

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav fyzioterapie

**VLIV ZMĚN VIRTUÁLNÍHO PROSTŘEDÍ NA POSTURÁLNÍ
REAKTIVITU**

Diplomová práce

Autor: Bc. Petra Kadlčíková
Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Martina Marková

Olomouc 2012

ANOTACE

Název práce v ČJ: Vliv změn virtuálního prostředí na posturální reaktivitu

Název práce v AJ: The influence of virtual environment alteration
on postural reactivity

Datum zadání: 2011-01-31

Datum odevzdání: 2012-05-21

Autor práce: Bc. Petra Kadlčíková

Instituce: Ústav fyzioterapie, Fakulta zdravotnických věd
Univerzity Palackého v Olomouci

Vedoucí práce: Mgr. Martina Marková

Oponent práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Cílem diplomové práce je objasnit význam zrakových informací v posturální kontrole. V teoretické části jsou uvedeny poznatky o posturální kontrole, úloze zraku při posturální stabilizaci a uměle generovaném prostředí. Výzkumná část je zaměřena na objektivizaci velikosti a rychlosti posturálních výchylek s využitím inklinometru. Sledovanou situací byla projekce pohybujícího se prostředí na plátno umístěné před jedincem. U souboru 25 zdravých probandů byly testovány celkem 4 situace – klidný stoj bez projekce a stoj během projekce 3 různých modifikací rychlosti videonahrávky.

Abstrakt v AJ:

The main purpose of this thesis is to clarify the importance of visual inputs in postural control. The theoretical part shows the findings about postural control, the role of vision in postural stabilization and artificially generated environment. The experimental part aims on objectivisation of magnitude and velocity of postural sways using inclinometer. The observed situation was a moving environment projection on a screen placed in front of the subject. In 25 healthy subjects were tested 4 situations in total – quite stance without projection and then with projection of 3 modified speeds of videotape.

Klíčová slova v ČJ: posturální reaktivita, posturální výchylky, inklinometr, posturální kontrola, zrak, virtuální prostředí

Klíčová slova v AJ: postural reactivity, postural sway, inclinometer, postural control, vision, virtual environment

Počet stran: 90 stran, 15 příloh

Místo zpracování: Olomouc

Místo uložení: Ústav fyzioterapie, FZV UP – sekretariát/děkanát

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Martiny Markové a uvedla všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne 21. 5. 2012

.....

Děkuji Mgr. Martině Markové za ochotu, odborné vedení, cenné rady a připomínky k diplomové práci, Mgr. Zdenku Svobodovi, Ph.D. za pomoc a rady při statistickém zpracování dat. Zároveň chci poděkovat své rodině, která mi byla po celou dobu studia oporou.

OBSAH

ÚVOD.....	8
1 TEORETICKE POZNATKY	9
1.1 Posturální kontrola.....	9
1.1.1 Senzorická komponenta posturální kontroly	11
1.1.1.1 Somatosenzorický systém	11
1.1.1.2 Zrakový systém	12
1.1.1.3 Vestibulární systém	12
1.1.1.4 Graviceptory	13
1.1.2 Konvergence senzorických vstupů a jejich organizace	13
1.1.3 Posturální stabilita a posturální reaktivita.....	15
1.1.3.1 Biomechanické aspekty posturální stability	15
1.1.3.2 Strategie zajištění posturální stability.....	16
1.1.3.3 Objektivizace posturálního chování pomocí inklinometru a dynamické počítačové posturografie	19
1.2 Zrak v posturální kontrole.....	20
1.2.1 Tok optických informací.....	21
1.2.2 Iluze pohybu pozorovatele a pohyb prostředí.....	23
1.2.3 Zrakem indukovaná percepce self-motion.....	24
1.2.3.1 Pohyb experimentálně vytvořené vizuální scény – lineární vychýlení vizuálního rámce.....	24
1.2.3.2 Pohyb experimentálně vytvořené vizuální scény – rotační vychýlení vizuálního rámce.....	26
1.2.3.3 Pohybová paralaxa.....	26
1.3 Uměle generované prostředí	28
1.3.1 Prvky systémů virtuálního světa	29
1.3.2 Využití virtuálního prostředí v rehabilitaci.....	30
1.3.3 Výhody a nevýhody užití virtuálního prostředí v rehabilitaci	31
1.3.4 Vliv virtuálního prostředí na posturální chování	32
2 CÍLE A HYPOTÉZY	33
2.1 Cíl.....	33
2.2 Vědecké otázky a hypotézy	33

3	METODA VÝZKUMU	36
3.1	Metodika měření	36
3.1.1	Charakteristika testovaného souboru	36
3.2	Přístrojové měření	36
3.2.1	Průběh měření	36
3.2.2	Hodnocení měření	37
3.3	Statistické zpracování dat	38
4	VÝSLEDKY	39
4.1	Výsledky k vědecké otázce č. 1	39
4.1.1	Komentář k výsledkům vědecké otázky č. 1	40
4.2	Výsledky k vědecké otázce č. 2	41
4.2.1	Komentář k výsledkům vědecké otázky č. 2	42
4.3	Výsledky k vědecké otázce č. 3	44
4.3.1	Komentář k výsledkům vědecké otázky č. 3	45
5	DISKUZE	47
5.1	Diskuze k vědecké otázce č. 1	50
5.2	Diskuze k vědecké otázce č. 2	52
5.3	Diskuze k vědecké otázce č. 3	54
	ZÁVĚR	58
	REFERENČNÍ SEZNAM	59
	SEZNAM ZKRATEK	72
	SEZNAM OBRÁZKŮ	73
	SEZNAM TABULEK	74
	SEZNAM PŘÍLOH	75
	PŘÍLOHY	76

ÚVOD

Udržení stabilního vzpřímeného stoje během měnících se zevních podmínek je základním předpokladem pro provádění běžných denních činností. U zdravého jedince jde o automatickou schopnost, která je výsledkem vzájemné spolupráce sensorického, řídicího a výkonného systému. Zrak je jednou ze složek sensorického systému podílejícího se na posturální kontrole. Je známo, že vizuální vstupy výrazně ovlivňují proces posturální stabilizace tím, že informují o prostoru okolního prostředí.

Úloha zraku v posturální kontrole je předmětem mnoha výzkumů a diskuzí. V posledních letech s rozvojem počítačových technologií se stále více uplatňuje uměle generované prostředí ke zkoumání neurofyziologických procesů v posturální kontrole. Ve studiích je k alteraci zrakových informací využívána široká škála pohybujících se vizuálních stimulů od jednoduché projekce obrazců na displej nebo promítací plátno přes naklápěcí místnosti až k využití nejmodernějších přístrojů pracujících s virtuální realitou. Navíc uměle generované prostředí může sloužit i k nácviku různých motorických úkonů v rámci rehabilitace.

Cílem diplomové práce bylo objektivizovat pomocí inklinometru velikost posturálních vychylek, jejich směrovou preferenci a rychlost v anteroposteriorním směru v závislosti na měnící se vizuální scéně. Virtuální prostředí bylo vytvořeno prostřednictvím projekce videonahrávky jízdy na horské dráze z pohledu jezdce na promítací plátno umístěné před stojícím jedincem. Simulace jízdy proběhla ve 3 rychlostech, nejprve zpomaleně na polovinu původní rychlosti, poté skutečnou rychlostí a nakonec zrychleně na dvojnásobek původní rychlosti. Předmětem zkoumání bylo objasnění fyziologických změn v posturálním chování během alterace zrakových vstupů. Z toho důvodu byli do studie zařazeni pouze jedinci bez ortopedického nebo neurologického deficitu.

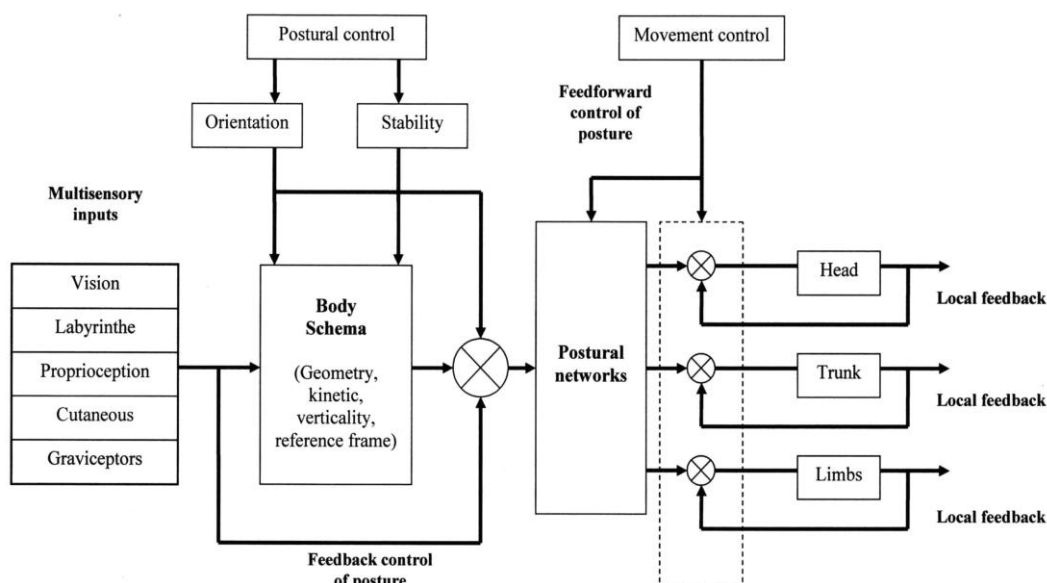
Pro vyhledávání informací bylo využito převážně licencovaných informačních zdrojů Univerzity Palackého v Olomouci. Odborné články byly vyhledávány především v databázích Science Direct a Springer Link a ve vyhledávači Google scholar. Klíčovými slovy pro vyhledávání vědeckých článků byly např. postural control, balance, visual influence, virtual environment, moving visual environment, moving scene, body sway, body tilt. Pro diplomovou práci byly získávány informace převážně z cizojazyčných zdrojů v časovém období od listopadu 2011 do května 2012.

1 TEORETICKE POZNATKY

1.1 Posturální kontrola

Posturální kontrola představuje jednu ze základních funkčních komponent motoriky. Její hlavní úlohou je udržet zaujatou polohu těla v gravitačním poli a reagovat na změny okolního prostředí. V širším slova smyslu se jedná o kontrolu polohy těla v prostoru za účelem posturální stability a posturální orientace jak v klidu, tak při pohybu. Lze říci, že stabilita a orientace jsou 2 různé cíle posturální kontroly, jejichž řízení vyžaduje jak schopnost percepce, zprostředkovanou multisenzorickou integrací vstupů důležitých k rozpoznání polohy a pohybu těla v prostoru, tak schopnost akce, umožněnou výkonným systémem generujícím potřebnou svalovou sílu (viz obr. 1) (Massion, 1994).

Obrázek 1 Centrální organizace posturální kontroly (Massion, 1994).



Existují různé teorie a modely popisující mechanismy řízení vzpřímeného držení těla. Massion & Woollacott (2004) rozlišují genetický a hierarchický model posturální kontroly.

Genetický model posturální organizace je založen na poznatku, že každý zvířecí druh má geneticky determinovanou referenční posturu, např. u člověka se jedná o stoj.

Genetická organizace postury zahrnuje její antigravitační funkci, orientaci tělesných segmentů vzhledem k vektoru tíhové síly, tj. vertikále, a adaptaci postury na orientaci v prostoru. Nástrojem pro vzpřímené držení těla je posturální tonus sledovaný predominantně na extenzorech končetin, zad, krku a musculus masseter. Genetický model zdůrazňuje existenci posturálních reflexů vytvářených na podkladě vstupů ze zrakového, vestibulárního a somatosenzorického systému (Massion & Woollacott, 2004).

Hierarchický model posturální organizace předpokládá existenci hierarchicky uspořádaných reflexů jako odpovědi na multisenzorické informace. Během ontogeneze dochází k posunu od primitivních reakcí na podkladě spinálních reflexů až k posturálním reakcím na nejvyšší kortikální úrovni. Vstupy ze sensorických systémů, zprostředkovávající informace o vzájemné orientaci tělesných segmentů a o poloze vertikálního průmětu těžiště těla do roviny opěrné báze (angl. centre of gravity, COG), představují posturální tělesné schéma (angl. postural body scheme) poskytující interní reprezentaci držení těla, které je zčásti dáno geneticky a částečně je ovlivněno dřívějšími zkušenostmi (Massion, 1994; Massion & Woollacott, 2004). Zahrnuje následující aspekty:

- **„Reprezentace tělesné geometrie“** závisí na aferentaci z proprioceptorů, která informuje o poloze kloubů vzhledem k ostatním tělesným segmentům. Propriocepce tak hraje důležitou roli při zajištění vzpřímené postury.
- **„Reprezentace kinetiky těla“** se týká schopnosti centrálního nervového systému (CNS) zhodnotit podmínky opory a setrvačné vlastnosti jednotlivých segmentů pro přesný odhad polohy COG. Je obecně přijímaným faktem, že stoj je výsledkem „bottom up“ schématu balance, kde referenčními informacemi pro zajištění vzpřímeného stoje jsou reakční síly podložky.
- **„Reprezentace orientace těla vzhledem k vertikále, tj. vektoru tíhové síly“** ve frontální a sagitální rovině je detekována senzory labyrintu, zrakovými a haptickými senzory a graviceptory. Neexistují však žádné statické senzory, které by monitorovaly projekci COG do podložky (Massion & Woollacott, 2004).

Shumway-Cook & Woollacott (2001) dále uvádějí systémovou teorii posturální kontroly, která vyžaduje vzájemnou interakci muskuloskeletálního a řídicího systému. Do muskuloskeletálního systému se řadí rozsah pohybu v kloubech, vlastnosti svalové tkáně, biomechanické vztahy mezi tělesnými segmenty aj. Mezi součásti řídicího systému patří senzory (informace ze zrakového, vestibulárního a somatosenzorického systému), motorické procesy (posturální reakce) a integrační procesy nezbytné pro anticipační (feedforward) a adaptivní (feedback) mechanismy posturální kontroly.

1.1.1 Senzorická komponenta posturální kontroly

Jedním z úkolů CNS je přijímat a třídit senzory (informace ze zrakového, vestibulárního, somatosenzorického systému a také z graviceptorů a na jejich základě určit polohu a pohyb těla vůči prostředí a gravitaci. Informace poskytované jednotlivými senzory jsou určitým způsobem specifické. Z toho důvodu vzniká pro každý ze systémů odlišný referenční rámec pro kontrolu postury (Gurfinkel & Levick in Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

1.1.1.1 Somatosenzorický systém

Somatosenzorický systém zahrnuje kožní cití (mechanocepci, termocepci a nocicepci) a propiocepci. Propriocepcí se rozumí vnímání vzájemné polohy (tzv. statická propiocepce, statestezie) a pohybu jednotlivých částí těla (tzv. dynamická propiocepce, kinestezie) (Králíček, 2011).

Za normálních podmínek při stoje na pevné a ploché podložce poskytuje somatosenzorický systém informace o poloze a pohybu těla vzhledem k podložce. Jinak je tomu při stoje na podložce, která se ve srovnání se subjektem pohybuje (např. stoj ve člunu) nebo na podložce, která není v horizontále (např. stoj na svahu, na rampě). Vertikální orientace těla na základě těchto informací není odpovídající daným podmínkám opory (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

1.1.1.2 Zrakový systém

Zrak je považován za nejdůležitější smysl lidského těla, protože právě jeho prostřednictvím lze získat podle klinických a empirických zkušeností až 90 % informací o okolním prostředí (Fox, 1990; Králíček, 2011).

Zrak hraje důležitou roli nejen při celkové orientaci v prostoru, ale také při anticipaci změn působení vnějších sil a při pohybu (Vařeka, 2002b). Sleduje-li oko pevné body zevního prostředí, získává tak tělo pocit posturální jistoty, ale i nejistoty jako např. při chůzi stezkou nad propastí (Véle, 2006).

Oko jako součást zrakového systému je optický aparát složený z rohovky, komorové vody, čočky a sklivce. Chová se jako centrovaná spojná optická soustava zprostředkovávající zmenšený, převrácený a reálný obraz fixovaného objektu na sítnici. Tyčinky a čípky transformují tyto světelné podněty na elektrické signály, které jsou zrakovými drahami vedeny do projekční oblasti mozkové kůry, kde jsou zpracovány (Králíček, 2011).

1.1.1.3 Vestibulární systém

Vestibulární aparát slouží k detekci polohy a pohybu hlavy vzhledem k okolnímu prostředí. Umožňuje tak udržovat vzpřímené držení těla (posturální reflexní reakce). Jednou z jeho dalších funkcí je, prostřednictvím vestibulookulárního reflexu, zajistit fixaci nazíraného objektu při měnící se poloze hlavy (Králíček, 2011).

Periferní částí vestibulárního systému je vestibulární aparát neboli statokinetické čidlo. Nachází se v blanitém labyrintu, který je vyplněn endolymfou a obklopen perilymfou. Kinetickým čidlem jsou tři polokruhové kanálky orientované v navzájem kolmých rovinách. Statická čidla tvoří makulární orgány – sakulus a utrikulus. Centrální část se skládá ze 4 vestibulárních jader uložených na spodině IV. komory, talamu a mozkové kůry (Králíček, 2011).

Otolity, krystalky uhličitanu vápenatého v blanitém labyrintu, poskytují informace o směru působení vektoru tíhové síly. Vertikální orientace hlavy ve tmě je připisována právě aktivitě těchto sensorů (Magnus; De Kleijn in Massion & Woollacott, 2004). Distribuce otolitových receptorů ve vertikální a horizontální rovině poskytuje informace o inklinaci hlavy vzhledem k vertikále v sagitální i frontální rovině. Dále otolity detekují lineární zrychlení ve vertikální i horizontální ose, avšak informace o vektoru tíhové síly v případě pohybujícího se subjektu (nebo jeho hlavy)

je zkršená. Úhlové zrychlení detekují 3 páry polokruhovitých kanálků (Massion & Woollacott, 2004).

1.1.1.4 Graviceptory

Existence graviceptorů v lidském těle je stále diskutována. Nepřímý důkaz jejich existence poskytla studie zkoumající orientaci těla potápěčů. Ukázala, že ponoření těla pod vodu způsobuje jeho náklon dopředu vzhledem k vertikále. Autoři studie toto vychýlení těla vysvětlují tím, že graviceptory při abnormálních tíhových podmínkách poskytují nesprávné informace o poloze těla (Massion et al. in Massion, 1998).

Dietz et al. in Massion & Woollacott (2004) zkoumal posturální reakce u jedinců stojících na silové plošině umístěné pod vodou. Při perturbovaném stoji však nenaměřil žádné posturální reakce z důvodu vyrušení působení hmotnosti jedince tlakem vody. Proto umístil pod vodou závaží na jednotlivé klouby s cílem obnovit jejich původní zatížení. Za těchto podmínek již byly kompenzační posturální reakce během perturbace stále přítomny.

Detekce vektoru tíhové síly tak slouží k vytvoření referenčního rámce pro umístění různých tělesných segmentů vzhledem k sobě navzájem a k okolnímu prostředí (Massion & Woollacott, 2004).

1.1.2 Konvergence senzoričkých vstupů a jejich organizace

Senzoričké informace jsou dynamicky regulovány a modifikovány změnami zevního prostředí (Peterka, 2002). Navzdory dostupnosti mnoha zdrojů senzoričkých informací, je CNS v konkrétní situaci schopna upřednostnit jeden systém před druhým za účelem zajištění posturální stability (Forssberg & Nashner, 1982). Zdraví jedinci inklinují k využívání informací hlavně z propioceptorů. Podíl těchto aferentních informací na posturální stabilitě je 70 % při kontaktu chodidel s pevnou podložkou při neměnném prostředí, zatímco vstupy z vestibulárního systému čítají 20 % a zrakové podněty pouhých 10 % (Horak, 2006; Peterka, 2002). Zrakové a vestibulární podněty jsou relevantnějším zdrojem informací, jsou-li informace z propioceptorů nespolehlivé, jako je tomu při stoji na nestabilní podložce nebo při situaci intenzivní fixace blízkého cíle zrakově (Fitzpatrick & McCloskey, 1994).

Dietz et al. in Shumway-Cook & Woollacott (2007) popisují různou latenci odpovědi výkonného systému při perturbaci určitého sensorického vstupu ve stoji. Při alteraci zrakových informací je latence svalové odpovědi zhruba 200 ms, zatímco perturbace somatosenzorického systému má za následek kratší latenci svalové kontrakce, a to přibližně 80-100 ms. Participace vestibulárního systému na posturální kontrole je oproti výše zmíněným menší, latence posturálních reakcí je přibližně desetkrát delší než v případě perturbace somatosenzorického vstupu. Z toho důvodu mají právě somatosenzorické vstupy větší podíl na posturální kontrole v porovnání s ostatními sensorickými systémy (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Aferentní informace hrají klíčovou roli při kontrolování vzpřímeného stoje a stabilizaci těla i během působení zevních rušivých podnětů. Redundance neboli nadbytečnost sensorických informací je v takovém případě nezbytná vzhledem k možným odlišnostem informací poskytovaných jednotlivými systémy. Navíc každý ze sensorických systémů má nastaven práh citlivosti na jinou úroveň (Massion & Woollacott, 2004).

Podle Massion & Woollacott (2004) lze rozlišit různé způsoby zpracování aferentních vstupů:

- **„Aditivní efekt“** integrace sensorických informací lze chápat jako přidávání informací z jednoho systému k informacím z ostatních systémů. Aditivním způsobem lze částečně vysvětlit kompenzaci suprese jednoho ze sensorických systémů (Massion & Woollacott, 2004).
- **„Selektivní způsob“** integrace vstupů označuje schopnost CNS vybrat v případě sensorického konfliktu dominantní vstup (Massion & Woollacott, 2004). Příkladem může být pocit vychýlení těla směrem dopředu ve stoji se zavřenými očima při vibraci Achillovy šlachy stimulující somatosenzorický systém, který signalizuje protažení muscui gastrocnemii a musculus soleus. Avšak v případě otevřených očí nemá vibrace žádný posturální efekt. Retinální vstup se tak stává dominantním, zatímco vstup v konfliktu s informacemi z vizuálního a vestibulárního systému je zamítnut (Roll & Roll in Massion & Woollacott, 2004).

