

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**VZTAH MEZI POSTURÁLNÍ STABILITOU
A POHYBOVÝMI AKTIVITAMI**

Autor: Mgr. Tomáš Gryc

Školitel a vedoucí práce: Doc. Ing. František Zahálka, Ph.D.

Konzultant: PaedDr. Tomáš Malý, Ph.D.

Obor: Kinantropologie

Pracoviště: Laboratoř sportovní motoriky

Praha 2014

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracoval samostatně a použil jsem pouze literaturu uvedenou v seznamu bibliografických citací.

V Praze dne 16. 6. 2014

podpis

Svoluji k zapůjčení své disertační práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovateli, kteří musí řádně citovat prameny převzaté literatury.

Jméno a příjmení:

Číslo OP:

Datum vypůjčení:

Poznámky:

Poděkování

V první řadě bych rád poděkoval svému vedoucímu a školiteli doc. Ing. Františku Zahálkovi, Ph.D. a konzultantovi PaedDr. Tomáši Malému, Ph.D. za odborné vedení disertační práce a cenné rady, které jsem dostával po celou dobu studia. Dále bych rád poděkoval kolegům z katedry Laboratoř sportovní motoriky Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovi v Praze za podporu, pomoc při testování a vyhodnocování dat a všechny konstruktivní připomínky, zejména prof. Ing. Václavu Buncovi, CSc. a Mgr. Pavlu Hráskému.

SOUHRN

V práci „Vztah mezi posturální stabilitou a pohybovými aktivitami“ jsme se zaměřili na zjišťování úrovně posturální stability a možnosti jejího ovlivňování vhodnými prostředky pohybové intervence u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou a osob se zdravotním omezením. Osoby se zvýšenou pohybovou aktivitou byly hráči a hráčky vrcholových soutěží v jednotlivých sportech (fotbal, házená, volejbal, golf) a osoby se zdravotním omezením byly pacienti trpící onemocněními, která mají negativní dopad na posturální stabilitu (ataxie Friedrichova, Autosomálně dominantní spinocerebelární ataxie, Charlot-Marie-Tooth).

Vzpřímené držení těla ve stoji i pohybu je základním předpokladem lidské bipedální lokomoce. Posturální stabilita je schopnost udržování vzpřímeného držení těla, kterou řadíme pod motorické a koordinační schopnosti a svým významem je blízká rovnovážným schopnostem. Udržování vzpřímeného držení těla je zajišťováno svalovou aktivitou, která je řízena centrální nervovou soustavou na základě informací z vnitřního a vnějšího prostředí. Kontrola posturální stability je primárním předpokladem úspěšného pohybu a jako takovou ji lze rozvíjet na základě vhodných pohybových aktivit. Naopak dobře známý je fakt, že některá onemocnění negativně ovlivňují posturální stabilitu a to jak statickou, tak i dynamickou, což může mít za následek v některých případech pád. Všechny způsoby měření statické a dynamické posturální stability můžeme shrnout pod pojem posturografie, jež je běžně využívanou objektivizační metodou zjišťování úrovně posturální stability ve sportu i v klinické praxi. 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.

V naší práci jsme využili standardizované testy statické posturální stability pro zjištění úrovně posturální stability u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou i u osob se zdravotním omezením a pokusili jsme se zjistit, zda je možné u obou skupin rozlišit úroveň posturální stability s měnící se obtížností testů. V naší studii jsme využili testy o široké bázi v podmínkách s otevřenýma i zavřenýma očima u obou sledovaných skupin a u skupiny osob se zvýšenou pohybovou aktivitou jsme využili také testy o úzké bázi v podmínkách s otevřenýma i zavřenýma očima a testy stoje na jedné dolní končetině.

Vliv zdravotního stavu na dynamickou posturální stabilitu jsme zjišťovali pomocí testu výpon ze širokého stoje u ataktických pacientů a zdravé kontrolní populace. Při

zjišťování úrovně dynamické posturální stability u pohybově aktivní populace jsme hodnotili opakovatelnost provedení specifického pohybového úkolu, golfového švihů, na základě kinetických a kinematických parametrů s použitím 3D kinematické analýzy.

Vliv vhodné pohybové intervence (celotělový vibrační trénink) na zvyšování úrovně statické posturální stability jsme hodnotili u hráčů a hráček plážového volejbalu a vliv vhodné pohybové intervence (rehabilitačního programu) na dynamickou posturální stabilitu jsme ověřovali u pacienta trpícího dědičnou neuropatií na základě hodnocení vybraných kinematických parametrů při pohybovém úkolu chůze.

V naší práci jsme zjistili vyšší úroveň statické posturální stability u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou a lepší úroveň dynamické posturální stability u běžné populace oproti pacientům. Zároveň se nám podařilo ověřit možnost využití posturografie při identifikaci typu onemocnění a určení stupně postižení u ataktických pacientů. Potvrdili jsme negativní vliv odebrání vizuální kontroly na úroveň posturální stability u obou skupin, kdežto vliv zúžení oporové báze se projevil pouze ve výchylnách v pravolevém směru. U hráčů golfu jsme zjistili vysoký stupeň opakovatelnosti provedení, avšak pro příliš velké množství dalších faktorů, nelze tato zjištění generalizovat při určování úrovně dynamické posturální stability. Vliv pohybového intervenčního programu na úroveň statické posturální stability u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou jsme nepotvrdili, ačkoliv jsme zjistili významný pozitivní vliv na parametry testu stoje na jedné dolní končetině. U pacienta trpícího dědičnou neuropatií jsme potvrdili vliv intervenčního pohybového programu na základě věcné významnosti.

Posturografie je vhodnou formou zjišťování úrovně posturální stability u pohybově aktivní populace i osob se zdravotním omezením a je zároveň vhodnou objektivizační metodou ověřování vlivu intervence na posturální stabilitu. Jako vhodná se jeví možnost využití kombinace posturografie a 3D kinematické analýzy pro zjišťování úrovně dynamické posturální stability. Vhodný pohybový intervenční program může mít pozitivní vliv na posturální stabilitu u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou i u osob se zdravotním omezením.

Klíčová slova: posturální stabilita, posturografie, kinematická analýza, pohybový intervenční program, zdravotní omezení, pohybové aktivity

SUMMARY

In the study „The relationship between postural stability and physical activities“, we focused on determining the level of postural stability and the possibility of influencing by appropriate means of exercise intervention in people with increased physical activity and persons with physical limitations. Persons with increased physical activity were top players and players competing in various sports (football, handball, volleyball, golf) and those with physical limitations, patients suffering from diseases that have a negative impact on postural stability (Friedrich's ataxia, autosomal dominant spinocerebellar ataxia, Charlot-Marie-Tooth).

Upright posture in stance and movement is a fundamental prerequisite for human bipedal locomotion. Postural stability is the ability to maintain an upright posture, which advises the motor and coordination skills, and its meaning is close to equilibrium abilities. Maintaining an upright posture is ensured by muscle activity, which is controlled by the central nervous system based on information from internal and external environment. Control of postural stability is the primary prerequisite for successful movement and as such it can be developed on the basis of appropriate physical activities.

All methods of measuring static and dynamic postural stability can be summarized under the term posturography, which is commonly used objectification method for determining the level of postural stability in sport and in clinical practice. Posturography in a relatively static positions (standing position) offers us a different variety of standardized tests, compared to the measurement of dynamic postural stability which depends to some extent on the type of study, the characteristics of the study sample, etc.

In our work, we used standardized tests of static postural stability to determine the level of postural stability in subjects with increased physical activity even in people with physical limitations, and we tried to find out whether it is possible for both groups to differentiate the level of postural stability of varying difficulty of the test. In our study, we used tests of wide-based in terms of open and closed eyes in both groups and groups with increased physical activity also took advantage of a narrow-based test in terms of open and closed eyes and the batter stands on one leg.

The impact of health status on dynamic postural stability, we checked by the test of calf raises started in wide-based stand in atactic patients and a control group of

healthy population. In determining the level of dynamic postural stability in physically active populations, we evaluated the repeatability of implementation of a specific motor task, the golf swing, based on kinetic and kinematic parameters using 3D kinematic analysis. The influence of the movement intervention (whole-body vibration training) to increase the level of static postural stability were evaluated in male and female players of beach volleyball and influence of the movement intervention (rehabilitation program) on dynamic postural stability, we examined a patient suffering from hereditary neuropathy based on an assessment of selected kinematic parameters during walking motion task.

