

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Studijní obor: Kinantropologie

**VZTAH MEZI POSTURÁLNÍ STABILITOU  
A POHYBOVÝMI AKTIVITAMI**

Autoreferát disertační práce

**Vedoucí práce:**

Doc. Ing. František Zahálka, Ph.D.

**Konzultant práce:**

PaedDr. Tomáš Malý, Ph.D.

**Vypracoval:**

Mgr. Tomáš Gryc

Praha 2014

## 1. ÚVOD

Pohyb je základním projevem každého živého organismu. Pro člověka je pak charakteristickým pohybem lokomoce ve vzpřímené poloze. Vzpřímená poloha je u člověka zajišťována složitými mechanizmy, jejichž činnost je řízena centrální nervovou soustavou, na základě podnětů z vnitřního i vnějšího prostředí. Schopnost zajištění vzpřímeného držení těla tak, aby nedošlo k pádu, se nazývá posturální stabilita (Vařeka, 2002a).

Posturální stabilitu řadíme pod motorické a koordinační schopnosti a svým významem je blízká rovnovážným schopnostem. Lze říci, že rovnovážné schopnosti jsou souborem statických a dynamických strategií zajišťujících posturální stabilitu. Udržení rovnováhy u člověka zajišťuje složitý regulační systém, který je výsledkem souhry analyzátorů pomocí kterých vnímá člověk své okolí a procesů centrální nervové soustavy, která integruje a zpracovává získané informace a na základě toho umožňuje tvořit adekvátní svalové odpovědi (Fetz, 1987; Hatzitaki, Zisi, Kollias, & Kioumourtozoglou, 2002).

Udržování vzpřímeného držení těla (posturální stability) je zajišťováno třemi složkami: senzorkou, řídicí a výkonnou. Spolupráce senzorké, řídicí a výkonné složky utváří mechanismy zajišťující posturální stabilitu v klidu nebo v pohybu. Hlavními mechanismy zajišťujícími posturální stabilitu ve stoji je v předozadním směru mechanismus hlezenní a ve směru latero-laterálním mechanismus kyčelní (Winter, 1995).

V souvislosti s lidskou motorikou připouštějí moderní vědecké koncepce dělení rovnováhy na statickou (postural control, static balance) a dynamickou (dynamic balance, locomotor balance) (Assaiante & Amblard, 1992). Měřením a hodnocením posturální stability se zabývá posturografie. Posturografie je termín zahrnující všechny způsoby měření používané při kvantifikaci hodnocení posturální stability ve vzpřímeném stoji v podmínkách statických i dynamických. Vzhledem ke složitosti interakce mezi senzorkými, řídicími a výkonnými mechanismy udržování posturální stability (rovnováhy) a jejich případným poruchám, se při testování využívá mnoha rozličných podmínek tak, aby bylo možno rozlišovat nebo identifikovat rozličné typy poruch, které mohou mít vliv na posturální stabilitu. Posturografické testovací protokoly tak umožňují kvantifikovat schopnost probandů udržovat posturální stabilitu (rovnováhu) v rozličných statických (např. stoj na jedné nebo obou dolních končetinách) a dynamických (např. předpažení) polohách, většinou v kombinaci s nebo bez vizuální kontroly (otevřené nebo zavřené oči). Na základě kombinování statických a dynamických testů v rozličných senzorkých podmínkách je možné kvantifikovat velikost závislosti posturální stability probanda na vizuálních, proprioreceptivních nebo vestibulárních informacích.

Posturografie v relativně statických polohách (ve stoji) nám nabízí rozličné množství standardizovaných testů, oproti tomu měření dynamické posturální stability závisí do jisté míry na typu studie, charakteristice výzkumného souboru apod. Při posturografickém vyšetření se využívají silové nebo tlakové plošiny, které zaznamenávají změny silového nebo tlakového působení, na jejichž základě určují polohu těžiště těla.

Úroveň posturální stability výrazně ovlivňuje kvalitu života, neboť je předpokladem pro každý prováděný pohyb. Kontrola posturální stability je primárním předpokladem úspěšného pohybu a jako takovou ji lze rozvíjet na základě vhodných pohybových aktivit. Naopak je známo, že některá onemocnění ovlivňují posturální stabilitu negativně, což může mít za následek v některých případech i pád. V této práci se zabýváme posturální stabilitou a možnostmi jejího ovlivňování u dvou okrajových skupin populace – u pohybově aktivní populace a u osob se zdravotním omezením.

#### *Posturální stabilita osob se zdravotním omezením*

Kontrola rovnováhy je primárním předpokladem úspěšného pohybu, který nám dovoluje být aktivní v rámci našeho prostředí a je tak důležitou součástí každodenních aktivit (Era et al., 1997; Frank & Patla, 2003). Je dobře známým faktem, že starší osoby jsou náchylnější k poruchám rovnováhy a snížené posturální stabilitě (Maki & McIlroy, 1996; Salzman, 2010). Dobře znám je také negativní vliv některých onemocnění na posturální stabilitu a to jak dynamickou tak i statickou. Snížená úroveň posturální stability je vážným problémem zejména ve vztahu ke zvýšenému riziku pádů, které mohou vést k frakturám a v důsledku toho k fatálním následkům (Hien et al., 2005; Ray, Griffin, Schaffner, Baugh, & Melton, 1987). Významnou skupinou onemocnění, která vedou ke snížené posturální stabilitě i horším následkům ve vztahu k motorice člověka (např. pádům a poruchám chůze) jsou mozečkové ataxie. Postupně se rozvíjející porucha rovnováhy a zhoršování motoriky jsou typické pro pacienty s diagnózou Autosomálně dominantní spinocerebelární ataxie (AD SCA) a ataxie Friedrichovy (FRDA), jež patří mezi neurodegenerativní onemocnění (Grewal et al., 1998; Pandolfo, 1999). Výsledky klinických nálezů řadí AD SCA mezi ataxie cerebelární, zatímco FRDA mezi ataxie sensorické. Sensorické ataxie jsou způsobeny nedostatečným informováním řídicí složky posturální stability z vestibulárního systému, zrakového aparátu a propioceptivních receptorů. Cerebelární typ ataxie je způsoben lézí mozečkovou. V průběhu těchto onemocnění se největšinou nejdříve objevuje pocit nejistoty při udržování rovnováhy, někdy také vertigo, porucha rovnováhy jako taková a postupně graduje až do stavu spojeného s neschopností chůze. Takové snížení pohybové aktivity vede ke ztrátě soběstačnosti a tím k

výraznému snížení kvality života pacienta i jeho okolí. Pro tato onemocnění dosud není kauzální terapie (Kiang et al., 2005). Vzhledem k faktu, že je nepoškozená část mozečku schopna adaptace a motoricky se vyvíjet, učit (Pulst, 2007) je práce s takto postiženými pacienty velmi důležitá. Fyzioterapie v současné době nabízí možnosti ovlivnění výše popisovaných obtíží pomocí rehabilitace, ať už ve formě klasické, tak i v podobě méně běžných metod jako je Tai-chi nebo jóga (Galantino et al., 2005; Taggart, 2002).

Poruchy projevů dynamické posturální stability jsou u některých chorob obvyklé. Charcot-Marie-Tooth (CMT) je nejobvyklejší dědičnou periferní neuropatií, někdy také známá jako peroneální svalová atrofie nebo dědičná motoricko-senzorická neuropatie (HMSN). U pacientů s CMT dochází k postižení senzitivních a motorických nervových vláken současně a jsou pro ně typické poruchy chůze. Nejčastější subjektivní potíží těchto pacientů je např. akrální slabost dolních končetin, neobratná chůze, zakopávání a nestabilita. V klinickém nálezu se pak objevují rozličné deformity nohou (Kobesová et al., 2007). Příčina dědičné neuropatie je dosud neléčitelná. Mezi neúčinnější složku terapie patří rehabilitace, jejímž cílem je zpomalení zhoršování pohyblivosti, udržení maximální kvality stoje a chůze a udržení dobré tělesné kondice (Kobesová & Mazanec, 2008).