Existují tedy odlišné hypotézy popisující proces, jakým CNS organizuje sensorické informace během měnících se podmínek:

- **„Intermodální teorie sensorické organizace“** podle Stoffregen & Riccio in Shumway-Cook & Woollacott (2007) předpokládá, že každý sensorický systém má neměnný, rovnoměrný podíl na posturální kontrole, a tudíž nedochází ke vzájemnému konfliktu aferentních informací.
- **„Sensorická „weighting“ hypotéza“** zastává názor, že jednotlivé sensorické systémy v optimálním poměru přispívají k posturální kontrole vzhledem k typu úkolu, vlastnostem prostředí a věku jedince. Právě využití optimálního poměru informací ze somatosenzorického, vestibulárního a zrakového systému je důležité v situacích sensorického konfliktu, se kterými se lze setkat v běžném životě. Podíl jednotlivých sensorických systémů na posturální stabilizaci lze vyšetřit pomocí Sensory Organization Test (De Oliveira, 2008; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

1.1.3 Posturální stabilita a posturální reaktivita

Podle Vařeky (2002a) posturální stabilita představuje schopnost zajistit takové držení těla v prostoru, aby nedošlo k nezamýšlenému a nekontrolovanému pádu. Schopnost udržení stabilní polohy těla i při měnících se zevních podmínkách je označována jako posturální reaktivita (Massion, 1998).

Vzpřímené držení těla je výchozí polohou ve většině lidských činností spojených se stavem připravenosti a přemístěním v prostoru. Posturální funkce, která zajišťuje vzpřímené držení, probíhá subkortikálně, tedy podvědomě, a jedinec ji vnímá pouze jako pocit posturální jistoty. Naopak při nedostatečné stabilizaci těla v prostoru vzniká pocit posturální nejistoty, který může vést v krajním případě až k pádu (Véle, 1995).

1.1.3.1 Biomechanické aspekty posturální stability

Lidské tělo ve vzpřímeném stoji je ze své biomechanické podstaty velmi nestabilním systémem tvořeným množstvím segmentů a lze ho přirovnat k modelu obráceného kyvadla s vysoko uloženým těžištěm a malou plochou základny (Vařeka, 2002a). Každý tělesný segment si může osvojit jednu z mnoha poloh v rámci mechanických limitů jednotlivých kloubů. Lze pozorovat mnoho konfigurací poloh tělesných segmentů během stoje, avšak musí existovat určitá limitace v distribuci

těchto poloh pro udržení rovnováhy (Massion & Woollacott, 2004). Za statických podmínek musí být rozložení tělesné hmotnosti takové, že COG je lokalizováno právě uvnitř opěrné báze (angl. base of support, BOS) (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Podle Horak (2006) je rovnováha určena prostorem vymezeným velikostí BOS, limitacemi kloubních rozsahů, svalovou silou a senzorickými informacemi dostupnými právě k detekci limit stability. CNS tyto limity využívá k určení, jak se pohybovat a zároveň udržovat rovnováhu.

1.1.3.2 Strategie zajištění posturální stability

Klidný stoj je charakterizován malým množstvím spontánních posturálních výchylek (angl. postural sway). Stoj je často považován za statický děj, protože se nemění BOS, avšak tento pojem je zavádějící z toho důvodu, že posturální kontrola je děj dynamický (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Vzpřímený stoj lidského těla tak lze pokládat za „kvazistatickou“ činnost (Vařeka, 2002a).

Přirozené posturální výchylky způsobují určité deviace od ideální vzpřímené polohy, které vedou ve vzniku momentů sil způsobených vektorem tíhové síly, jenž má za následek další vychýlení těla od osy otáčení. Ke znovuobnovení vzpřímené polohy je zapotřebí protichůdných momentů sil, které tuto destabilizaci kompenzují (Peterka, 2002). Podle Peterka (2002) však existují různé pohledy na způsob generování této kompenzace:

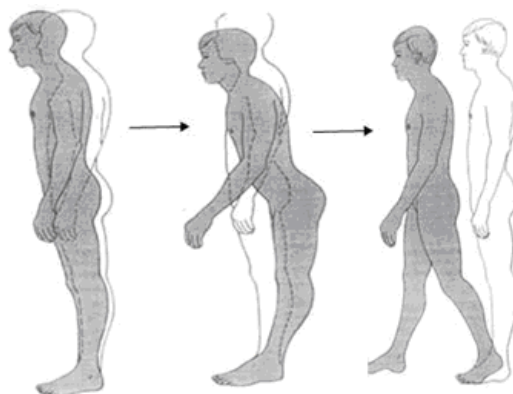
- *Generování „aktivních“ momentů sil* (angl. „active“ torque) prostřednictvím zpětnovazebného kontrolního systému, který zahrnuje latenci svalové kontrakce způsobenou přenosem a zpracováním senzorické informace. Tento názor je všeobecně přijímán.
- *Generování „pasivních“ momentů sil* (angl. „passive“ torque) dané pouhou existencí svalového tonu bez latence odpovědi.
- Zpětnovazebné mechanismy podílející se na posturální stabilizaci jsou samy o sobě nedostačující, a proto je zapotřebí i dopředných prediktivních mechanismů v posturální kontrole.

Lidské tělo disponuje posturálními strategiemi, které jsou řešením daných posturálních situací (Horak et al., 1997). Blaszczyk et al. (1994) rozlišují statické a dynamické strategie k zajištění stability.

Statické balanční mechanismy představují rovnovážné reakce, při kterých nedochází ke změně plochy kontaktu. To znamená, že COG nepřekročí hranice BOS (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Mezi statické strategie se řadí kotníkový a kyčelní mechanismus zajištění posturální stability. Kotníková strategie je používána v situacích, při kterých dochází k minimálním výchylkám COG a kde je přítomna pevná plocha kontaktu chodidel s podložkou (Horak, 2006). Pro zajištění stability v anteroposteriorním směru je nutná aktivita plantiflexorů a dorziflexorů nohy. Více perturbované situace nebo situace, ve kterých nestačí pro stabilizaci těla v prostoru aktivita svalů hlezna, vedou k užití kyčelní strategie pro zajištění stabilní polohy v laterolaterálním směru (Vařeka, 2002b; Winter, 1995).

Dynamické strategie balance jsou řídicím systémem zvoleny v situacích, kdy COG překročí hranici BOS, a dojde tak k částečnému přemístění plochy kontaktu, např. úkrokem nebo chycením se zevní opory (Vařeka, 2002b). Kroková strategie tak vede k novému nastavení BOS (viz obr. 2) (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Pokud není ani dynamická strategie balance dostačující, řídicí systém přechází na program „preventivního“ řízeného pádu. Významnou roli při výběru vhodné strategie hrají aktuální fyzický a psychický stav i předchozí zkušenost (Vařeka, 2002b).

Obrázek 2 Pohybové strategie k zajištění posturální stability (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).



Legenda k obrázku 2:

vlevo ... kotníková strategie; uprostřed ... kyčelní strategie; vpravo... kroková strategie.

Obecně lze říci, že stabilita stoje v laterolaterálním směru je podstatně lepší než v anteroposteriorním. Je to dáno jednak anatomicky, jednak biomechanicky. Z anatomického pohledu je určující rozsah pohybu kloubů dolních končetin a trupu, jenž je podstatně větší ve směru anteroposteriorním, což je spjato se skutečností, že převážně v rovině sagitální probíhá přirozená lokomoce člověka. Z biomechanického hlediska se jedná o účinnost svalů hlezna, jež je při kratší páce podstatně menší než účinnost svalů kyčelního kloubu. Z toho důvodu převažuje kotníkový mechanismus zajištění stability v anteroposteriorním směru pouze v klidném stoji bez výrazných změn působení vnějších sil (Vařeka, 2002b).

Jiné dělení mechanismů podílejících se na zajištění posturální stability uvádí Brown & Frank (1997), kteří rozlišují proaktivní (anticipační) a reaktivní (kompenzační) posturální reakce.

Posturální anticipační mechanismy, nejčastěji se projevující při volném, cíleném pohybu, mají za úkol zajistit adekvátní posturální nastavení ještě před započítím situace nebo úkolu (Massion, 1994). Předem tak mohou redukovat vliv perturbací na posturu (Bigongiari et al., 2011). Cordo & Nashner in Shumway-Cook & Woollacott (2007) poukazují na adaptabilitu posturálních reakcí asociovaných při pohybu vzhledem k typu úkolu. Při naučení požadovaného úkolu prováděného pomocí horních končetin se zredukovaly, až vymizely posturální reakce na dolních končetinách. Anticipace je tedy proces závislý na předchozí zkušenosti, který lze zajistit motorickým učením. Poukazují tak na existenci tzv. centrálního setu. Jedná se o bezprostřední přednastavení senzomotorického systému pro provedení nadcházejícího úkolu, které je tímto úkolem ovlivňováno a zároveň určováno (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Naopak reaktivní posturální reakce vznikají na podkladě vstupů ze sensorických systémů detekujících perturbaci (Massion, 1998), která je tak zpětně kompenzována (Bigongiari et al., 2011).

1.1.3.3 Objektivizace posturálního chování pomocí inklinometru a dynamické počítačové posturografie

Inklinometr a jeho využití ve fyzioterapii

Inklinometr patří mezi senzory hodnotící kinematické charakteristiky pohybu, kdy jeho výstupním parametrem je úhlové vychýlení segmentu vzhledem k definované ose (Kolářová, 2012). Inklinometr tak snímá relativní úhel tělesného segmentu, na který je připevněn, nejčastěji vzhledem k působení vektoru tíhové síly ve 2 na sebe kolmých rovinách – frontální a sagitální. Na příslušný segment se připevňuje pomocí lepicí pásky nebo speciálního popruhu (Anonymous, 2009a).

Inklinometr se tak využívá spíše pro určení orientace příslušného segmentu vůči působení vektoru tíhové síly než k určení polohy tělesného segmentu v prostoru (Paquet & Buchholz, 1999).

Viitasalo et al. (2002) ve své studii použili inklinometr pro kvantifikaci posturálních vychylek v laterolaterálním a anteroposteriorním směru u pacientů s Parkinsonovou nemocí a na základě získaných dat zhodnotili poruchu balance.

Dynamická počítačová posturografie a její využití ve fyzioterapii

Dynamická počítačová posturografie patří mezi kinetické metody, které hodnotí pohyb z hlediska sil, které jej způsobují. Posturografie je kvantitativní metodou objektivního hodnocení dílčích aspektů posturální kontroly, kdy dochází k simulaci reálných podmínek (Kolářová, 2012).

Počítačově získaná data ze silové plošiny slouží zejména k hodnocení rychlosti, amplitudy, směru exkurzí a trajektorie pohybů tzv. COP (angl. centre of pressure), což je vážený průměr všech tlaků působících na podložku, nebo také k hodnocení rychlosti automatických balančních reakcí. Na základě získaných dat lze usuzovat na případnou nedostatečnost některého ze systémů posturální kontroly, nebo na případnou schopnost kompenzace aktuálního deficitu (Kolářová, 2012).

1.2 Zrak v posturální kontrole

Hlavním úkolem zrakového systému je poskytnout CNS aferentní informaci o postavení a pohybu těla v prostoru a naopak informovat o pohybu prostředí vůči pozorovateli (Lord & Menz, 2000).

Zrak hraje důležitou roli při posturální stabilizaci, což také dokládají Kelly et al. (2008) ve své studii. Jedním z důkazů je zvýšení posturálních výchylek o 200 % až 300 % při odepření zrakové kontroly ve stoji. Dijkstra et al. (1992) tuto situaci vysvětlují tak, že každou změnou polohy hlavy dochází k deformaci retinálního obrazu. Má-li tak prostředí dostatečné množství „struktur“, pak tato deformace vizuální scény obsahuje veškeré informace důležité k detekci pohybu pozorovatele vzhledem k prostředí. To je podle Paulus et al. in Dijkstra et al. (1992) pravděpodobně vysvětlením, proč ve stoji v tmavém, neosvětleném prostředí dochází k přibližně dvakrát větším posturálním výchylkám v porovnání se stojem v osvětleném prostředí.

Statické vizuální vstupy jako objekty ve zrakovém poli, tj. vertikální a horizontální struktury vizuálního rámce (angl. visual frame), jsou využity při orientaci tělesné osy (Amblard et al. in Massion & Woollacott, 2004). Výzkumy ukazují, že vychýlení vizuálního rámce modifikuje jak percepce vertikály, tak orientaci těla v prostoru. Na základě vizuálních vstupů CNS monitoruje pohyb hlavy a těla vzhledem k zevnímu prostředí (Lestienne et al. in Massion & Woollacott, 2004).

Podle Smetanin et al. (2004) však není přítomnost vizuálních informací nezbytnou podmínkou pro zajištění vzpřímeného stoje, ale při absenci zrakových podnětů je kvalita stoje výrazně horší. Stabilizační vliv zraku vysvětluje pomocí 2 mechanismů. Prvním je nespecifický stabilizační vliv, který je zprostředkovaný percepcí světla, druhým je pak specifický efekt daný zrakovými informacemi o poloze a pohybu těla vzhledem k prostředí.

Zrakový systém ovlivňuje posturální stabilitu jedince prostřednictvím mnoha faktorů. Je to například umístění objektu v centrálním nebo periferním zrakovém poli, zraková ostrost, osvětlení prostředí, vzdálenost sledovaného objektu od pozorovatele, pohyb fixovaného objektu nebo naopak, pohyb pozorovatele vzhledem k fixovanému cíli (Jahn et al., 2002).

Při sledování statické vizuální scény vnímá pozorovatel pohyb prostředí v důsledku posturální výchylek (Piponnier et al., 2009), kdy tento relativní pohyb prostředí poskytuje pozorovateli zrakové informace důležité pro posturální kontrolu

(Kelly et al., 2005). Jinak je tomu při nazírání prostředí pohybujícího se s větší amplitudou a rychlostí než spontánní posturální výchylky. V tomto případě má pozorovatel pocit, že se prostředí vůči němu pohybuje, nebo naopak, že se pohybuje on sám vzhledem k prostředí, což vyvolává kompenzační posturální reakce, jejichž úkolem je redukovat změny způsobené tokem optických informací (Kawakita et al., 2000).

1.2.1 Tok optických informací

Smetanin et al. (2004) definuje tok optických informací (angl. optic flow) jako komplex změn v geometrii a rozměrech vizuálního vzoru (angl. visual pattern) vnějšího prostředí při relativním pohybu sledovaného objektu a pozorovatele. Pomocí optic flow zrakový systém získává informace o směru pohybu a vzdálenosti okolních objektů a o rychlosti pohybu pozorovatele vzhledem k okolí.

Tok optických informací není ve všech místech zorného pole stejný, a proto se rozlišuje lamelární a radiální tok prostředí (Guerraz & Bronstein, 2008) (viz obr. 3). V blízkosti linie pohybu lze označit pohyb toku optických informací jako radiální (angl. radial flow), zatímco tok informací od perifernějších objektů se stává téměř paralelním, a proto se označuje jako lamelární (angl. lamellar flow) (Stoffregen, 1985).

Obrázek 3 Grafické znázornění optic flow (Bardy et al., 1999).



Legenda k obrázku 3:

vlevo ... lamelární tok optických informací; vpravo ... radiální tok optických informací.

Centrální a periferní vidění mají odlišnou citlivost k různým částem toku optických informací. Centrální část zorného pole je senzitivní jak k radiální, tak k lamelární části optic flow, zatímco periferní část sítnice detekuje pouze lamelární tok optických informací (Guerraz & Bronstein, 2008; Stoffregen, 1985).

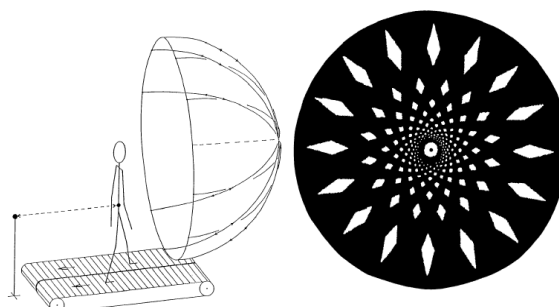
Na základě mnoha studií zkoumajících význam optic flow ve vztahu k posturální kontrole vznikly 3 teorie popisující úlohu centrálního a periferního vidění:

- „*Peripheral dominance theory*“ popisuje nadřazenost periferního vidění nad centrálním (při stimulaci periferní části sítnice dochází k detekci pohybu pozorovatele a tím k posturálním změnám indukovaným tokem optických informací) (Brandt et al. in Habak et al., 2002).
- „*Functional sensitivity theory*“ předpokládá, že centrální část retiny detekuje radiální i lamelární optic flow, zatímco periferní vidění je specializováno pouze na lamelární tok (Warren & Kurtz, 1992).
- „*Retinal invariance theory*“ popisuje stejný význam periferního i centrálního vidění v posturální kontrole jedince (Bardy et al., 1999).

Během spontánních posturálních výchylek v klidném stoji, které lze v určité míře považovat za fyziologické, dochází k rozšiřování nebo smršťování optic flow. A proto jednoduchým způsobem, jak zajistit rovnováhu, je upravit posturu tak, aby bylo tělo vychýleno proti směru toku optických informací a vyrušilo tak jeho vliv (Kelly et al., 2008).

Prokop et al. (1997) zkoumali vliv určitého vzoru optic flow na lokomoci jedinců a zjistili, že příslušný vzor mění rychlost chůze prostřednictvím modulače délky kroku, zatímco frekvence kroků se nemění (viz obr. 4).

Obrázek 4 Experimentální znázornění optic flow (Prokop et al., 1997).



Legenda k obrázku 4:

vlevo ... jedinec pohybující se po chodníku; vpravo ... znázornění optic flow z pohledu pozorovatele, evokující iluzi pohybu (centrálně znázorněn radiální tok, periferně lamelární).

Na základě odlišné funkce sítnice vzhledem k lokalizaci podnětu v zorném poli jedince rozlišuje Trevarthen in Nougier et al. (1997) statický a dynamický vizuální systém. Statický systém určuje prostřednictvím centrální části sítnice především statické charakteristiky zevního prostředí, kdežto dynamický systém zprostředkovaný periferním viděním rozlišuje rychlostní a směrové charakteristiky okolního prostředí.

1.2.2 Iluze pohybu pozorovatele a pohyb prostředí

Pohyb detekovaný sítnicí tak může sloužit buď pro určení pohybu pozorovatele (angl. self-motion), nebo pro určení pohybu prostředí (Clement et al.; Sheldon in Redfern et al., 2001).

Iluzi pohybu pozorovatele, tedyvection¹, lze demonstrovat na příkladě, kdy jedinec sedící ve vlaku, který se nepohybuje, vnímá vlastní pohyb při současném pohybu vlaku na vedlejší koleji. Vection vzniká v případě sensorického konfliktu, kdy vestibulární a somatosenzorický systém sice poskytují informace o tom, že se ani hlava, ani tělo nepohybuje, ale zrakový systém pohyb detekuje. Vzniká tak iluze vlastního pohybu trvající tak dlouho, dokud vizuální podněty přetrvávají (Fushiki et al., 2005).

Dle studie Soechting & Berthoz (1979) poskytuje prezentace pohybující se vizuální scény stojícímu pozorovateli buďto iluzi translace (angl. linearvection) nebo iluzi rotace (angl. circularvection). Vychýlení vizuálního rámce je asociováno s výchyly těla bez přítomnosti fázového posunu, což značí na spárování (angl. coupling) obou oscilací (Dijkstra et al., 1994). Vychýlení vizuálního rámce v periferním zrakovém poli evokuje posturální výchyly ve stejném směru, kdy velikost výchylek závisí na rychlosti a frekvenci pohybu rámce (Lestienne et al. in Massion & Woollacott, 2004). Například při pohybu vizuálního prostředí ve směru předozadním dochází k inklinaci stojícího jedince ve směru pohybu prostředí (Lestienne et al.; Lishman & Lee in Soechting & Berthoz, 1979).

Brandt et al. in Kawakita (2000) popisují indukci percepce self-motion během projekce určitých vzorů ve zrakovém poli pozorovatele, kdy se jednotlivé elementy těchto vzorů pohybují vpřed a vzad vůči pozorovateli, to znamená, že se pohybují v různé hloubce prostoru. Naopak při pohybu objektů lokalizovaných v popředí zrakového pole dochází k percepci pohybu prostředí.

¹ Pro výrazvectionneexistuje český ekvivalent

V některých případech je ale obtížné posoudit rozdíl mezi pohybem pozorovatele a pohybem prostředí (Sundermier et al., 1996) a výsledkem pak může být posturální nestabilita (Redfern et al., 2001).

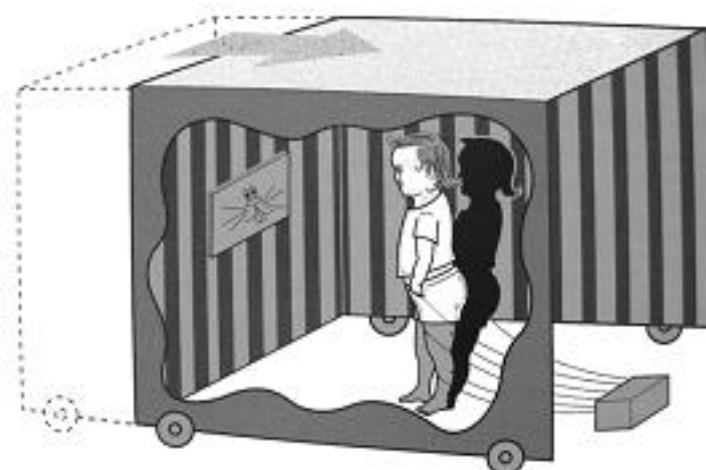
1.2.3 Zrakem indukovaná percepce self-motion

1.2.3.1 Pohyb experimentálně vytvořené vizuální scény – lineární vychýlení vizuálního rámce

Pohybující se zrakové podněty jsou důležitým zdrojem informací pro zrakem podmíněnou posturální stabilizaci. Sleduje-li pozorovatel velkou pohybující se vizuální scénu, vykazuje změny posturálního nastavení, které jsou spojeny právě s percepcí self-motion (Fox, 1990).

Lee & Lishman in Shumway-Cook & Woollacott (2007) zkoumali směr posturálních vychylek v experimentálně vytvořené místnosti s fixní podlahou a pohybujícími se stěnami a stropem směrem dopředu nebo dozadu (angl. moving room paradigm, obr. 5), což vytvářelo iluzi posturálních vychylek v opačném směru než v jakém se místnost pohybovala. Při pomalých plynulých oscilacích místnosti byly u zdravých dospělých jedinců přítomny kompenzační posturální vychylky ve směru oscilací místnosti, což poukazuje na fakt, že zrakové vstupy hrají důležitou roli při posturální stabilizaci. Navíc při posturálně náročnějším úkolu (např. stoj v tandemu) se jedinci ve větší míře spoléhali na zrakové informace pro udržení stabilní polohy v prostoru.