In our study, we found higher level of static postural stability in individuals with increased physical activity and higher level of dynamic postural stability in general population compared to the patients. We also managed to verify the possibility of using posturography in identifying the type of the disease and determine the degree of disability in atactic patients. We confirmed the negative effect of removing visual control to the level of postural stability in both groups, whereas the effect of narrowing the base was observed only in fluctuations in the left-right direction. For golfers, we have found a high degree of repeatability of execution, but for too many other factors we can't generalize these findings to determine the level of dynamic postural stability. Effect of locomotor intervention program to the level of static postural stability in individuals with increased physical activity was not confirmed, although we found a significant positive impact on the performance of the test while standing on one leg. In a patient suffering from hereditary neuropathies, we confirmed the effect of the intervention exercise program based on substantive significance.

Posturography is an appropriate form of determining the level of postural stability in physically active populations and people with physical limitations, and is also a suitable method of objectification of the effects of intervention on postural stability. Seems appropriate option to use a combination of posturography and 3D kinematic analysis for determining the level of dynamic postural stability. Appropriate physical intervention program may have positive effects on postural stability in individuals with increased physical activity even in people with physical limitations.

Keywords: postural stability, posturography, kinematic analysis, motion intervention program, disability, physical activity

Obsah

1. ÚVOD	7
2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE	9
2.1. Rovnovážný systém člověka – „Posturální stabilita“	9
2.1.1. Vymezení pojmu.....	9
2.1.2. Motorické schopnosti.....	9
2.1.3. Koordinační schopnosti	14
2.1.4. Rovnovážné schopnosti	16
2.2. Posturální stabilita.....	19
2.2.1. Senzorická složka posturální stability	20
2.2.2. Řídící složka posturální stability	22
2.2.3. Výkonná složka posturální stability.....	25
2.3. Faktory ovlivňující posturální stabilitu.....	28
2.4. Posturografie – testování a možnosti hodnocení	31
2.4.1. Testy statické posturální stability a možnosti jejich hodnocení	36
2.4.2. Testy dynamické posturální stability a možnosti jejich hodnocení	37
2.5. Posturální stabilita osob se zdravotním omezením.....	38
2.6. Posturální stabilita u pohybově aktivní populace	41
3. CÍLE, VĚDECKÉ OTÁZKY, HYPOTÉZY A ÚKOLY PRÁCE.....	46
3.1. Vědecké otázky.....	46
3.2. Hypotézy.....	46
3.3. Cíle práce	47
3.4. Úkoly	47
4. METODY	48
4.1. Výzkumné soubory	48
4.2. Organizace a podmínky testování.....	50
4.3. Přístrojové vybavení a metody měření statické posturální stability	51
4.4. Přístrojové vybavení a metody měření dynamické posturální stability.....	52
4.5. Metody měření tělesného složení	58
4.6. Metody zpracování dat – Hodnocené parametry	58
4.7. Metody hodnocení dat	61
5. VÝSLEDKY	63
5.1. Statická posturální stabilita.....	63
5.1.2. Statická posturální stabilita na příkladech pohybově aktivní populace.....	63
5.1.1.1. Úroveň statické posturální stability u hráček házené.....	63
5.1.1.2. Statická posturální stabilita u hráček fotbalu.....	66
5.1.1.3. Statická posturální stabilita u hráček plážového volejbalu	70

5.1.2. Statická posturální stabilita na příkladu zdravotně oslabené populace.....	74
5.1.2.1. Statická posturální stabilita u pacientů s ataxií.....	74
5.1.3. Úroveň posturální stability ve vztahu k obtížnosti testu.....	78
5.2. Dynamická posturální stabilita	81
5.2.1. Dynamická posturální stabilita na příkladu pohybově aktivní populace	81
5.2.1.1. Hodnocení dynamické posturální stability u hráčů golfu	81
5.2.1.1.1. Hodnocení na základě kinetických parametrů	81
5.2.1.1.2. Hodnocení na základě kinematických parametrů I.....	84
5.2.1.1.3. Hodnocení na základě kinematických parametrů II	87
5.2.2. Dynamická posturální stabilita na příkladech zdravotně oslabené populace	90
5.2.2.1. Hodnocení dynamické posturální stability u pacientů s ataxií	90
5.2.2.2. Hodnocení dynamické posturální stability u pacientů s dědičnou neuropatií	97
6. DISKUSE.....	101
6.1. Statická posturální stabilita.....	101
6.1.1. Statická posturální stabilita na příkladech pohybově aktivní populace	101
6.1.1.1. Úroveň statické posturální stability u hráčů házené.....	101
6.1.1.2. Statická posturální stabilita u hráčů fotbalu	102
6.1.1.3. Statická posturální stabilita u hráčů plážového volejbalu	103
6.1.2. Statická posturální stabilita na příkladu zdravotně oslabené populace.....	104
6.1.2.1. Statická posturální stabilita u pacientů s ataxií.....	104
6.1.3. Úroveň posturální stability ve vztahu k obtížnosti testů.....	106
6.2. Dynamická posturální stabilita	107
6.2.1. Dynamická posturální stabilita na příkladu pohybově aktivní populace....	107
6.2.1.1. Hodnocení dynamické posturální stability u hráčů golfu	107
6.2.1.1.1. Hodnocení na základě kinetických parametrů	107
6.2.1.1.2. Hodnocení na základě kinematických parametrů I a II	109
6.2.2. Dynamická posturální stabilita na příkladech zdravotně oslabené populace	111
6.2.2.1. Hodnocení dynamické posturální stability u pacientů s ataxií	111
6.2.2.2. Hodnocení dynamické posturální stability u pacientů s dědičnou neuropatií	112
7. ZÁVĚR	116
8. POUŽITÁ LITERATURA	118
9. SEZNAM TABULEK	128
10. SEZNAM OBRÁZKŮ.....	130
11. SEZNAM ZKRATEK	132

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 udržení těla ve vzpřímené poloze nazýváme posturální stabilitou. Úroveň posturální stability tak výrazně ovlivňuje kvalitu života, zejména u osob, které trpí jejími poruchami. Dobrá úroveň posturální stability je předpokladem pro každý prováděný pohyb a pro její rozvoj se používají vhodné pohybové intervence s přihlédnutím k aktuálnímu stavu jedince.

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. U pohybově aktivní populace lze předpokládat dobrou úroveň posturální stability a u osob se zdravotním omezením naopak úroveň posturální stability horší. Posturální stabilitu dělíme na statickou, prováděnou v relativně stabilních polohách, a dynamickou, která se projevuje v průběhu pohybu. Vztah mezi dynamickou a statickou posturální stabilitou nebyl dosud prokázán. Ovlivňování jedné složky intervencí totiž nevedlo ke zlepšení u složky druhé, resp. rozvoj posturální stability v relativně stabilních polohách nevedlo ke zlepšení dynamické posturální stability a naopak.

U pohybově aktivní populace dochází vlivem aktivity, která klade na posturální stabilitu vyšší nároky, ke stimulaci zejména sensorické a výkonné složky udržování posturální stability. V naší práci je tato skupina zastoupena hráči a hráčkami míčových her (házená, plážový volejbal, fotbal) a her pálkových (golf). Ovlivňování úrovně posturální stability tréninkem tak může mít vliv na kvalitu prováděné pohybové aktivity, tedy zlepšení herního výkonu.

U osob se zdravotním omezením, zejména takovým, které ovlivňuje řídící (ataxie) nebo sensorickou složku (neuropatie), je vlivem onemocnění posturální stabilita ovlivňována negativně a může vést k pádům, které mohou způsobit vážnější zdravotní komplikace. Pohybová intervence pomocí rehabilitačních programů je jednou z možností, jak negativní vliv takových onemocnění na posturální stabilitu zastavit nebo její úroveň dokonce zlepšit, což má u pacientů trpících zhoršenou posturální stabilitou pozitivní dopad na kvalitu života.

Měření posturální stability, posturografii, lze na jedné straně využít pro identifikaci úrovně posturální stability pro potřeby sportovní diagnostiky a na straně druhé jako možný diagnostický nástroj při identifikaci typu a úrovně onemocnění. Za tímto účelem se využívají testy, které se vzájemně liší svou obtížností, způsobenou změnou polohy dolních končetin ve smyslu zmenšení oporové báze, případně omezením některé ze sensorických složek. Zmenšení oporové báze ve stojích na obou dolních končetinách se provádí změnou ze širokého do úzkého stoje, případně se provádí stoj na jedné dolní končetině. Nejobvyklejším typem omezení sensorické složky je odebrání složky vizuální zavřením očí, kdy se testovaná osoba musí spoléhat zejména na složku vestibulární a proprioreceptivní. Jelikož jsou při udržování posturální stability analyzovány informace ze všech složek současně, lze předpokládat významné zhoršení úrovně posturální stability při odebrání jedné z nich.

