDORFF, A., R., WOLSLEY, C., J., ANASTASOPOULOS, D., BRONSTEIN, A., M., GRETTY, M., A. The perception of body verticality (subject postural vertical) in peripheral and central vestibular disorders. *Brain*, October 1996, vol. 119, n. 5, pg. 1523-1534. ISSN 0006-8950.
9. BLACK, F., O. a kol. Normal subject postural sway during the Romberg test. *American Journal of Otolaryngology*, September-October 1982, vol. 3, n. 5, pg. 309-318. ISSN 0196-0709.
10. BLASZCZYK, J., W., LOWE, D., L., HANSEN, P., D. Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait and Posture*, March 1994, vol. 2, n. 1, pg. 11-17. ISSN 0966-6362.
11. BRONSTEIN, A., M. Suppression of visually evoked postural responses. *Experimental Brain Research*, 1986, vol. 63, n. 3, pg. 665-658. ISSN 0014-4819.
12. BRONSTEIN, A., M., BUCKWELL, D. Automatic control of postural sway by visual motion parallax. *Experimental Brain Research*, February 1997, vol. 113, n. 2, pg. 243-248. ISSN 0014-4819.
13. BROWN, L., A, FRANK, J., S. Postural compensations to the potential consequences of instability: kinematics. *Gait and Posture*, October 1997, vol. 6, n. 2, pg. 89-170. ISSN 0966-6362.

14. BRÜGGER, A. *Die Erkrankung des Bewegungsapparates und seines Nervensystems. Grundlagen und Differentialdiagnose. Ein interdisziplinäres Handbuch für die Praxis.* 2. vyd., Stuttgart, New York: Gustav Fischer Verlag, 1980. 1178 s. ISBN 3-437-10660-0.
15. BUCHANAN, J., J., HORAK, F., B. Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency. *Journal of Neurophysiology*, May 1999, vol. 81, n. 5, pg. 2325–2339. ISSN 0022-3077.
16. CAMICIOLI, R., HOWIESON, D., LEHMAN, S. Talking while walking: the effect of a dual task in ageing and Alzheimer's disease. *Neurology*, April 1997, vol. 48, n. 4, pg. 955-958. ISSN 0028-3878.
17. CARTER, N., D. a kol. Results of a 10 week community based strength and balance training programme to reduce fall risk factors: a randomised controlled trial in 65–75 year old women with osteoporosis. *British Journal of Sports Medicine*. October 2001, vol. 35, n. 5, pg. 348-351. ISSN 0306-3674.
18. CLÉMENT, G., GURFINKEL, V., S., LESTIENNNE, F., LIPSHITS, M., I., POPOV, K., E. Adaptation of postural control to weightlessness. *Experimental Brain Research*, January 1984, vol. 57, vol. 1, pg. 61-72. ISSN 0014-4819.
19. COHEN, L., G. Functional relevance of cross-modal plasticity in blind humans. *Nature*, September 1997, vol. 389, n. 6647, pg. 180-183. ISSN 0028-0836.
20. CORNA, S. a kol. Standing on a continuously moving platform: is body inertia counteracted or exploited? *Experimental Brain Research*, January 1999, vol. 124, n. 3, pg. 331–41. ISSN 0014-4819.
21. CREWS, J., E., CAMPBELL, V., A. Health conditions, activity limitations, and participation restrictions among older people with visual impairments. *Journal of Visual Impairment and Blindness*, August 2001, vol. 95, n. 8, pg. 453-467. ISSN 0145-482X.
22. ČELIKOVSKÝ, S. a kol. *Antropomotorika pro studující tělesnou výchovu.* 1. vyd. Praha: SPN, 1990. 288 s. ISBN 80-04-23248-5.
23. DIETZ, V., TRIPPEL, M. IBRAHIM, I., K., BERGER, W. Human stance on a sinusoidally translating platform: balance control by feedforward and feedback mechanisms. *Experimental Brain Research*, January 1993, vol. 93, n. 2, pg. 352-362. ISSN 0014-4819.
24. DICHGANS, J., MAURITZ, K., H., ALLUM, J., H., BRANDT, T. Postural sway in normals and atactic patients: analysis of the stabilising and destabilizing effects of vision. *Agressologie*, 1976, vol. 17, n. C (spec no), pg. 15–24. ISSN 0002-1148.
25. DIJKSTRA, T., M., H., SCHÖNER, G., GIELEN C., C. Temporal stability of the action-perception cycle for postural control in a moving visual environment. *Experimental Brain Research*, 1994, vol. 97, n. 3, pg. 477–486. ISSN 0014-4819.
26. DVOŘÁK, R. *Základy kinezioterapie.* 3. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2007. 104 s. ISBN 978-80-244-1656-4.