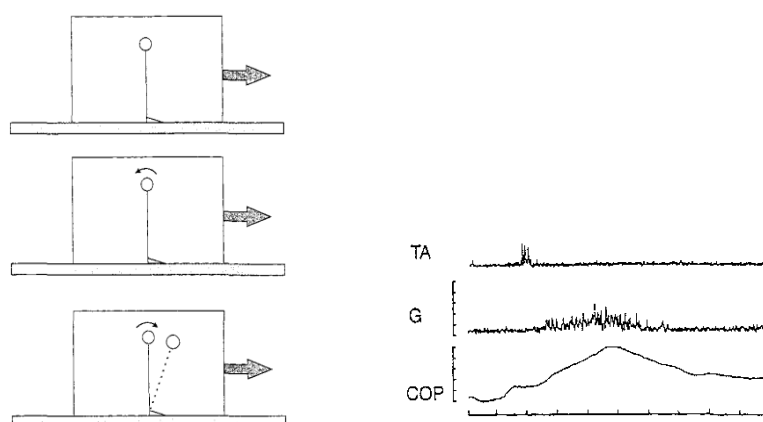
Obrázek 5 Moving room paradigm (Bronstein et al., 2004).



Stejní autoři hodnotili také podíl zrakových vstupů na posturální stabilizaci stoje perturbovaného prudkým pohybem místnosti. Děti ve věku 1 roku kompenzovaly iluzi ztráty rovnováhy motorickou odpovědí s cílem obnovit vzpřímenou polohu. Ale protože u těchto dětí nebyly přítomny posturální výchylky, ale pouze iluze vychýlení, měla tato svalová aktivace destabilizační efekt, který způsobil zakolísání až pád ve směru pohybu místnosti (Lee & Lishman in Shumway-Cook & Woollacott 2007). Tato posturální odpověď je zřejmě následkem nesprávné interpretace optic flow, kdy místo pohybu místnosti jedinci detekovali vlastní pohyb (Guerraz & Bronstein, 2008). U dětí se však jedná o fyziologickou reakci, kde zrak je dominantním vstupem v situaci, kdy se dítě učí bipedálnímu stoji. U dospělých jedinců zrak zřejmě nehraje tak důležitou roli při kompenzaci náhlých perturbací stoje (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Wade et al. in Shumway-Cook & Woollacott (2007) ve své studii porovnávali vliv optic flow na posturální stabilitu hodnocením COP u zdravých dospělých jedinců a u starších osob, přičemž výsledky prokázaly větší exkurze COP u starších osob, což by mohlo být způsobeno případným deficitem somatosenzorických informací. Stejnou problematiku se zabývali Sundermier et al. (1996) u probandů stojících v pohybující se kabině (viz obr. 6). Při pohybu kabiny dopředu probandi vnímali vychýlení těla dozadu, podle elektromyografické analýzy došlo k aktivaci musculus tibialis anterior, a proto tuto výchylku kompenzovali vychýlením těla do opačného směru, tedy dopředu, a tím aktivovali musculus gastrocnemius (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Obrázek 6 Vliv pohybující se kabiny na posturální chování jedince (upraveno Shumway-Cook & Woollacott (2007) podle Sundermier et al. (1996)).



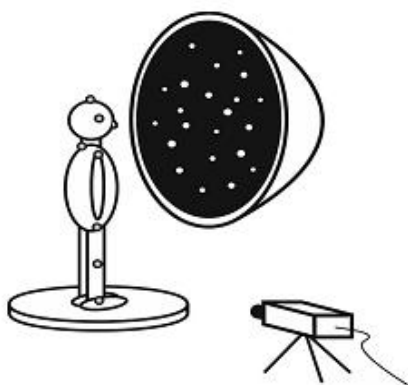
Legenda k obrázku 6:

vlevo... znázornění pohybu kabiny a jedince; vpravo ... elektromyografický záznam při pohybu kabiny; TA ... musculus tibialis anterior; G ... musculus gastrocnemius; COP ... centre of pressure.

1.2.3.2 Pohyb experimentálně vytvořené vizuální scény – rotační vychýlení vizuálního rámce

Studie Fushiki et al. (2005) zkoumala vliv vertikální optokinetické stimulace, tedy iluze rotace jedinců, na jejich posturální chování. Optokinetická stimulace byla zprostředkována stojícím jedincům pomocí projekce pohybujících se značek po polokruhovitě kopuli. Zrakem indukované posturální výchylky byly hodnoceny kinematografickou metodou (viz obr. 7). Během vizuální stimulace, kdy se značky pohybovaly směrem dolů, docházelo u jedinců k pocitu vlastního pohybu proti směru pohybu teček, tedy dozadu. Tuto iluzi rotace kompenzovali odpovědí ve smyslu vychýlení těla ve směru pohybu značek, tedy vpřed. Naopak tomu bylo při pohybu značek po kopuli směrem vzhůru, kdy iluzi rotace vpřed následovalo kompenzační vychýlení směrem vzad.

Obrázek 7 Kinematografická analýza posturálních výchylek během vertikální optokinetické stimulace (Fushiki et al., 2005).

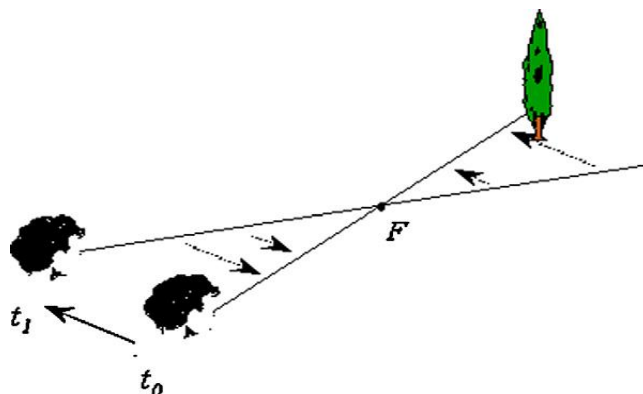


1.2.3.3 Pohybová paralaxa

Pohybová paralaxa je jedním z mechanismů, který umožňuje orientaci jedince v prostoru v závislosti na pozorovaných objektech v okolním prostředí. Informuje o relativním směru pohybu a hloubce vzhledem k fixovanému objektu (Guerraz & Bronstein, 2008). Při laterálním pohybu pozorovatele fixujícího určitý objekt ve sledovaném prostředí, závisí směr pohybu ostatních objektů na sítnici na jejich relativní hloubce vzhledem k fixovanému objektu (Fox, 1990; Guerraz & Bronstein, 2008). Objekty umístěné za fixovaným objektem (tj. v pozadí) se na sítnici pohybují

ve směru pohybu pozorovatele, zatímco objekty před fixovaným bodem (tj. v popředí) se pohybují ve směru opačném (viz obr. 8) (Guerraz & Bronstein, 2008).

Obrázek 8 Směr retinálního pohybu objektů ve sledovaném prostředí při fixovaném cíli (Guerraz & Bronstein, 2008).



Legenda k obrázku 8:

F ... fixovaný objekt; t_0 ... výchozí poloha; t_1 ... konečná poloha.

Důležitými faktory ovlivňující pohybovou paralaxu je vzdálenost mezi pozorovatelem a fixovaným objektem a také vzdálenost jednotlivých objektů ve sledovaném prostředí (Guerraz et al., 2000).

Pohybová paralaxa byla dlouho považována za pouhý zdroj informací o relativních vzdálenostech objektů ve sledovaném prostředí, ale nedávné výzkumy poukazují na její přínos při objasňování procesů v posturální kontrole (Bronstein & Buckwell, 1997). Bronstein & Buckwell (1997) ve své studii dokázali, že simulace pohybové paralaxy indukuje u stojících jedinců zrakem podmíněné, směrově specifické posturální reakce prostřednictvím tzv. vizuální destabilizace, tedy pohybu trojdimenzionální vizuální scény.

Podle Guerraz & Bronstein (2008) pohyb sledovaného prostředí, dvojdímenzionálního i trojdimenzionálního, způsobuje posturální výchylky ve směru pohybující se scény, naopak při umístění stacionárního okna jako fixovaného objektu do popředí mezi pozorovatele a sledované prostředí dochází k posturálním výchylkám v opačném směru než je pohyb pohybující se scény (viz Příloha 1, str. 76).

1.3 Uměle generované prostředí

V posledních letech byl zaznamenán velký zájem o využití uměle generovaného (virtuálního) prostředí k nácviku nejrůznějších motorických úkonů (Mlíka et al., 2005) a to nejen v lékařství, či letectví, ale i v rehabilitaci pro zefektivnění procesu motorického učení jak u zdravých jedinců, tak u pacientů s neurologickým deficitem nebo muskuloskeletální patologií (Bugnariu & Fung, 2010; Burdea, 2003).

Virtuální realita pracuje s představou vnoření (angl. immersion) uživatele do uměle generovaného virtuálního prostředí (Mlíka et al., 2005).

Hand (1996) charakterizuje virtuální realitu jako interakci uživatele a počítače, který tvoří „něco, co sice není reálné, ale mohlo by být za reálné považováno“. Na tyto uměle generované stimuly uživatel reaguje stejným nebo podobným způsobem jako na podněty skutečné.

Holden (2005) definuje uměle generované prostředí obdobným způsobem. Virtuální prostředí, resp. virtuální realitu popisuje jako simulaci skutečného prostředí vytvořenou pomocí počítačového programu, která je na uživatele aplikovaná skrze rozhraní (angl. interface) člověk-přístroj. Široké spektrum softwarového a hardwarového vybavení umožňuje vytvořit simulaci reálného prostředí různého stupně složitosti. V reálném prostředí získáváme sensorické informace prostřednictvím zraku, vestibulárního aparátu, somatosenzorického systému a ostatních smyslů, kdežto ve virtuálním prostředí jsou tyto vstupy získány skrze výše uvedené rozhraní člověk-přístroj, kam se řadí speciální zařízení jako displeje, rukavice, sluchátka apod. Právě složitost (resp. jednoduchost) tohoto rozhraní určuje, zda budou podněty působit prostřednictvím jednoho nebo dokonce více sensorickým systémů současně. Vstupy z virtuálního světa se mohou kombinovat s reálnými podněty. Tyto hybridní sensorické informace pak vstupují do CNS, kde jsou následně zpracovávány.

Bugnariu & Fung (2010) rozlišují pojmy virtuální realita a virtuální prostředí. Virtuální realita zahrnuje řadu počítačových technologií představujících trojdimenzionální interaktivní simulaci, která nastává v reálném čase a kde uměle generované sensorické informace jsou percipovány zcela totožným způsobem jako informace z reálného prostředí. Oproti tomu pojem virtuální prostředí popisují pouze v souvislosti se simulací trojrozměrného prostředí, která je pozorovateli prezentována skrze monitor nebo promítací plátno.

Jiné dělení počítačem vytvořeného prostředí navrhuji Aukstakalnis & Blatner (1994), kde obtížnost jejich generování roste v uvedeném pořadí:

- **„Pasivní virtuální realita“** umožňuje uživateli pasivně vnímat prostředí. Znamená to, že jedinec má dojem, že se prostředím pohybuje („nucený průlet“), ale nemůže do něj žádným způsobem zasahovat.
- **„Aktivní virtuální realita“** poskytuje možnost zkoumat prostředí a pohybovat se v něm, avšak prostředí nelze uživatelem nijak změnit.
- **„Interaktivní virtuální realita“** umožňuje seznámení se s prostředím, zkoumat ho a dokonce i měnit.

Uživatel vnořený do uměle generovaného prostředí nejen že simulované objekty nebo události vnímá, ale může anticipovat nebo reagovat stejným způsobem jako v reálném prostředí. V určité míře může cítit svou „přítomnost“ ve virtuálním světě (Bugnariu & Fung, 2010).

1.3.1 Prvky systémů virtuálního světa

Podle Keshner & Kenyon (2004) existují v současné době 4 základní systémy generující virtuální prostředí:

- **„Head-mounted display“** představuje stereografický displej připevněný na hlavu uživatele promítající do každého oka stejný obraz, avšak z jiného úhlu pohledu, což má za následek vytvoření trojrozměrného vjemu. Uživatel tak sleduje dynamický počítačem vytvořený obraz, přičemž okolní prostředí se nachází mimo jeho zorné pole. V této situaci dochází k úplné imerzi jedince do virtuálního světa (Keshner & Kenyon, 2004; Mlíka et al., 2005).
- **„Rozšířené systémy pracující s virtuálním prostředím“** (angl. augmented virtual environment systems) často využívají zavzetí počítačem generovaných podnětů a zároveň i okolního prostředí do zorného pole pozorovatele, kdy umělé prostředí jakoby překrývá to skutečné (Keshner & Kenyon, 2004).
- Tzv. **„fish tank systems“** využívají stereoskopického znázornění podnětů na monitor umístěný před uživatelem. Nevýhodou je limitace plochy, na které může dojít k interakci se zobrazenými podněty, což může být

paradoxně výhodné z důvodu vyššího rozlišení, tedy kvality obrazu. Tyto systémy tak mohou být užitečné i k tréninku jemně motorických činností (Keshner & Kenyon, 2004; Komerska et al., 2002).

- **„Virtuální prostředí založené na projekci obrazu“** (angl. projection-based virtual environment system) představuje promítání počítačem vytvořených podnětů na plátno nebo zeď v převážné většině zorného pole uživatele (Cruz-Neira et al., 1993; Keshner & Kenyon, 2004).

Při práci s virtuální realitou, tedy počítačem vytvořeném interaktivním prostředím, se využívají tyto základní prvky:

- **„Sledovač pohybu“** (angl. motion tracker) detekuje pohyb uživatele a umožňuje tak vytvoření přesné kopie pohybu, která je pak obvykle použita k jeho animaci v příslušném prostředí (Pelz et al., 1999; Mlíka et al., 2005).
- **„Silová zpětná vazba“** (angl. force feedback devices) podává člověku podobné informace jako při kontaktu se skutečným předmětem. Lze si ji představit na příkladě tzv. virtuální ruky, kterou uživatel uchopuje virtuální předmět, kdy silová zpětná vazba plní funkci „převaděče“ příslušných sil vznikajících při interakci ruky a virtuálního předmětu (Bouzit et al., 2002; Mlíka et al., 2005).

1.3.2 Využití virtuálního prostředí v rehabilitaci

Na základě doposud získaných znalostí je při rehabilitaci zdůrazňována potřeba účelově orientované terapie ke znovuzískání motorických dovedností. Motorické učení je ovlivňováno mnoha faktory, kterými jsou například schopnost adaptovat se na měnící se zevní podmínky nebo řešit určité situace (Winstein, 1991).

Cenným nástrojem terapeutické intervence fyzioterapeuta je tak adaptace jedince na komplexní, multimodální prostředí během virtuální rehabilitace (Keshner & Kenyon, 2004). Navíc tento „hi-tech“ charakter terapie může být další motivací pacientů (Bugnariu & Fung, 2010).

Burdea (2003) rozlišuje 3 základní skupiny aplikací virtuální formy rehabilitace, a to muskuloskeletální virtuální rehabilitaci, virtuální rehabilitaci po cévní mozkové příhodě a kognitivní virtuální rehabilitaci. Bugnariu & Fung (2010) navíc uvádějí

využití virtuální reality v terapii pacientů s vestibulární poruchou nebo k tréninku balance.

Burdea (2003) dále navrhuje klasifikaci virtuální reality v rehabilitaci podle rehabilitačního protokolu, kde rozlišuje rozšířenou a základní terapii s virtuální realitou. Rozšířená terapie s virtuální realitou sestává z "konvenční" rehabilitace, tj. sestavy cviků a úkonů, dostupné v rehabilitačním zařízení (nebo doma) s běžnými pomůckami, spolu s prvky uměle generovaného prostředí. Naopak v případě základní terapie s virtuální realitou je klasická rehabilitace v podstatě zcela eliminována, skládá se tedy pouze z terapie ve virtuálním prostředí.

1.3.3 Výhody a nevýhody užití virtuálního prostředí v rehabilitaci

Práce v uměle generovaném prostředí s sebou přináší řadu výhod. Mezi největší výhodou patří bezesporu bezpečnost. Pacient může např. manipulovat s virtuální nádobou s horkou vodou, aniž by hrozilo poranění. Jako další výhodou lze zmínit nároky na prostor a přístrojové vybavení v porovnání s uskutečněním stejné, ale reálné situace. Univerzálnost hardwaru umožňuje použít stejný přístroj u pacientů s různými diagnózami, kdy do terapie může být zavzato více pacientů současně. Dochází tak k úspoře času i financí. Další výhodou je možnost dokumentace a vyhodnocování nejruznějších parametrů pohybu, možnost zjednodušení složitějších pohybů a zaměření se na jeho jednotlivé komponenty. Dále je potřeba zmínit důležitou roli facilitace pohybu ve virtuální prostředí generovaném formou hry, kdy dochází k větší motivaci pacientů (Burdea, 2003; Mlíka et al., 2005).

Co se týká nevýhod při aplikaci virtuálního prostředí, lze zmínit negativní dopad především na zrakový aparát. Jedná se o pálení očí při delší aplikaci působením světla o vyšší intenzitě z displeje přístroje. Jako nejvíce problematické však lze označit tzv. cybersickness, což je určitá forma pohybové nevolnosti (angl. motion sickness) (Mlíka et al., 2005). Jedná se o stav vznikající v důsledku imerze do virtuálního prostředí, kdy hlavními příznaky mohou být bolesti očí, sucho v ústech, bledost, posturální nejistota, dezorientace, nauzea, někdy dokonce až zvracení. Vysvětlením vzniku cybersickness může být situace senzorického konfliktu. Uživatel vnořený do virtuálního prostředí může reagovat bezmyšlenkovitě, může být dezorientovaný v prostoru i čase (Akizuki et al., 2005; McGee, 1998; Mlíka et al., 2005).

Podle Burdea (2003) práce s virtuální realitou skýtá i další nevýhody jako je obtížná sterilizace vybavení pro opakované použití více pacienty, nemožnost přizpůsobení velikosti zařízení (např. u dětských pacientů) nebo jeho tvaru (např. u pacientů s deformitami končetin). V neposlední řadě je potřeba zmínit vysokou pořizovací cenu přístrojů pracujících s virtuální realitou.

1.3.4 Vliv virtuálního prostředí na posturální chování

Aplikace uměle generovaného prostředí v rehabilitaci nabízí možnost přenést komplexitu reálného prostředí do kontrolovatelného prostředí pracoviště (např. laboratoř) a přitom neredukovat charakteristiky přirozeného pohybu v přirozených podmínkách (Keshner, 2004). Obecně platí, že virtuální realita umožňuje vytvoření syntetického prostředí s velkým množstvím proměnných veličin, které mohou ovlivňovat a zároveň precizně ovládat motorické chování jedince (Carrozzo & Lacquaniti, 1998).

Horlings et al. (2009) ve své studii popisují vliv zrakových podnětů během aplikace virtuální reality na posturální stabilitu jedinců. Výsledky jejich studie poukazují na zvýšení posturálních výchylek ve stoji během imerze do virtuálního prostředí prostředkované pomocí brýlí, přičemž velikost výchylek během imerze byla shodná s velikostí výchylek během stoje se zavřenýma očima.

Obecně řečeno, dynamické vizuální vstupy tak indukují u stojících jedinců určité posturální změny. Při pohybu vizuálního prostředí dochází ke změnám polohy COP především v sagitální a frontální rovině (Keshner & Kenyon, 2004) a k posturální reorganizaci (Keshner & Kenyon, 2000).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíl

Cílem diplomové práce bylo objektivizovat pomocí inklinometru parametry posturálních výchylek zdravých probandů během sledování pohybující se vizuální scény, která byla zprostředkována projekcí videonahrávky jízdy na horské dráze.

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

Vzhledem ke stanovému cíli byly formulovány následující vědecké otázky a hypotézy.

Vědecká otázka č. 1

Má pohybující se vizuální scéna vliv na preferenci směru posturálních výchylek?

H₀₁: Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí průměrných posturálních výchylek v klidném stoji bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze poloviční rychlostí.

H₀₂: Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí průměrných posturálních výchylek v klidném stoji bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze standardní rychlostí.

H₀₃: Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí průměrných posturálních výchylek v klidném stoji bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze dvojnásobnou rychlostí.

H₀₄: Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí průměrných posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze poloviční a standardní rychlostí.

H₀₅: Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí průměrných posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze poloviční a dvojnásobnou rychlostí.

H₀₆: Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí průměrných posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze standardní a dvojnásobnou rychlostí.

Vědecká otázka č. 2

Má pohybující se vizuální scéna vliv na velikost úhlové dráhy posturálních výchylek?

H₀₇: Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí úhlové dráhy posturálních výchylek v klidném stoji bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze poloviční rychlostí.

H₀₈: Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí úhlové dráhy posturálních výchylek v klidném stoji bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze standardní rychlostí.

H₀₉: Není statisticky významný rozdíl velikostí úhlové dráhy posturálních výchylek v klidném stoji bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze dvojnásobnou rychlostí.

H₀₁₀: Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí úhlové dráhy posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze poloviční a standardní rychlostí.

H₀₁₁: Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí úhlové dráhy posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze poloviční a dvojnásobnou rychlostí.

H₀₁₂: Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí úhlové dráhy posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze standardní a dvojnásobnou rychlostí.

Vědecká otázka č. 3

Má pohybující se vizuální scéna vliv na rychlost posturálních výchylek?

H₀₁₃: Není statisticky významný rozdíl mezi rychlostí posturálních výchylek v klidném stoji bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze poloviční rychlostí.

H₀₁₄: Není statisticky významný rozdíl mezi rychlostí posturálních výchylek v klidném stoji bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze standardní rychlostí.

H₀₁₅: Není statisticky významný rozdíl mezi rychlostí posturálních výchylek v klidném stoji bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze dvojnásobnou rychlostí.

H₀16: Není statisticky významný rozdíl mezi rychlostí posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze poloviční a standardní rychlostí.

H₀17: Není statisticky významný rozdíl mezi rychlostí posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze poloviční a dvojnásobnou rychlostí.

H₀18: Není statisticky významný rozdíl mezi rychlostí posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze standardní a dvojnásobnou rychlostí.

3 METODA VÝZKUMU

3.1 Metodika měření

3.1.1 Charakteristika testovaného souboru

Do vybraného souboru bylo zařazeno celkem 25 zdravých probandů v průměrném věku $23,9 \pm 1,6$ let, průměrné výšky $172,8 \pm 8,9$ cm a hmotnosti $66,0 \pm 11,8$ kg, z toho 17 žen a 8 mužů (viz Příloha 2, str. 77).

Pomocí dynamické počítačové posturografie (NeuroCom[®], modul Smart EquiTest System) byla stanovena schopnost zajištění stabilního stoje během měnících se senzorických podmínek. Vyhodnocovaným testem byl Senzory Organization Test, jehož parametr Equilibrium Score (tj. procentuální vyjádření stability) byl u všech probandů v normě vzhledem k referenčním hodnotám. Další podmínkou pro zařazení do studie byla absence neurologického deficitu či muskuloskeletní patologie v osobní anamnéze.