V naší práci se pokusíme zjistit úroveň statické i dynamické posturální stability u pohybově aktivní populace a u osob se zdravotním omezením a ověřit možnosti jejího ovlivňování vhodnými prostředky pohybové intervence.

2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

2.1. Rovnovážný systém člověka – „Posturální stabilita“

2.1.1. Vymezení pojmu

Klidová poloha těla vyznačující se určitým uspořádáním (konfigurací) pohyblivých segmentů se nazývá postura (Véle, 2006) a v latině tento pojem znamená postava či postoj. Stabilita označuje míru úsilí potřebného k porušení rovnováhy ležícího (podepřeného) tělesa v gravitačním poli (Véle, 1995). Schopnost zajištění vzpřímeného držení těla tak, aby nedošlo k pádu, se nazývá posturální stabilita (Vařeka, 2002a).

Pro schopnost udržení vzpřímené polohy těla při stoji či v pohybu (chůzi) se také používá pojem posturální regulace (Martiník, Voplatek, & Kryl, 1981) nebo posturální motorika (Javůrek, 1986). Termíny posturální stabilita, posturální regulace a posturální motorika lze označit za významově podobné, až stejné. V zahraničí se též používá termín posture nebo postural control (posturální kontrola) (Blanchet, Marchand, & Cadoret, 2012; Winter, 1995).

V této práci budeme používat pojem posturální stabilita (postural stability), který je mezinárodně používán ve vědeckých publikacích (Hue et al., 2007; Moezy, Olyaei, Hadian, Razi, & Faghihzadeh, 2008; Vařeka, 2002a).

Pro porozumění a vymezení dané problematiky, které se v této práci věnujeme, je důležité vymezit si pojmy motorické schopnosti, koordinační schopnosti, rovnovážné schopnosti, posturální stabilita a nastínit vztahy mezi těmito pojmy.

2.1.2. Motorické schopnosti

Schopnosti obecně

Výzkum schopností a vymezení základních pojmů vytvořily tradiční vědní obory, antropologie, genetika a zejména psychologie, na které navazuje antropomotorika výzkumem schopností označovaných jako psychomotorické nebo percepčně motorické (Měkota & Blahuš, 1983).

Pojem schopnost (ability) je definován jako stabilní, relativně trvalý a v mnoha ohledech geneticky determinovaný rys jednotlivce, který není z větší části ovlivnitelný tréninkem a zkušenostmi (Schmidt, 1991). Schopnost znamená jistou míru vnitřních

předpokladů pro zdokonalování se v určité činnosti (Měkota & Blahuš, 1983). U schopnosti se obvykle zdůrazňuje její potencialita, tj. možnost projevení za určitých vnějších podmínek.

Kodým, Blahuš, a Hříbková (1987) uvádí, že pod pojmem schopnosti obecně rozumíme vlastnosti nebo kvality člověka k úspěšnému vykonávání určité činnosti. Schopnosti tak lze dělit podle psychických funkcí, ve kterých se uplatňují, nebo na základě druhu činnosti, ve kterých se projevují.

Na základě druhu činnosti dělíme schopnosti na:

- a) Obecné – uplatňují se při vykonávání většiny činností
- b) Speciální – jsou nezbytné pouze k vykonávání některých činností

Na základě psychických funkcí dělíme schopnosti na:

- a) Perceptuální – vztahují se k vnímání a pozornosti
- b) Psychomotorické – pohybové schopnosti a schopnosti vztahující se k senzomotorické koordinaci pohybu
- c) Intelektové

Motorické schopnosti

Motorikou se zpravidla rozumí soubor pohybových projevů daného organismu a chápe se jako synonymum termínu „hybnost“ (Čelikovský, 1976).

Motorická (pohybová) schopnost tak může být obecně vymezena jako soubor předpokladů (úspěšné) pohybové činnosti, nebo přesněji jako souhrn či komplex vnitřních intergrovaných předpokladů organismu, které určitým způsobem limitují možnosti jednotlivce, obecně řečeno, představují jakýsi strop, kterého může dosáhnout při určité činnosti (Měkota & Blahuš, 1983).

Pohybové schopnosti jsou relativně samostatné soubory vnitřních předpokladů lidského organismu k pohybové činnosti. Pohybové vlastnosti a schopnosti se rozvíjejí v ontogenezi člověka v různém rozsahu a jsou také různě ovlivněny jejich genetickou složkou. Pohybové schopnosti, které jsou vrozené a dosud nevýznamně ovlivněné prostředím, lze označit jako pohybové vlohy, které jsou genetickým základem schopností (Čelikovský, 1976).

Proces ovlivňování a rozvíjení motorických schopností je vždy dlouhodobý a nejvýrazněji bývá ovlivněn aktivní pohybovou činností v dětství, pubertě, ale i následně

v adolescenci. Je dobře známo, že různé pohybové schopnosti jsou nejlépe ovlivnitelné v různém stádiu ontogeneze člověka a v jejím průběhu se nejen rozvíjejí, ale také diferencují. Např. pro rozvoj koordinačních schopností je vhodné období okolo 6 roku života (počátek školní docházky), období před nástupem puberty je vhodné pro rozvoj rychlostních schopností a druhá část období puberty a následně adolescence je nejvhodnějším obdobím pro rozvoj silových schopností. V dospělosti jsou motorické schopnosti také ovlivnitelné, nicméně již jen obtížně měnitelné. Úroveň pohybových schopností je v čase relativně stálá, trvalá, a bez adekvátního působení specifické pohybové aktivity úroveň jednotlivých schopností kolísá jen minimálně. Díky relativní stálosti motorických schopností a znalosti nejvhodnějších senzitivních období pro rozvoj jednotlivých schopností můžeme predikovat (předvídat) výsledky budoucí pohybové činnosti.

Motorické schopnosti a dovednosti

Motorické schopnosti lze označit jako základní předpoklady pro pohybovou činnost, nebo jako základní kameny při osvojování pohybových dovedností. Dovednost lze definovat jako způsobilost k vyprodukování určitého finálního výsledku. Pohybová dovednost je pak taková, kde je kvalita pohybu primární determinantou úspěchu. Vztah mezi motorickými schopnostmi a motorickými dovednostmi tak můžeme označit jako oboustranný a reciproční. Motorické schopnosti jsou jedním z předpokladů pro osvojování pohybových dovedností a opačně platí, že v procesu osvojování dovedností se rozvíjejí schopnosti. Schopnosti jsou generalizované, geneticky podmíněné a relativně trvalé, dovednosti jsou úkolově specifické, získávají se a jsou tak snadněji modifikovatelné praxí (Měkota & Cuberek, 2007). V naší práci se zabýváme spíše schopnostmi a problematiku motorických dovedností tak nebudeme dále rozebírat.

Struktura motorických schopností

Problematika struktury motorických schopností je oblastí zájmu odborníků již velmi dlouho. První výzkumníci vycházeli z předpokladu, že pokud lze testovat inteligenci v rámci intelektových schopností, musí také existovat způsob, jak testovat motorické schopnosti v rámci psychomotorických schopností (Morrow, Jackson, Disch, & Mood, 1995).