#### *Posturální stabilita u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou*

Úspěšná realizace dovedností řízených vůlí je do značné míry závislá na schopnosti motorického systému poskytnout adekvátní posturální podporu. Interakce jedince s vnějším prostředím by byla bez neustálé stabilizace postury zajišťované posturálním systémem ohrožena. U některých motorických úkolů u dospělých může být podpůrná funkce posturálního systému limitujícím faktorem (Sideaway et al., 2007). Dobrá úroveň posturální stability (rovnovážných schopností) snižuje riziko zranění a zvyšuje sportovní výkon (Hrysomallis, 2011; Rahnama, Lees, & Bambaecichi, 2005). Vysoká úroveň kontroly posturální stability je nezbytná pro přesné provedení pohybu, což je rozhodující např. v míčových hrách. Řídící jednotka, centrální nervový systém, se v prvé řadě soustředí na udržení rovnováhy (Naglak, 2005) a teprve poté na ostatní činnosti spojené s pohybovou aktivitou. Byl prokázán vztah mezi intenzivním tréninkem a sníženým využíváním zraku při kontrole rovnováhy. Zrak se tak může více věnovat vývoji herních situací (Paillard et al., 2006). Rozvoj schopností kontroly rovnováhy je tak jedním z důležitých cílů tréninkového procesu ve většině sportů. Testy posturální stability prokázaly, že gymnasté mají lepší posturální stabilitu než ne-gymnasté (Carrick, Oggero, Pagnacco, Brock, & Arikan, 2007). Studie však také potvrzují, že elitní gymnasté nemají lepší posturální stabilitu při provádění

nerušeného vzpřímeného stoje s otevřenými očima než elitní sportovci jiných odvětví (Vuillerme et al., 2001; Vuillerme & Nougier, 2004). Posturální stabilita se vyvíjí společně s výkonnostním růstem. Statistická analýza ukázala, že profesionální hráči fotbalu mají stabilnější postoj než amatérští hráči fotbalu (Paillard et al., 2006). Posturální stabilita je také důležitá při soubojových situacích o míč, náhlých změnách směru, nebo při rozdílném vynaložení svalové síly v různých herních činnostech jako je přihrávka nebo střela (Gerbino, Griffin, & Zurakowski, 2007).

Úroveň posturální stability lze ovlivňovat např. celotělovým vibračním tréninkem (Whole body vibration training – WBVT). Jedná se o relativně novou metodu využívající tzv. akceleračního tréninku, při kterém se využívá přenosu vibrací na tělo skrze vibrační plošinu (Moezy, Olyaei, Hadian, Razi, & Faghihzadeh, 2008). Svoji roli má CVT při rozvoji posturální stability, při rehabilitaci po plastice předního zkříženého vazy a u neurologických pacientů (Jackson, Merriman, Vanderburgh, & Braehler, 2008; Moezy et al., 2008; VanNes, Geurts, Hndricks, & Duysens, 2004).

Posturální stabilita hraje také důležitou roli při zaujetí správné výchozí polohy pro pohyb, tzv. atitudy, a při dosahování přesného a opakovatelného pohybu. Udržování těla v rovnovážné poloze vůči vnějším silám je neustálý proces, jehož kvalitu můžeme sledovat pomocí kinetických i kinematických parametrů v průběhu pohybu. Hodnocení dynamické posturální stability lze provádět například u hráčů golfu na základě výsledků naměřených při sledování stability (opakovatelnosti) provedení v jednotlivých fázích (okamžicích) golfového švihy a to jak na základě kinematických, tak i kinetických parametrů (Ball & Best, 2007a; Meister et al., 2011). Signifikantně nižší variabilita provedení, vedoucí k vysoké opakovatelnosti při dosahování chtěného výsledku (místa dopadu míče), byla prokázána u vrcholových hráčů golfu oproti hráčům amatérským (Keogh et al., 2007).

## 2. CÍLE PRÁCE

### **Cíle disertační práce**

Hlavním cílem práce bylo vymezení úrovně posturální stability vzhledem k typu a kvantitě realizované pohybové aktivity a vzhledem ke zdravotnímu stavu.

Dílčím cílem práce bylo zjistit možnosti ovlivňování posturální stability vhodnými intervenčními prostředky u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou a u osob se zdravotním omezením.

### **Úkoly disertační práce**

1. Na základě literární rešerše shromáždit dostupné poznatky týkající se problematiky pohybových schopností a posturální stability.
2. Pro dosažení jednotlivých cílů práce vybrat a zajistit probandy dle určených kritérií (osoby se zvýšenou pohybovou aktivitou, osoby se zdravotním omezením).
3. Zvolit vhodné testy statické a dynamické posturální stability s ohledem na pohybovou aktivitu a zdravotní stav jednotlivých souborů probandů.
4. Provést posouzení statické a dynamické posturální stability u vybraných osob se zvýšenou pohybovou aktivitou.
5. Provést posouzení statické a dynamické posturální stability u vybraných osob se zdravotním oslabením.
6. Provést posouzení možnosti ovlivnění posturální stability pomocí pohybové intervence u vybraných osob se zvýšenou pohybovou aktivitou.
7. Provést posouzení možnosti ovlivnění posturální stability pomocí pohybové intervence u vybraných osob se zdravotním omezením.

Na základě zjištěných výsledků formulovat závěry práce a doporučení pro praxi a další výzkum.

## **Hypotézy**

H1: Úroveň posturální stability je diferencovatelná podle stupně obtížnosti realizovaného pohybového úkolu u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou i u osob se zdravotním omezením.

H2: Posturální stabilita je ovlivnitelná pomocí pohybové intervence u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou.

H3: Posturální stabilita je ovlivnitelná pomocí pohybové intervence u osob se zdravotním omezením

## **3. METODIKA VÝZKUMU**

### *Výzkumné soubory*

Výzkumné soubory byly vybírány záměrně dle kritérií pro plnění jednotlivých cílů výzkumu a dle dostupnosti. Výzkumné soubory osob se zvýšenou pohybovou aktivitou tvořily vrcholové hráčky plážového volejbalu, fotbalu a házené a vrcholoví hráči golfu. Výzkumné soubory osob se zdravotním omezením byly tvořeny pacienty trpícími dědičnou neuropatií Charcot-Marie-Tooth (CMT) a pacienty s autosomálně dominantní spinocerebelární ataxií (AD SCA) a ataxií Friedrichovou (FRDA). Pro plnění některých cílů výzkumu bylo zapotřebí kontrolního souboru běžné zdravé populace, bez zvýšené pohybové aktivity i zdravotního oslabení. Základní charakteristiky sledovaných souborů uvádíme v tabulce 1.

Skupiny		N	Pohlaví	Věk (roky)		Výška (cm)		Hmotnost (kg)				
				Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD			
Osoby se zvýšenou pohybovou aktivitou	Druh pohybové aktivity	Házená	14	Ž	24	3,5	175,97	7,4	73,1	8,5		
		Fotbal	20	Ž	23,3	4,3	167,2	6,4	60,9	5,3		
		Plážový volejbal	Sk I	8	M, Ž	24,7	2,82	179,13	7,69	70,13	9,74	
			Sk II	6	M, Ž	24,67	0,94	179,83	8,15	69,83	11,07	
		Golf	Sk I	7	M	29,1	6,3	180,3	6,1	73,1	8,9	
			Sk II	5	M	31,8	5,5	186,2	5,4	87	8,2	
			Sk III	4	M	33	1,87	87,75	9,12	1,85	5,6	
			Sk IV	4	M	15,75	1,09	76,75	17,4	181,4	3,5	
		Osoby se zdravotním omezením	Onemocnění	FRDA, AD SCA	27	M, Ž	37,3	13	171,1	19,9	71,3	18,9
				AD SCA	17	M, Ž	41,5	19,7	168,1	23,8	70,5	22,5
CMT	1			M	52	0	176,4	0	75,3	0		
Běžná populace	Běžná populace	32	M, Ž	43,5	16,8	179,8	15,3	79,5	19,3			

Tab. 1. Charakteristika výzkumných souborů

Legenda: SD – směrodatná odchylka; M – muži; Ž – ženy; Sk – skupina; FRDA - ataxie Friedrichova; AD SCA - autosomálně dominantní spinocerebelární ataxie; CMT – Charlot-Marie-Tooth

#### *Přístrojové vybavení a metody měření statické posturální stability*

Při laboratorním měření statické posturální stability jsme používali tlakovou desku Footscan (RSscan International, Belgie) o rozměrech 0,5 m x 0,4 m, se snímacím polem obsahujícím 4100 snímačů s citlivostí 0,1 N/cm<sup>2</sup> a při snímkovací frekvenci 33 Hz. Data byla hodnocena softwarem Balance 7.6, který k tlakové desce Footscan přísluší. Při realizování testování statické posturální stability byly dodrženy standardizované podmínky dle Kapteyn et al. (1983). U jednotlivých skupin testovaných osob byly použity některé ze 6ti testů (tab. 2): široký stoj otevřené oči (SSOO), široký stoj zavřené oči (SSZO), úzký stoj otevřené oči (USOO), úzký stoj zavřené oči (USZO), tzv. „flamingo test“ stoj na pravé dolní končetině (FL

P), stoj na levé dolní končetině (FL L). Délka testů ve stoji na obou dolních končetinách byla vždy 30 s, u testů stoje na jedné dolní končetině byla délka testu 30 s nebo 60 s.

#### *Přístrojové vybavení a metody měření dynamické posturální stability*

Při laboratorním měření dynamické posturální stability osob se zdravotním omezením (pacienti s autosomálně dominantní spinocerebelární ataxií - AD SCA, a s ataxií Friedrichovou - FRDA) byla využita tlaková deska Footscan a software Balance 7.6. Při dodržení standardizovaných podmínek (Kapteyn et al., 1983) byl použit test stoje o široké bázi s provedením výponu na špičky a následnou výdrž ve výponu. Délka testu byla 6 s, kdy po 2 s byl dán pokyn testované osobě k výponu na špičky s horními končetinami volně podél těla. Jedním úkolem byla vlastní dynamická realizace výponu, druhým úkolem pak výdrž ve výponu po dobu cca 4 s (do konce měření). Protože tuto stanovenou délku nesplnil žádný ze sledovaných pacientů, byla hodnocená délka výponu změněna na 1 s.