Všichni probandi byli seznámeni s průběhem měření a podepsali informovaný souhlas se zařazením do studie (viz Příloha 3, str. 78). Před vlastním měřením byli vyzváni k vyplnění dotazníku týkajícího se základních anamnestických údajů (jméno, datum narození, výška, hmotnost) a informací o neurologické, ortopedické a traumatologické anamnéze (viz Příloha 4, str. 79). Na základě těchto informací mohli být eventuálně vyřazeni ti jedinci, kteří nevyhovovali požadavkům testovaného souboru.

3.2 Přístrojové měření

3.2.1 Průběh měření

Měření bylo realizováno v Kineziologické laboratoři Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice v Olomouci. V místnosti, kde měření probíhalo, bylo snahou zajistit co nejtmavější prostředí s minimem rušivých vjemů.

Vlastní měření bylo realizováno pomocí senzoru 2D Inclinometer Noraxon[®], který byl umístěn na pánev v oblasti os sacrum. Výstupem měření byly posturální výchylky v úhlových stupních (°) vzhledem k základnímu postavení v klidném

vzpřímeném stoji, kde byl inklinometr kalibrován k nulové hodnotě. Inklinometr detekoval posturální výchylky v ose x a y. Na ose x byly zaznamenávány výchylky v laterolaterálním směru, na ose y výchylky ve směru anteroposteriorním, kde hodnoty < 0 představují pohyb vzad a hodnoty > 0 pohyb vpřed. Vzhledem k charakteru pozorované vizuální scény a cíli studie byl hodnoceným parametrem pouze anteroposteriorní směr posturálních výchylek.

Výchozí polohou probandů pro měření byl klidný vzpřímený stoj, kdy velikost opěrné baze odpovídala šířce pánve každého probanda. V první fázi vlastního měření byly detekovány výchylky v klidném stoji po dobu 30 s bez projekce videa. Poté bylo úkolem probandů sledovat nahrávku jízdy na horské dráze z pohledu jezdce (viz Příloha 5, str. 80) promítanou dataprojektorem na plátno o velikosti 2,5 x 2,7 m ze vzdálenosti 2,5 m (viz Příloha 6, str. 80). Video bylo promítáno ve 3 rychlostech – poloviční rychlostí původního videa, poté standardní rychlostí a nakonec dvojnásobnou rychlostí původního videa. Všichni probandi byli shodně poučeni. Jejich úkolem během projekce bylo udržet klidný stoj s horními končetinami podél těla a představovat si, že jedou na horské dráze. Příklad grafického znázornění trajektorie posturálních výchylek probanda během jednotlivých testovaných situací je uveden v Příloze 7 (str. 81).

Po měření byli probandi vyzváni k vyplnění dalšího dotazníku, jehož cílem bylo získat informace o subjektivních potížích během projekce. Další otázky se týkaly posouzení kvality a autentičnosti videonahrávky (viz Příloha 8, str. 83).

3.2.2 Hodnocení měření

Data z inklinometru byla zaznamenána, zpracována a vyhodnocena programem Noraxon[®] MyoResearch Master Edition XP 1.08.17. Nejprve byly vyhodnocovány data z inklinometru během klidného stoje po dobu 30 s. Poté byly hodnoceny vždy celé úseky trvání projekce videonahrávky různou rychlostí pro objektivizaci parametrů posturálních výchylek.

Pro získání číselných hodnot průměrných velikostí a úhlových drah výchylek byl zvolen report Average Activation, pomocí kterého byla data převedena do programu Microsoft Office Excel. Zde byly vypočteny hodnoty průměrné velikosti výchylek v anteroposteriorním směru (viz Příloha 9, str. 84) pro každou testovanou situaci (klidný stoj bez projekce videonahrávky, stoj při projekci videonahrávky zpomalené na

polovinu původní rychlosti, stoj při projekci videa standardní rychlostí, stoj při projekci videonahrávky zrychlené na dvojnásobek původní rychlostí). Dalšími získanými parametry byly hodnoty maximálních výchylek v anteriorním a posteriorním směru (viz Příloha 10, str. 85) opět pro každou testovanou situaci. Ze součtu hodnoty maximální výchylky v anteriorním směru a absolutní hodnoty maximální výchylky v posteriorním směru byla vypočtena velikost úhlové dráhy, tj. dráha výchylky ($^{\circ}$) z jednoho do druhého maxima v anteroposteriorním směru.

Pro objektivizaci rychlosti výchylek byl zvolen report Standard Amplitude se stepem 0,1 s. Data z reportu byla importována opět do programu Microsoft Office Excel. Jednotlivé hodnoty velikosti výchylky v periodě úseku 0,1 s byly postupně mezi sebou odečteny následujícím způsobem – hodnota velikosti výchylky v čase 0,2 s byla odečtena od hodnoty výchylky v čase 0,1 s, hodnota v čase 0,3 s byla odečtena od hodnoty v čase 0,2 s atd. pro určení změny velikosti, tj. dráhy výchylky ($^{\circ}$) za časový úsek 0,1 s. Na základě faktu, že úhlová rychlost je rovna dráze v obloukové míře (v našem případě ve $^{\circ}$) za jednotku času, byly absolutní hodnoty vypočtených drah výchylek vyděleny celkovým počtem 0,1s period trvání sledovaných situací. Tímto způsobem byly získány hodnoty průměrných rychlostí posturálních výchylek ($^{\circ}/s$) pro každou testovanou situaci (viz Příloha 11, str. 86).

Tímto způsobem upravená data byla dále statisticky zpracována.

3.3 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování dat byl použit software STATISTICA CZ, verze 9.0. Ze získaných dat byly vypočteny základní veličiny popisné statistiky. Jednotlivé hypotézy byly testovány pomocí jednofaktorové analýzy rozptylu a Fisherova LSD post-hoc testu. Statistická významnost byla určena na 5% hladině ($p < 0,05$).

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

Vědecká otázka zněla: „*Má pohybující se vizuální scéna vliv na preferenci směru posturálních výchylek?*“

Vědecká otázka byla řešena v 6 hypotézách (H_01 až H_06). Jejich cílem bylo zjistit, zda má rychlost pohybující se vizuální scény vliv na velikost průměrných výchylek u stojících jedinců. Byly testovány celkem 4 situace (klidný stoj bez projekce videonahrávky, stoj při projekci videonahrávky zpomalené na polovinu původní rychlosti, stoj při projekci videa standardní rychlostí, stoj při projekci videonahrávky zrychlené na dvojnásobek původní rychlosti), které byly následně mezi sebou porovnány.

Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení:

Hypotézu H_01 ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí průměrných posturálních výchylek v klidném stoju bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze poloviční rychlostí,*“ **nelze zamítnout.**

Hypotézu H_02 ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí průměrných posturálních výchylek v klidném stoju bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze standardní rychlostí,*“ **nelze zamítnout.**

Hypotézu H_03 ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí průměrných posturálních výchylek v klidném stoju bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze dvojnásobnou rychlostí,*“ **nelze zamítnout.**

Hypotézu H_04 ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí průměrných posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze poloviční a standardní rychlostí,*“ **nelze zamítnout.**

Hypotézu H₀₅ ve znění: „Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí průměrných posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze poloviční a dvojnásobnou rychlostí,“ **nelze zamítnout.**

Hypotézu H₀₆ ve znění: „Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí průměrných posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze standardní a dvojnásobnou rychlostí,“ **nelze zamítnout.**

4.1.1 Komentář k výsledkům vědecké otázky č. 1

Výsledky jednofaktorové analýzy rozptylu pro určení signifikance rozdílu velikostí průměrných výchylek mezi testovanými situacemi jsou zobrazeny v Příloze 12 (str. 87). Podle výsledků Fisherova LSD post-hoc testu pro testování hypotéz H₀₁ až H₀₆ nebyly rozdíly mezi testovanými situacemi na hladině statistické významnosti $p < 0,05$, a proto tyto hypotézy nelze zamítnout. Dosažené hladiny statistické významnosti jsou uvedeny v tabulce 1. Obrázek 9 (str. 41) znázorňuje vliv rychlosti pohybující se vizuální scény na velikost průměrných posturálních výchylek. Z obrázku je patrné, že během všech projekcí došlo ke zvýšení velikosti průměrných výchylek oproti průměrným výchylkám v klidném stoji bez projekce. Rozdíly mezi testovanými situacemi však nejsou statisticky významné.

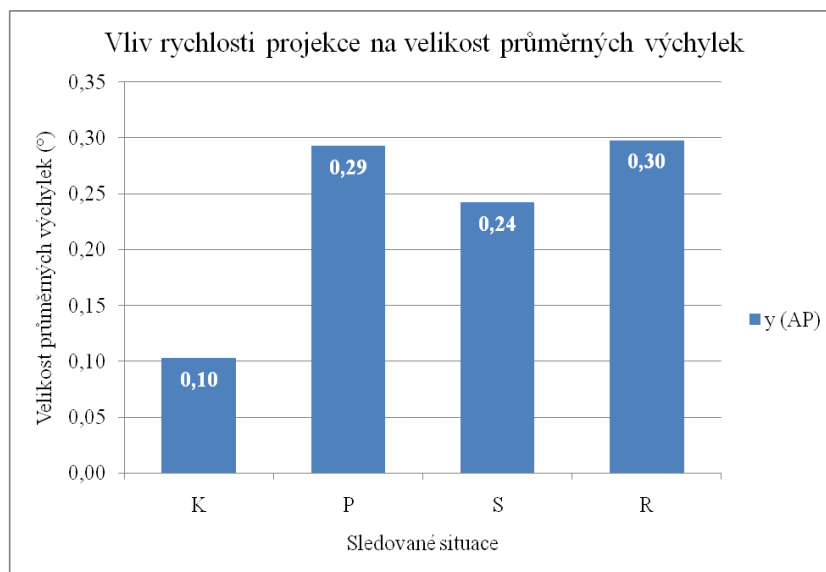
Tabulka 1 Dosažené hladiny statistické významnosti podle Fisherova LSD post-hoc testu pro testování hypotéz H₀₁ až H₀₆.

Hypotéza	Porovnávané situace	p-hod.
H ₀₁	K / P	0,3610
H ₀₂	K / S	0,5020
H ₀₃	K / R	0,3325
H ₀₄	P / S	0,8076
H ₀₅	P / R	0,9552
H ₀₆	S / R	0,7644

Legenda k tabulce 1:

K ... klidný stoj bez projekce; P ... stoj při projekci videonahrávky zpomalené na polovinu původní rychlosti; S ... stoj při projekci videonahrávky standardní rychlosti; R ... stoj při projekci videonahrávky zrychlené na dvojnásobek původní rychlosti; p-hod. ... hladina statistické významnosti.

Obrázek 9 Grafické znázornění vlivu rychlosti pohybující se scény na velikost průměrných posturálních výchylek.



Legenda k obrázku 9:

y (AP) ... anteroposteriorní směr výchylek; K ... klidný stoj bez projekce; P ... stoj při projekci videonahrávky zpomalené na polovinu původní rychlosti; S ... stoj při projekci videonahrávky standardní rychlosti; R ... stoj při projekci videonahrávky zrychlené na dvojnásobek původní rychlosti.

4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Vědecká otázka zněla: „**Má pohybující se vizuální scéna vliv na velikost úhlové dráhy posturálních výchylek?**“

Vědecká otázka byla řešena v 6 hypotézách (H_07 až H_{012}). Jejich cílem bylo zjistit, zda má rychlost pohybující se vizuální scény vliv na velikost úhlové dráhy posturálních výchylek. Byly sledovány celkem 4 situace, které byly následně mezi sebou porovnány.

Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení:

Hypotézu H_07 ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí úhlové dráhy posturálních výchylek v klidném stoji bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze poloviční rychlosti,*“ **lze zamítnout.**

Hypotézu H₀₈ ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí úhlové dráhy posturálních výchylek v klidném stoji bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze standardní rychlostí,*“ **lze zamítnout.**

Hypotézu H₀₉ ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl velikostí úhlové dráhy posturálních výchylek v klidném stoji bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze dvojnásobnou rychlostí,*“ **lze zamítnout.**

Hypotézu H₀₁₀ ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí úhlové dráhy posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze poloviční a standardní rychlostí,*“ **nelze zamítnout.**

Hypotézu H₀₁₁ ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí úhlové dráhy posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze poloviční a dvojnásobnou rychlostí,*“ **nelze zamítnout.**

Hypotézu H₀₁₂ ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl mezi velikostí úhlové dráhy posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze standardní a dvojnásobnou rychlostí,*“ **nelze zamítnout.**

4.2.1 Komentář k výsledkům vědecké otázky č. 2

Výsledky jednofaktorové analýzy rozptylu pro určení signifikance rozdílů velikostí úhlové dráhy výchylek mezi testovanými situacemi jsou zobrazeny v Příloze 13 (str. 88). Podle výsledků Fisherova LSD post-hoc testu pro testování hypotéz H₀₇, H₀₈, H₀₉ byly rozdíly mezi testovanými situacemi na hladině statistické významnosti $p < 0,05$, a proto lze tyto hypotézy zamítnout. Hypotézy H₀₁₀, H₀₁₁, H₀₁₂ na základě výsledků Fisherova LSD post-hoc testu nelze zamítnout, protože rozdíly mezi testovanými situacemi nebyly na hladině statistické významnosti $p < 0,05$. Dosažené hladiny statistické významnosti jsou uvedeny v tabulce 2 (str. 43). Obrázek 10 (str. 43) znázorňuje vliv rychlosti pohybující se vizuální scény na velikost úhlové dráhy posturálních výchylek. Z obrázku je zřejmé signifikantní zvětšení úhlové dráhy během kterékoli z projekcí v porovnání s klidným stojem bez projekce.

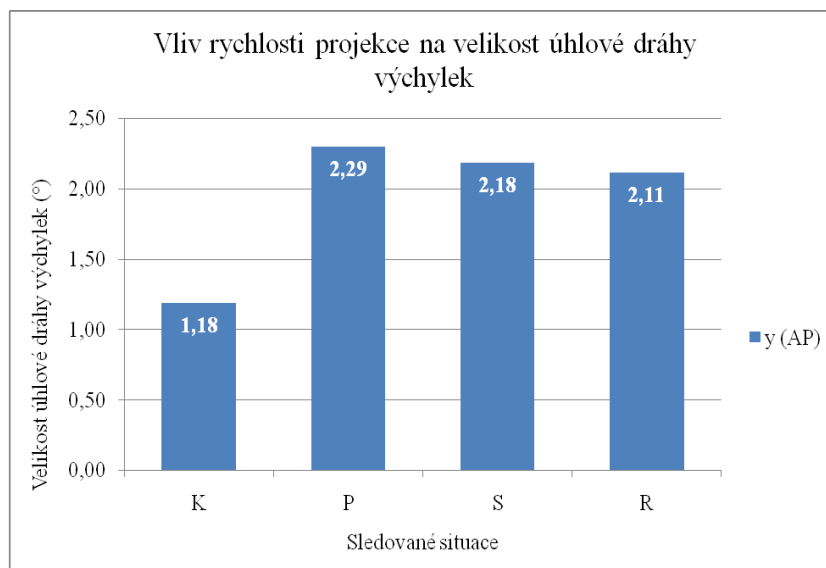
Tabulka 2 Dosažené hladiny statistické významnosti podle Fisherova LSD post-hoc testu pro testování hypotéz H₀7 až H₀12.

Hypotéza	Porovnávané situace	p-hod.
H ₀ 7	K / P	0,0001*
H ₀ 8	K / S	0,0005*
H ₀ 9	K / R	0,0011*
H ₀ 10	P / S	0,6784
H ₀ 11	P / R	0,5047
H ₀ 12	S / R	0,8003

Legenda k tabulce 2:

K ... klidný stoj bez projekce; P ... stoj při projekci videonahrávky zpomalené na polovinu původní rychlosti; S ... stoj při projekci videonahrávky standardní rychlosti; R ... stoj při projekci videonahrávky zrychlené na dvojnásobek původní rychlosti; p-hod. ... hladina statistické významnosti (** nulovou hypotézu lze zamítnout pro $p < 0,01$).

Obrázek 10 Grafické znázornění vlivu rychlosti pohybující se scény na velikost úhlové dráhy posturálních výchylek.



Legenda k obrázku 10:

y (AP) ... anteroposteriorní směr výchylek; K ... klidný stoj bez projekce; P ... stoj při projekci videonahrávky zpomalené na polovinu původní rychlosti; S ... stoj při projekci videonahrávky standardní rychlosti; R ... stoj při projekci videonahrávky zrychlené na dvojnásobek původní rychlosti.

4.3 Výsledky k vědecké otázce č. 3

Vědecká otázka zněla: „*Má pohybující se vizuální scéna vliv na rychlost posturálních výchylek?*“

Vědecká otázka byla řešena v 6 hypotézách (H₀13 až H₀18). Jejich cílem bylo zjistit, zda má rychlost pohybující se vizuální scény vliv na rychlost posturálních výchylek u stojících jedinců. Byly sledovány celkem 4 situace, které byly následně mezi sebou porovnány.

Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení:

Hypotézu H₀13 ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl mezi rychlostí posturálních výchylek v klidném stoji bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze poloviční rychlostí,*“ **nelze zamítnout.**

Hypotézu H₀14 ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl mezi rychlostí posturálních výchylek v klidném stoji bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze standardní rychlostí,*“ **lze zamítnout.**

Hypotézu H₀15 ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl mezi rychlostí posturálních výchylek v klidném stoji bez projekce a během projekce jízdy na horské dráze dvojnásobnou rychlostí,*“ **lze zamítnout.**

Hypotézu H₀16 ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl mezi rychlostí posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze poloviční a standardní rychlostí,*“ **nelze zamítnout.**

Hypotézu H₀17 ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl mezi rychlostí posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze poloviční a dvojnásobnou rychlostí,*“ **lze zamítnout.**

Hypotézu H₀18 ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl mezi rychlostí posturálních výchylek během projekce jízdy na horské dráze standardní a dvojnásobnou rychlostí,*“ **nelze zamítnout.**

4.3.1 Komentář k výsledkům vědecké otázky č. 3

Výsledky jednofaktorové analýzy rozptylu pro určení signifikance rozdílu průměrných rychlostí výchylek mezi testovanými situacemi jsou zobrazeny v Příloze 14 (str. 89). Podle výsledků Fisherova LSD post-hoc testu pro testování hypotéz H₀14, H₀15, H₀17 byly rozdíly mezi testovanými situacemi na hladině statistické významnosti $p < 0,05$, a proto lze tyto hypotézy zamítnout. Hypotézy H₀13, H₀16, H₀18 na základě výsledků Fisherova LSD post-hoc testu nelze zamítnout, protože rozdíly mezi testovanými situacemi nebyly na hladině statistické významnosti $p < 0,05$. Dosažené hladiny statistické významnosti jsou uvedeny v tabulce 3. Obrázek 11 (str. 46) znázorňuje vliv rychlosti pohybující se vizuální scény na rychlost posturálních výchylek. Z obrázku je patrné zvyšování průměrné rychlosti posturálních výchylek se vzrůstající rychlostí projekce. Na obrázku 12 (str. 46) jsou graficky znázorněny rozdíly průměrných rychlostí výchylek při porovnávání jednotlivých testovaných situací.

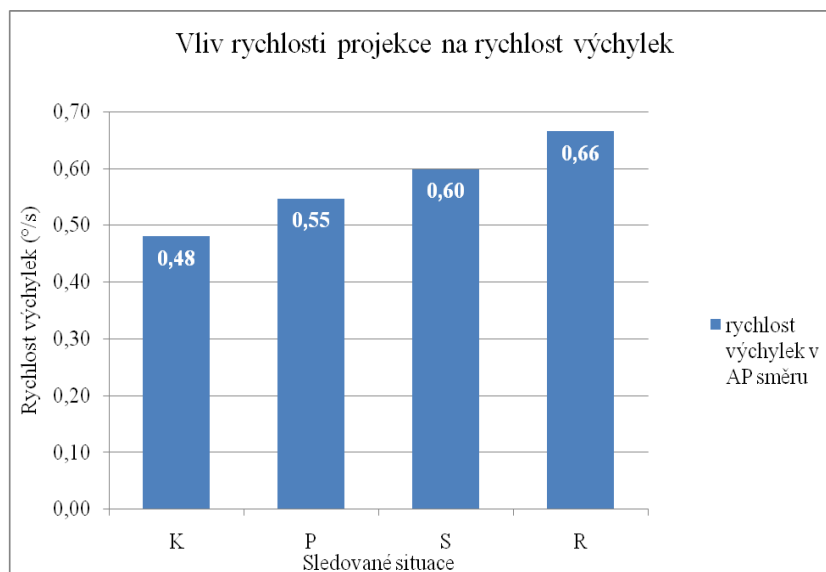
Tabulka 3 Dosažené hladiny statistické významnosti podle Fisherova LSD post-hoc testu pro testování hypotéz H₀13 až H₀18.

Hypotéza	Porovnávané situace	p-hod.
H ₀ 13	K / P	0,1431
H ₀ 14	K / S	0,0101*
H ₀ 15	K / R	0,0001*
H ₀ 16	P / S	0,2534
H ₀ 17	P / R	0,0100*
H ₀ 18	S / R	0,1422

Legenda k tabulce 3:

K ... klidný stoj bez projekce; P ... stoj při projekci videonahrávky zpomalené na polovinu původní rychlosti; S ... stoj při projekci videonahrávky standardní rychlostí; R ... stoj při projekci videonahrávky zrychlené na dvojnásobek původní rychlosti; p-hod. ... hladina statistické významnosti (* nulovou hypotézu lze zamítnout pro $p < 0,05$; ** nulovou hypotézu lze zamítnout pro $p < 0,01$).

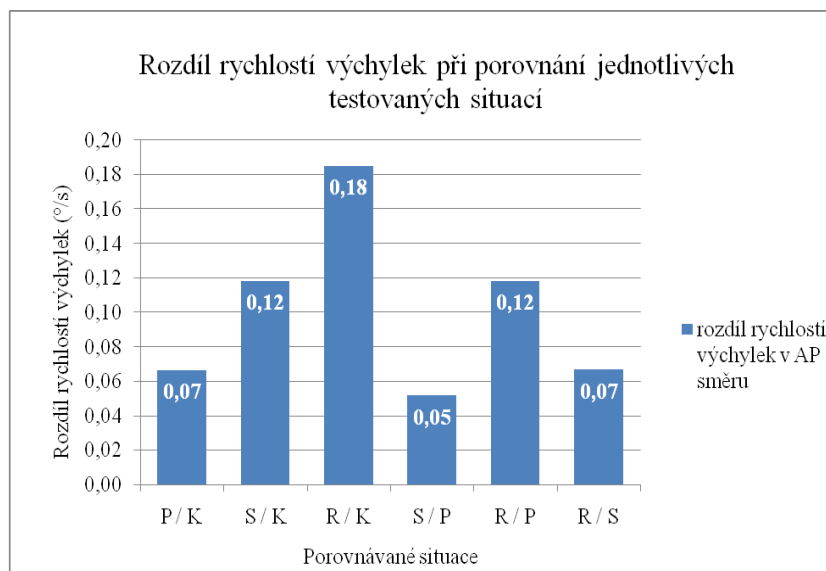
Obrázek 11 Grafické znázornění vlivu rychlosti pohybující se scény na průměrnou rychlost posturálních výchylek.