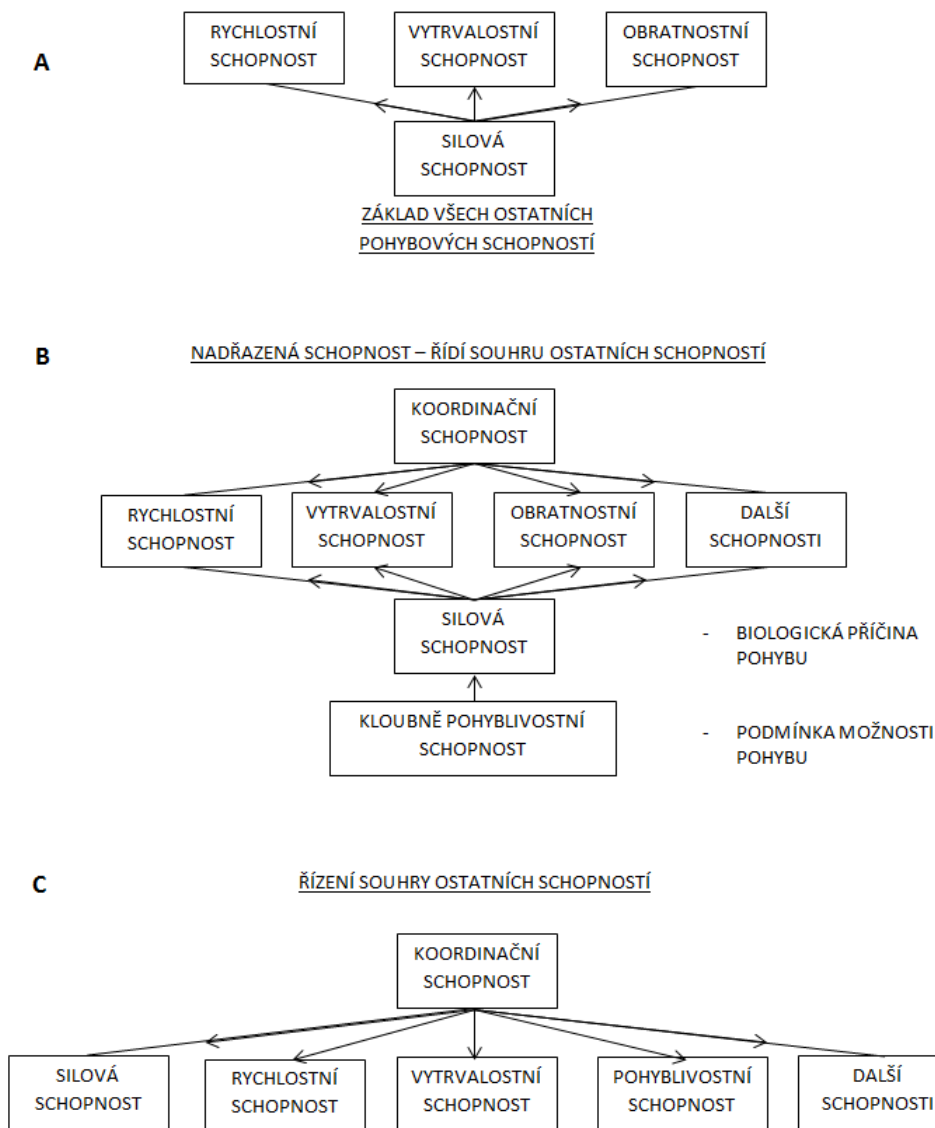
V prvních desetiletích minulého století panovala mezi výzkumníky představa jedné obecné motorické schopnosti, která podkládá úspěšnost téměř ve všech

pohybových činnostech (Měkota & Novosad, 2007). Morrow et al. (1995) popisují tuto obecnou motorickou schopnost (general motor ability) jako předpoklad vysokého výkonu v široké oblasti pohybově orientovaných činností. Teorie jedné obecné pohybové schopnosti byla sice překonána, avšak jednoznačně popřít její existenci nelze.

Měkota (2000) konstatuje, že první rozdělení motorických schopností navrhl Grundlach v roce 1968 a to na schopnosti kondiční (determinované převážně energeticky a strukturálně) a koordinační (spjaté s řízením a regulací pohybové činnosti). První práci zabývající se členěním motorických schopností podal (Fleishmann, 1964) na základě výzkumů provedených s využitím matematickostatistické metody faktorové analýzy. Autor zde uvádí 13 faktorů (schopností): výbušná síla, dynamická síla, běžecká rychlost, rychlost pohybu končetin, rychlost změn směru, flexibilita rozsahu, dynamická flexibilita, vytrvalost, statická rovnováha, balancování předmětů, koordinace údů, všeobecná koordinace těla.

V českých zemích se uvádí (Čelikovský, 1976) tři empirické teorie pohybových schopností (obr. 1):

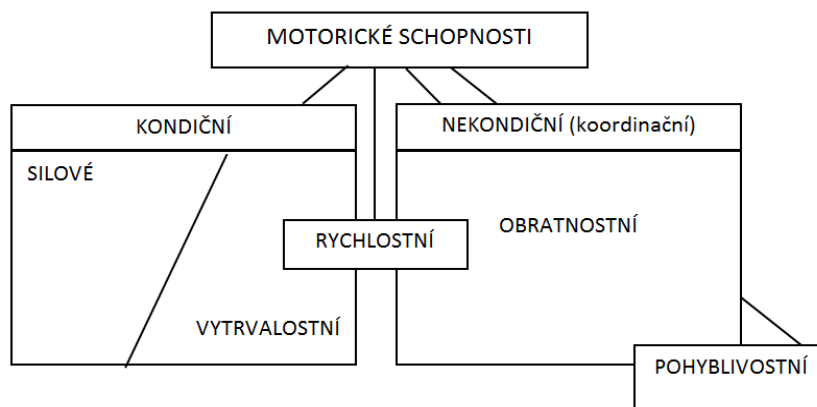
- a) Klasická představa uvádí jako základ všech ostatních pohybových schopností silovou schopnost, dále pak schopnosti rychlostní, vytrvalostní a obratnostní.
- b) Teorie Librova pak pokládá za základ všech pohybových schopností kloubní pohyblivost a silovou schopnost. Ostatní schopnosti jsou pak druhotné. Souhra všech je řízena nadřazenou schopností, jež řídí souhrn všech ostatních schopností a jejich projevů, schopnost koordinační.
- c) Teorie Choutkova je založena na představě, že všechny pohybové schopnosti jsou základní a nad nimi stojí schopnost koordinace (obratnost), která slaďuje působení jednotlivých schopností.



Obr. 1. Empirické teorie pohybových schopností (upraveno dle Čelikovský, 1976)
 A, Klasická představa; B, teorie Librova; C, teorie Choutkova

Měkota a Blahuš (1983) rozdělují motorické schopnosti na kondiční (energetické) a koordinační (nekondiční, informační), přičemž rychlostní schopnosti vkládají mezi ně, neboť je považují za přesahové (obr. 2). Čelikovský (1977) dělí motorické schopnosti na silové, rychlostní, vytrvalostní a obratnostní. Oblast obratnostních schopnosti pak dělí na dílčí schopnosti: rovnováhu, prostorovou orientaci, koordinaci a kloubní pohyblivost.

Z výše zmíněného vyplývá začlenění rovnovážných schopností do schopností koordinačních (obratnostních), kterými se budeme v teoretické části dále zabývat.



Obr. 2. Dělení motorických schopností (převzato z Měkota & Blahuš, 1983)

2.1.3. Koordinační schopnosti

Koordinace znamená uspořádat, sjednocovat, spojovat části v celek, uvádět v soulad, apod. Pohybová koordinace je soulad dílčích pohybů, jež vedou k výslednému harmonickému celku.

Starší literatura uvádí místo koordinační schopnosti pojem obratnost nebo obratnostní schopnosti (Dovalil, 1992), případně zařazuje koordinaci pod obratnostní schopnosti (Měkota & Blahuš, 1983). Dovalil (1992) přitom definuje obratnost jako schopnost jedince lehce a účelně koordinovat vlastní pohyby, přizpůsobovat je měnícím se podmínkám, provádět složitou pohybovou činnost a rychle si osvojovat pohyby nové. Dovalil (2002) řadí koordinační pohybové schopnosti pod kondiční faktory sportovního výkonu, za které se považují pohybové schopnosti. Koordinační schopnosti jsou řazeny pod pohybové (motorické) schopnosti „informačního“ rázu, tj. oblast regulace a řízení motoriky.

Struktura koordinačních schopností

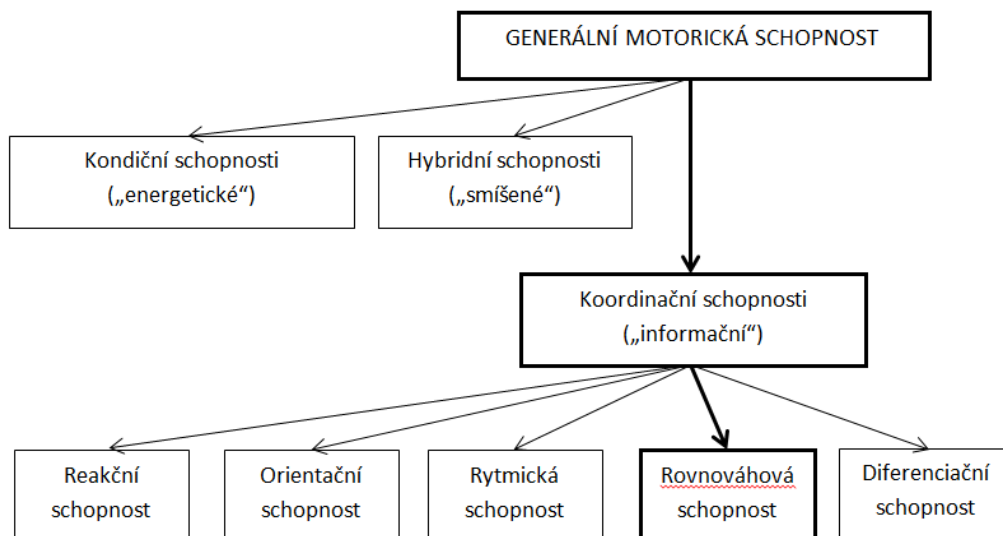
Dovalil (2002) uvádí, že nelze určit všeobecně přijímané dělení motorických schopností, setkáváme se však s rozlišováním 5 až 15 jednotlivých schopností. Při jistém zjednodušení lze pak nalézt shodu v nazírání na 7 základních koordinačních schopností (diferenciační schopnosti, orientační schopnosti, schopnost rovnováhy, schopnost reakce, schopnost rytmu, schopnost spojovací, schopnost přizpůsobování).