Při laboratorním měření specifické formy dynamické posturální stability (chůze) u osob se zdravotním omezením (pacienti s Charcot-Marie-Tooth - CMT) byl použit 3D kinematický analyzátor CODA Motion System (Charmwood Dynamics Limited, Leicestershire, England) a softwarové vybavení CODA Motion pro sběr dat a CODA Motion Gait Analyse pro vyhodnocení jednotlivých parametrů.

Při testování dynamické posturální stability hráčů golfu byly využity dvě silové plošiny KISTLER 5606 (Kistler Holding AG, Winterthur, Switzerland) zabudované do podlahy. Kvantitativní údaje o průběhu pohybu jednotlivých sledovaných segmentů horní části těla a hole při golfového švihy byl použit 3D kinematický analyzátor CODA Motion System. Silové desky a 3D kinematický analyzátor byly synchronně propojeny. Pro zpracování dat z kinematického analyzátoru byl použit příslušný software CODA Motion. Pro základní zpracování dat ze silových plošin byl užit software BioWare (Kistler Holding AG, Winterthur, Switzerland).

#### *Metody měření tělesného složení*

Pro zjištění segmentálního rozložení tělesných tekutin v dolních končetinách, byl použit multifrekvenční impedanční analyzátor InBody 3.0.

#### *Metody zpracování dat – Hodnocené parametry*

Hodnocenými parametry posturální stability byly změny středu tlakového působení (Centre of Pressure – COP) do podložky v oporové bázi chodidel. Pohyb COP byl hodnocen v

základních parametrech vychylování v latero-laterálním (pravolevém) směru (osa X) a směru předozadním (osa Y) a jako celková dráha, kterou COP urazila v průběhu času měření (total travel way – TTW). Dalšími použitými parametry byly rychlost vychylování COP, velikost konfidenční elipsy (určena plochou, ve které se s danou pravděpodobností bude nacházet skutečná poloha COP), četnost vychylování od adjustovaného středu tlakového působení, směrodatná odchylka (SD) výchylek v pravolevém směru (SD X), kvadratický průměr (RMS) výchylek v pravolevém směru (RMS X), SD výchylek v předozadním směru (SD Y), RMS výchylek v předozadním směru (RMS Y), průměrná hodnota dráhy středu tlakového působení (COP) mezi jednotlivými záznamy polohy COP (TRAJ M), SD průměrné hodnoty dráhy COP (TRAJ SD) a RMS průměrné hodnoty dráhy COP (TRAJ RMS).

Při hodnocení dynamické posturální stability na příkladu chůze byly hodnoceny vybrané kinematické parametry: rychlost chůze, délka krokového cyklu, délka kroku, úhlové rozpětí pohybu v jednotlivých kloubních spojeních.

Při hodnocení dynamické posturální stability u hráčů golfu byly hodnoceny vybrané kinetické a kinematické parametry: relativní silové působení, rychlost hole, rotace ramen, rotace boků, maximální X-faktor, X-faktor ve vrcholu nápřahu, natažení X-faktoru, procentuální natažení X-faktoru. Relativní silové působení dolních končetin do podložky bylo posuzováno s ohledem na hmotnost hráče.

### *Metody hodnocení dat*

Získané empirické údaje byly v souladu s úkoly, cíli a hypotézami analyzovány matematicko-statistickými metodami a následně byly podrobeny vztahové, věcné a logické analýze. Při zpracování a statistickém vyhodnocení byly v jednotlivých případech použity některé ze základních statistických charakteristik polohy a rozptylu (aritmetický průměr, směrodatná odchylka, variační rozpětí, variační koeficient, rozsah, kvadratický průměr). Z deskriptivní statistiky byly použity minimální a maximální hodnoty. V některých případech bylo pro vyjádření rozdílu před a po intervenci použito procentuálního rozdílu.

Pro zjištění míry asociace mezi sledovanými parametry posturální stability a výsledky dosaženými v hodnotících škálách (ICARS, ADLS) u pacientů s různými typy ataxie (AD SCA, FRDA) byla použita Spearmanova pořadová korelace (Spearmanovo „rho“-rs), statisticky významný vztah mezi sledovanými parametry byl hodnocen s rizikem  $p < 0,05$ , resp.  $p < 0,01$ .

Pro určení míry asociace mezi průměry byl použit Pearsonův korelační koeficient, signifikantnost vztahu mezi průměry byla hodnocena na hladině  $\alpha = 0,01$ , resp.  $\alpha = 0,05$ .

Pro posouzení signifikantních rozdílů mezi průměry sledovaných parametrů (při realizaci výponu mezi osobami se zdravotním omezením a běžnou populací, a mezi testy různé obtížnosti u pohybově aktivní populace a osob se zdravotním omezením) jsme použili Studentova t-testu pro nezávislé výběry. Zamítnutí nulové hypotézy o rovnosti průměrů srovnávaných parametrů bylo posuzováno s rizikem  $p < 0,05$ .

Pro určení efektu významnosti intervenčního programu (celotělový vibrační trénink) u pohybově aktivní populace (hráči plážového volejbalu) jsme použili neparametrický Wilcoxonův test pro závislé výběry. Test byl vybrán na základě malého počtu probandů a nesplnění podmínky normální distribuce dat na Gaussově křivce, která je pro parametrický t-test potřeba. Významnost jsme posuzovali s rizikem  $p < 0,05$ .

Efekt významnosti intervenčního programu budeme u osob se zdravotním oslabením určovat pomocí expertního hodnocení. Změny výsledných hodnot ve sledovaných parametrech chůze (rozsah pohybu v jednotlivých kloubech) budeme posuzovat vzhledem k hodnotám obvyklým pro běžnou populaci. Jakékoliv přiblížení se k hodnotám běžné populace u 4 ze 6 hodnocených parametrů bude znamenat kvalitativní změnu v provedení pohybového úkolu chůze vlivem intervence, tedy změnu věcně významnou.

#### 4. VÝSLEDKY

##### *Statická posturální stabilita u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou*

Zjišťování úrovně statické posturální stability u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou bylo realizováno na souboru házenkářek. Možný vliv jednostranné zátěže při preferenci jedné dolní končetiny na vybrané parametry posturální stability byl realizován na souboru fotbalistek. Možnost ovlivnění posturální stability pomocí vybraného typu pohybové intervence byla zjišťována u souboru hráček a hráčů plážového volejbalu

U souboru házenkářek jsme zjistili poměrně malý vliv odebrání vizuální kontroly, zavření očí, na výsledky parametrů posturální stability v podmínkách širokého i úzkého stoje. Při širokém stoji s otevřenými očima dosáhla celá skupina výsledku vychylování COP v pravolevém směru (osa X)  $X = 6,81 \pm 3,19$  mm, v předozadním směru (osa Y)  $Y = 12,53 \pm 8,45$  mm a celková dráha vychylování COP byla  $TTW = 270,67 \pm 74,44$  mm. Při širokém stoji se zavřenými očima pak byly výsledky vychylování v ose X  $X = 8,33 \pm 7,52$  mm, v ose Y  $Y = 16,29 \pm 11,28$  mm a celková dráha byla  $TTW = 298,74 \pm 105,99$  mm. V úzkém stoji s otevřenými očima dosáhla celá skupina výchylky v ose X  $X = 11,32 \pm 10,06$  mm, v ose Y  $Y = 13,82 \pm 6,29$  mm a celková dráha vychylování byla  $TTW = 216,47 \pm 53,74$  mm. V úzkém

stoji se zavřenýma očima byly zjištěny výchylky v ose X =  $14,73 \pm 12,33$  mm, v ose Y =  $17,45 \pm 10,10$  mm a celková dráha vychylování byla TTW =  $277,15 \pm 105,40$  mm. Dále jsme zjistili dobrou symetrii mezi jednotlivými dolními končetinami na základě srovnatelných výsledků ve všech sledovaných parametrech. U pravé dolní končetiny byly zjištěny výchylky v ose X =  $21,87 \pm 3,99$  mm, v ose Y =  $37,84 \pm 17,63$  a celková dráha TTW =  $1042,00 \pm 255,56$  mm. U levé dolní končetiny byly zjištěny výchylky v ose X =  $21,84 \pm 5,77$  mm, v ose Y =  $35,51 \pm 12,04$  mm a celková dráha TTW =  $981,01 \pm 262,29$  mm.