27. EGGERS, S., D., ZEE, D., S. Evaluating the dizzy patient: bedside examination and laboratory assessment of the vestibular system. *Seminars in Neurology*. March 2003, vol. 23, n.1, pg. 47-58. ISSN 0271-8235.
28. GAUCHARD, G., C., GANGLOFF, P., JEANDEL, C., PERRIN, P. P. Physical activity improves gaze and posture control in the elderly. *Neuroscience Research*, April 2003, vol. 45, n. 4, pg. 409-417. ISSN 0168-0102.
29. GOLDREICH, D., KANICS, I., M. Tactile acuity is enhanced in blindness. *Journal of Neuroscience*, April 2003, vol. 23, n. 8, pg. 3439-3445. ISSN 0270-6474.
30. GORDON, C., R., FLETCHER, W., A., MELVILL JONES, G., BLOCK, E., W. Adaptive plasticity in the control of locomotor trajectory. *Experimental Brain Research*, January 1995, vol. 102, n. 3, pg. 540-545. ISSN 0014-4819.
31. GUERRAZ, M., BRONSTEIN, A., M. Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. *Clinical Neurophysiology*, December 2008, vol. 38, n. 6, pg. 391-398. ISSN 1388-2457.
32. GURFINKEL, V., S., IVANENKO, Y., P., LEVIK, S., BABAKOVA, I., A. Kinesthetic reference for human orthograde posture. *Neuroscience*, September 1995, vol. 68, n. 1, pg. 229-243. ISSN 0306-4522.
33. GURFINKEL, V., S., LIPSHITS, M., I., MORI, S., POPOV, K. Postural reactions to the controlled sinusoidal displacement of the supporting platform. *Agressologie*, 1976, vol. 17, n. A (spec no), pg. 71-76. ISSN 0002-1148.
34. HALLIDAY, D., RESNICK, R., WALKER, J. *Fyzika*. 1. vyd. Brno: Vutium, 2000. 328 s. ISBN 80-214-1868-0.
35. HORAK, F., B. Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*, December 1987, vol. 67, n. 12, pg. 1881-1885. ISSN 0031-9023.
36. HORAK, F., B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, September 2006, vol. 35, suppl. 2, pg. ii7-ii11. ISSN 0002-0729.
37. HORAK, F., B., MacPHERSON, J., M. Postural orientation and equilibrium. In SHEPARD, J., ROWELL, L. (ed.). *Handbook of physiology*. New York: Oxford University Press, 1996. pg. 255-292. ISBN 0195091744.
38. HORAK, F., B., NASHNER, L., M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, June 1986, vol. 55, n. 6, pg. 1369-1381. ISSN 0022-3077.
39. HORAK, F., B., SHARON, M., H., SHUMWAY-COOK, A. Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders. *Physical Therapy*, May 1997, vol. 77, n. 5, pg. 517-533. ISSN 0031-9023.