Ryczek a Mynarski (1992), In: Měkota, 2000) zveřejnili faktorový výzkum vycházející z 30 indikátorů koordinačních schopností uplatněných u školní mládeže ve věku 7-18 let. Výzkum vyústil ve stvrzení pěti koordinačních schopností: rychlost reakce, frekvence pohybu, rovnováha, dynamická a prostorová diferenciacce, prostorová orientace. Hirtz, Kirchner, a Póhlman (1994) dělí koordinační schopnosti na pět primárních schopností: rovnováhovou, rytmickou, orientační, diferenciacní a reakční.

Měkota a Blahuš (1983) uvádí 7 koordinačních schopností: prostorově orientační schopnost, schopnost odhadovat vzdálenosti, schopnost k přesnosti pohybu, rytmická schopnost, schopnost k regulaci amplitudy pohybu, rovnováhová schopnost, pohyblivostní schopnost.

Měkota a Novosad (2007) uvádí 7 základních koordinačních schopností: diferenciacní schopnost, orientační schopnost, reakční schopnost, rytmická schopnost, rovnováhová schopnost, schopnost sdružování, schopnost přestavby.

Měkota (2000) ve své práci vychází z poznatků zahraničních autorů (Hirtz, 2002; Schmidt, 1991) a shrnuje jejich poznatky. Uvádí, že ačkoliv byla překonána představa generální motorické schopnosti, předpokládá se jakási obecná motorická schopnost, podkládající většinu pohybových činností a dovedností. Schopnosti pak dělí do tří tříd: kondiční schopnosti (energetické), koordinační schopnosti (informační) a tzv. hybridní schopnosti (každý pohyb vyžaduje podklad strukturální, energetický i řídicí). Základní rovinu při hierarchizaci komplexu schopností však nepředstavují zmíněné tři třídy, ani tradičně uváděné okruhy schopností (silová, rychlostní, vytrvalostní), ale schopnosti úžeji a konkrétněji vymezené. Vzhledem k zaměření naší práce uvádíme hierarchizaci schopností od generální (obecné) motorické schopnosti, dále třídy schopností (kondiční, hybridní, koordinační) a detailněji jen výčet základních schopností koordinačních (reakční, rovnováhovou, rytmickou, orientační, diferenciacní) (obr. 3).



Obr. 3. Zjednodušená hierarchizace motorických schopností – od generální motorické schopnosti k rovnováhové schopnosti (upraveno dle Měkota, 2000)

Z výše uvedeného můžeme odvodit vliv koordinačních schopností na celkový výsledek pohybové činnosti, tj. zejména na kvalitu a přesnost provedení. V rámci koordinačních schopností má pak rozhodující vliv na takový výsledek regulační a řídicí činnost centrální nervové soustavy, která na základě informací z vnitřního a vnějšího prostředí zajišťuje adekvátní svalové odpovědi. Všechny zmíněné způsoby rozdělení koordinačních schopností zahrnují také schopnost rovnováhovou (rovnovážnou), kterou řadíme mezi základní schopnosti. Vzhledem k zaměření naší práce se budeme dále zabývat právě schopností rovnovážnou.

2.1.4. Rovnovážné schopnosti

Podle fyzikální definice rovnováha (v angličtině balance nebo equilibrium) znamená takový stav, kdy se výslednice sil působících na soustavu rovná nule. Z fyziky přejímají pojem rovnováha i další vědní obory (chemie, ekonomie, apod.). Pro schopnost kontrolovat rovnováhu je používán pojem rovnovážná (někdy též rovnováhová) schopnost. Rovnováhová schopnost je chápána jako jedna z koordinačních schopností. Chápeme ji jako předpoklad udržet tělo, nebo jeho části během tělesného cvičení v relativně labilní poloze (Čelikovský, 1979). Rovnováhové schopnosti umožňují udržení rovnováhy lidského těla v klidu nebo v pohybu.

Rovnováhová schopnost znamená udržování vzpřímené polohy lidského těla proti gravitačnímu působení země, obecně zachovávání stálé polohy těla v různých pohybech či postojích. Lidské tělo udržuje rovnováhu kdykoliv se nachází v jiné poloze než vleže.

Měkota a Blahuš (1983) rozumí rovnováhovou (motorickou) schopností udržování stálé polohy těla. Čelikovský (1979) uvádí, že rovnováhová schopnost umožňuje udržování těla nebo předmětů v relativně stabilní poloze a uplatňuje se zejména v těchto případech:

- Oporná plocha je malá, biomechanické podmínky pro uchování stálé polohy těla jsou ztížené
- Při velkých a náhlých změnách polohy těžiště těla
- Při rotačních pohybech a po jejich ukončení

V souvislosti s lidskou motorikou připouštějí moderní vědecké koncepce dělení rovnováhy na statickou (postural control, static balance) a dynamickou (dynamic balance, locomotor balance) (C Assaiante & Amblard, 1992). V naší literatuře se rovnovážné schopnosti dle většiny autorů dělí na statické, dynamické a balancování nebo vyvažování předmětu.

Čelikovský (1979) dělí rovnovážné schopnosti na:

1. statickorovnováhovou schopnost - jako předpoklad udržet tělo ve vratké poloze bez lokomoce s minimálními odchylkami od předepsané polohy těla
2. dynamickorovnováhovou schopnost - jako předpoklad provedení pohybového úkolu při přesunu těla na úzké ploše nebo na pohyblivém předmětu
3. balancování - vyvažování předmětu ve vratké poloze

Měkota a Novosad (2007) dělí rovnovážné schopnosti na tři podsčopnosti:

1. Statická rovnováhová schopnost – uplatňuje se při klidové poloze těla.

2. Dynamická rovnováhová schopnost – uplatňuje se při pohybu, zejména při rozsáhlých a rychlých změnách polohy v prostoru a projevuje se při translaci a lokomoci, rotaci a při letu.
 - a. Translace a lokomoce – udržování rovnováhy při chůzi, běhu, jízdě na kole, lyžích, apod.
 - b. Rotace – udržování a obnovování rovnováhy při rotačních pohybech kolem podélné, pravo-levé či předozadní osy, případně kolem všech os současně např. v krasobruslení, cvičení na nářadí, skoky do vody, apod.
 - c. Letová fáze – udržování a obnovování rovnováhy v bezoporové fázi pohybu, např. skoky na lyžích.
3. Balancování předmětu – schopnost udržování vnějšího objektu v rovnováze, např. tyč na prstu, činky při vzpírání, nebo jiného cvičence při akrobatickém rokenrolu.

Rovnováhové schopnosti mají svůj význam při udržování těla v určitých polohách, případně při návratu do výchozí polohy po vychýlení a udržování stability v průběhu pohybu. Rovnováhu udržujeme neustále při běžných činnostech a vysoká úroveň rovnováhových schopností má svůj zásadní význam zejména při některých činnostech sportovních. V gymnastice cvičení na kladině, při bruslení a krasobruslení při změnách směru a vyvažování po skocích nebo v úpolových sportech při současném vychylování soupeřem. Při většině činností se uplatňuje více podschopností z komplexu koordinačních schopností.

Schopnost udržovat rovnováhu patří k základním pohybovým dovednostem, které se většinou utváří podvědomě, lze je však zdokonalit také vědomým učením. Hirtz (2002) uvádí, že koordinační schopnosti, mezi něž řadíme rovnovážné schopnosti, jsou ve značné míře ovlivnitelné, pokud je vhodně zvolen vnější podnět a je dostatečně intenzivní. Tyto schopnosti tak lze zdokonalovat zejména prostřednictvím koordinačně (rovnováhově) náročných cvičení, která jsou nová, neobvyklá a komplikovaná.

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).

Z výše uvedeného lze říci, že rovnováhové schopnosti (rovnováha a balanc) jsou souborem statických a dynamických strategií zajišťujících posturální stabilitu. V případě této práce tedy budeme hodnotit rovnováhové schopnosti jako schopnost udržet posturální stabilitu.