U souboru fotbalistek jsme nezjistili signifikantní závislost mezi morfologickou dysbalancí, vyjádřenou jako rozdíl v distribuci tekutin mezi pravou a levou dolní končetinou, a rozdílem v posturální stabilitě, vyjádřené jako rozdíl mezi výsledky stoje na pravé a levé dolní končetině v parametru TTW ( $r = 0,01$ ;  $p > 0,05$ ). Průměrná hodnota asymetrie mezi pravou a levou dolní končetinou na základě distribuce tekutin byla  $0,0655 \pm 0,0049$  litru, nejvyšší zjištěný rozdíl byl 0,17 litru a nejnižší 0,01 litru. Při stoji na pravé dolní končetině byla naměřena průměrná výchylka v ose X =  $18,6 \pm 6,6$  mm, v ose Y =  $32,5 \pm 14,2$  mm a celková dráha vychylování TTW =  $831,9 \pm 319,8$  mm. Při stoji na levé dolní končetině byla naměřena průměrná výchylka v ose X =  $17,8 \pm 3,3$  mm, v ose Y =  $30,2 \pm 7,7$  mm a celková dráha vychylování TTW =  $888,9 \pm 451,3$  mm.

Při hodnocení celé skupiny plážových volejbalistů jsme zjistili při vstupním měření v testu SSOO byly zjištěny výchylky v ose X =  $4,29 \pm 1,03$  mm, v ose Y =  $10,50 \pm 4,44$  mm a celkové dráhy TTW =  $139,43 \pm 28,20$  mm. V testu SSZO byly výchylky v ose X =  $3,29 \pm 1,10$  mm, v ose Y =  $9,36 \pm 4,24$  mm a celkové dráhy TTW =  $144,79 \pm 33,03$  mm. V testu USOO byly výchylky v ose X =  $7,00 \pm 1,77$  mm, v ose Y =  $8,71 \pm 2,19$  mm a celkové dráhy TTW =  $136,43 \pm 28,26$  mm. V testu USZO byly výchylky v ose X =  $9,57 \pm 3,44$  mm, v ose Y =  $11,93 \pm 5,38$  mm a celkové dráhy TTW =  $197,21 \pm 70,94$  mm. V testu FL L byly výchylky v ose X =  $16,83 \pm 5,73$  mm, v ose Y =  $32,14 \pm 10,01$  mm a celková dráha TTW =  $1100,50 \pm 361,25$  mm. V testu FL P byly výchylky v ose X =  $19,86 \pm 4,97$  mm, v ose Y =  $28,21 \pm 7,36$  mm a celková dráha TTW =  $1092,64 \pm 381,75$  mm.

U experimentální skupiny hráček plážového volejbalu jsme zjistili statisticky signifikantní změnu průměrů (v parametru TTW) před a po intervenci (celotělový vibrační trénink) pouze ve stojích na jedné dolní končetině (FL P:  $t = -2,521$   $p < 0,05$ ; FL L:  $t = -1,960$ ,  $p < 0,05$ ). Tato změna představovala u pravé dolní končetiny zlepšení o 28,57% (TTW před: 1261,75 mm, TTW po: 901,25 mm) a u levé dolní končetiny zlepšení o 26,55% (TTW před:

1180,00 mm, TTW po: 866,75 mm). V případě kontrolní skupiny jsme nezjistili signifikantní změny mezi měřeními.

#### *Statická posturální stabilita u osob se zdravotním omezením*

Zjišťování úrovně statické posturální stability u osob se zdravotním omezením bylo prováděno na souboru ataktických pacientů. Při širokém stoji byly zjištěny vysoké průměrné hodnoty i vysoký rozptyl hodnot (vyjádřeno směrodatnou odchylkou) v parametru TTW v podmínkách s otevřenýma (488,57 ± 456,22 mm) i se zavřenýma očima (1332,21 ± 1403,88 mm). Dále jsme zjišťovali závislost mezi hodnotícími škálami (Škála nezávislosti běžných denních činností pro pacienty s poruchou rovnováhy – ADLS; Mezinárodní neurologická škála pro pacienty s ataxií - ICARS) a vybranými parametry posturální stability. Nejvyšší míru závislosti jsme zjistili mezi parametrem celkové výchylky COP za dobu měření (TTW) a hodnotícími škálami (ICARS:  $r_s = 0,66$ ;  $p < 0,01$ ; ADLS:  $r_s = 0,51$ ;  $p < 0,01$ ) a parametrem průměrná hodnota dráhy COP (TRAJ M) a hodnotícími škálami (ICARS:  $r_s = 0,66$ ;  $p < 0,01$ ; ADLS:  $r_s = 0,50$ ;  $p < 0,01$ ).

#### *Dynamická posturální stabilita u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou*

Dynamickou posturální stabilitu jsme hodnotili u hráčů golfu na základě kinematických a kinetických parametrů. Dynamická posturální stabilita byla hodnocena na základě stability (opakovatelnosti) provedení. Vysokou opakovatelnost provedení, vyjádřenou pomocí variačního koeficientu (VK), jsme zjistili na základě parametru relativního silového působení přední (relPDK) a zadní (relZDK) dolní končetiny (přední dolní končetinou je označena ta, která je při zaujetí postoje ke švihů blíže k cíli) ve třech fázích golfového švihů: Základní postavení (VK: relZDK = 3,29 %; relPDK = 3,41 %), vrchol nápřahu (VK: relZDK = 9,53 %; relPDK = 15,62%) a kontakt s míčkem (VK: relZDK = 18,90 %; relPDK = 4,74 %). V případě kinematických parametrů byla zjištěna vysoká stabilita provedení v parametrech maximální rotace ramen (VK = 4,32 %) a rychlost hlavy hole (VK = 4,26 %). Vyšší stability provedení v parametru rychlost hlavy hole dosahovali profesionální hráči golfu (VK = 4,50%) oproti elitním dorosteneckým hráčům (VK = 7,57%).

#### *Dynamická posturální stabilita u osob se zdravotním omezením*

Při sledování dynamických změn COP (střed tlakového působení) při výponu na špičky jsme zjistili u pacientů trpících AD SCA vyšší průměrné hodnoty celkové dráhy COP i vyšší rozptyl hodnot (TTW = 269,88 ± 108,51 mm) než u kontrolní skupiny (TTW = 241,97 ±

50,22 mm). Průměrná hodnota TTW u pacientů s AD SCA byla o 10,34 % vyšší, než u kontrolní skupiny a směrodatná odchylka byla vyšší o 116,07 %. Tento rozdíl však nebyl při komparaci průměrů skupin signifikantní ( $t_{(46)} = 1,22$ ,  $p > 0,05$ ). Průměrná plocha konfidenční elipsy i rozptyl hodnot byl u pacientů AD SCA vyšší ( $2069,38 \pm 1482,11 \text{ mm}^2$ ) než u kontrolní skupiny ( $909,38 \pm 676,09 \text{ mm}^2$ ), což představuje hodnotu průměrů vyšší o 127,50 % a směrodatné odchylky o 119,28 %. Tento rozdíl byl zjištěn jako signifikantní ( $t_{(46)} = 3,74$ ,  $p < 0,01$ ). Pacienti AD SCA dosáhli také vyšších hodnot v parametru průměr vychylování v pravolevém směru (Delta X =  $114,25 \pm 46,77 \text{ mm}$ ) než kontrolní skupina (Delta X =  $45,50 \pm 22,36 \text{ mm}$ ), což u pacientů představuje hodnoty průměru vyšší o 251,10 % a hodnoty směrodatné odchylky vyšší o 109,17 %. Tento rozdíl se prokázal jako signifikantní ( $t_{(46)} = 6,93$ ,  $p < 0,01$ ). Poloha konfidenční elipsy byla u pacientů s AD SCA signifikantně dále od středu opěrné báze než u kontrolní skupiny ( $t_{(46)} = -4,97$ ,  $p < 0,01$ ). Zatímco průměrná hodnota výchylky konfidenční elipsy od středu byla 12 %, u pacientů tato výchylka byla až 38 %, což u pacientů s AD SCA naznačuje provedení výponu se zatížením přes jednu dolní končetinu.