40. HORAK, F., SHUPERT, C., MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in aging: A review. *Neurobiology of Aging*, November-December 1989, vol. 10, n. 6, pg. 727-745. ISSN 0197-4580.
41. HOŠKOVÁ, B., MATOUŠKOVÁ, M. *Kapitoly z didaktiky zdravotní tělesné výchovy pro studující FTVS UK*. 1.vyd. Praha: Karolinum, 2007. 135 s. ISBN 978-80-246-1392.
42. HORVAT, M. a kol. Compensatory Analysis and Strategies for Balance in Individuals with Visual Impairments. *Journal of Visual Impairment and Blindness*, November 2003, vol. 97, n. 11, pg. 695-703. ISSN 0145-482X.
43. HYCL, J., TRYBUČKOVÁ, L. *Atlas oftalmologie*. 2. vyd. Praha: Triton, 2008. 239s. ISBN 978-80-7387-160-4.
44. JANDA, V., VÁVROVÁ, M. Senzomotorická stimulace. Základy proprioceptivního cvičení. *Rehabilitácia*, 1992, roč. 25, č. 3, s. 14-34. ISSN 0375-0922.
45. JANURA, M., JANUROVÁ, E. *Fyzikální základ biomechaniky*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2007. 95 s. ISBN 978-80-244-1805-6.
46. JAVŮREK, J. *Vybrané kapitoly z klinické kineziologie*. 1. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1986. 264 s. bez ISBN
47. JEKA, J., KELVIN, S., KIEMEL, T. Multisensory information for human postural control: integrating touch and vision. *Experimental Brain Research*, September 2000, vol. 134, n. 1, pg. 107-125. ISSN 0014-4819.
48. JEKA, J., SCHÖNER, G., DIJKSTRA, T., RIBEIRO, P., LACKNER, J.R. Coupling of fingertip somatosensory information to head and body sway. *Experimental Brain Research*, March 1997, vol. 113, n. 3, pg. 475-483. ISSN 0014-4819.
49. JOHANSSON, R., MAGNUSSON, M. Human postural dynamics. *Critical Reviews Biomedical Engineering*, 1991, vol. 18, n. 6, pg. 413-437. ISSN 0278-940X.
50. JOHANSSON, R., MAGNUSSON, M., AKESSON, M. Identification of human postural dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, October 1988, vol. 35, n. 10, pg. 858-869. ISSN 0018-9294.
51. JUODŽBALIENE, V., MUCKUS, K. The influence of the degree of visual impairment on psychomotor reaction and equilibrium maintenance of adolescents. *Medicina (Kaunas)*, 2006, vol. 42, n. 1, pg. 49-56. ISSN 1010-660X.
52. KAPTEYN a kol. Standardization in Platform Stabilometry being a Part of Posturography. *Agressologie*, June 1983, vol. 24, n. 7, pg. 321-326. ISSN 0002-1148.
53. KARAS, V., OTÁHAL, S., SUŠANKA, P. *Biomechanika tělesných cvičení*. 1. vyd. Praha: SPN, 1990. 182 s. ISBN 80-04-20554-2.
54. KARNATH, H.O., FERBER, S., DICHGANS, J. The neural representation of postural control in humans. *PNAS*, December 2000, vol. 97, n. 25, pg. 13931-13936. ISSN 0027-8424.