Legenda k obrázku 11:

K ... klidný stoj bez projekce; P ... stoj při projekci videonahrávky zpomalené na polovinu původní rychlosti; S ... stoj při projekci videonahrávky standardní rychlosti; R ... stoj při projekci videonahrávky zrychlené na dvojnásobek původní rychlosti; AP ... anteroposteriorní směr.

Obrázek 12 Grafické znázornění rozdílu průměrných rychlostí posturálních výchylek při porovnávání jednotlivých rychlostí pohybující se scény.



Legenda k obrázku 12:

K ... klidný stoj bez projekce; P ... stoj při projekci videonahrávky zpomalené na polovinu původní rychlosti; S ... stoj při projekci videonahrávky standardní rychlosti; R ... stoj při projekci videonahrávky zrychlené na dvojnásobek původní rychlosti; AP ... anteroposteriorní směr.

5 DISKUZE

Cílem této kapitoly je diskutovat o získaných výsledcích, kriticky zhodnotit metodologii práce a konfrontovat výsledky vlastního výzkumu s dosavadními studii zabývajícími se touto problematikou.

Hlavním cílem diplomové práce bylo objektivizovat fyziologické změny posturálního chování v závislosti na změně senzorní informace. Předmětem zkoumání bylo sledování změn velikosti a rychlosti anteroposteriorních posturálních výchylek v bipedálním postoji během podmínek simulujících reálné prostředí. Do souboru probandů byli zařazeni pouze zdraví jedinci bez ortopedického nebo traumatologického nálezu. Tím byly eliminovány možnosti jakkoli ovlivňující výsledky studie v důsledku přidružené diagnózy.

Existuje řada studií zkoumajících posturální chování jedinců během jejich imerze do počítačem generovaného virtuálního prostředí. Technologie virtuální reality jsou v dnešní době na velmi dobré úrovni, tomu také odpovídají vysoké pořizovací náklady a nároky na „technickou gramotnost“ uživatelů. S ohledem na naše možnosti a technické vybavení Kineziologické laboratoře bylo virtuální prostředí vytvořeno pomocí projekce videonahrávky na promítací plátno umístěné před jedincem. Přestože se nejedná o „klasickou“ virtuální realitu tak, jak je běžně prezentována, výsledky této práce poukazují na rozdíly v posturálním chování jedinců během prováděného experimentu ve srovnání s klidným stojem.

V každodenním životě se člověk setkává se situacemi, kde rychlost okolního prostředí nepředstavuje jeho vlastní pohyb, ale naopak pohyb okolí. Takovým příkladem může být chůze po rušné ulici (Dokka et al., 2009). V situaci, kdy stojící pozorovatel sleduje pohybující se zevní prostředí, poskytuje vestibulární aparát a somatosenzorický systém informace o tom, že nedochází ke skutečnému pohybu těla v prostoru, což je v rozporu se vstupy ze zrakového systému. Výsledkem je iluze vlastního pohybu pozorovatele trvající tak dlouho, dokud působí vizuální stimulace (Fushiki et al., 2005). Důsledkem je pak modulace automatických posturálních reakcí, generovaných CNS, pro zajištění a udržení posturální stability (Bugnariu & Fung, 2010).

Stabilizační vliv zraku v reálných podmínkách a v uměle generovaném prostředí porovnávali Kelly et al. (2008). Zjistili menší podíl zraku na posturální stabilizaci

v podmínkách virtuálního prostředí ve srovnání se stabilizací bipedálního stoje ve skutečných podmínkách. Tento fakt vysvětlují redukcí zorného pole, ke které dochází během aplikace systému generujícího virtuální prostředí (např. brýlemi, velikostí displeje). Ke snížení podílu vizuálních vstupů na posturální stabilizaci došlo i při zúžení zorného pole v reálných podmínkách, ale ne v takovém rozsahu jako během aplikace uměle generovaného prostředí. Vyšší podíl zrakových informací ve virtuálním prostředí CNS využije až při posturálně náročnějším stoji (např. stoj v tandemu). Mohamed et al. (2011) však zkoumali parametry posturálních výchylek v hlubokém dřepu během projekce určitých pohybů bílých teček na černém pozadí. Zjistili, že v dřepu při situacích sensorického konfliktu dochází ke zmenšení exkurzí COP v porovnání se vzpřímeným stojem, kdevection způsobuje větší posturální výchylky. Vysvětlují to tím, že hluboký dřep ve srovnání s bipedálním stojem snižuje počet stupňů volnosti (angl. degrees of freedom). Dochází k redukcí požadavků na posturální stabilizaci, a proto mohou být i sensorické informace podílející se na posturální kontrole redukovány.

Podle Dijkstra et al. (1992) má na parametry posturálních výchylek vliv také vzdálenost scény od pozorovatele. Sleduje-li jedinec stacionární vizuální scénu, podle Brandt et al.; Paulus et al. in Dijkstra et al. (1992) dochází ke zvětšování posturální odpovědi se zvětšující se vzdáleností od fixované scény. Z toho důvodu je posturální stabilizace účinnější při fixaci stacionární vizuální scény v blízkosti pozorovatele. Jinak je tomu při sledování pohybující se scény, kdy se zvětšující se vzdáleností pohybující se scény od pozorovatele dochází ke zmenšování posunu obrazu scény na sítnici. Výsledkem je tak snižování posturální odpovědi se zvyšující se vzdáleností od pohybující se vizuální scény (Dijkstra et al, 1992). Autoři ovšem tyto vzdálenosti blíže nespecifikují, mluví pouze o závislosti velikosti výchylek na vzdálenosti od fixované scény. Je proto možné, že jiná námi zvolená vzdálenost stojících probandů od promítacího plátna by mohla ovlivnit celkové výsledky experimentu.

V rámci našeho experimentu byly zkoumány výchylky těla vzhledem k vertikálnímu postavení během sledování projekce pohybující se scény. Pro další měření a zkoumání podobné problematiky však navrhujeme hodnocení velikosti posturálních výchylek inklinometrem i během měnicích se sensorických podmínek. Takovou situací může být např. Sensory Organization Test realizovaný pomocí počítačové posturografie. Tato zásadní změna v metodice by umožnila porovnat

parametry výchylek během měnicích se sensorických situací s parametry výchylek během projekce. Podobnou problematiku zkoumali Horlings et al. (2009) ve své studii a došli k závěru, že amplituda posturálních výchylek během imerze do virtuálního prostředí byla podobná amplitudě výchylek během stoje se zavřenými očima. V obou případech došlo ke zvětšení velikosti výchylek v porovnání se stojem s otevřenými očima bez ohledu na to, zda jedinci stáli na tvrdé nebo měkké podložce, přičemž při stoji na molitanu byl tento nárůst markantnější.

Parametry posturálních výchylek v našem experimentu byly hodnoceny pouze v rámci anteroposteriorního směru. Důvodem je charakter promítané videonahrávky, ve které se nevyskytovaly pravotočivé a levotočivé zatačky se shodnými charakteristikami (např. délka zatačky nebo podobný poloměr). Pro výzkum parametrů výchylek v laterolaterálním směru během simulace pohybu okolního prostředí by bylo vhodné zvolit jinou videonahrávku, která by mohla být podkladem pro další studium posturálního chování jedinců ve virtuálním prostředí.

Řada autorů diskutuje možnost vědomého ovlivnění posturálních výchylek ve smyslu jejich redukce. Např. podle Stoffregen et al. (2006) není efekt optic flow v posturální kontrole zcela automatický nebo mimovolní. Jedinec může vliv optic flow částečně ignorovat. To, že je stojící jedinec schopen redukovat vliv optic flow svou vůlí, dokazuje určitou roli vědomí při řízení balance, kde jistý podíl mají také kognitivní funkce. Z toho důvodu byli všichni probandi shodně poučeni o tom, že mají být soustředěni a představovat si, že jedou na horské dráze, abychom předešli možné redukci vlivu vizuálních informací na posturální chování probandů.

Sledování pohybující se vizuální scény může způsobovat posturální změny ve smyslu zhoršení stability, ztráty balance a v neposlední řadě pohybovou nevolnost (Redfern et al., 2001). Probandi testovaní v rámci diplomové práce byli po projekci vyzváni k vyplnění krátkého dotazníku týkajícího se právě subjektivních obtíží během projekce, kde točení hlavy uvedli 4 probandi, pocit nevolnosti 3 probandi a tah do strany 2 probandi. Je nutné si uvědomit, že se jednalo o zdravé jedince bez balančního deficitu. Lze proto předpokládat že u pacientů s balančním deficitem však mohou být negativní dopady na posturální chování mnohem větší. Podobný názor uvádí i Redfern & Furman in Redfern et al. (2001).

V řadě studií (Bugnariu & Fung, 2010; Redfern et al., 2001; Sundermier et al., 1996; aj.) je popisován nadměrný vliv zrakových informací při posturální stabilizaci

během alterace somatosenzorických vstupů, která může nastat např. při stožení na nestabilní podložce (molitanu, úseči). Přílišné „spoléhání se“ na vizuální vstupy se zdá být přirozenou kompenzační strategií k zajištění adekvátní posturální stability. Z tohoto důvodu jsou pacienti s balančním deficitem více ovlivňováni vizuálními vstupy v porovnání se zdravými jedinci.

Musíme brát v úvahu, že rámci metodiky diplomové práce jsme zkoumali vliv virtuálního prostředí na posturální chování jedince, které se přece jenom vzdaluje výzkumu v podmínkách reálného prostředí. Za zvážení by stála realizace podobné studie ve skutečných podmínkách a porovnání výsledků s výsledky studie provedené v podmínkách virtuálního prostředí. Dané srovnání by mohlo objasnit, do jaké míry se liší posturálních chování jedinců ve virtuální realitě a ve skutečném prostředí.

5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1

Vědecká otázka zněla: *„Má pohybující se vizuální scéna vliv na preferenci směru posturálních vychylek?“*

Ačkoli nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi průměrnými posturálními vychylkami v klidném stožení bez projekce a během projekce videonahrávky jakoukoli ze tří rychlostí, lze na podkladě výsledků usuzovat na preferenci vychylek v anteriorním směru.

Podle dosavadních studií je prokázána preference posturálních vychylek ve směru pohybu vizuální scény bez ohledu na to, zda se pohybuje lineárně (Lee & Lishmann in Shumway-Cook & Woollacott, 2007; Lestienne et al. in Massion & Woollacott, 2004; Bronstein in Fushiki et al., 2005; aj.) nebo rotačně (Fushiki et al., 2005). Projekci videonahrávky jízdy na horské dráze na promítací plátno umístěné před stojícího jedince lze do určité míry považovat za situaci, ve které dochází ke kombinaci „lineárního“ a „rotačního“ pohybu vizuální scény. K lineárnímu pohybu scény nedochází v pravém slova smyslu, protože se nejedná o přímý posun promítacího plátna směrem k probandovi. Avšak bereme-li v úvahu přímý „průjezd“ prostředím po rovině, můžeme usuzovat, že se okolní prostředí pohybuje směrem dozadu, tj. „za jedince“. Probandi tak mohli vnímat iluzi „posunu sebe sama“ v prostředí směrem dopředu. Z toho důvodu by se dalo předpokládat kompenzační vychýlení jedinců směrem vzad. Avšak videonahrávka jízdy obsahovala

kromě roviny také různá stoupání a klesání, během kterých mohli probandi vnímat výraznější iluzi „vlastní rotace“ v sagitální rovině. Zde se jako vysvětlení nabízí pohyb sledovaných struktur vizuální scény „směrem k probandovi, resp. pod něj“. V takovém případě by následovalo kompenzační vychýlení těla vpřed. A právě kombinace iluze translace a rotace, a s tím související vznik kompenzačních posturálních reakcí, může být vysvětlením, proč rozdíl průměrných posturálních výchylek v klidu bez projekce a během projekcí není statisticky významný.

Směrovou preferenci posturálních výchylek během alterace somatosenzorických informací v závislosti na lokalizaci objektu ve zrakovém poli popisují Nougier et al. (1997). Za takových okolností se centrální vidění podílí na stabilizaci těla v laterolaterálním směru, kdežto periferní vidění naopak v anteroposteriorním směru. V našem případě při sledování pohybující se vizuální scény sice nebyly alterovány somatosenzorické informace, avšak zrakové informace zajišťovalo převážně centrální vidění, přičemž informace z periferie zorného pole byly eliminovány tmavým prostředím místnosti. Vysvětlením, proč došlo k vzrůstu průměrných výchylek, mohl být fakt, že centrální část retiny se nemohla „opřít“ o statické charakteristiky okolního prostředí při současné absenci vizuálních vstupů z periferie sítnice, z čehož mohla pramenit menší schopnost stabilizace těla během sledování projekce oproti klidnému stojí.

Převažující anteriorní specifická výchylek může být vysvětlena pomocí velikosti limit stability. Jedná se o hranice aktivního přesunu COP všemi směry inklinací těla bez změny plochy kontaktu (viz Příloha 15, str. 90) (Kolářová, 2012). U zdravých jedinců stojících na ploché a pevné podložce s chodidly přirozeně postavenými vedle sebe teoreticky tvoří obvod „elipsy“, kde její anteroposteriorní vzdálenost čítá $12,5^\circ$, z toho 8° směr dopředu a $4,5^\circ$ směr dozadu, zatímco laterolaterální vzdálenost se rovná celkovým 16° , tj. 8° doprava a 8° doleva (Anonymous, 2009b; Schieppati et al., 1994). Jak uvádí Vařeka (2002a) ve svém článku, při konstantní tíhové síle reguluje CNS bilanci prostřednictvím aktivity především plantárních flexorů (zejména musculus triceps surae), přičemž změna v jejich aktivitě vyvolá změnu reakční síly podložky. Naopak účinek dorzálních flexorů není vzhledem k poměrně malé kontrakční síle a poměrům pák pro kontrolu balance tak významný. To může být vysvětlením, proč jsou fyziologické výchylky těla v anteriorním směru větší než v posteriorním.

Výsledky práce poukazují na nárůst průměrných posturálních výchylek během projekce v porovnání s klidným stojem bez projekce, i když rozdíly mezi jednotlivými situacemi nelze považovat za statisticky významné. Trend nárůstu průměrných výchylek se zvyšující se rychlostí pohybující se vizuální scény však prokázán nebyl. Došlo spíše k mírnému poklesu průměrných výchylek během projekce standardního videa v porovnání s poloviční rychlostí videa. Při projekci zrychleného videa došlo v porovnání jak se zpomalenou, tak se standardní videonahrávkou opět k vzrůstu průměrných výchylek. Jako důvod tohoto projevu se nabízí možnost adaptace, tj. přizpůsobení jedinců na působení vizuálního stimulu (Bugnariu & Fung, 2010), a to mezi projekcí zpomalené a standardní videonahrávky, která se mohla projevit menšími hodnotami průměrných výchylek, tedy menší směrovou preferencí. Avšak to by nebylo vysvětlením, proč došlo k vzrůstu průměrných výchylek během zrychlené projekce videa. Naopak, zde by bylo možným vysvětlením schopnost anticipace, tj. přednastavení tělesných segmentů za účelem redukovat vliv perturbace zrakového systému (Bigongiari et al., 2011).

Existence určité směrové specifity výchylek během prezentace pohybující se vizuální scény v porovnání s parametry výchylek v klidném stoji bez projekce dokazuje zkušenost testovaných jedinců svection, který je přesvědčivým znakem „přítomnosti“ ve virtuálním prostředí. Avšak právě iluze vlastního pohybu jedince může vést k tzv. motion sickness, který představuje negativní efekt imerze do virtuálního prostředí (Hettinger & Riccio in Fushiki et al., 2005).

5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2

Vědecká otázka zněla: *„Má pohybující se vizuální scéna vliv na velikost úhlové dráhy posturálních výchylek?“*

Výsledky práce dokumentují statisticky významný rozdíl velikosti úhlové dráhy výchylek (dále jako velikost výchylek v anteroposteriorním směru) během projekce jízdy na horské dráze ve všech 3 rychlostech v porovnání s velikostí úhlové dráhy výchylek v klidném stoji. Tuto situaci lze vysvětlit tak, že během promítání jízdy na horské dráze získává CNS nepřetržitý vjem o zdánlivém pohybu pozorovatele v prostoru, avšak vestibulární a somatosenzorický systém tyto informace nedetekuje, přičemž vzniká pouhá iluze pohybu sebe sama. Taková situace se může projevit

vzrůstem velikosti posturálních výchylek, která je kompenzační posturální reakcí na vzniklou situaci (Fushiki et al., 2005). Velikost těchto výchylek vypovídá o míře schopnosti CNS reagovat na aktuální podmínky a zajistit adekvátní posturální stabilitu (Bugnariu & Fung, 2010).

Při porovnání velikostí výchylek v anteroposteriorním směru během projekcí pohybující se scény si lze povšimnout určitého trendu, který říká, že s každým dalším opakováním projekce dochází ke snižování velikosti výchylek. Podobného trendu mezi prvními a posledními testovanými situacemi si všimli také Bugnariu & Fung (2010) ve svém výzkumu u zdravých probandů. Tuto skutečnost vysvětlují schopností jedince předvídat opakovaně pozměněné podmínky zevního prostředí spolu se schopností přizpůsobit zajištění stability dané situaci. Tento proces je výsledkem složité senzomotorické integrace a kognitivních procesů, týkajících se správné detekce a interpretace aferentních vstupů, zpracování a vyhodnocení získaných informací a koordinace výkonného aparátu vhodné k provedení požadovaného pohybu.

Podobný závěr popisují také Wei et al. (2010) ve své studii, kde zkoumali závislost velikosti posturálních výchylek na rychlosti radiálního toku optických informací. Zjistili, že s rostoucí rychlostí pohybující se vizuální scény dochází nejdříve k vzrůstu velikosti posturálních výchylek, který je následně vystřídán poklesem jejich velikosti. Tuto situaci vysvětlují „nasyčením“, tj. dosažením maximální velikosti výchylek, kterou již nelze dále zvyšovat. K této situaci dochází při stále se zvyšující rychlosti pohybujícího se prostředí. Vztah velikosti výchylek a rychlosti pohybu prostředí tak označují jako nelineární. Tuto nelinearitu vysvětlují sofistikovanou integrací vstupů v CNS.

Jiný názor zastávají Dokka et al. (2009), kteří zkoumali, zda vizuální prostředí pohybující se v anteroposteriorním směru různou rychlostí a frekvencí ovlivňuje kinematiku tělesných segmentů. Výstupem studie byl poznatek, že vyšší rychlost pohybující se scény má větší vliv na kinematiku segmentů v porovnání s nižší rychlostí pohybujícího se prostředí. Výsledná indukce větších posturálních výchylek je tak kompenzační odpovědí na perturbaci vizuálního systému. Stejný názor, že se zvyšující se rychlostí zevního prostředí dochází ke zvětšení velikosti kompenzačních posturálních výchylek, zastává i Cunningham et al. (2006). Důvodem, proč mohou být výstupy různých studií zkoumající podobné parametry odlišné, mohou být rozdílné

charakteristiky virtuálního prostředí použité v jednotlivých experimentech (Dokka et al., 2009).

Výsledky práce sice dokládají, že při sledování pohybujícího se okolního prostředí došlo ke zvětšení velikosti posturálních výchylek, avšak vzrůst výchylek obecně nemusí nutně souviset se snížením posturální stability. Podle Streepey et al. (2007) je posturální stabilita podmíněna charakteristikami vizuálního prostředí, velikostí zorného pole a velikostí BOS a její kvalitou. Bugnariu & Fung (2010) ve své studii došli k závěru, že samotná perturbace prostřednictvím zrakového systému u zdravého jedince vede k minimálním změnám v jeho posturálním chování, což potvrzuje fakt, že CNS využívá při stoje na stabilní podložce převážně informace ze somatosenzorického systému. Významnější změny v posturální stabilitě u zdravých jedinců pozorovali až při současné perturbaci zrakového a somatosenzorického systému. Mergner et al. (2005) využili anteroposteriorního pohybu virtuálního prostředí pro objektivizaci úlohy vizuálních vstupů v posturální stabilizaci během alterace somatosenzorických informací náklonem nebo pohybem plošiny, na které probandi stáli. Výstupem jejich studie byl poznatek, že stoj na nestabilní podložce vede k intenzivnějšímu vyžívání vizuálních vstupů pro kontrolu postury. Návrhem pro další výzkum by mohla být právě alterace somatosenzorických informací pomocí molitanové podložky během sledování vizuální scény. Při alteraci informací ze dvou sensorických systémů lze předpokládat vyšší nároky na posturální stabilizaci, která by se mohla projevit zvětšením výchylek těla a posturální nejistotou.

5.3 Diskuze k vědecké otázce č. 3

Vědecká otázka zněla: „*Má pohybující se vizuální scéna vliv na rychlost posturálních výchylek?*“

Výsledky diplomové práce poukazují na signifikantní rozdíl průměrných rychlostí posturálních výchylek ve 3 porovnávaných situacích z celkových 6. Konkrétně byl prokázán statisticky významný rozdíl pouze při porovnání těch situací, které si po vzestupném seřazení rychlostí pohybu vizuální scény (od klidného stoje bez projekce po projekci zrychleného videa) nebyly svou rychlostí nejbližší. Jedním z vysvětlení, proč nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl průměrných rychlostí

výchylek při porovnání sobě blízkých testovaných situací, může být nedostatečně velká změna rychlosti, kterou probandi detekovali.

Integrované aferentní vstupy ze sensorických systémů spolu s koordinovanou motorickou odpovědí tvoří celek pro zajištění adekvátní posturální orientace (Barela et al., 2003). Právě vztah sensorických vstupů a motorických výstupů lze zkoumat např. během pohybu vizuálního prostředí vzhledem ke stojícímu pozorovateli (Dijkstra et al., 1994).