Při kinematické analýze chůze u pacienta trpícího dědičnou neuropatií (CMT – Charlot-Marie-Tooth) jsme zjistili pomocí kvalitativní analýzy kvantitativních dat (přiblížení rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech dolních končetin k hodnotám běžné zdravé populace) pozitivní vliv pohybové intervence. Rozsah pohybu v hlezenním kloubu se zvýšil u levé dolní končetiny (LDK) o  $3,2^\circ$  (z  $28,14^\circ$  na  $31,34^\circ$ ) což představuje 10,21 %, a u pravé dolní končetiny (PDK) o  $1,15^\circ$  (z  $29,31^\circ$  na  $30,46^\circ$ ), což představuje 3,77 %, rozsah pohybu v kolenním kloubu se u LDK snížil o  $3,6^\circ$  (z  $66,99^\circ$  na  $63,39^\circ$ ), což představuje 5,37 %, a u PDK o  $6,21^\circ$  (z  $65,79^\circ$  na  $59,58^\circ$ ), což představuje 9,44 %, a rozsah pohybu v kyčelním kloubu se snížil u LDK o  $2,75^\circ$  (z  $45,98^\circ$  na  $43,23^\circ$ ) což představuje 5,98 %, a u PDK o  $5,43^\circ$  (z  $41,25$  na  $35,82$ ), což představuje 13,16%. Na základě námi zjištěných změn můžeme konstatovat, že vyšší zvýšení rozsahu pohybu v hlezenním kloubu levé dolní končetiny (o 10,21 %) oproti pravé dolní končetině (o 3,77 %), vedlo k menšímu snížení rozsahu pohybu v kolenním resp. kyčelním kloubu levé dolní končetiny (5,37 % resp. 5,98 %) oproti pravé dolní končetině (9,44 % resp. 13,16 %). Pouze v případě rozsahu pohybu v kyčelním kloubu pravé dolní končetiny se jednalo o změnu zápornou, neboť se tato hodnota vzdálila od průměru zdravé populace, zatímco v případě rozsahu pohybu všech ostatních kloubů pravé i levé dolní končetiny se jednalo změny kladné, tj. přiblížení se k hodnotám zdravé populace. Rozsah pohybu zdravé populace je v hlezenním kloubu  $30^\circ$ , v kolenním kloubu  $60^\circ$  a v kloubu kyčelním  $43^\circ$  (Perry, 1992).

### *Úroveň posturální stability ve vztahu k obtížnosti testu*

Při srovnání průměrných hodnot vybraných parametrů při realizaci širokého stoje s otevřenými očima (SSOO) a širokého stoje se zavřenými očima (SSZO) jsme zjistili u zdravotně oslabené populace statisticky významné změny ve všech vybraných parametrech (Delta X:  $t = -2,730$ ,  $p < 0,05$ ; Delta Y:  $t = -3,324$ ,  $p < 0,05$ ; TTW:  $t = -3,489$ ,  $p < 0,05$ ). U pohybově aktivní populace byla nalezena statisticky významná změna v parametru TTW ( $t = -2,384$ ,  $p < 0,05$ ). Rozdíl průměrů mezi testy úzký stoj otevřené oči (USOO) a úzký stoj zavřené oči (USZO) se u pohybově aktivní populace ukázal jako statisticky významný ve všech sledovaných parametrech (Delta X:  $t = -4,702$ ,  $p < 0,05$ ; Delta Y:  $t = -2,875$ ,  $p < 0,05$ ; TTW:  $t = -6,493$ ,  $p < 0,05$ ). Rozdíl průměrů vybraných parametrů mezi testy SSOO a USOO byl statisticky významný pouze v parametru Delta X a to jak v případě rozdílu průměrů mezi testy SSOO a USOO ( $t = -2,556$ ,  $p < 0,05$ ), tak i mezi testy SSZO a USZO ( $t = -3,201$ ,  $p < 0,05$ ).

## 5. DISKUSE

### *Statická posturální stabilita u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou*

Vyloučení zrakové kontroly ve stoji na obou dolních končetinách, jak širokém tak úzkém, způsobilo u námi sledované skupiny házenkářek jen mírné zhoršení sledovaných parametrů. To není v souladu s dříve provedenými studiemi (Bronstein & Buckwell, 1997; Redfern, Yardley, & Bronstein, 2001; Wolsley, Sakellari, & Bronstein, 1996), které uvádí, že fixní informace ze zrakového ústrojí snižují posturální výchyly.

Ve fotbale dochází nejčastěji ke zranění dolních končetin (Tegnander, Olsen, & Mojoldt, 2008), které mohou být způsobeny asymetrií zatěžování, jež se může projevit při měření tělesného složení nebo posturální stability. U hráček fotbalu jsme hodnotili úroveň posturální stability v testech stoje na jedné dolní končetině, pomocí nichž můžeme hodnotit symetrii stoje (Gryc, Zahálka, Malý, Malá, et al., 2013; Vaidová, Zahálka, Malý, Gryc, & Teplan, 2012). Pro zhodnocení symetrie rozdělení tělesné hmoty, na základě analýzy distribuce tekutin, v jednotlivých dolních končetinách byla použita bioimpedance, jež je uváděna jako vhodná metoda pro určování tělesného složení (Fuller & Elia, 1989; Chumlea & Baumgartner, 1990). Sledovaný soubor dosáhl dobrých výsledků v testu stoje na jedné dolní končetině. Rozdíly mezi hráčkami však byly relativně velké. U námi sledovaného souboru

nebyl nalezen signifikantní vztah mezi asymetrií dolních končetin vyjádřenou jako rozdíl v distribuci tělesné vody a asymetrií dolních končetin vyjádřenou jako rozdíl ve výkonu mezi pravou a levou dolní končetinou v testu stoje na jedné dolní končetině. Při srovnání průměrů zastoupení tělních tekutin v pravé a levé dolní končetině byl zjištěn signifikantní rozdíl ( $p < 0,01$ ). Při srovnání průměrů výsledku stoje na pravé a levé dolní končetině v parametru TTW nebyl signifikantní rozdíl zjištěn.

Jedním z cílů této studie bylo charakterizovat posturální stabilitu souboru plážových volejbalistů (Gryc, Zahálka, Malý, Pavlů, & Strachotová, 2011). Bylo zjištěno, že sledovaná skupina hráčů plážového volejbalu má při testech stoje na obou dolních končetinách velmi dobrou stabilitu stoje a je velmi homogenní. Při stoupající obtížnosti testů (zavřené oči, užší opěrná báze) jsme zjistili také vyšší naměřené hodnoty u vybraných parametrů, což je v souladu s teorií (Vařeka, 2002b).

Vliv intervence na úroveň posturální stability byl prokázán v nejtěžších typech stoje (stoj na jedné dolní končetině), kdy došlo ke zlepšení při stoji na levé dolní končetině o 26,55 % a při stoji na pravé dolní končetině o 28,57 % a v obou případech byla tato změna prokázána jako signifikantní. Vlivem intervence se také výrazně zvýšila homogenita výsledků ve stojích na pravé, resp. levé dolní končetině, což je vyjádřeno snížením směrodatné odchylky (SD) o 60,44 %, resp. 47,53 %. Z toho lze usuzovat, že u jedinců v experimentální skupině, kteří dosáhli dobrých výsledků již při měření před intervencí, nedošlo k velkým změnám, zatímco u těch, jejichž výsledky byly horší, došlo k výrazným pozitivním změnám. Vlivem CVT na posturální stabilitu se zabývali mnohé zahraniční studie, avšak spíše u osob se zdravotním omezením (Bogaerts, Verschueren, Delecluse, Claessens, & Boonen, 2007; Turbanski, Haas, Schmidtbleicher, Friedrich, & Duisberg, 2005; VanNes et al., 2004), u osob po zranění dolních končetin v rámci rehabilitace (Moezy et al., 2008), ale také u osob vrcholově sportujících při rozvoji posturální stability (Mahieu et al., 2006).

V naší studii jsme prokázali CVT na posturální stabilitu při stojích na jedné dolní končetině, avšak v ostatních testech nedošlo k významným změnám. Lze se proto domnívat, že trénink posturální stability s využitím CVT má u sportovní populace vliv na posturální stabilitu při vykonávání obtížnějších pohybových úkolů, kdežto u běžné populace by měl vliv na výsledek posturální stability také u testů základních (stojů na obou dolních končetinách v široké a úzké bázi). Pro ověření by bylo vhodné posuzovat vliv CVT na posturální stabilitu u obtížnějších testů dynamické posturální stability, např. čas stabilizace (Time to

stabilization), používaného pro soubory sportující populace (Ross, Guskiewicz, & Kaminski, 2003).

### *Statická posturální stabilita u osob se zdravotním omezením*

Cílem této části práce bylo charakterizovat úroveň posturální stability u pacientů trpících FRDA a AD SCA, zjistit závislost mezi jednotlivými typy onemocnění a vybranými parametry posturální stability a také ověřit validitu Škály nezávislosti běžných denních činností pro pacienty s poruchou rovnováhy (ADLS) (Schwabová, Zahálka, Komárek, et al., 2010; Schwabová et al., 2009a, 2009b). Porucha rovnováhy je jedním ze symptomů ataktických onemocnění. U pacientů s diagnózou FRDA a AD SCA se obvykle jedná o kombinované neurologické postižení a tudíž i porucha udržení stability může být způsobena více faktory. V této části naší studie jsme zjistili zvýšené hodnoty vybraných parametrů posturální stability a také vyšší hodnoty rozptylu hodnot. Zhoršená posturální stabilita odpovídá očekávání plynoucímu z funkčního stavu ataktických pacientů. Z naměřených hodnot je patrné, že při stojích (úzkém i širokém) s otevřenými očima nejsou mezi sledovanými parametry tak velké rozdíly jako při stojích s očima zavřenými. To lze vysvětlit vyřazením jednoho z nejdůležitějších systémů podílejícího se na kontrole rovnováhy (vizuálního systému), čímž u neurologických pacientů dochází k akcentaci neurologického nálezu.