55. KARNATH, H., O., FETTER, M., NIEMEIER, M. Disentangling gravitational, environmental, and egocentric reference frames in spatial neglect. *Journal of Cognitive Neuroscience*, November 1998, vol. 10, n. 6, pg. 680–90. ISSN 0898-929X.
56. KEBLOVÁ, A. *Integrované vzdělávání dětí se zrakovým postižením*. 1. vyd. Praha: Septima, 1996. 100s. ISBN 80-7216-104-0.
57. KERR, B., CONDON, S., M., McDONALD, L., A. Cognitive spatial processing and the regulation of posture. *Journal of Experimental Psychology, Human Perception and Performance*, October 1985, vol. 11, n. 5, pg. 617-622. ISSN 0096-1523.
58. KING, M.B., JUDGE, J.O., WOLFSON, L. Functional base of support decrease with age. *Journal of Gerontology*, 1994, vol. 45, n. 6, pg. 258-263. ISSN 0022-1422.
59. KOLÁŘ, P. Význam vývojové kineziologie pro manuální medicínu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, prosinec 1996, roč. 3, č. 4, s. 152-155. ISSN 1211-2658.
60. KOLÁŘ, P. a kol. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.
61. KOLÍN, J. *Oční lékařství*. 2. přeprac. vyd. Praha: Karolinum, 2007. 109 s. ISBN 978-80-246-1325-3.
62. KOMEŠTÍK, B. *Posturální motorika a rovnováhové schopnosti člověka*. Závěrečná vědecká zpráva interní grantové úlohy. Hradec Králové: KTVS PdF UHK, 1998.
63. KRAUS, H. a kol. *Kompendium očního lékařství*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1997. 341 s. ISBN 80-7169-079-1.
64. KUCHYNKA, P. a kol. *Oční lékařství*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2007. 812 s. ISBN 978-80-247-1163-8.
65. KVĚTOŇOVÁ-ŠVECOVÁ, L. *Oftalmopedie*. 2. vyd. Brno: Paido, 2000. 70 s. ISBN 80-85931-84-2.
66. LAJOIE, Y., TEASDALE, N., BARD, C., FLEURY, M. Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Experimental Brain Research*, December 1993, vol. 97, n. 1, pg.139-144. ISSN 0014-4819.
67. LEE, D., N., LISHMAN, J., R., Visual proprioceptive control of stance. *Journal of Human Movement Studies*, March 1975, vol. 1, n.1, pg. 87-95. ISSN 0306-7297.
68. LEJEUNE, L., ANDERSON, D., I., CAMPOS, J., J., WITHERINGTON, D., C., UCHIYAMA, I., BARBU-ROTH, M. Responsiveness to terrestrial optic flow in infancy: Does locomotor experience play a role? *Human Movement Science*, February 2006, vol. 25, n. 1, pg. 4-17. ISSN 0167-9457.
69. LESTIENNE, F., G., THULLIER, F., LEPELLEY, M., CH. Tactile perception and virtual guidance of movement: from clinical to artistic applications. *Schedac*, 2010, vol. 4, n. 1, pg. 49-58. bez ISSN

70. LESTIENNE, F., SOECHTING, J., BERTHOZ, A. Postural readjustments induced by linear motion of visual scenes. *Experimental Brain Research*, June 1977, vol. 28, n. 3-4, pg. 363–384. ISSN 0014-4819.
71. LEWIT, K. Vztah struktury a funkce v pohybovém systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, září 2000, roč. 7, č. 3, s. 99-101. ISSN 1211-2658.
72. LITVAK, G., A. *Nástin psychologie nevidomých a slabozrakých*. 1.vyd. Praha: SPN, 1979. 172s. bez ISBN
73. LORD, S., R., WARD, J., A., WILLIAMS, P. Exercise effect on dynamic stability in older women: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, March 1996, vol. 77, n. 3, pg. 232-236. ISSN 0003-9993.
74. MacPHERSON, J., M. Changes in a postural strategy with inter-paw distance. *Journal of Neurophysiology*, March 1994, vol. 71, n. 3, pg. 931-40. ISSN 0022-3077.
75. MAHEŠVÁRÁNANDA, P. *Systém „Jóga v denním životě“*. 1. vyd. Praha: Mladá Fronta, 2006. 448 s. ISBN 80-204-1277-8.
76. MARTINÍK, K., VOPLATEK, V., KRYL, L. Posturografie – přehled diagnostiky vzpřímeného stoje člověka. *Informační zpravodaj VLVDÚ*, 1981, roč. 22, č. 3-4. s. 107-165. ISSN 0231-6641
77. MASSION, J. Postural Control Systems. *Current Opinion in Neurobiology*, December 1994, vol. 4, n. 6, pg. 877-887. ISSN 0959-4388.
78. MASSION, J. Postural Control Systems in Developmental Perspective. *Neuroscience and Behavioral Reviews*, March 1998, vol. 22, no. 4, pg. 465-472. ISSN 0149-7634.
79. MAURER, C., MERGNER, T., PETERKA, R., J. Multisensory control of human upright stance. *Experimental Brain Research*, May 2006, vol. 171, n. 2, pg. 231-250. ISSN 0014-4819.
80. MAYLOR, E., A., WING, A., M. Age differences in postural stability are increased by additional cognitive demands. *Journals of gerontology. Series B, Psychological sciences and social sciences*, May 1996, vol. 51, n. 3, pg. 143-154. ISSN 1079-5014.
81. McGIBBON, C., A. a kol. Tai Chi and vestibular rehabilitation effects on gaze and whole-body stability. *Journal of Vestibular Research*, 2004, vol. 14, n. 6, pg. 467-478. ISSN 0957-4271.
82. MENSENDIECK, B. *Armut der Bewegung in täglichen Leben*. München: Bruckman, 1927. bez ISBN
83. MIKLOVÁ, L. *Ovlivnění držení těla u osob se zrakovým postižením*. Praha, 2008. 72 s. Diplomová práce na UK FTVS. Vedoucí diplomové práce Blanka Hošková
84. MIKLOVÁ, L. *Ovlivnění svalové dysbalance u osob se zrakovým postižením*. Praha, 2006. 74 s. Diplomová práce na FTVS UK. Vedoucí diplomové práce Blanka Hošková.