2.2. Posturální stabilita

Otázkou stability (rovnováhy) se zabývali již lékaři na konci 19. Století (Hinsdale, 1887; Mitchell & Dercum, 1886), kteří mimo jiné vyvinuli přístroj, jímž zaznamenávali pohyb těžiště těla u pacientů s neurologickými poruchami.

Posturální stabilitu definuje Vařeka (2002a) jako schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nekontrolovanému pádu.

Lidské tělo ve vzpřímeném držení ve stoje je nestabilní systém, což je dáno vysoko uloženým těžištěm těla a malou plochou základny, jedná se o případ tzv. „obráceného kyvadla“ (Vařeka, 2002a).

Vzpřímené držení těla lze definovat jako uspořádání pohybových segmentů v podélné ose těla probíhající ve vertikále tak, aby vzdálenost mezi patou, opírající se o podložku, a vrcholem hlavy byla co největší, při zachování mírných fyziologických zakřivení páteře. Deformace vzpřímeného držení těla nebo vadné uspořádání jeho segmentů je příznakem poruchy zdraví.

Stabilizační mechanismus vzpřímeného stoje spočívá na oporné stabilizační funkci dolních končetin a stabilizační schopnosti páteře. Vzpřímené držení těla je zajišťováno udržováním nastavené polohy jednotlivých segmentů těla a jeho neustálým vyvažováním, které je řízeno CNS. Udržování vzpřímeného držení závisí nejen na fyzikálních parametrech (gravitaci, hmotnosti, výšce, struktuře segmentů, vlastnostech oporné plochy apod.), ale především na svalové aktivitě. Informace o měnících se podmínkách vnitřního i zevního prostředí přicházejí do CNS a ovlivňují stabilizační proces. Držení těla má dvě varianty: pohotovostní držení (stand by) a orientované držení (atituda). Vzpřímená poloha nepatrně kolísá nejen vlivem dynamického udržování polohy, ale i vlivem dýchacích pohybů, které ovlivňují profil postury. Je třeba rozlišovat vzpřímené spontánní držení těla, jež je programově fixováno, od napřímeného držení, které je vědomě korigováno (Véle, 2006).

Vzpřímené držení těla je u člověka zabezpečováno pasivně skeletem a vazivovým aparátem a aktivně svalovou soustavou, jež je řízena centrální nervovou soustavou prostřednictvím složitých reflexů (Vařeka & Dvořák, 1999).

Udržování vzpřímeného držení těla (posturální stability) je zajišťováno třemi složkami:

1. *Senzorická složka*
2. *Řídící složka*
3. *Výkonná složka*

2.2.1. Senzorická složka posturální stability

Úkolem sensorické složky vzpřímeného držení těla je poskytování informací o měnících se podmínkách vnitřního nebo vnějšího prostředí tak, aby na ně mohl posturální systém adekvátně reagovat. Senzory (receptory) přijímají podněty z prostředí, přeměňují je na vzruch, který se dále šíří po dalších částech sensorických systémů do mozkové kůry. Senzory rozdělujeme na exteroceptory, propioceptory a interoceptory. Exteroceptory přijímají podněty z vnějšího prostředí (zrak, sluch, hmat, čich a chuť). Proprioceptory registrují polohu a pohyby těla (svalová vřeténka, šlachová tělíska, kloubní receptory). Interoceptory odpovídají na chemické a mechanické podněty z vnitřního prostředí. Mezi sensorické systémy řadíme systém čichový, chuťový, somatoviscerální (např. mechanorecepce, propiocepce), sluchový, vestibulární a zrakový (Rokyta, 2000).

K průběžnému udržování a stabilizaci výchozí polohy slouží jak informace z vestibulárního orgánu, tak z propioceptivních čidel ve svalech, šlachách, kloubních pouzdrech a ligamentech, které poskytují informace o postavení hlavy a jednotlivých tělesných segmentů (Véle, 1995). Při udržování rovnováhy považuje Fetz (1987) za dominantní činnost vestibulárního aparátu, ale vždy ve spolupráci s ostatními smysly, z nichž jako nejdůležitější se ukazuje zrak (C Assaiante & Amblard, 1992; Forsberg & Nashner, 1982; Hatzitaki et al., 2002; Rival, Ceyte, & Olivier, 2005).

Z výše uvedeného můžeme konstatovat, že pro rozdělení sensorů existují různé přístupy vycházející z terminologické nejednoty. V naší práci budeme řadit do sensorické složky posturální stability zejména vestibulární systém, propiocepce a zrak. Při udržování posturální stability jsou analyzovány informace ze všech sensorů současně.

Vestibulární systém informuje o směru gravitace v klidu i v pohybu vnímáním změn polohy hlavy, lineárního či úhlového zrychlení. Je tak úzce spojen s pohybem, polohou a orientací v prostoru. Vestibulární analyzátor je umístěn ve vestibulárním aparátu vnitřního ucha, přesněji ve skalní kosti v kostěném labyrintu ve třech na sebe kolmých polokruhových kanálcích a v sakulu a utrikulu. Na změny polohy hlavy a pozitivní i negativní zrychlení reagují receptory vejčitých váčků (utrículus a sacculus) a při úhlovém zrychlení a rotaci jsou drážděny receptory polokruhových kanálků. Vestibulární systém hraje rozhodující roli při rotačních pohybech a jiných rychlých změnách polohy hlavy (Bartůňková, 2007; Rokyta, 2000; Vařeka, 2002a).

Propriorecepce (hluboké čítí) přináší signály z kinestetických a somatosenzorických (mechanoreceptory) analyzátorů. Mezi kinestetické analyzátoři řadíme svalová vřetenka, šlachová tělíska a kloubní receptory. Svalové vřetenko reaguje na změnu délky svalového vlákna a rychlost této změny. Golgiho šlachová tělíska jsou méně citlivá než svalová vřetenka a vyskytují se ve šlachách a svalových úponech, reagují na zkrácení svalových vláken a informují tak o velikosti kontrakce. Kloubní receptory jsou uloženy v kloubních pouzdrech, vazech a perichondriu. Kloubní receptory zaznamenávají pohyb, informují o poloze a rychlosti pohybu v kloubu a vedou kloubní bolest. Mechanoreceptory, somatosenzorické analyzátoři (taktilní, tlakové), lokalizované v různých vrstvách kůže přinášejí signály o změnách tlaku, které jsou důležité zejména z oblasti chodidel, plosek nohou (Bartůňková, 2007). Dobrá propriorecepce je důležitou složkou čítí při podpoře dynamiky kloubu a funkční stability při sportovních činnostech, aktivitách všedního života a pracovních úkolech (Lee, Lin, & Huang, 2006).

Zrak (zrakový analyzátor) je označován jako distanční (někdy také telereceptor). Jeho funkcí je zejména celková orientace v prostoru, pomoc při kontrole polohy hlavy a především při pohybu a předvídání změn působení zevních sil. Orientace v prostoru je zajišťována prostorovým viděním, tedy schopností vnímat prostor a vzdálenost (Bartůňková, 2007; Vařeka, 2002a).

Do sensorické složky můžeme řadit také sluch, sluchový analyzátor (Véle, 1995). Ten má však při udržování posturální stability jen podřízenou roli pro jeho relativně omezenou informační váhu v průběhu pohybu a slouží spíše společně při audiovizuální aferentaci, při podmíněném pohybovém učení (např. hra na hudební nástroje, sport).

2.2.2. Řídící složka posturální stability

Nervový systém je hlavním řídicím a intergrujícím systémem organismu. Jeho základní funkcí je přenos informací z receptorů, jejich centrální zpracování a vysílání nových signálů na efektory. Řídící složkou posturální stability (vzpřímeného stoje v gravitačním poli země) je centrální nervový systém (CNS), který představuje analytické a syntetické regulační ústředí. Přiřazením určitého významu zpracovanému senzorickeému podnětu tvoříme informace, jejichž výměna tvoří pozadí řízení stabilizačního procesu (Véle, 2006).

Signály z různých analyzátorů senzoricke složky jsou zpracovávány složkou řídicí, jež je tvořena CNS, tedy mozkiem a míchou. Detailněji je CNS tvořen páteří a prodlouženou míchou, mostem (Varolův most), středním mozkiem, mozečkem, mezimozkiem, bazálními ganglii, limbickým systémem a mozkovou kůrou. Tyto oddíly CNS tvoří funkční celky, které jsou vzájemně propojeny vzestupnými a sestupnými drahami (Rokyta, 2000). Vzpřímený stoj je koordinován zejména spinální míchou, retikulární formací, středním mozkiem, mozečkem, bazálními ganglii a mozkovou kůrou (Jančová & Kohlíková, 2007).