Dijkstra et al. (1994) se ve své studii zabývali problematikou „pasivního“ a „aktivního“ generování posturálních výchylek stojících jedinců při sledování pohybující se vizuální scény. Na základě výsledků dokázali přítomnost „aktivně“ generovaných výchylek, kde se v dynamice těchto výchylek (amplituda, frekvence) odráží vlastnosti pohybu vizuálního prostředí. Nepotvrdili tak představu „pasivního“ generování výchylek říkající, že dynamické parametry výchylek jsou nezávislé na vlastnostech pohybu okolního prostředí. V závěru autoři studie získaný poznatek shrnuli tak, že parametry posturálních výchylek, jejich frekvence a amplituda, při sledování pohybující se vizuální scény reflektují detekované parametry pohybu tohoto prostředí, případně se těmito parametry v určité míře přizpůsobí. Výsledným efektem je tak spárování oscilací výchylek a pohybu vizuálního prostředí, které slouží k vytvoření úzkého spojení fází kmitů (angl. phase-locking) vizuálního prostředí a posturálních výchylek, kde výsledným efektem je minimalizace relativního pohybu jedince vzhledem k prostředí. Podobný názor zastávají i Stoffregen et al. (2009), kteří tvrdí, že charakteristiky pohybu nazíraného objektu v prostoru jako směr pohybu a jeho rychlost mají vliv na parametry optic flow. Při kmitavém pohybu sledovaného objektu určitou frekvencí tak dochází i k ovlivnění frekvence optic flow. Optické kmity prostředí, které se svou frekvencí a amplitudou podobají výchylkám klidového stoje, mají tendence ovlivňovat posturu natolik, že může dojít k synchronizaci výchylek s parametry optic flow. A právě tuto situaci lze označit jako spárování oscilací.

Schöner et al. in Freitas Júnior & Barela (2004) popisují 2 typy spárování oscilací na základě odlišné pevnosti jejich spojení. Při percepci self-motion dochází k silnému a stabilnímu spárování mezi oscilacemi zrakových vstupů a posturálních výchylek. Naopak v situacích, kdy jedinec vnímá pohyb zevního prostředí, dochází ke spárování výchylek s tímto externím pohybem, který se bezprostředně netýká jedince

a přímo tak nesouvisí s jeho posturálním nastavením. Výsledkem je slabší a méně stabilní spárování oscilací zrakových informací a posturálních výchylek.

Dalším faktorem, který může ovlivňovat vlastnosti spárovaných parametrů vizuálních informací a posturálních výchylek, je kvalita informací detekovaných zrakovým systémem (Freitas Júnior & Barela, 2004). Dijkstra et al. in Freitas Júnior & Barela (2004) uvádějí, že stabilita propojení vlastností vizuálních informací s parametry výchylek se snižuje se zvětšující se vzdáleností mezi pozorovatelem a strukturovaným vizuálním prostředím.

Podle Jeka et al. (1998) jsou experimenty využívající pohybu zevního prostředí vhodnou technikou k určení posturálních schopností jedinců. Slouží k objektivizaci posturální reaktivity tím, že zjišťují míru propojení posturálních reakcí s charakteristikami systematicky se pohybujícího prostředí. V experimentech zkoumajících posturální chování jedinců při využití pohybující se místnosti (angl. moving room experiments) bývá zdroj senzoričkových informací, ke kterým může jedinec spárovat posturální výchylky, „pevně“ stanoven. Jinak je tomu uvnitř stacionárního prostředí, kde posturální výchylky, jejich množství a parametry, zůstávají konstantní v důsledku neměnných vlastností prostředí. Nelze tak sledovat propojení vlastností posturálních výchylek s parametry stacionárního prostředí.

Podle Dijkstra et al. (1994) a Schöner et al. in Jeka et al. (1998) je známo, že posturální výchylky jsou citlivé na rychlost, se kterou se vizuální podněty pohybují. V případě výsledků diplomové práce, je tak možno uvažovat pravděpodobně o spárování rychlostí posturálních výchylek s rychlostí pohybujícího se prostředí. Při experimentu byla použita projekce videonahrávky jízdy na horské dráze, která představovala simulaci reálných situací, nikoli pouze její animaci. Z toho důvodu nemohly být stanoveny základní parametry pohybu vizuální scény, např. rychlost, frekvence a amplituda pohybu. Rychlost pohybu prostředí byla hodnocena pouze na základě odlišné rychlosti promítané videonahrávky, kdy rychlost videa rostla s každou projekcí. Proto nebylo možné mezi sebou porovnávat konkrétní parametry posturálních výchylek a pohybu vizuální scény. V tomto případě lze pozorovat pouhé vzájemné trendy.

Podle Keshner & Kenyon (2000) závisí posturální chování jedince i na komplexnosti nazírané vizuální scény. Posturální stabilizace ve virtuálním prostředí generovaném prostřednictvím projekce pohybujících se teček nebo rotujících přímek

se liší od posturálního chování komplexním virtuálním prostředí, kam se řadí systémy pracující s virtuální realitou, které se více přibližují reálnému prostředí života.

ZÁVĚR

Hlavním cílem diplomové práce bylo objasnit význam zrakových informací v posturální kontrole v podmínkách simulujících reálné prostředí a aplikovat získané poznatky v klinické praxi.

Dosavadní studie zabývající se vlivem zraku na posturální stabilizaci při „vnoření“ do virtuálního světa využívají přístrojů na různé technologické úrovni – od nejjednoduššího zobrazování obrazců na displeji počítače přes pohybující se místnosti až k využívání nejmodernějších přístrojů pracujících s virtuální realitou. Studie jsou tak mnohdy postaveny na odlišných metodických postupech, což znemožňuje zobecnění jejich závěrů týkajících se podstaty významu zraku v posturální kontrole v podmínkách virtuálního světa. Většina dosavadních studií se však shoduje v názoru, že při fixaci pohybující se vizuální scény dochází k produkci posturálních vychylek.

Výsledky diplomové práce poukazují na nárůst velikosti posturálních vychylek v podmínkách simulujících pohyb zevního prostředí v porovnání s klidným stojem. Práce tak dokazuje, že k produkci kompenzačních posturálních odpovědí dochází i během plošné projekce na plátno umístěné před probandem. Tato varianta simulace reálného prostředí je možností daleko levnější a dostupnější než složité systémy pracující s virtuální realitou a mohla by se tak dostat k většímu množství pacientů s balančním deficitem, u kterých je obnova adaptace na měnící se zevní podmínky v rámci terapie nezbytná. Vědomí možnosti spárování parametrů vychylek s charakteristikami optického toku by mohla v praxi umožnit kontrolu a dohled nad parametry vychylek pacientů prostřednictvím výběru nebo nastavení vhodných parametrů pohybu vizuální scény podle zvoleného cíle terapie.

Návrhem pro další práci by mohlo být srovnání parametrů posturálních vychylek před a po projekci určité videonahrávky simulující pohyb okolního prostředí s parametry vychylek před a po absolvování téže situace v reálných podmínkách. Tímto způsobem bychom mohli objasnit případné odlišnosti posturálního chování v podmínkách virtuálního a skutečného prostředí.

REFERENČNÍ SEZNAM

- AKIZUKI, H., UNO, A., ARAI, K., MORIOKA, S., OHYAMA, S., NISHIIKE, S., TAMURA, K., TAKEDA, N. Effects of immersion in virtual reality on postural control. *Neuroscience Letters* [online]. 2005, vol. 379, no. 1, p. 23-26 [cit. 2012-04-14]. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394004015757>>. ISSN 0304-3940.
- ANONYMOUS. Inline 2D Inclinometer. *Noraxon U.S.A. Inc.* [online]. 2009a, 2 p. [cit. 2012-04-04]. Dostupné na WWW: <<http://www.noraxon.com/downloads/documents/sensors/Inclinometer.pdf>>.
- ANONYMOUS. Balance Manager[®] Systems. Clinical Interpretation Guide. Computerized Dynamic Posturography. *NeuroCom International, Inc.* 2009b, 166 p.
- AUKSTAKALNIS, S., BLATNER, D. *Reálně o virtuální realitě*. Brno: JOTA, 1994. 283 s. ISBN 80-85617-41-2.
- BARDY, B. G., WARREN, W. H., KAY, B. A. The role of central and peripheral vision in postural control during walking. *Perception & Psychophysics* [online]. 1999, vol. 61, no. 7, p. 1356-1368 [cit. 2012-03-15]. Dostupné na WWW: <<http://www.springerlink.com/content/u713w80n47r21848/fulltext.pdf>>. ISSN 1532-5962.
- BARELA, J. A., JEKA, J. J., CLARK, J. E. Postural control in children. Coupling to dynamic somatosensory information. *Experimental Brain Research* [online]. 2003, vol. 150, no. 4, p. 434-442 [cit. 2012-02-01]. Dostupné na WWW: <<http://www.springerlink.com/content/b82fwrue3uv4rk24/fulltext.pdf>>. ISSN 1432-1106.
- BIGONGIARI, A., SOUZA, F. A., FRANCIULLI, P. M., NETO, S. E. R., ARAUJO, R. C., MOCHIZUKI, L. Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy. *Human Movement Science* [online]. 2011, vol. 30, no. 3, p. 648–657 [cit. 2011-11-25]. Dostupné na WWW:

<<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945711000030>>.

ISSN 0167-9457.

BLASZCZYK, J. W., LOWE, D. L., HANSEN, P. D. Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait & Posture* [online]. 1994, vol. 2, no. 1, p. 11-17 [cit. 2012-03-24]. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0966636294900124>>. ISSN 0966-6362.

BOUZIT, M., BURDEA, G., POPESCU, G., BOIAN, R. The Rutgers Master II – New Design Force-Feedback Glove. *Proceedings of the 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems* [online]. 2002, s. 256-263 [cit. 2012-04-20]. Dostupné na WWW: <http://ti.rutgers.edu/publications/papers/2002_ieee_mech_bouzit.pdf>. ISBN 0-7695-1489-8.

BRONSTEIN, A. M., BRANDT, T., WOOLLACOTT, M. H. *Clinical disorders of balance, posture and gait*, 2nd ed. London: Edward Arnold, 2004. 350 s. ISBN 0340806575.

BRONSTEIN, A. M., BUCKWELL, D. Automatic control of postural sway by visual motion parallax. *Experimental Brain Research* [online]. 1997, vol. 113, no. 2, p. 243-248 [cit. 2012-01-12]. Dostupné na WWW: <<http://www.springerlink.com/content/5f0cmrk0ddkvtaj5/fulltext.pdf>>. ISSN 1432-1106.

BROWN, L. A., FRANK, J. S. Postural compensations to the potential consequences of instability: kinematics. *Gait & Posture* [online]. 1997, vol. 6, no. 2, p. 89-97 [cit. 2012-04-03]. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663629601106X>>. ISSN 0966-6362.

BUGNARIU, N., FUNG, J. Virtual environments and sensory integration: Effects of aging and stroke. *Schedae Informaticae* [online]. 2010, vol. 5, no. 1, p. 59-76 [cit. 2012-02-18]. Dostupné na WWW: <<https://w3.unicaen.fr/services/puc/ecrire/preprints/preprint0052010.pdf>>. ISSN 2083-8476.

- BURDEA, G. Key Note Address: Virtual Rehabilitation – Benefits and Challenges. *Methods of Information in Medicine* [online]. 2003, vol. 42, no. 5, p. 519-523 [cit. 2012-02-17]. Dostupné na WWW: <<http://www.schattauer.de/de/magazine/uebersicht/zeitschriften-a-z/methods/contents/archive/issue/697/manuscript/326/download.html>>. ISSN 0026-1270.
- CARROZZO, M., LACQUANITI, F. Virtual reality: a tutorial. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* [online]. 1998, vol. 109, no. 1, p. 1-9 [cit. 2012-04-15]. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924980X97000866>>. ISSN 0921-884X.
- CRUZ-NEIRA, C., SANDIN, D. J., DeFANTI, T. A. Surround-Screen Projection-Based Virtual Reality: The Design and Implementation of the CAVE. *Proceedings of the 20th annual conference on Computer graphics and interactive techniques* [online]. 1993, s. 135-142 [cit. 2012-04-14]. Dostupné na WWW: <<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.136.8630&rep=rep1&type=pdf>>. ISBN 0-89791-601-8.
- CUNNINGHAM, D. W., NUSSECK, H., TEUFEL, H., WALLRAVEN, C., BÜLTHOFF, H. H. A Psychophysical Examination of Swinging Rooms, Cylindrical Virtual Reality Setups, and Characteristic Trajectories. *Proceedings of the IEEE Virtual Reality Conference* [online]. 2006, s. 111-118 [cit. 2012-05-02]. Dostupné na WWW: <http://ftp.mpik-tueb.mpg.de/pub/kyb/walli/Wallraven_Publications/Cunningham_SwingingRooms_IEEEVR_2007.pdf>. ISSN 1087-8270.
- DE OLIVEIRA, C. B., DE MEDEIROS, I. R. T., FROTA, N. A. F., GRETERS, M. E., CONFORTO, A. B. Balance control in hemiparetic stroke patients: Main tools for evaluation. *Journal of Rehabilitation Research & Development* [online]. 2008, vol. 45, no. 8, p. 1215-1226 [cit. 2011-11-8]. Dostupné na WWW: <<http://www.rehab.research.va.gov/jour/08/45/8/pdf/barros-de-oliveira.pdf>>. ISSN 0748-7711.

- DIJKSTRA, T. M. H., GIELEN, C. C. A. M., MELIS, B. J. M. Postural responses to stationary and moving scenes as a function of distance to the scene. *Human Movement Science* [online]. 1992, vol. 1-2, no. 8, p. 195-203 [cit. 2012-03-20]. Dostupné na WWW: <<http://www.cs.ru.nl/~tjeerdd/publications/DijkstraHMS92.pdf>>. ISSN 0167-9457.
- DIJKSTRA, T. M. H., SCHÖNER, G., GIESE, M. A., GIELEN, C. C. A. M. Frequency dependence of the action-perception cycle for postural control in a moving visual environment: relative phase dynamics. *Biological Cybernetics* [online]. 1994, vol. 71, no. 6, p. 489-501 [cit. 2012-05-01]. Dostupné na WWW: <<http://www.cs.ru.nl/~tjeerdd/publications/DijkstraSchoenerGieseGielenBC1994.pdf>>. ISSN 1432-0770.
- DOKKA, K., KENYON, R. V., KESHNER, E. A. Influence of visual scene velocity on segmental kinematics during stance. *Gait & Posture* [online]. 2009, vol. 30, no. 2, p. 211-216 [cit. 2012-04-02]. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2705688/pdf/nihms117075.pdf>>. ISSN 0966-6362.
- FITZPATRICK, R., McCLOSKEY, D. I. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *Journal of Physiology* [online]. 1994, vol. 478, no. 1, p. 173-186 [cit. 2011-11-3]. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1155655/pdf/jphysiol00345-0171.pdf>>. ISSN 1469-7793.
- FORSSBERG, H., NASHNER, L. M. Ontogenetic development of postural control in man: Adaptation to altered support and visual conditions during stance. *Journal of Neuroscience* [online]. 1982, vol. 2, no. 5, p. 545-552 [cit. 2011-11-10]. Dostupné na WWW: <<http://www.jneurosci.org/content/2/5/545.full.pdf>>. ISSN 1529-2401.
- FOX, C. R. Some visual influences on human postural equilibrium: Binocular versus monocular fixation. *Perception & Psychophysics* [online]. 1990, vol. 47, no. 5, p. 409-422 [cit. 2012-01-15]. Dostupné na WWW:

<<http://www.springerlink.com/content/147702j522816446/fulltext.pdf>>.

ISSN 1532-5962.

FREITAS JÚNIOR, P. B., BARELA, J. A. Postural control as a function of self- and object-motion perception. *Neuroscience Letters* [online]. 2004, vol. 369, no. 1, p. 64-68 [cit. 2012-05-01]. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394004009590>>.

ISSN 0304-3940.

FUSHIKI, H., KOBAYASHI, K., ASAI, M., WATANABE, Y. Influence of visually induced self-motion on postural stability. *Acta Oto-Laryngologica*. 2005, vol. 125, no. 1, p. 60-64. ISSN 0001-6489.

GUERRAZ, M., BRONSTEIN, A. M. Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2008, vol. 38, p. 391-398 [cit. 2012-01-12]. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0987705308001342>>.

ISSN 1388-2457.

GUERRAZ, M., SAKELLARI, V., BURCHILL, P., BRONSTEIN, A. M. Influence of motion parallax in the control of spontaneous body sway. *Experimental Brain Research* [online]. 2000, vol. 131, no. 2, p. 244-252 [cit. 2012-01-12]. Dostupné na WWW: <<http://www.springerlink.com/content/mu8tula5f9fd8eja/fulltext.pdf>>.

ISSN 1432-1106.

HABAK, C., CASANOVA, C., FAUBERT, J. Central and peripheral interactions in the perception of optic flow. *Vision Research* [online]. 2002, vol. 42, p. 2843-2852 [cit. 2012-01-11]. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0042698902003553>>.

ISSN 0042-6989.

HAND, C. Other Faces of Virtual Reality. In BRUSILOVSKY, P., KOMMERS, P., STREITZ, N. *Lecture Notes in Computer Science. Multimedia, Hypermedia and Virtual Reality: Models, Systems, and Applications*. First International Conference in Moscow '94 [online]. 1996, vol. 1077, p. 107-116 [cit. 3-13-2012]. Dostupné na WWW:

<<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.56.6741&rep=rep1&type=pdf>>. ISBN 978-3-540-61282-7.

HOLDEN, M. K. Virtual Environments for Motor Rehabilitation: Review. *CyberPsychology & Behavior* [online]. 2005, vol. 8, no. 3, p. 187-211 [cit. 12-4-2012]. Dostupné na WWW: <<http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=ec5fec7-69a8-42d5-b695-1e9ffae6f323%40sessionmgr111&vid=1&hid=122>>. ISSN 1094-9313.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing* [online]. 2006, vol. 35, p. ii7-ii11 [cit. 2011-11-9]. Dostupné na WWW: <http://ageing.oxfordjournals.org/cgi/reprint/35/suppl_2/ii7>. ISSN 1468-2834.

HORAK, F. B., HENRY, S. M., SHUMWAY-COOK, A. Postural perturbations: New insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy* [online]. 1997, vol. 77, no. 5, p. 517-533 [cit. 2011-11-8]. Dostupné na WWW: <<http://ptjournal.apta.org/content/77/5/517.long>>. ISSN 1743-288X.

HORLINGS, C. G. C., CARPENTER, M. G., KÜNG, U. M., HONEGGER, F., WIEDERHOLD, B., ALLUM, J. H. J. Influence of virtual reality on postural stability during movements of quiet stance. *Neuroscience Letters* [online]. 2009, vol. 451, no. 3, p. 227-231 [cit. 2012-04-15]. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394008017436>>. ISSN 0304-3940.

JAHN, K., STRUPP, M., KRAFCZYK, S., SCHÜLER, GLASAUER, S., BRANDT, T. Suppression of eye movements improves balance. *Brain* [online]. 2002, vol. 125, no. 9, p. 2005-2011 [cit. 2012-20-02]. Dostupné na WWW: <<http://brain.oxfordjournals.org/content/125/9/2005.full.pdf+html>>. ISSN 1460-2156.

JEKA, J., OIE, K., SCHÖNER, G., DIJKSTRA, T., HENSON, E. Position and Velocity Coupling of Postural Sway to Somatosensory Drive. *Journal of Neurophysiology* [online]. 1998, vol. 79, no. 4, p. 1661-1674 [cit. 2012-05-03]. Dostupné na WWW: <<http://jn.physiology.org/content/79/4/1661.full.pdf+html>>. ISSN 1522-1598.

- KAWAKITA, T., KUNO, S., MIYAKE, Y., WATANABE, S. Body Sway Induced by Depth Linear Vection in Reference to Central and Peripheral Visual Field. *Japanese Journal of Physiology* [online]. 2000, vol. 50, no. 3, p. 315-321 [cit. 2012-02-12]. Dostupné na WWW: <http://www.jstage.jst.go.jp/article/jjphysiol/50/3/315/_pdf>. ISSN 0021-521X.
- KELLY, J. W., LOOMIS, J. M., BEALL, A. C. The importance of perceived relative motion in the control of posture. *Experimental Brain Research* [online]. 2005, vol. 161, no. 3, p. 285-292 [cit. 2012-04-5]. Dostupné na WWW: <<http://www.psych.ucsb.edu/~loomis/Kelly%20Loomis%20Beall%20EBR%20005.pdf>>. ISSN 1432-1106.
- KELLY, J. W., RIECKE, B., LOOMIS J. M., BEALL, A. C. Visual control of posture in real and virtual environments. *Perception & Psychophysics* [online]. 2008, vol. 70, no. 1, p. 158-165 [cit. 2012-02-15]. Dostupné na WWW: <<http://www.springerlink.com/content/1538281281151jx8/fulltext.pdf>>. ISSN 1532-5962.
- KESHNER, E. A. Virtual reality and physical rehabilitation: a new toy or a new research and rehabilitation tool? *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2004, vol. 1, no. 8, p. 1-2 [cit. 2012-04-15]. Dostupné na WWW: <<http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1743-0003-1-8.pdf>>. ISSN 1743-0003.
- KESHNER, E. A., KENYON, R. V. The influence of an immersive virtual environment on the segmental organization of postural stabilizing responses. *Journal of Vestibular Research* [online]. 2000, vol. 10, no. 4-5, p. 207-219 [cit. 2012-04-15]. Dostupné na WWW: <<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.110.102&rep=rep1&type=pdf>>. ISSN 1878-6464.
- KESHNER, E. A., KENYON, R. V. Using Immersive Technology for Postural Research and Rehabilitation. *Assistive Technology* [online]. 2004, vol. 16, no. 1, p. 54-62 [cit. 2012-04-11]. Dostupné na WWW: <http://www.motionanalysis.com/pdf/2004_keshner.pdf>. ISSN 1040-0435.

- KOLÁŘOVÁ, B. *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi*. 1. vyd. Olomouc: EZ Centrum s. r. o., 2012. 18 s. ISBN 978-80-260-1645-8.
- KOMERSKA, R., WARE, C., PLUMLEE, M. Haptic interface for center-of-workspace interaction. *Proceedings of the 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems* [online]. 2002, s. 352-353 [cit. 2012-04-14]. Dostupné na WWW: <<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.15.1544&rep=rep1&type=pdf>>. ISBN 0-7695-1489-8.
- KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 3. vyd. Praha: Galén, 2011. 235 s. ISBN 978-80-7262-618-2.
- LORD, S. R., MENZ, H. B. Visual Contributions to Postural Stability in Older Adults. *Gerontology* [online]. 2000, vol. 46, no. 6, p. 306-310 [cit. 2012-03-11]. Dostupné na WWW: <<http://content.karger.com/ProdukteDB/produkte.asp?Aktion=ShowPDF&ArtikelNr=22182&Ausgabe=225846&ProduktNr=224091&filename=22182.pdf>>. ISSN 0304-324X.
- MASSION, J. Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 1994, vol. 4, no. 6, p. 877-887 [cit. 2012-02-16]. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0959438894901376>>. ISSN 0959-4388.
- MASSION, J. Postural Control Systems in Developmental Perspective. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [online]. 1998, vol. 22, no. 4, p. 465-472 [cit. 2012-02-10]. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0149763497000316>>. ISSN 0149-7634.
- MASSION, J., WOOLLACOTT, M. H. Posture and equilibrium. In BRONSTEIN, A. M., BRANDT, T., WOOLLACOTT, M. H. *Clinical disorders of balance, posture and gait*, 2nd ed. London: Edward Arnold, 2004. 350 s. ISBN 0340806575.