85. MIKLOVÁ, L. *Pohybové stereotypy a zrakové postižení*. Praha, 2009. 95 s. Disertační práce na FTVS UK.
86. MISZKO, T., A. a kol. Tai Chi for People with Visual Impairments: A Pilot Study. *Journal of Visual Impairment and Blindness*. January 2004, vol. 98, n. 1, pg. 5-13. ISSN 0145-482X.
87. MORAVCOVÁ, D. *Zraková terapie slabozrakých a pacientů s nízkým vizem*. 1. vyd. Praha: TRITON, 2004. 203 s. ISBN 80-7254-476-4.
88. NASHNER, L., M. A model describing vestibular detection of body sway motion. *Acta Otolaryngologica*, December 1971, vol. 72, n. 6, pg. 429–436. ISSN 0001-6489.
89. NASHNER, L., M., McCOLLUM, G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Science*, 1985, vol. 8, n. 1, pg. 135-172. ISSN 0140-525X.
90. NASHNER, L., M., WOLFSON, P. Influence of head position and proprioceptive cues on short latency postural reflexes evoked by galvanic stimulation of the human labyrinth. *Brain Research*, February 1974, vol. 67, n. 2, pg. 225-268. ISSN 0006-8993.
91. NEKVINDA, M. *Diagnostika rovnováhových schopností a posturální motorika člověka*. Hradec Králové, 1996. 76 s. Diplomová práce na PdF UHK.
92. PAULUS, W., M., STRAUBE, A., BRANDT, T. Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain*, December 1984, vol. 107, n. 4, pg. 1143-1163. ISSN 0006-8950.
93. PAVLŮ, D. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I. 2. přeprac. vyd.* Brno: CERM, 2002. 239s. ISBN 80-7204-312-9.
94. PETERKA, R., J. Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, September 2002, vol. 88, n. 3, pg. 1097-1118. ISSN 0022-3077.
95. PETŘÍKOVÁ, L. *Vliv stimulace receptorů nohy pohybovým programem na stabilizaci stoje u zrakově postižených osob*. Praha, 2007. 74 s. Diplomová práce na FTVS UK. Vedoucí diplomové práce Pavel Strnad.
96. PIPEKOVÁ, J. *Kapitoly ze speciální pedagogiky*. 2. vyd. Brno: Paido, 2006. 404 s. ISBN 80-7315-120-0.
97. POLLOCK, A., S., DURWARD, B., R., ROWE, P., J., PAUL, J., P. What is balance? *Clinical Rehabilitation*, August 2000, vol. 14, n. 4, pg. 402-6. ISSN 0269-2155.
98. PORTFORS-YEOMANS, C., V., RIACH, C., L. Frequency characteristics of postural control of children with and without visual impairment. *Developmental medicine and child neurology*, May 1995, vol. 37, n. 5, pg. 456-463. ISSN 0012-1622.
99. PRINCE, F., CORRIVEAU, H., HERBER, T., R., WINTER, A. Gait in the elderly. *Gait and Posture*, April 1997, vol. 5, n. 2, pg. 128–135. ISSN 0966-6362.