Zjistili jsme významný vztah mezi vybranými parametry posturální stability a jednotlivými hodnotícími škálami, které se používají při hodnocení ataktických pacientů. U parametrů celková výchylka COP za dobu měření (TTW) a průměrná hodnota dráhy COP (TRAJ M) byla zjištěna nejvyšší míra závislosti směrem k hodnotícím škálám a lze je tak pokládat za nejvhodnější parametry, jež lze užít při objektivním hodnocení stavu posturální stability u pacientů s diagnózou FRDA a AD SCA. Vzhledem k tomu, že u pacientů trpících FRDA a AD SCA není v současné době dostupná genová terapie, je z hlediska léčby nejdůležitější rozvíjet kompenzační mechanismy pro udržení rovnováhy a koordinace a tím, co nejvíce prodloužit aktivní fázi života (Galantino et al., 2005; Taggart, 2002). Použití vybraných postupů klasické fyzioterapie předchází také vznikům deprese (Alekseeva, Kablinger, Pinkston, Gonzales-Toledo, & Minagar, 2005; McMurtray, Clark, Flood, Perlman, & Mendez, 2006), která má vliv na motorické funkce. Na základě zjištěných výsledků lze doporučit použití postupů vyšetřování posturální stability pro objektivizaci a škálování jednotlivých typů onemocnění, i jejich stupni.

### *Dynamická posturální stabilita u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou*

Cílem této části práce bylo hodnocení dynamické posturální stability na základě opakovatelnosti provedení v kinetických a kinematických parametrech a rychlosti hlavy hole (Gryc, Zahálka, & Malý, 2009, 2013; Gryc, Zahálka, Malý, & Hráský, 2012, 2013). Jak bylo možné očekávat, odpovídal průběh přenosu hmotnosti u námi sledované skupiny elitních hráčů doporučením odborné literatury i dříve publikovaným výsledkům (Ball & Best, 2007a; Leadbetter, 1995; Wiren, 1990).

V naší práci jsme zjistili vysokou stabilitu provedení v parametrech přenosu hmotnosti (relativní silové působení), maximální rotaci ramen a rychlosti hlavy hole. Velmi vysoká stabilita provedení v parametru rychlost hlavy hole a maximální rotace ramen odpovídá výsledkům předešlých studií (Adlington, 1996; Burden, Grimshaw, & Wallace, 1998; Grimshaw & Burden, 2000; Meister et al., 2011; Wheat, Vernon, & Milner, 2007). Zjištěné hodnoty u ostatních parametrů pohybu horní části těla (rotace ramen a boků, X-Faktor ve vrcholu náprahu, X-Faktor v okamžiku kontaktu s míčkem) odpovídali hodnotám zjištěným v dřívějších studiích (Adlington, 1996; Fradkin, Sherman, & Finch, 1998; Grimshaw & Burden, 2000; Hume, Keogh, & Reid, 2005; Meister et al., 2011; Okuda, Gribble, & Armstrong, 2010; Zheng, Barrentine, Fleisig, & Andrews, 2008), avšak nebyla u nich zjištěna vysoká opakovatelnost provedení.

Na základě zjištěných výsledků můžeme konstatovat, že pro dosažení opakovatelnosti chtěného výsledku je důležitá vysoká stabilita provedení již v přípravné fázi pohybu, v golfu v základním postavení, tak, aby zaujatá pozice umožňovala regulovat pohyb. Vysoká stabilita provedení v základním postavení a v okamžiku kontaktu hlavy hole s míčkem, avšak nižší stabilita provedení průběhu golfového švihů, naznačuje dobré koordinační a rovnovážné schopnosti u vrcholových hráčů golfu, ve smyslu schopnosti regulační změn v pohybu, a tedy dobrou úroveň dynamické posturální stability na základě hodnocení vybraných parametrů.

### *Dynamická posturální stabilita u osob se zdravotním omezením*

Cílem této části práce bylo zhodnotit rozdíl v pohybové strategii provedení a rozdílnost provedení pohybového úkolu výpon mezi pacienty trpícími AD SCA a zdravými jedinci (Schwabová, Zahálka, Malý, et al., 2010). Celková dráha pohybu COP (TTW) se používá při hodnocení stavu ataktických pacientů (Yabe, Matsushima, Soma, Basri, & Sasaki, 2008). V naší studii jsme sice našli vyšší hodnoty TTW u pacientů s AD SCA než u kontrolní skupiny zdravé populace, ale tento rozdíl se neprokázal jako významný. Významný rozdíl průměrů byl nalezen v parametru pravolevé výchylky (osa X), plochy

konfidenční elipsy a výchylky konfidenční elipsy od středu. Vyšší hodnotou vychylování v pravolevém směru lze poruchu rovnováhy vysvětlit, stejně jako větší plochou konfidenční elipsy u pacientů s AD SCA. Vyšší hodnoty vychylování v pravolevém směru lze vysvětlit zejména pomocí rozdílné strategie při realizování výponu na špičky u pacientů trpících AD SCA, kteří výpon realizují pomocí zatížení jedné dolní končetiny. Je pravděpodobné, že se jedná o kompenzační mechanismus, kdy je jedna dolní končetina používána na vybalancování a druhá pro stabilizaci polohy. Zvolený test dynamické posturální stability (realizace výponu) a jeho hodnocení pomocí vybraných parametrů jasně odlišil pacienty s AD SCA od kontrolní skupiny zdravých jedinců, kdy je zřejmá snížená rovnovážná schopnost u těchto pacientů oproti zdravé populaci.

Jedním z cílů této části práce bylo zhodnotit vliv intervence na kinematické parametry chůze u pacienta trpícího dědičnou neuropatií a ověřit vhodnost využití 3D kinematické analýzy při objektivizaci těchto změn (Gryc et al., 2010). Při analýze kinematických charakteristik chůze u pacientů s CMT jsou využívány různé metody kinematické analýzy a hodnoceny bývají různé kinematické a kinetické parametry (Kababa, Ramakaishanan, & Wooten, 1990; Kuruvilla, Costa, Wright, Yoder, & Andriacchi, 2000; Newman et al., 2007; Sabyr & Lyttle, 1984). V naší studii jsme potvrdili možnost využití kinematického analyzátoru (CODA Motion System) k objektivizaci pohybového projevu chůze a možnost jejího využití při objektivizaci změn stereotypu chůze u pacientů s CMT vlivem rehabilitace. U námi sledovaného pacienta jsme zjistili změny v rozsahu pohybu v kloubech dolních končetin vlivem rehabilitace. Vzhledem k tomu, že se u našeho pacienta rozsah pohybu téměř ve všech kloubech dolních končetin po rehabilitaci přiblížil hodnotám zjištěným u zdravé populace, lze sledované kvantitativní změny flexe a extenze označit za změny kvalitativní. Na základě zjištěných změn hodnot vyjadřujících míru variability (SD, Var) nemůžeme konstatovat zlepšení, ale ani zhoršení intraindividuální stability provedení v průběhu pohybového stereotypu chůze vlivem rehabilitace.

#### *Úroveň posturální stability ve vztahu k obtížnosti testu*

Při zjišťování úrovně posturální stability se užívá řada testů ve statické poloze (ve stoji), které se liší svou obtížností. Nejobvyklejším způsobem ovlivňování obtížnosti testů posturální stability bývá omezení nebo úplné odebrání aference z některé ze sensorických složek (vizuální, propioceptivní, vestibulární). Vliv zvýšené obtížnosti testu stoje o široké bázi zavřením očí (odebrání vizuální kontroly) na vybrané parametry posturální stability jsme

zjišťovali u pacientů s ataxií a u sportovně aktivní populace. U obou skupin byla zjištěna významná změna u všech hodnocených parametrů v negativním smyslu, tj. zvýšení naměřených hodnot při stoji se zavřenými očima oproti otevřeným očím. U skupiny pohybově aktivní populace se změny u všech vybraných parametrů ukázaly jako signifikantní, ve smyslu zhoršení, také při hodnocení vlivu odebrání vizuální kontroly při úzkém stoji. U pacientů s ataxií byly pro hodnocení vlivu vizuální kontroly využity pouze testy o široké bázi, neboť požadovanou dobu ve stoji při současném ztížení testů odebráním vizuální kontroly i zúžením oporové báze nevydržela vysoká část pacientů a měření by hrozilo možností pádu i přes blízkost dvou osob, které by pádu zabraňovali. Můžeme tedy konstatovat, že odebrání zrakové kontroly má významný vliv na úroveň posturální stability nejen u pacientů trpících ataxií, ale také u pohybově aktivní populace.