Při výkladu částí CNS se zaměříme zejména na ty jejich charakteristiky, které jsou tematicky důležité pro tuto práci, tedy řízení a udržování posturální stability.

Mícha je nejnižší reflexní centrum pro proprioreceptivní a exteroceptivní reflexy a místo průchodu nervových drah:

- a) Descendentních – motorické (pyramidové a extrapyramidové)
- b) Ascendentních – senzitivní: z proprioreceptorů (hluboké čítí) a z receptorů na bolest, dotyk, apod. (Bartůňková, 2007)

Páteří mícha se skládá z šedé a bílé hmoty míšní a její funkce spočívá především v její účasti na motorice, kterou uskutečňuje na základě míšních reflexů a zprostředkováváním vjemů z celého těla vyjma hlavy. Míšních reflexy dělíme na proprioreceptivní a exteroceptivní. Proprioceptivní reflexy (stimulace svalových vřetének a Golgiho šlachových tělísek) nepodléhají únavě ani činnosti mozkové kůry (nelze je potlačit vůlí). Mohou se projevat jako nekoordinovaný pohyb – trhnutí. Exteroceptivní reflexy jsou vyvolávány stimulací receptorů mimo vlastní motorické

nervosvalové jednotky. Ve srovnání s propioceptivními reflexi mají delší reakční dobu, jsou závislé na mozkové kůře, podléhají únavě a projevují se jako koordinovaný pohyb.

Prodloužená mícha, Varolův most a střední mozek tvoří mozkový kmen a kromě jader mozkových nervů jsou ve všech jeho částech uloženy jádra, jež jsou součástí retikulární formace. Prodloužená mícha obsahuje jádra zapojená do autonomních funkcí (činnost srdce, činnost cév, dýchání, apod.) a jsou v ní uložena motorická centra, která kontrolují svalový tonus a posturální reflexy. Jádra Varolova mostu, náležející k retikulární formaci, se účastní nervové regulace dýchání. Jádro středního mozku se významně uplatňuje v motorice při koordinaci vlivů z mozkové kůry a mozečku. Střední mozek má funkci motorickou (součást extrapyramidového systému) a senzitivní (zraková a sluchová aferentace, úlekový reflex).

Retikulární formace (RF) je tvořena systémem jader, ascendentních a descendentních drah. RF se významně podílí na koordinaci a řízení životně důležitých funkcí (např. činnost srdce). Ascendentní aktivační část RF prochází mozkovým kmenem, přes talamus do mozkové kůry, zajišťuje bdění a její poruchy zhoršují učení a paměť. Descendentní inhibiční část RF vychází z mozkové kůry, je aktivována z bazálních ganglií a spinálního mozečku. Její funkcí je útlum úmyslných pohybů. Descendentní facilitační část RF je uložena v mozkovém kmeni, je aktivována jak se statokinetického čidla, vestibulárního mozečku i z mozkové kůry. Její funkcí je udržování vzpřímeného stoje (facilituje antigravitační svaly) a polohy těla obecně.

Mozeček se podílí na koordinaci pohybů, udržování svalového tonu a udržování rovnováhy. Je to integrační a koordinační centrum mimovolní i volní hybnosti (informace z kůry, bazálních ganglií, propioceptorů, exteroceptorů, apod.). Funkčně jej rozdělujeme na mozeček spinální, vestibulární a korový (kortikální). Spinální mozeček dostává aference z páteřní míchy, propioceptorů a exteroceptorů a účastní se pomalých cílených pohybů. Vestibulární mozeček zpracovává vzruchy z vestibulárního ústrojí a účastní se tak na udržování rovnováhy a svalového tonu a posturálních reakcích orientace v prostoru. Korový mozeček přijímá vzruchy z propioceptorů a exteroceptorů a promítají se na něj také aference somestetické. Korový mozeček se účastní rychlých cílených pohybů a uplatňuje se také při podmíněném pohybovém učení. Poruchy mozečku jsou provázeny zhoršenou

rovnováhou, závratěmi, nekoordinovanými pohyby očních bulbů, ataxiemi (poruchy chůze a stoje), třesem (tremor) při cílených pohybech.

Talamus je intergrační mozkové centrum a podílí se na řízení důležitých funkcí organismu. Je tvořen několika jádry, která z funkčního hlediska můžeme rozdělit do 4 skupin: specifická sensorická jádra, nespecifická, převážně sensorická jádra, motorická jádra, asociační jádra. Talamus je důležitým integračním mozkovým centrem majícím schopnost nejen kontroly, ale také určité samostatné integrace vzruchů sensorických i motorických. Talamus lze považovat za jakousi přepínací stanici všech vjemů z periferie, integrační centrum sensorických a motorických vzruchů a ovlivňuje stoj a chůzi (převod vzruchů z mozečku do kůry). Při porušení talamu vznikají mírné ataxie.

Bazální ganglia jsou tvořena jádry uloženými v podkoří obou mozkových hemisfér a funkčně mezi ně patří například substantia nigra, kde se tvoří hlavní mediátor bazálních ganglií, dopamin. Bazální ganglia převádí plánované pohyby do pohybových programů pomocí časoprostorových impulzních vzorků, které stanovují pohybové parametry, jako je síla, směr a amplituda pohybu. Mají tlumivou funkci a zajišťují pružnost a plynulost pohybu.

Jednou z často vyskytujících se poruch bazálních ganglií (substantia nigra) je chybějící projekce a produkce dopaminu, jež provází Parkinsonovu chorobu. Jedním z hlavních příznaků je akinéze, porucha začátku pohybu a jeho dokončení, projevující se například třesem při dosahování nějakého cíle (intenční tremor) nebo výskytem klidového třasu rukou, rtů nebo jiných částí těla (klidový tremor).

Mozková kůra (MK) tvoří největší a nejlidštější část mozku, nejvyšší řídicí, integrační a asociační centrum. V MK se zpracovávají všechny informace, reguluje vztah organismu a prostředí, zajišťuje chování ve společenských situacích, uchovává informace formou učení (paměť) a umožňuje porozumění smyslu informací (nezbytný pro řeč a myšlení). V mozkové kůře jsou uloženy různé analyzátory: somestetický (také somatomotorický nebo somatosenzitivní), zrakový, sluchový, vestibulární, čichový, chuťový a motorický. Tyto analyzátory přijímají aferenci z talamických specifických jader anebo se do nich (Bartůňková, 2007; Rokyta, 2000).

Janský a Novotný (1981) uvádějí, že se na přesném řízení motoriky, tedy i posturální stability, podílí tři hlavní soustavy.

- a) Extrapyramidová
- b) Pyramidová
- c) Mozeček

2.2.3. Výkonná složka posturální stability

Výkonnou složkou při udržování vzpřímeného držení těla je pohybový systém člověka. Výkonným orgánem pohybového systému je sval. Pohyb i klidová vzpřímená poloha je zajišťována kosterním svalstvem. Svalstvo dělíme na fázické a posturální. Fázické svaly zajišťují antigravitační reflexy, fázické svaly zajišťují pohyby v prostoru.

Vzpřímená poloha je zajišťována svalovým systémem pasivně (kostěné a chrupavčité struktury, ligamenta) nebo aktivně (svaly účastníci se stabilizace polohy). Při zajišťování posturální stability nemůžeme tyto dva systémy od sebe oddělit. Posturální stabilita (jako stabilizační systém polohy) je zajišťována tzv. hlubokým stabilizačním systémem, posturálním systémem nebo axiálním systémem (Suchomel, 2006).

Posturální systém těla zajišťující jeho vzpřímenou polohu zahrnuje axiální systém a oblast pánve a dolních končetin, které se podílejí na lokomoci. Posturální funkce je realizována především axiálním systémem (Véle, 1995).

Axiální systém

Axiální systém hraje hlavní roli zejména při udržování postury. Postura je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, kde v běžném životě hraje hlavní úlohu síla tíhová. Postura vždy vyžaduje zpevnění osového orgánu (trup, krk a hlava), tedy zejména axiálního systému (Vařeka, 2002a; Véle, 1995).

Axiální systém představuje část pohybové soustavy soustředěné kolem páteře, který slouží k udržování vzpřímeného držení trupu (Véle, 1995), a který se skládá z jednotlivých stavebních komponent. Tyto komponenty mají funkci nosnou, protektivní a hybnou. Systém je tvořen osovým skeletem (páteří), spoji na páteři, svaly pohybuje osovým skeletem, kosterním základem hrudníku i jeho spoji a dýchacími svaly.