100. PYYKKÖ, I., VESIKIVI, M., ISHIZAKI, H., MAGNUSSON, M., JUHOLA, M. Postural control in blinds and in Usher's syndrome. *Acta Otolaryngologica Supplement*, 1991, vol. 481, pg. 603–606. ISSN 0001-6489.
101. RAY, CH., HORVAT, M., KEEN, K., BLASCH, B., B. Using Tai Chi as an Exercise Intervention for Improving Balance in Adults with Visual Impairments: Two Case Studies. *Rehabilitation and Education for Blindness and Visual Impairment*, 2005, vol. 37, n. 1, pg. 17-24. ISSN 0899-1510.
102. RADVAY, X., DUHOUX, S., KOENIG-SUPIOT, F., VITAL-DURAND, F. Balance training and visual rehabilitation of age-related macular degeneration patients. *Journal of Vestibular Research*, 2007, vol. 17, n. 4, pg. 183-193. ISSN 0957-4271.
103. REDFERN, M., YARDLEY, L., BRONSTEIN, A. Visual influence on balance. *Journal of Anxiety Disorders*, January-April 2001, vol. 15, n. 1-2, pg. 81-94. ISSN 0887-6185.
104. RESNIKOFF, S. a kol. Global data on visual impairment in the year 2002. *Bulletin of the World Health Organization*. November 2002, vol. 82, n. 11, pg. 844-851. ISSN 0042-9686. Dostupné z [http://whqlibdoc.who.int/bulletin/2004/Vol82-No11/bulletin_2004_82\(11\)_844-851.pdf](http://whqlibdoc.who.int/bulletin/2004/Vol82-No11/bulletin_2004_82(11)_844-851.pdf).
105. RODER, B. a kol. Improved auditory spatial tuning in blind humans. *Nature*, July 1999, vol. 400, n. 640, pg.162-6. ISSN 0028-0836.
106. RUBINŠTEJN, S., L. *Základy obecné psychologie*. Praha: SPN, 1967. 761 s. bez ISBN
107. SCHENCK, C., R. a kol. *Athletic training and sports medicine*. 3. vyd. Rosemont, Illinois: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1999. 862 s. ISBN 0-89203-172-7.
108. SCHIEPPATI, M. a kol. Subjective perception of body sway. *Journal of Neurology and Neurosurgery and Psychiatry*. March 1999, vol. 66, n. 3, pg. 313–22. ISSN 0022-3050.
109. SCHMID, M. a kol. Equilibrium during static and dynamic tasks in blind subjects: no evidence of cross-modal plasticity. *Brain*, August 2007, vol. 130, n. 8, pg. 2097-2107. ISSN 0006-8950.
110. SCHULTZ, J., H. *Autogenní trénink: sebeovládáním ke zdraví*. 1. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1976. 24 s. bez ISBN
111. SLEEUWENHOEK, H., C., HANNEKE, C. BOTER, R., D., ROELAND, D. Perceptual-motor performance and the social development of visually impaired children. *Journal of Visual Impairment and Blindness*, July-August 1995, vol. 89, n. 4, pg. 359-367. ISSN 0145-482X.
112. SOUCHARD, PH., E. *Méthode Mézières*. Paris: Maloine, 1979. 115 s. bez ISBN