Při hodnocení vlivu zúžení oporové báze, v podmínkách s otevřenými i zavřenými očima, na změny ve vybraných parametrech posturální stability u pohybově aktivní populace bylo nalezeno významné zhoršení (změna) pouze u parametru vychylování v pravolevém směru (Delta X). Můžeme tedy konstatovat, že zúžení oporové báze ovlivňuje pouze stabilitu ve smyslu vychylování ve směru pravolevém, ale na celkovou úroveň posturální stability, obvykle vyjadřovanou velikostí parametru TTW, vliv nemá, podobně jako na vychylování v předozadním směru.

## 6. ZÁVĚR

Cílem práce bylo charakterizovat úroveň posturální stability vzhledem k typu a kvantitě realizované pohybové aktivity a vzhledem ke zdravotnímu stavu a zjistit možnosti ovlivňování posturální stability vhodnými pohybovými intervenčními prostředky u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou a u osob se zdravotním omezením.

Zjistili jsme lepší úroveň statické posturální stability u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou oproti osobám se zdravotním omezením a horší úroveň dynamické posturální stability a jinou strategii provádění pohybového úkolu výpon u osob se zdravotním omezením oproti běžné populaci.

Ověřili jsme možnost použití kinematické analýzy při hodnocení dynamické posturální stability u osob se zdravotním omezením i u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou, ačkoliv na jejich základě nelze generalizovat úroveň dynamické posturální stability.

Zjistili jsme možnost využití posturografie při identifikaci typu onemocnění u ataktických pacientů (FRDA, AD SCA) a při zjišťování úrovně jejich postižení.

Byl zjištěn významný vliv vyřazení zrakové kontroly na posturální stabilitu u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou i u osob se zdravotním omezením. V případě vlivu zúžení oporové báze byl nalezen významný vliv na posturální stabilitu pouze ve smyslu vychylování v pravolevém směru. Hypotézu jedna (H 1) jsme potvrdili.

Zjistili jsme možnost ovlivnění statické posturální stability pomocí intervence u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou ve smyslu významné změny hodnot parametrů u stojů na jedné dolní končetině, avšak nikoliv u stojů na obou dolních končetinách. Hypotézu dvě (H 2) jsme nepotvrdili.

Zjistili jsme možnost ovlivnění specifické formy dynamické posturální stability (chůze) pomocí rehabilitačního programu, kdy u sledovaného pacienta došlo k věcně významným změnám u sledovaných parametrů pohybu dolních končetin. Hypotézu tři (H 3) jsme potvrdili.

## 7. REFERENČNÍ SEZNAM

1. Adlington, G. S. (1996). Proper swing technique and biomechanics of golf. *Clinics in Sports Medicine*, 15(1), 9-26.
2. Alekseeva, N., Kablinger, A. S., Pinkston, J., Gonzales-Toledo, E. C., & Minagar, A. (2005). Hereditary ataxia and behavior. *Adv Neurol*, 96, 275-283.
3. Assaiante, C., & Amblard, B. (1992). Peripheral vision and age-related differences in dynamic balance. *Human Movement Science*, 11, 533-548.
4. Ball, K., & Best, R. (2007a). Different centre of pressure patterns within the golf stroke I: Cluster analysis. *Journal of Sports Sciences*, 25(7), 757-770.
5. Bogaerts, A., Verschueren, S., Delecluse, C., Claessens, A. L., & Boonen, S. (2007). Effects of whole body vibration training on postural control in older individuals: A 1 year randomized controlled trial. *Gait & Posture*, 26, 309-316.
6. Bronstein, A. M., & Buckwell, D. (1997). Automatic control of postural sway by visual motion parallax. *Experimental Brain Research*, 113(2), 243-248.
7. Burden, A. M., Grimshaw, P. N., & Wallace, E. S. (1998). Hip and shoulder rotations during the golf swing of sub-10 handicap players. *Journal of Sports Sciences*, 16(2), 165-176.
8. Carrick, F. R., Oggero, E., Pagnacco, G., Brock, J. B., & Arikan, T. (2007). Posturographic testing and motor learning predictability in gymnasts. *Disability and Rehabilitation*, 29(24), 1881-1889.
9. Era, P., Avlund, K., Jokela, J., Gause-Nilsson, I., Heikkinen, E., & Steen, B. (1997). Postural balance and self-reported functional ability in 75-year-old men and women: A cross-national comparative study. *Journal of the American Geriatrics Society*, 45, 21-29.
10. Fetz, F. (1987). *Sensomotorisches Gleichgewicht im Sport*. Wien: Österreichischer Bundesverlag.
11. Fradkin, A. J., Sherman, C. A., & Finch, C. F. (1998). How well does club head speed correlate with golf handicaps? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 7(4), 465-472.

12. Frank, J. S., & Patla, S. E. (2003). Balance and mobility challenges in older adults. Implications for preserving community mobility. *American Journal of Preventive Medicine*, 25, 157-163.
13. Fuller, N. J., & Elia, M. (1989). Potential use of bioelectrical impedance of the 'whole body' and of body segments for the assessment of body composition: comparison with densitometry and anthropometry. *European Journal of Clinical Nutrition*, 43(11), 779-791.
14. Galantino, M. L., Shepard, K., Krafft, L., Laperriere, A., Ducette, J., Sorbello, A., . . . Farrar, J. T. (2005). The effect of group aerobic exercise and t'ai chi on functional outcomes and quality of life for persons living with acquired immunodeficiency syndrome. *J Altern Complement Med* 11, 1085-1092.
15. Gerbino, P. G., Griffin, E. D., & Zurakowski, D. (2007). Comparison of standing balance between female collegiate dancers and soccer players. *Gait Posture*, 26(4), 501-507.
16. Grewal, R. P., Tayag, E., Figueroa, K. P., Zu, L., Durazo, A., Nunez, C., & Pulst, S. M. (1998). Clinical and genetic analysis of a distinct autosomal dominant spinocerebellar ataxia. *Neurology*, 51, 1423-1426.
17. Grimshaw, P. N., & Burden, A. M. (2000). Case report: Reduction of low back pain in professional golfer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(10), 1667-1673.
18. Gryc, T., Zahálka, F., Horáček, O., Malý, T., Hráský, P., Malá, L., & Linhartová, P. (2010). Objektivizace změn vybraných parametrů chůze u pacientů s dědičnou neuropatií (CMT) pomocí kinematické analýzy. *Česká Kinantropologie*, 14(3), 140-147.
19. Gryc, T., Zahálka, F., & Malý, T. (2009). Kinematic analysis of the golf swing. *Motion Times*, 1, 2-3.
20. Gryc, T., Zahálka, F., & Malý, T. (2013). Rotace horní části těla při golfovém švih u elitních hráčů. *Studia Sportiva*, 7(1), 35-42.
21. Gryc, T., Zahálka, F., Malý, T., & Hráský, P. (2012). Role přenosu hmotnosti při golfovém švih. *Česká Kinantropologie*, 12(3), 126-134.
22. Gryc, T., Zahálka, F., Malý, T., & Hráský, P. (2013). Rotace horní části těla a její vliv na golfových švih u elitních hráčů různých věkových kategorií. *Česká Kinantropologie*, 13(4), 116-216.
23. Gryc, T., Zahálka, F., Malý, T., Malá, L., Vaidová, E., & Teplan, J. (2013). Morphological and postural assymetry of lower limbs in elite female soccer players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(5), 165-172.
24. Gryc, T., Zahálka, F., Malý, T., Pavlů, D., & Strachotová, H. (2011). Vliv celotělového vibračního tréninku na vybrané parametry posturální stability u hráčů plážového volejbalu. *Česká kinantropologie*, 15(3), 172-179.
25. Hatzitaki, V., Zisi, V., Kollias, I., & Kioumourtzoglou, E. (2002). Perceptual-Motor Contributions to Static and Dynamic Balance Control in Children. *Journal of Motor Behavior*, 34(2), 161-170.
26. Hien, T. I., Cumming, R., Cameron, I., Chen, J., Lord, S., March, L., . . . Sambrook, P. (2005). Atypical antipsychotic medications and risk of falls in residents of aged care facilities. *J Am Geriatr Soc*, 53(8), 1290-1295.
27. Hrysmallis, C. (2011). Balance ability an athletic performance. *Sports Medicine*, 41(3), 221-232.
28. Hume, P. A., Keogh, J., & Reid, D. (2005). The role of biomechanics in maximizing distance and accuracy of golf shots. *Journal of Sports Medicine*, 35, 429-449.
29. Chumlea, W. C., & Baumgartner, R. N. (1990). Bioelectric impedance methods for the estimation of body composition. *Canadian Journal of Sport Sciences*, 15(3), 173-179.
30. Jackson, J. K., Merriman, H. L., Vanderburgh, M. P., & Brahler, C. J. (2008). Acute effects of whole-body vibration on lower extremity muscle performance in persons with multiple sclerosis. *Journal of neurologic physical therapy*, 4(171-176).
31. Kababa, M., Ramakaishanan, H. K., & Wooten, M. E. (1990). Measurement of low extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(3), 383-392.
32. Kapteyn, T. S., Bles, W., Njikiktjien, C. J., Koodde, L., C H Masen, & Mol, J. M. F. (1983). Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie*, 24, 321-326.