- McGEE, M. K. *Assessing Negative Side Effects in Virtual Environments*. Master's Thesis. Virginia, Blacksburg, 1998 [cit. 2012-04-14]. Dostupné na WWW: <<http://scholar.lib.vt.edu/theses/available/etd-11198-94048/unrestricted/etd.pdf>>.
- MERGNER, T., SCHWEIGART, G., MAURER, C., BLÜMLE, A. Human postural responses to motion of real and virtual visual environments under different support base conditions. *Experimental Brain Research* [online]. 2005, vol. 167, no. 4, p. 535-556 [cit. 2012-02-01]. Dostupné na WWW: <<http://www.springerlink.com/content/mrg75671x5520646/fulltext.pdf>>. ISSN 1432-1106.
- MLÍKA, R., JANURA, M., MAYER, M. Virtuální realita a rehabilitace. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, vol. 12, no. 3, p. 112-118. ISSN 1211-2658.
- MOHAMED, H., DIETRICH, G., BRIL, B. Visual Vection does not Perturb Squatting Posture. *BIO Web of Conferences. The International Conference SKILLS 2011* [online]. 2011, vol. 1, p. 1-3 [cit. 2012-05-07]. Dostupné na WWW: <http://www.bio-conferences.org/articles/bioconf/pdf/2011/01/bioconf_skills_00038.pdf>. ISSN 2117-4458.
- NOUGIER, V., BARD, C., FLEURY, M., TEASDALE, N. Contribution of central and peripheral vision to the regulation of stance. *Gait & Posture* [online]. 1997, vol. 5, p. 34-41 [cit. 2011-11-14]. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636296010715>>. ISSN 0966-6362.
- PAQUET, V. L., BUCHHOLZ, B. An Evaluation of an Electronic System for the Continuous and Simultaneous Assessment of Body Postures. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* [online]. 1999, vol. 43, no. 12, p. 656-659 [cit. 2012-03-20]. Dostupné na WWW: <<http://pro.sagepub.com/content/43/12/656.full.pdf+html>>. ISSN 1071-1813.
- PELZ, J. B., HAYHOE, M. M., BALLARD, D. H., SHRIVASTAVA, A., BAYLISS, J. D., HEYDE, M. Development of a virtual laboratory for the study of complex human behavior. *Proceedings of the SPIE. The Engineering Reality of Virtual Reality* [online]. 1999, vol. 3639B, s. 1-11 [cit. 2012-04-20].

Dostupné na WWW:

<1813.https://ritdml.rit.edu/bitstream/handle/1850/3160/JPelzConfProc05-1999.pdf?sequence=1>. ISSN 0277-786X.

PETERKA, R. J. Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2002, vol. 88, p. 1097-1118 [cit. 2011-11-8]. Dostupné na WWW: <<http://jn.physiology.org/content/88/3/1097.full.pdf+html>>. ISSN 1522-1598.

PIPONNIER, J. C., HANSSSENS, J. M., FAUBERT, J. Effect of visual field locus and oscillation frequencies on posture control in an ecological environment. *Journal of Vision* [online]. 2009, vol. 9, no. 1, p. 1-10 [cit. 2012-03-28]. Dostupné na WWW: <<http://www.journalofvision.org/content/9/1/13.full.pdf+html>>. ISSN 1534-7362.

PROKOP, T., SCHUBERT, M., BERGER, W. Visual influence on human locomotion. Modulation to changes in optic flow. *Experimental Brain Research* [online]. 1997, vol. 114, no. 1, p. 63-70 [cit. 2012-01-12]. Dostupné na WWW: <<http://www.springerlink.com/content/40f69nqqaym5majr/fulltext.pdf>>. ISSN 1432-1106.

REDFERN, M. S., YARDLEY, L., BRONSTEIN, A. M. Visual influences on balance. *Journal of anxiety disorders* [online]. 2001, vol. 15, p. 81-94 [cit. 2011-11-15]. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11388359>>. ISSN 0887-6185.

SCHIEPPATI, M., HUGON, M., GRASSO, M., NARDONE, A., GALANTE, M. The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in parkinsonians. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* [online]. 1994, vol. 93, no. 4, p. 286-298 [cit. 2012-05-01]. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0168559794900310>>. ISSN 0921-884X.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. *Motor control: Theory and Practical Applications*. 2. vyd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. 614 p. ISBN 068330643X.

- SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. *Motor control: Translating Research into Clinical Practice*. 3. vyd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2007. 612 p. ISBN 9780781766913.
- SMETANIN, B. N., POPOV, K. E., KOHZINA G. V. Specific and nonspecific visual influences on the stability of vertical posture in humans. *Neurophysiology* [online]. 2004, vol. 36, no. 1, p. 58-64 [cit. 2011-11-15]. Dostupné na WWW: <<http://www.springerlink.com/content/n147h2754jl37861/fulltext.pdf>>. ISSN 0090-2977.
- SOECHTING, J. F., BERTHOZ, A. Dynamic Role of Vision in the Control of Posture in Man. *Experimental Brain Research* [online]. 1979, vol. 36, p. 551-561 [cit. 2011-11-15]. Dostupné na WWW: <<http://www.springerlink.com/content/gm5763504785475x/fulltext.pdf>>. ISSN 1432-1106.
- STOFFREGEN, T. A. Flow Structure Versus Retinal Location in the Optical Control of Stance. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* [online]. 1985, vol. 11, no. 5, p. 554-565 [cit. 2012-02-15]. Dostupné na WWW: <<http://www.webpages.uidaho.edu/~bdyre/psyc218/Experiment/Stoffregen%201985.pdf>>. ISSN 1939-1277.
- STOFFREGEN, T. A., HOVE, P., SCHMIT, J., BARDY, B. G. Voluntary and Involuntary Postural Responses to Imposed Optic Flow. *Motor Control* [online]. 2006, vol. 10, p. 24-33 [cit. 2011-11-18]. Dostupné na WWW: <<http://www.benoit-bardy.eu/medias/stoffregen-et-al-mc-2006.pdf>>. ISSN 1543-2696
- STOFFREGEN, T. A., VILLARD, S., KIM, C., ITO, K., BARDY, B. G. Coupling of Head and Body Movement With Motion of the Audible Environment. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* [online]. 2009, vol. 35, no. 4, p. 1221-1231 [cit. 2012-05-2]. Dostupné na WWW: <http://m2h.euromov.eu/documents/publications/publication_161.pdf>. ISSN 0096-1523.

- STREEPEY, J. W., KENYON, R. V., KESHNER, E. A. Field of view and base of support width influence postural responses to visual stimuli during quiet stance *Gait & Posture* [online]. 2007, vol. 25, no. 1, p. 49-55 [cit. 2012-04-15]. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636206000038>>. ISSN 0966-6362.
- SUNDERMEIER, L., WOOLLACOTT, M. H., JENSEN, J. L., MOORE, S. Postural sensitivity to visual flow in aging adults with and without balance problems. *Journal of Gerontology Series A: Biological and Medical Sciences* [online]. 1996, vol. 51A, no. 2, p. M45-M52 [cit. 2012-01-15]. Dostupné na WWW: <<http://biomedgerontology.oxfordjournals.org/content/51A/2/M45.full.pdf+html>>. ISSN 1079-5006.
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002a, roč. 9, č. 4, s. 115–121. ISSN 1211-2658.
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002b, roč. 9, č. 4, s. 122–129. ISSN 1211-2658.
- VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995. 85 s. ISBN 80-7184-100-5.
- VÉLE, F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
- VIITASALO, M. K., KAMPMAN, V., SOTANIEMI, K. A., LEPPÄVUORI, S., MYLLYLÄ, V. V., KORPELAINEN, J. T. Analysis of Sway in Parkinson's Disease Using a New Incliniometry-Based Method. *Movement Disorders* [online]. 2002, vol. 17, no. 4, p. 663-669 [cit. 2012-03-20]. Dostupné na WWW: <<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mds.10023/pdf>>. ISSN 1531-8257.
- WARREN, W. H., KURTZ, K. J. The role of central and peripheral vision in perceiving the direction of self-motion. *Perception & Psychophysics* [online]. 1992, vol. 51, no. 5, p. 443-454 [cit. 2012-10-4]. Dostupné na WWW:

<<http://www.springerlink.com/content/ft7177226n5gu727/fulltext.pdf>>.

ISSN 1532-5962.

WEI, K., STEVENSON, I. H., KÖRDING, K. P. The uncertainty associated with visual flow fields and their influence on postural sway: Weber's law suffices to explain the nonlinearity of vection. *Journal of Vision* [online]. 2010, vol. 10, no. 14, p. 1-10 [cit. 2012-04-02]. Dostupné na WWW: <<http://www.journalofvision.org/content/10/14/4.full.pdf+html>>.

ISSN 1534-7362.

WINSTEIN, C. J. Knowledge of Results and Motor Learning – Implications for Physical Therapy. *Physical Therapy* [online]. 1991, vol. 71, no. 2, p. 140-149 [cit. 2012-02-20]. Dostupné na WWW: <<http://ptjournal.apta.org/content/71/2/140.full.pdf+html>>. ISSN 1743-288X.

WINTER, D. A. Human balance and postural control during standing and walking. *Gait & Posture* [online]. 1995, vol. 3, p. 193-214 [cit. 2011-12-7]. Dostupné na WWW: <<http://cs.cmu.edu/~hgeyer/Teaching/R16-899B/Papers/Winter95Gait%26Posture.pdf>>. ISSN 0966-6362.

SEZNAM ZKRATEK

BOS	base of support
CNS	centrální nervový systém
COG	centre of gravity
COP	centre of pressure

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Centrální organizace posturální kontroly (Massion, 1994).....	9
Obrázek 2 Pohybové strategie k zajištění posturální stability (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).	17
Obrázek 3 Grafické znázornění optic flow (Bardy et al., 1999).	21
Obrázek 4 Experimentální znázornění optic flow (Prokop et al., 1997).	22
Obrázek 5 Moving room paradigm (Bronstein et al., 2004).	24
Obrázek 6 Vliv pohybující se kabiny na posturální chování jedince (upraveno Shumway-Cook & Woollacott (2007) podle Sundermier et al. (1996)).....	25
Obrázek 7 Kinematografická analýza posturálních výchylek během vertikální optokinetické stimulace (Fushiki et al., 2005).	26
Obrázek 8 Směr retinálního pohybu objektů ve sledovaném prostředí při fixovaném cíli (Guerraz & Bronstein, 2008).	27
Obrázek 9 Grafické znázornění vlivu rychlosti pohybující se scény na velikost průměrných posturálních výchylek.....	41
Obrázek 10 Grafické znázornění vlivu rychlosti pohybující se scény na velikost úhlové dráhy posturálních výchylek.	43
Obrázek 11 Grafické znázornění vlivu rychlosti pohybující se scény na průměrnou rychlost posturálních výchylek.	46
Obrázek 12 Grafické znázornění rozdílu průměrných rychlostí posturálních výchylek při porovnávání jednotlivých rychlostí pohybující se scény.	46

SEZNAM TABULEK

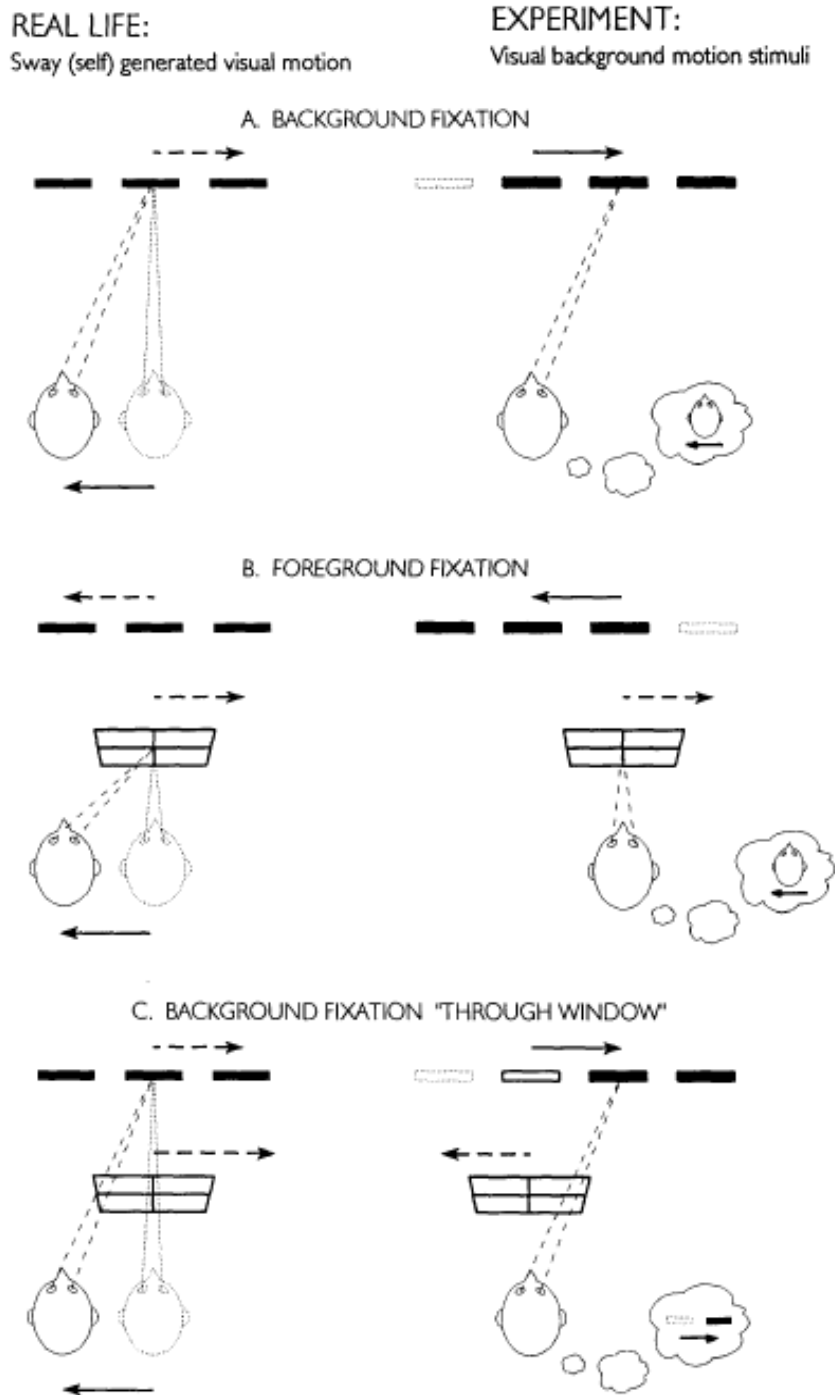
Tabulka 1 Dosažené hladiny statistické významnosti podle Fisherova LSD post-hoc testu pro testování hypotéz H_{01} až H_{06}	40
Tabulka 2 Dosažené hladiny statistické významnosti podle Fisherova LSD post-hoc testu pro testování hypotéz H_{07} až H_{012}	43
Tabulka 3 Dosažené hladiny statistické významnosti podle Fisherova LSD post-hoc testu pro testování hypotéz H_{013} až H_{018}	45

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Schematické znázornění posturálních výchylek jedince pohybujícího se zleva doprava (Bronstein & Buckwell, 1997).	76
Příloha 2 Základní anamnestické údaje probandů.	77
Příloha 3 Poučení a souhlas probanda.	78
Příloha 4 Dotazník týkající se anamnestických údajů.	79
Příloha 5 Obrazová ukázka promítané videonahrávky jízdy na horské dráze.	80
Příloha 6 Fotografické zobrazení průběhu experimentu.	80
Příloha 7 Příklad grafického znázornění trajektorie výchylek probanda během jednotlivých testovaných situací.	81
Příloha 8 Dotazník týkající se subjektivních potíží a posouzení projekce.	83
Příloha 9 Hodnoty průměrných velikostí výchylek (ve °) v anteroposteriorním směru během 4 testovaných situací.	84
Příloha 10 Hodnoty maximálních výchylek (ve °) v anteriorním a posteriorním směru během 4 testovaných situací.	85
Příloha 11 Hodnoty průměrných rychlostí výchylek (ve °/s) v anteroposteriorním směru během 4 testovaných situací.	86
Příloha 12 Grafické zobrazení výsledků jednofaktorové analýzy rozptylu pro určení signifikance rozdílu velikostí průměrných výchylek mezi testovanými situacemi.	87
Příloha 13 Grafické zobrazení výsledků jednofaktorové analýzy rozptylu pro určení signifikance rozdílu velikostí úhlové dráhy výchylek mezi testovanými situacemi. ...	88
Příloha 14 Grafické zobrazení výsledků jednofaktorové analýzy rozptylu pro určení signifikance rozdílu průměrných rychlostí výchylek mezi testovanými situacemi.	89
Příloha 15 Znázornění limit stability (Anonymous, 2009b).	90

PŘÍLOHY

Příloha 1 Schematické znázornění posturálních výchylek jedince pohybujícího se zleva doprava (Bronstein & Buckwell, 1997).



Legenda k příloze 1:

vlevo ... reálné prostředí, pohyb prostředí generovaný pohybem jedince; vpravo ... experimentální prostředí, posturální výchylky způsobené pohybem pozadí; A ... fixace pozadí; B ... fixace popředí; C ... fixace pozadí skrze stacionární okno.

Příloha 2 Základní anamnestické údaje probandů.

proband	pohlaví	věk	výška (cm)	hmotnost (kg)
1	M	23	175	62
2	Ž	21	173	64
3	Ž	25	163	53
4	M	23	186	70
5	Ž	24	176	64
6	Ž	24	167	64
7	Ž	24	168	52
8	Ž	23	163	53
9	M	24	192	100
10	M	22	173	71
11	Ž	23	162	54
12	Ž	25	161	61
13	Ž	26	172	69
14	M	29	190	80
15	M	25	181	68
16	Ž	25	165	55
17	Ž	23	165	55
18	Ž	25	164	58
19	M	22	188	86
20	Ž	24	169	55
21	Ž	26	167	57
22	Ž	23	176	69
23	M	22	176	80
24	Ž	23	169	70
25	Ž	24	178	80
průměr		23,92	172,76	66,00
SMODCH		1,62	8,87	11,77

Legenda k příloze 2:

M ... muž; Ž ... žena; SMODCH ... směrodatná odchylka.

Příloha 3 Poučení a souhlas probanda.

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Tř. Svobody 8
771 11 Olomouc

Poučení a souhlas klienta

Klient/ka souhlasí s provedením posturografického vyšetření, pomocí modulu Smart EquiTest System firmy Neurocom[®], a vyšetření pomocí senzoru 2D Inclinometer firmy Noraxon[®] v kineziologické laboratoři FN Olomouc, pro měření na diplomovou práci s názvem Vliv změn virtuálního prostředí na posturální reaktivitu, kterou zpracovává Bc. Petra Kadlčíková pod vedením Mgr. Martiny Markové.

Byl/a jsem srozumitelně a podrobně seznámen/a s průběhem vyšetření a souhlasím s jeho provedením. Dále souhlasím s nahlédnutím do své zdravotnické dokumentace v rozsahu nezbytně nutném a anonymním použitím získaných údajů s respektováním pravidel o ochraně osobních dat.

V Olomouci dne

podpis.....

Příloha 4 Dotazník týkající se anamnestických údajů.

DOTAZNÍK

Jméno a příjmení:

Datum narození:

Výška:

Hmotnost:

Prodělané onemocnění v minulosti a jejich následky (co, kdy):

Současné onemocnění:

Úrazy a operace a jejich následky (co, kdy):

Zraková vada: ANO x NE

Je-li odpověď ano → jaká vada?

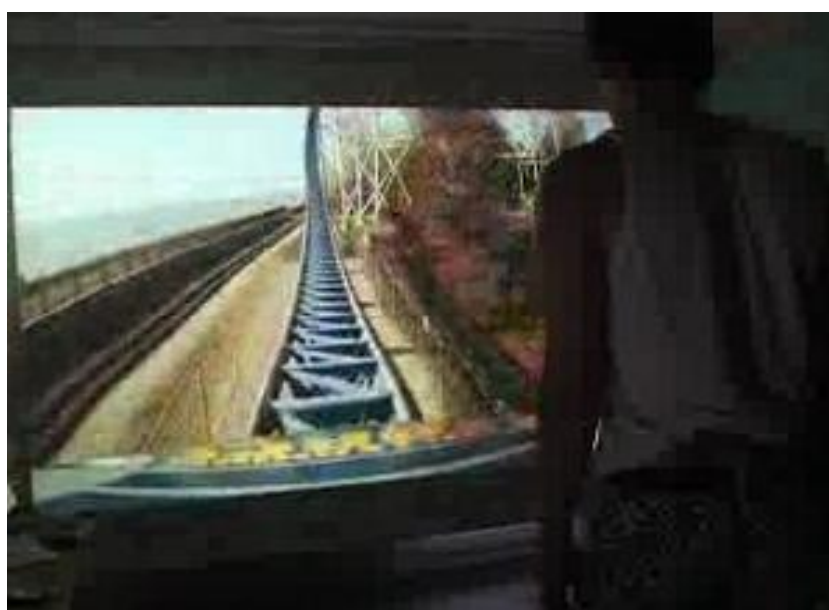
Zraková korekce → ANO x NE

Pravidelná pohybová aktivita: ANO x NE

Příloha 5 Obrazová ukázka promítané videonahrávky jízdy na horské dráze.

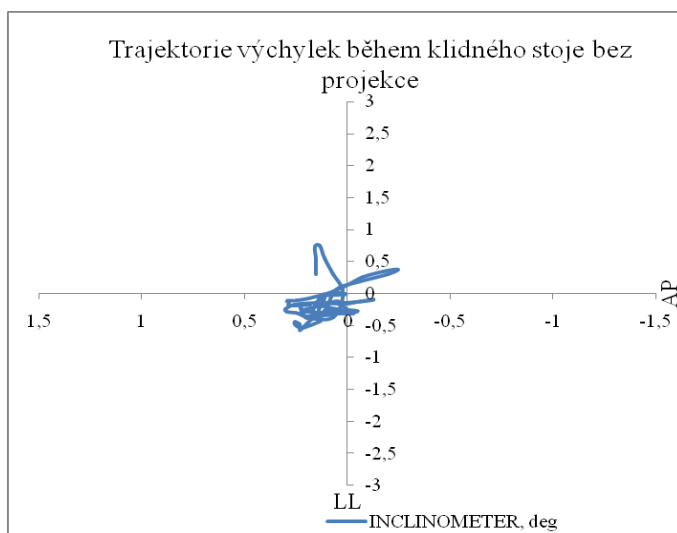


Příloha 6 Fotografické zobrazení průběhu experimentu.