113. SRDEČNÝ, V. a kol. *Tělesná výchova zdravotně oslabených*. 2. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1982. 256 s. ISBN 14-216-82.
114. STOFFREGEN, T., A. Flow structure versus retinal location in the optical control of stance. *Journal of experimental psychology. Human perception and performance*. October 1985, vol. 11, n. 5, pg. 554-565. ISSN 0096-1523.
115. STOFFREGEN, T., A. The role of optical velocity in the control of stance. *Perception and Psychophysics*. May 1986, vol. 39, n. 5, pg. 355-360. ISSN 0031-5117.
116. STONES, M. J., KOZMA, A. Balance and age in the sighted and blind. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, February 1987, vol. 68, n. 3, pg. 85-89. ISSN 0003-9993.
117. STRNAD, P. *Vybrané kapitoly z tělesné výchovy zdravotně oslabených*. 1. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1989. 165 s. ISBN 17-070-80.
118. SYNEK, S., SKORKOVSKÁ, Š. *Fyziologie oka a vidění*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2004. 95 s. ISBN 80-247-0786-1.
119. TEASDALE, N., SIMONEAU, M. Attentional demands for postural control: the effects of ageing and sensory reintegration. *Gait and Posture*, December 2001, vol. 14, n. 3, pg. 203-210. ISSN 0966-6362.
120. TINETTI, M., E., SPEECHLEV, M., GINTER, S., F. Risk factors for falls among elderly persons living in community. *New England Journal of Medicine*, December 1988, vol. 312, n. 26, pg.1701-1707. ISSN 0028-4793.
121. THEORET, H. a kol. Behavioral and neuroplastic changes in the blind: evidence for functionally relevant cross-modal interactions. *Journal of Physiology*, January-June 2004, vol. 98, n. 1-3, pg. 221-223. ISSN 0928-4257.
122. TOKIZANE, T., MURAO, M., OGATA, T., KONDO, T. Electromyographic studies on tonic neck, lumbar and labyrinthine reflexes in normal persons. *Japanese Journal of Physiology*, November 1951, vol. 2, n. 2, pg. 130-146. ISSN 0021-521X.
123. TROJAN, S., DRUGA, S., PFEIFFER, J. *Centrální mechanismy řízení motoriky*. 2.vyd. Praha: Avicenum, 1990. 253 s. ISBN 80-201-0054-7.
124. TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3.vyd. Praha: Grada, 2005. 240s. ISBN 80-247-1296-2.
125. VÁGNEROVÁ, M. *Oftalmolopsychologie dětského věku*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995. 182 s. ISBN 80-7184-053-X.
126. VAN BOVEN, R., W. a kol. Tactile spatial resolution in blind braille readers. *Neurology*, June 2000, vol. 54, n. 12, pg. 2230-2236. ISSN 0028-3878.

127. VAN DER FITS, I., B., HADDERS-ALGRA, M. The development of postural response patterns during reaching in healthy infants. *Neuroscience & biobehavioral reviews*. July 1998, vol. 22, n. 4, pg. 521-526. ISSN 0149-7634.
128. VAN INGEN SHENAU, G., J., PRATT, C., A., MACPHERSON, J., M. Differential use and control of mono- and biarticular muscles. *Human Movement Science*, August 1994, vol. 13, n. 3-4, pg. 495-517. ISSN 0167-9457.
129. VAŘEKA, I. Dynamický model „tříbodové“ opory nohy. *Rehabilitácia*, 2004, roč. 41, č. 3, s. 131-137. ISSN 0375-0922.
130. VAŘEKA, I. Posturální stabilita I. Část: terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, prosinec 2002, roč. 9, č. 4, s. 115-121. ISSN 1211-2658.
131. VAŘEKA, I. Posturální stabilita II. Část: řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, prosinec 2002, roč. 9, č. 4, s. 122-129. ISSN 1211-2658.
132. VAŘEK, I., DVOŘÁK, R. Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, srpen 1999, roč. 6, č. 3, s. 84-85. ISSN 1211-2658.
133. VÉLE, F. *Kineziologie*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
134. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995. 85 s. ISBN 382-118-95.
135. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 1997. 271 s. ISBN 80-7169-256-5.
136. VÉLE, F. Pohyb a vědy o pohybu. Část II. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, březen 1995, roč. 2, č. 1, s. 19-24. ISSN 1211-2658.
137. VÉLE, F., ČUPMELÍK, J., PAVLŮ, D. Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, březen 2001, roč. 8, č. 3, s. 103-105. ISSN 1211-2658.
138. VOJTA, V. Vyjadřovací schopnost vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, březen 1997, roč. 4, č. 1, s. 7-10. ISSN 1211-2658.
139. VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip: Svalové souhry reflexní lokomoce a motorická ontogeneze*. 1. vyd. Praha: GRADA, 1995. 184 s. ISBN 80-7169-004-X.
140. WADE, M., G., JONES, G. The Role of Vision and Spatial Orientation in the Maintenance of Posture. *Physical Therapy*, June 1997, vol. 77, n. 6, pg. 619-28. ISSN 0031-9023.
141. WINTER, D., A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, December 1995, vol. 3, n. 4, pg. 193-214. ISSN 0966-6362.