33. Keogh, J., Bradshaw, E., Hume, P., Maulder, P., Marnewick, M., & Nortje, J. (2007). Biological Movement Variability During the Golf Swing. In H. Menzel & M. Chagas (Eds.), *25 International Symposium on Biomechanics in Sports* Ouro Preto - Brazil.
34. Kiang, A. S., Palfi, A., Ader, M., Kenna, P. F., Millington-Ward, S., & Clark, G. (2005). Toward a gene therapy for dominant disease: validation of an RNA interference-based mutation-independent approach. *Mol Ther*, *12*, 555-561.
35. Kobesová, A., Horáček, O., Mazanec, R., Smetana, P., Truc, M., & Bojar, M. (2007). Dědičná polyneuropatie - mezioborová diagnóza. *Postgraduální medicína*, *9*(1), 139-147.
36. Kobesová, A., & Mazanec, R. (2008). Pohybové aktivity pacientů trpících dědičnou polyneuropatií. *Cesk Slov Neurol N*, *71/104*(3), 277-284.
37. Kuruville, A., Costa, J. L., Wright, R. B., Yoder, D. M., & Andriacchi, T. P. (2000). Characterization of gait parameters in patients with Charcot-Marie-Tooth disease. *Neurol India*, *48*, 49-55.
38. Leadbetter, D. (1995). *A lesson with Leadbetter: The Swing*. London: Festival Records.
39. Mahieu, N. N., Witvrouw, E., Voorde, D. V. D., Michilsen, D., Arbyn, V. R., & Broecke, W. V. D. (2006). Improving strenght and postural control in young skiers: whole body vibration versus equivalent resistance training. *Journal Of Athletic Training*, *41*, 286-293.
40. Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1996). Postural control in the older adult. *Clinics in Geriatric Medicine*, *12*, 653-658.
41. McMurtray, A. M., Clark, D. G., Flood, M. K., Perlman, S., & Mendez, M. F. (2006). Depressive and memory symptoms as presenting features of spinocerebellar ataxia. *J Neuropsychiatry Clin Neurosci*, *18*, 420-422.
42. Meister, D. W., Ladd, A. L., Butler, E. E., Zhao, B., Rogers, A. P., & Ray, C. J. (2011). Rotational Biomechanics of the Elite Golf Swing: Benchmarks for Amateurs. *Journal of Applied Biomechanics*, *27*, 242-251.
43. Moezy, A., Olyaei, G., Hadian, M., Razi, M., & Faghihzadeh, S. (2008). Comparative study of whole body vibration training on knee proprioception and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *Sports Medicine*, *42*, 373-378.
44. Naglak, Z. (2005). *Teaching and learning multisubject ball games. Part I: Teaching the player at a preliminary level*. Wroclaw: AWF.
45. Newman, C., Walsh, M., O'Sullivan, R., Jenkinson, A., Bennett, D., Lynch, B., & O'Brien, T. (2007). The characteristics of gait in Charcot-Marie-Tooth disease types I and II. *Gait and Posture*, *26*, 120-127.
46. Okuda, I., Gribble, P., & Armstrong, C. (2010). Trunk rotational and weight transfer patterns between skilled and low skilled golfers. *Journal of Sports Sciences and Medicine*, *9*, 127-133.
47. Paillard, T., Noé, F., Riviéra, T., Marion, V., Montoya, R., & Dupui, P. (2006). Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition. *Journal of Athletic Training*, *41*, 172-176.
48. Pandolfo, M. (1999). Friedreich's ataxia: clinical aspects and pathogenesis. *Semin Neurol*, *19*, 311-321.
49. Perry, J. (1992). *Gait Analysis*. Thorofare: Slack Incorporated.
50. Pulst, S. (2007). Ataxia rating scales in the balance. *Nat Clin Pract Neurol*, *3*, 119.
51. Rahnama, N., Lees, A., & Bambaecichi, E. (2005). A comparison of muscle strength and flexibility between the preferred and non-preferred leg in English soccer players. *Ergonomics*, *48*(11-14), 1568-1675.
52. Ray, W., Griffin, M., Schaffner, W., Baugh, D., & Melton, L. (1987). Psychotropic drug use and the risk of hip fracture. *N Engl J Med*, *316*(7), 363-369.
53. Redfern, M., Yardley, L., & Bronstein, A. (2001). Visual influence on balance. *Journal of Anxiety Disorders*, *15*(1-2), 81-94.
54. Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., & Kaminski, T. W. (2003). Time to Stabilization: A Method for Analyzing Dynamic Postural Stability. *Athletic Therapy Today*, *8*, 37-39.
55. Sabyr, M., & Lyttle, D. (1984). Pathogenesis of Charcot-Marie-Tooth disease. Gait analysis and electrophysiologic, genetic, histopathologic, and enzyme studies in a kinship. *Clin Orthop Relat Res*, *184*, 223-235.

56. Salzman, B. (2010). Gait and balance disorders in older adults. *American Family Physician*, 82, 61-68.
57. Schwabová, J., Zahálka, F., Komárek, V., Malý, T., Hráský, P., Gryc, T., & Zumrová, A. (2010). Validita mezinárodní škály pro pacienty s ataxií – Scale for the assessment and rating of anaxia. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 73/106(1), 68-72.
58. Schwabová, J., Zahálka, F., Malý, T., Komárek, V., Hráský, P., Gryc, T., & Zumrová, A. (2010). Objektivizace dynamických změn středu tlakového působení těla u pacientů s ataxií. *Česká kinantropologie*, 4(3), 186-195.
59. Schwabová, J., Zahálka, F., Malý, T., Zumrová, A., Komárek, V., Hráský, P., & Gryc, T. (2009a). Activities of Daily Living Scalec - the tool for clinical state monitoring of spinocerebellar ataxia and Friedrich ataxia patients. *The International journal of medicine*, 2(4), 295-297.
60. Schwabová, J., Zahálka, F., Malý, T., Zumrová, A., Komárek, V., Hráský, P., & Gryc, T. (2009b). Možnosti využití hodnocení posturální stability pro objektivizaci neurologického postižení u vybraných skupin pacientů. *Česká Kinantropologie*, 13(3), 134-145.
61. Sideaway, B., Anderson, D. I., Bouchard, M., Chasse, J., Dunn, J., & Govoni, A. (2007). The role of postural support in the kontrol of kicking. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 29, 129.
62. Taggart, H. M. (2002). Effects of Tai Chi exercise on balance, functional mobility, and fear of falling among older women. *Appl Nurs Res*, 15, 235-242.
63. Tegnander, A., Olsen, O. E., & Mojoldt, T. T. (2008). Injuries in Norewegian female elite soccer: a prospective one-season cohort study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 16, 194-198.
64. Turbanski, S., Haas, C. T., Schmidtbleicher, D., Friedrich, A., & Duisberg, P. (2005). Effects of random whole-body vibration on postural control in Parkinson's disease. *Res Sports Med*, 13(3), 243-256.
65. Vaidová, E., Zahálka, F., Malý, T., Gryc, T., & Teplan, J. (2012). Asymetrie dolních končetin vzhledem k vybraným parametřům tělesného složení a posturální stability u fotbalistek. *Česká Kinantropologie*, 12(3), 229-238.
66. VanNes, I. J. W., Geurts, S. A. C. H., Htndricks, H. T., & Duysens, J. (2004). Short-term effects of whole-body vibration on postural control in unilateralchronic stroke patients: preliminary evidence. *American journal of physical medicine and rehabilitation*, 83, 867-873.
67. Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I.část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121.
68. Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II.část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122-129.
69. Vuillerme, N., Danion, F., Marin, L., Boyadjian, A., Prieur, J. M., Weise, I., & Nougier, V. (2001). The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neurosci. Lett*, 303, 83-86.
70. Vuillerme, N., & Nougier, V. (2004). Attentional demand for regulating postural sway: the effect of expertise in gymnastics. *Brain Research Bulletin*, 63(2), 161-165.
71. Wheat, J. S., Vernon, T., & Milner, C. E. (2007). The measurement of upper body alignment during the golf drive. *Journal of Sports Sciences*, 25(7), 749-755.
72. Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214.
73. Wiren, G. (1990). *Teaching manual*. Palm Beach Gardens: Greenstone Roberts Advertising.
74. Wolsley, C. J., Sakellari, V., & Bronstein, A. M. (1996). Reorientation of visually evoked postural responses by different eye-in-orbit and head-on-trunk angular positions. *Experimental Brain Research*, 111(2), 283-288.
75. Yabe, I., Matsushima, M., Soma, H., Basri, R., & Sasaki, H. (2008). Usefulness of the Scale for Assessment and Rating of Ataxia (SARA). *J Neurol Sci*, 266(1-2), 164-166.
76. Zheng, N., Barrentine, S. W., Fleisig, G. S., & Andrews, J. R. (2008). Kinematic analysis of swing in Pro and amateur golfers. *International Journal of Sports Medicine*, 29(6), 487-493.