Příloha 7 Příklad grafického znázornění trajektorie výchylek probanda během jednotlivých testovaných situací.

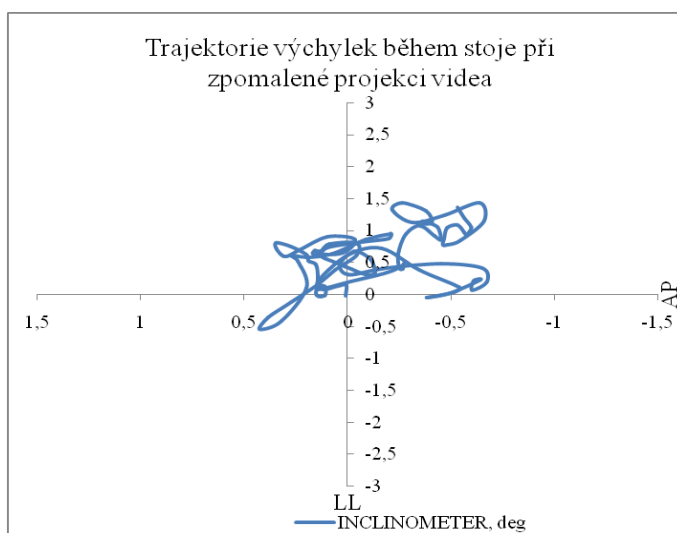
- **Příloha 7a Grafické znázornění trajektorie výchylek během klidného stoje bez projekce.**



Legenda k příloze 7a:

AP ... anteroposteriorní směr výchylek (osa y); LL ... laterolaterální směr výchylek (osa x); deg ... stupně (angl. degrees).

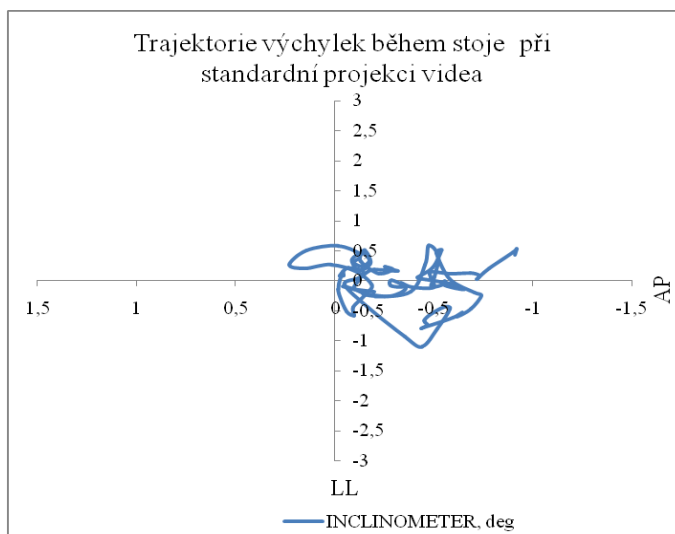
- **Příloha 7b Grafické znázornění trajektorie výchylek během stoje při projekci videonahrávky zpomalené na polovinu původní rychlosti.**



Legenda k příloze 7b:

AP ... anteroposteriorní směr výchylek (osa y); LL ... laterolaterální směr výchylek (osa x); deg ... stupně (angl. degrees).

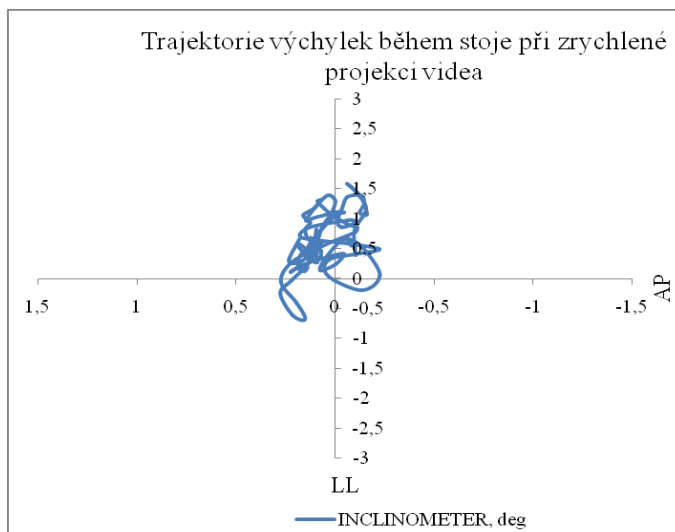
- **Příloha 7c Grafické znázornění trajektorie výchylek během stoje při projekci videonahrávky standardní rychlostí.**



Legenda k příloze 7c:

AP ... anteroposteriorní směr výchylek (osa y); LL ... laterolaterální směr výchylek (osa x); deg ... stupně (angl. degrees).

- **Příloha 7d Grafické znázornění trajektorie výchylek během stoje při projekci videonahrávky zrychlené na dvojnásobek původní rychlosti.**



Legenda k příloze 7d:

AP ... anteroposteriorní směr výchylek (osa y); LL ... laterolaterální směr výchylek (osa x); deg ... stupně (angl. degrees).

Příloha 8 Dotazník týkající se subjektivních potíží a posouzení projekce.

Jméno a příjmení:

SUBJEKTIVNÍ OBTÍŽE PO PROJEKCI VIDEÍ

Točení hlavy:	ANO	x	NE
Pocit nevolnosti:	ANO	x	NE
Slabost:	ANO	x	NE
Únava:	ANO	x	NE
Tendence k pádu:	ANO	x	NE
Pocit tahu do strany:	ANO	x	NE
Bolest pohybového aparátu:	ANO	x	NE
Subjektivně vyšší zatěžování:	PDK	x	LDK x symetrie

ZHODNOCENÍ PROJEKCE VIDEÍ

Autentičnost („reálnost“) videa:	nízká	x	střední	x	vysoká
Kvalita promítaného videa:	nízká	x	střední	x	vysoká

POZNÁMKY

.....

.....

.....

Příloha 9 Hodnoty průměrných velikostí výchylek (ve °) v anteroposteriorním směru během 4 testovaných situací.

proband	K	P	S	R
1	-0,757	-2,287	-2,889	-1,683
2	-0,155	0,578	-0,034	0,628
3	0,146	1,544	1,984	-1,618
4	0,662	-0,725	-0,421	-0,453
5	0,247	-1,285	0,335	0,441
6	0,171	2,587	1,420	0,222
7	1,286	1,611	0,875	1,857
8	0,622	0,973	0,824	-0,617
9	0,106	1,192	0,509	0,551
10	-0,153	0,064	0,458	0,495
11	0,520	-0,032	-0,587	0,686
12	-0,115	-0,029	0,684	-0,532
13	0,389	0,647	0,309	-0,114
14	-0,036	0,043	-0,268	0,988
15	0,026	1,212	0,626	0,299
16	0,384	0,082	-0,008	0,289
17	-0,232	-1,009	0,172	-0,087
18	0,337	0,348	0,479	0,467
19	-0,274	0,358	0,552	2,187
20	-0,292	0,659	0,820	0,273
21	0,065	0,634	0,213	-0,352
22	-0,142	-0,403	-0,734	1,062
23	-0,190	1,642	0,971	0,867
24	-0,137	-1,161	-0,563	0,810
25	0,091	0,076	0,333	0,775
průměr	0,10	0,29	0,24	0,30
SMODCH	0,40	1,06	0,89	0,87

Legenda k příloze 9:

K ... klidný stoj bez projekce; P ... stoj při projekci videonahrávky zpomalené na polovinu původní rychlosti; S ... stoj při projekci videonahrávky standardní rychlosti; R ... stoj při projekci videonahrávky zrychlené na dvojnásobek původní rychlosti; SMODCH ... směrodatná odchylka.

Příloha 10 Hodnoty maximálních výchylek (ve °) v anteriorním a posteriorním směru během 4 testovaných situací.

proband	K		P		S		R	
	A	P	A	P	A	P	A	P
1	0,432	-1,751	0,865	-3,535	-1,029	-3,867	0,610	-2,581
2	0,743	-0,574	1,436	-0,541	0,587	-1,103	1,586	-0,676
3	1,030	-0,676	3,111	-0,580	5,423	-1,620	0,572	-4,848
4	1,348	0,200	0,402	-1,509	-0,095	-0,776	0,215	-0,883
5	1,151	-0,621	-0,607	-1,755	0,979	-0,321	1,453	-0,341
6	0,745	-0,263	4,646	0,834	2,608	-0,351	0,894	-0,523
7	2,035	0,619	2,738	-0,588	1,433	0,090	3,061	0,369
8	0,920	0,266	1,911	0,450	1,798	-0,251	0,191	-1,387
9	0,414	-0,436	3,136	-0,621	1,157	-0,328	1,305	-0,275
10	0,355	-0,561	2,172	-1,428	1,933	-1,236	1,240	-0,375
11	0,957	0,024	0,971	-1,269	0,274	-1,594	2,076	-0,434
12	0,325	-0,675	0,304	-0,616	1,630	0,058	0,085	-1,318
13	0,706	0,038	1,524	-0,276	1,065	-0,597	0,850	-0,633
14	0,319	-0,450	0,605	-0,524	0,387	-0,999	2,025	0,424
15	0,323	-0,290	2,652	0,424	1,713	-0,572	1,716	-0,287
16	1,644	-0,043	0,883	-0,789	0,857	-0,661	1,001	-0,928
17	0,178	-0,601	0,786	-1,899	0,930	-0,864	0,411	-0,608
18	1,199	-0,264	1,194	-0,462	1,485	-0,677	1,655	-0,532
19	0,103	-0,763	1,867	-0,599	1,328	-0,412	3,802	0,751
20	0,338	-1,582	1,177	0,006	1,379	0,002	0,873	-0,214
21	0,628	-0,425	1,872	-0,874	1,409	-1,228	0,481	-1,142
22	0,983	-1,425	0,321	-1,206	2,421	-1,858	2,223	-0,997
23	0,114	-0,477	2,411	0,718	2,267	-0,514	2,115	-0,645
24	0,683	-0,529	0,062	-2,235	0,419	-1,589	1,865	-0,958
25	0,477	-0,215	1,188	-0,861	0,796	-0,080	1,467	0,062
průměr	0,73	-0,46	1,51	-0,79	1,33	-0,85	1,35	-0,76
SMODCH	0,48	0,53	1,15	0,95	1,15	0,82	0,89	1,06

Legenda k příloze 10:

K ... klidný stoj bez projekce; P ... stoj při projekci videonahrávky zpomalené na polovinu původní rychlosti; S ... stoj při projekci videonahrávky standardní rychlostí; R ... stoj při projekci videonahrávky zrychlené na dvojnásobek původní rychlosti; A ... maximální výchylka v anteriorním směru; P ... maximální výchylka v posteriorním směru; SMODCH ... směrodatná odchylka.

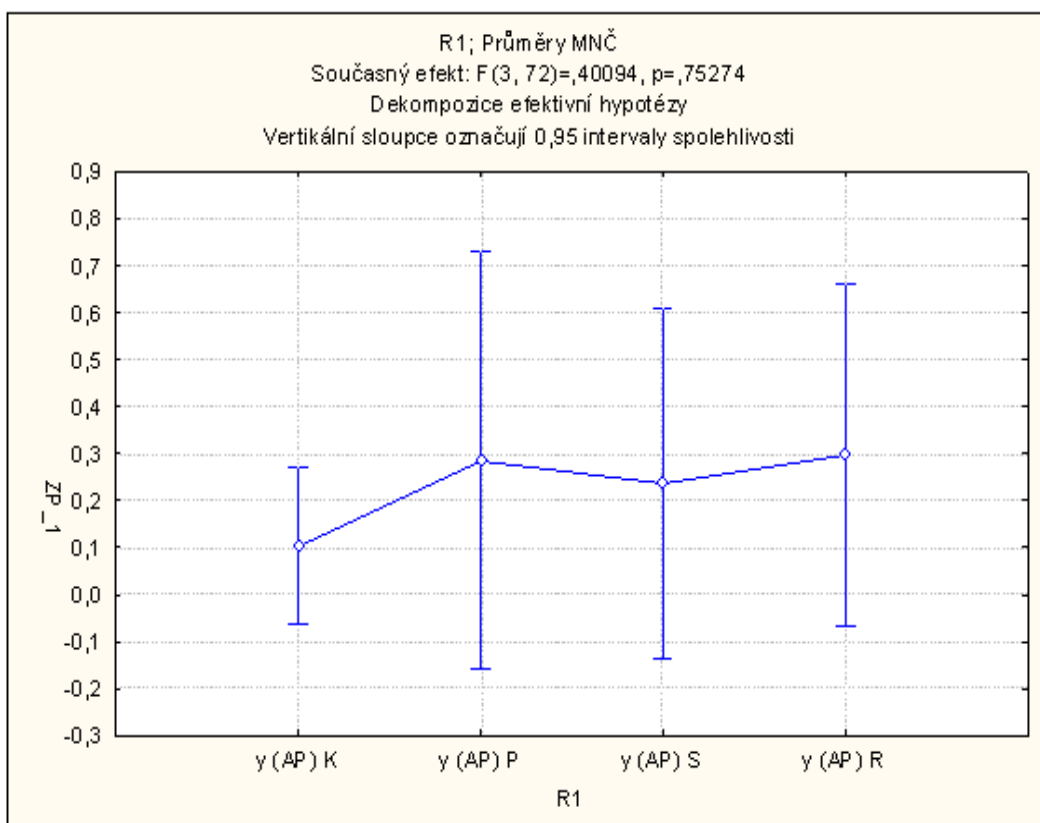
Příloha 11 Hodnoty průměrných rychlostí výchylek (ve °/s) v anteroposteriorním směru během 4 testovaných situací.

proband	K	P	S	R
1	0,743	0,648	0,649	0,765
2	0,468	0,574	0,707	0,819
3	0,486	0,827	1,233	1,564
4	0,582	0,526	0,538	0,509
5	0,542	0,501	0,541	0,523
6	0,567	0,629	0,675	0,680
7	0,605	0,599	0,496	0,602
8	0,372	0,446	0,502	0,573
9	0,346	0,448	0,494	0,555
10	0,390	0,431	0,452	0,442
11	0,560	0,627	0,669	0,927
12	0,367	0,417	0,443	0,486
13	0,385	0,511	0,517	0,541
14	0,365	0,423	0,512	0,592
15	0,439	0,553	0,596	0,642
16	0,480	0,529	0,555	0,585
17	0,401	0,509	0,466	0,450
18	0,616	0,696	0,781	0,881
19	0,426	0,563	0,519	0,529
20	0,583	0,437	0,515	0,495
21	0,448	0,640	0,706	0,709
22	0,446	0,478	0,578	0,598
23	0,450	0,596	0,776	0,944
24	0,503	0,513	0,527	0,649
25	0,430	0,541	0,508	0,561
průměr	0,48	0,55	0,60	0,66
SMODCH	0,10	0,10	0,16	0,23

Legenda k příloze 11:

K ... klidný stoj bez projekce; P ... stoj při projekci videonahrávky zpomalené na polovinu původní rychlosti; S ... stoj při projekci videonahrávky standardní rychlosti; R ... stoj při projekci videonahrávky zrychlené na dvojnásobek původní rychlosti; SMODCH ... směrodatná odchylka.

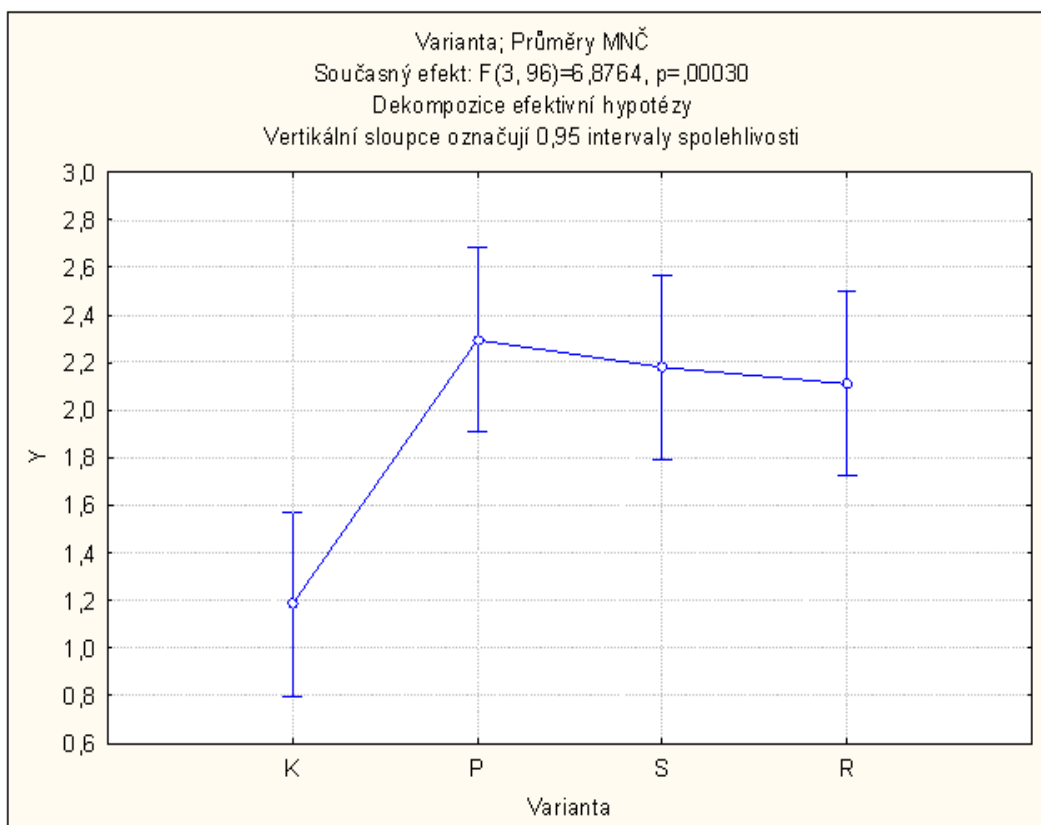
Příloha 12 Grafické zobrazení výsledků jednofaktorové analýzy rozptylu pro určení signifikance rozdílu velikostí průměrných výchylek mezi testovanými situacemi.



Legenda k příloze 12:

F ... hodnota testového kritéria pro analýzu rozptylu; p ... hladina statistické významnosti;
 R1 ... testované situace; y (AP) ... anteroposteriorní směr výchylek; K ... klidný stoj bez projekce;
 P ... stoj při projekci videonahrávky zpomalené na polovinu původní rychlosti; S ... stoj při projekci videonahrávky standardní rychlosti; R ... stoj při projekci videonahrávky zrychlené na dvojnásobek původní rychlosti; ZP_1 ... velikost průměrných posturálních výchylek.

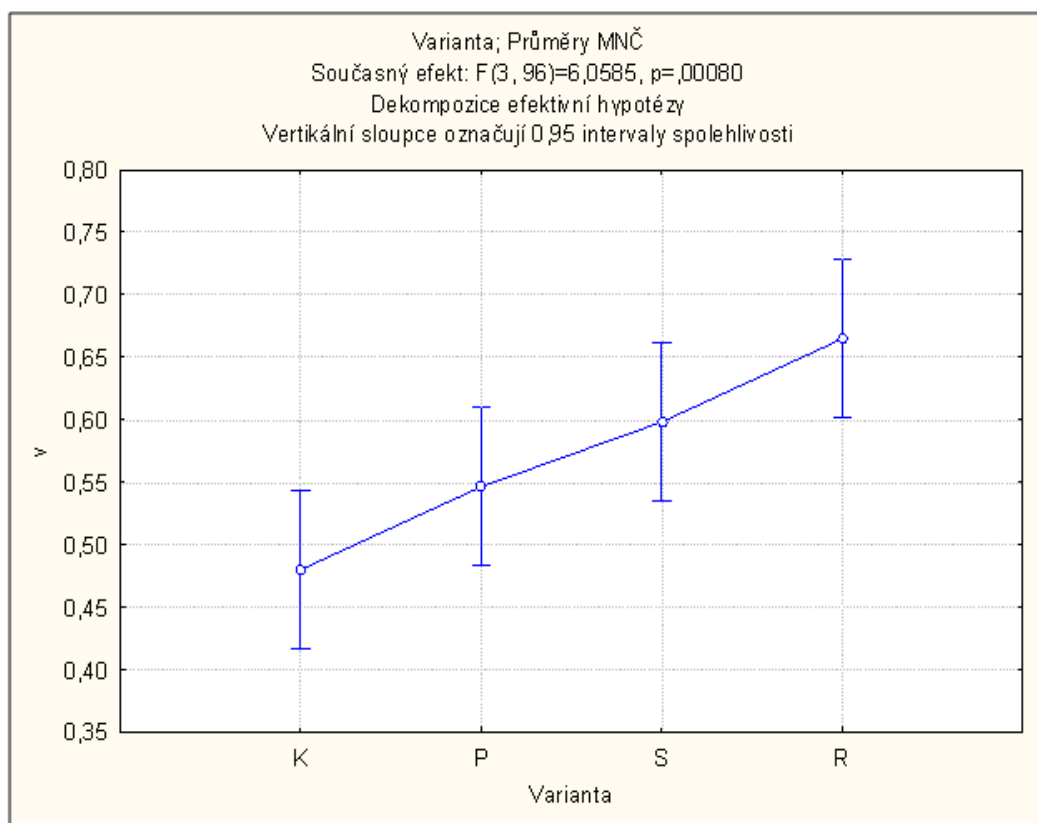
Příloha 13 Grafické zobrazení výsledků jednofaktorové analýzy rozptylu pro určení signifikance rozdílu velikostí úhlové dráhy výchylek mezi testovanými situacemi.



Legenda k příloze 13:

F ... hodnota testového kritéria pro analýzu rozptylu; p ... hladina statistické významnosti; varianta ... testované situace; K ... klidný stoj bez projekce; P ... stoj při projekci videonahrávky zpomalené na polovinu původní rychlosti; S ... stoj při projekci videonahrávky standardní rychlosti; R ... stoj při projekci videonahrávky zrychlené na dvojnásobek původní rychlosti; Y ... úhlová dráha posturálních výchylek v úhlových stupních.

Příloha 14 Grafické zobrazení výsledků jednofaktorové analýzy rozptylu pro určení signifikance rozdílu průměrných rychlostí výchylek mezi testovanými situacemi.



Legenda k příloze 14:

F ... hodnota testového kritéria pro analýzu rozptylu; p ... hladina statistické významnosti; varianta ... testované situace; K ... klidný stoj bez projekce; P ... stoj při projekci videonahrávky zpomalené na polovinu původní rychlosti; S ... stoj při projekci videonahrávky standardní rychlosti; R ... stoj při projekci videonahrávky zrychlené na dvojnásobek původní rychlosti; v ... průměrná rychlost posturálních výchylek v úhlových stupních za sekundu.