142. WOLSLEY, C., J., SAKELLARI, V., BRONSTEIN, A., M. Reorientation of visually evoked postural responses by different eye-in-orbit and head-on-trunk angular positions. *Experimental Brain Research*, September 1996, vol. 111, n. 2, pg. 283-288. ISSN 0014-4819.

143. WOOLLACOTT, M., SHUMWAY-COOK, A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait and Posture*. August 2002, vol. 16, n. 1., pg. 1-14. ISSN 0966-6362.

Elektronické zdroje:

1. „ANONYM“ *Motorika* [online]. Poslední revize 2011 [cit. 9. 1. 2011]. Dostupné z <http://encyklopedie.vseved.cz/motorika>.

2. „ANONYM“ *Perception* [online]. Poslední revize 20. 10. 2009 [cit. 16. 2. 2011]. Dostupné z <http://www.neurobiography.info/teaching/lecture.php?lectureid=1&mode=all>.

3. „ANONYM“ *Stabilität* [online]. Poslední revize 20.12. 2010 [cit. 8. 1. 2011]. Dostupné z <http://de.wikipedia.org/wiki/Stabilität>.

4. BRABEC, P. *Optické přístroje* [online]. Poslední revize 20. 11. 2004 [cit. 9. 2. 2011]. Dostupné z <http://fyzika.gbn.cz/phprs/view.php?cisloclanku=2004112001>.

5. BRODAL, L. *Anatomy* [online]. Poslední revize neuvěděna [cit. 14. 2. 2011] Dostupné z <http://web.sc.itc.keio.ac.jp/anatomy/brodal/2-2.gif>.

6. HENDL, J. *Metodologie, statistika, kvalitativní výzkum* [online]. Poslední revize 6. 4. 2010 [cit. 6. 3. 2011]. Dostupné z <http://www.ftvs.cuni.cz/hendl/metodologie/index1.htm>.

7. HRUBÝ, J. *Čím je středisko Teresiás - vstupní statistická rozvaha*. [online] Poslední revize 18. 4. 2007 [cit. 8. 1. 2011]. Dostupné z <http://www.teiresias.muni.cz/?chapter=2-2>.

8. MÍKOVÁ, M. *Kineziologická laboratoř II – Posturální stabilita* [online]. Poslední revize 2006 [cit. 6. 1. 2011]. Dostupné z http://krtvl.upol.cz/prilohy/36_1148227488.pdf.

9. OTÁHAL, S. a kol. *Medulla spinalis* [online]. Poslední revize neuvěděna [cit. 12. 2. 2011]. Dostupné z http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/kineziologie/propedeutika_rizeni_medulla.php.

10. OTÁHAL, S. a kol. *Těžiště lidského těla* [online]. Poslední revize neuvěděna [cit. 10. 1. 2011]. Dostupné z http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/geometrie_teziste.php.

11. RUSSEK, L. *Proprioception: Changes with injury, disease and rehabilitation* [online]. Poslední revize 27. 6. 2006 [cit. 12. 2. 2011]. Dostupné z www.people.clarkson.edu/~lrussek/proprioception.ppt.