Véle (1995) rozděluje podle anatomické nomenklatury osový systém motoriky páteře na tři úseky (krční, hrudní, bederní), ale z funkčního hlediska mluví spíše o funkčních sektorech (horní krční sektor, dolní krční sektor, horní hrudní sektor, dolní hrudní sektor, horní bederní sektor, dolní bederní sektor).

Značný význam horního krčního sektoru na posturální funkce je dán proprioceptivní aferencí z horních obratlů a šíjových svalů. Dochází-li k nesouladu mezi senzoricke afferencí z oblasti hlavy (optická, vestibulární, akustická) a proprioceptivní aferencí z oblasti horní krční páteře (z kloubních pouzder a krátkých šíjových svalů) vzniká posturální labilita.

Dolní krční sektor tvoří z pohledu posturálních funkcí zejména přechod mezi popsaným horním úsekem krční páteře a hrudní páteří.

Hrudní páteř je nejméně pohyblivým úsekem axiálního systému a jeho význam na posturální funkce je zejména v udržování tělesné osy ve správném postavení, ve vzpřímeném držení.

Bederní páteř je nejvíce mechanicky zatěžovaný úsek páteře a z pohledu posturální funkce má zejména nosnou funkci.

Význam páteře je zejména v řízení posturálních funkcí, jež jsou řízeny postavením očních bulbů a polohou hlavy dané postavením horní krční páteře. Při posturálních změnách reaguje páteř mnohem dříve nežli silné svaly v oblasti pánve a dolních končetin. Tyto reakce však nejsou příliš viditelné, neboť jsou zajišťovány hlubokými svalovými vrstvami zajišťujícími vzájemné postavení obratlů. Při anticipaci pohybu zvyšuje axiální systém úroveň své činnosti, neboť mění posturu indiferentní na posturu orientovanou (postoj), který se již začíná řídit zamýšleným směrem pohybu (Véle, 1995). U vzpřímeného držení těla, jako základu lidské motoriky, hraje zásadní roli propriocepce z šíjového svalstva. Správné držení hlavy tak hraje klíčovou úlohu (Čelikovský, 1977).

Oblast pánve

Pánev ovládá základní držení trupu i postavení dolních končetin a představuje tak opornou bázi axiálního systému. Pánev je převodníkem zátěže mezi páteří a dolními končetinami jak kranálně, tak i kaudálně přes kyčelní kloub. Na postavení pánve závisí postavení páteře a tvar jejího zakřivení. Zakřivení páteře má vliv mimo jiné na zatížení obratlových plotének v bederní části páteře.

Oblast dolních končetin

Dolní končetiny přenáší gravitační zátěž těla přes kyčelní, kolenní a hlezenní kloub až na chodidlo, jež je v kontaktu se zemí. Posturální funkce dolních končetin spočívá v zajišťování nutného pevného kontaktu s podložkou, udržování a korigování vzpřímeného držení a jako systém čidel posturálních změn, které se projevují změnou rozložení tlaku na chodidlech, jež je zdrojem informací o charakteru terénu.

Udržování posturální stability je složitý proces, na kterém se podílí periferní a centrální nervová soustava a kosterní svalstvo, coby výkonná složka. Spolupráce senzorické, 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). Posturální systém je stále aktivní jako celek. Vstupní signál vyvolá odezvu vždy v celé soustavě, ale programově jinak diferencovanou. Posturální systém se aktivuje jinak při náhlé změně okolního prostředí, na kterou je nucen reagovat bezprostředně a jinak při přípravě a anticipaci pohybu, na který reaguje uváženě (Véle, 1995).

Při udržování posturální stability se uplatňují dvě rozdílné strategie, statická a dynamická. Statickou strategii představují rovnovážné reakce, kterými se řídicí systém snaží udržet vzpřímený stoj bez změny plochy kontaktu. Pokud je v labilních polohách ohrožena stabilita stoje při vychýlení průmětu těžiště těla mimo oporovou bázi, řídicí systém zvolí tzv. dynamickou strategii k obnovení posturální stability tím, že dojde k přemístění plochy kontaktu tak, aby se průmět těžiště těla opět nacházel uvnitř opěrné báze. V případě selhání dynamické strategie přechází řídicí systém na program „preventivního“ řízeného pádu. K němu patří například vysunutí horních končetin ve směru pádu za účelem zmírnění dopadu a ochrany hlavy (Vařeka, 2002b).

Pro statickou posturální stabilitu je dominující integrace vizuálních a proprioceptivních informací, zatímco dynamická posturální stabilita je ovlivněna schopností rychle utvořit motorickou odpověď (Hatzitaki et al., 2002). Rozdíl mezi oběma typy kontroly rovnováhy (posturální stability) vyplývá i z motorické odpovědi, kterou tvoří CNS. Pro udržení statické a dynamické rovnováhy jsou použity rozdílné strategie. Statická rovnováha používá systém tzv. zpětné vazby (closed-loop system) (Nashner, 1976), kdy jsou proprioceptivní informace ze všech míst těla integrovány a zpracovány na centrální úrovni a tak přispívají k udržení stabilního postoje. Dynamická

rovnováha navíc vyžaduje použití anticipace, zapojen je systém tzv: „feedforward control“, který predikuje možné budoucí vychýlení a na jeho základě za pomoci proprioreceptivních a vestibulárních informací tvoří motorickou odpověď (Hatzitaki et al., 2002; Schmidt, 1991).

Jak jsme již zmínili výše, při udržování vzpřímeného stoje (udržování posturální stability) mají všechny složky svou důležitou a od sebe neoddělitelnou funkci. Výkonná složka vzpřímeného stoje vykonává svou funkci na základě informací ze složky řídicí, které jsou tvořeny reflexně nebo volně na základě signálů přicházejících z receptorů složky senzorické. Na udržování posturální stability mají vliv různé faktory ovlivňující jednu nebo více složek systému.

2.3. Faktory ovlivňující posturální stabilitu

Udržení neměnní se polohy těla vůči měnícímu se vnějšímu prostředí vyžaduje určitou dynamiku. Proto je funkce posturálního systému hodnocena jako průběžný, dynamicky probíhající, aktivní proces, který je ovlivňován řadou fyzikálních a neurofyzilogických faktorů (Véle, 1995).

Faktory fyzikální:

1. Oporná plocha

Stabilita je přímo úměrná velikosti oporné plochy, jež je definována jako plocha kontaktu podložky s povrchem těla (Vařeka & Dvořák, 1999). Čím je oporná plocha větší, tím je vyšší stabilita. Změny velikosti oporové plochy lze využít při testování posturální stability jako jeden z faktorů změny obtížnosti testu.

2. Hmotnost a poloha těžiště těla

Véle (1995) se domnívá, že hmotnost těla a umístění těžiště těla ve vertikální ose mají vliv na stabilitu. Osoby s vyšší hmotností by tak měly mít větší stabilitu na základě zákona o setrvačnosti a osoby většího vzrůstu, jež mají těžiště těla umístěno výše, by měly mít nižší stabilitu oproti osobám vzrůstu nižšího.

3. *Charakter kontaktu těla s opornou plochou*

Přilnavost oporné plochy ovlivňuje stabilitu. Noha musí přilnout k podložce tak, aby byl zajištěn převod zátěže z nožních kloubů na podložku. Při testování by tak měly být nastaveny stejné podmínky pro všechny testované, tj. aby přilnavost mezi chodidly a povrchem byla stejná.

4. *Postavení a vlastnosti hybných segmentů*

Poloha jednotlivých tělních segmentů určuje tvar těla, ovlivňuje jeho držení a určuje tak polohu těžiště těla. Vybočí-li jeden segment, nebo je přidán další segment do soustavy (zátěž), je nutné tuto změnu kompenzovat změnou polohy ostatních segmentů tak, aby byla zachována pozice těžiště těla co nejvíce nad středem oporné plochy.

Faktory neurofyziologické:

1. *Psychické a vlivy vnitřního prostředí*

Véle (1995) uvádí, že postura je ovlivňována psychickým stavem člověka, kdy je tendence k flekčnímu držení těla a omezení pohybové aktivity u osob s depresivním laděním a ke spíše extenčnímu držení těla a zvýšené pohybové aktivitě u osob ve stavu spíše elastičného charakteru. Na posturální stabilitu pak mají vliv také vnitřní pohyby jako krevní oběh či dýchání.

2. *Nastavující excitabilita*

Procesy související se stavem „připravenosti“, anebo „odpočinku“, které jsou dány současným stavem organismu a stavem vnějšího prostředí.

3. *Spouštějící pohybové programy*

Procesy spouštějící pohybové programy jsou závislé na výchozí poloze těla a na současném dění ve vnějším prostředí, které ovlivňuje výběr programu a okamžik jeho zpuštění.

4. *Zpětnovazebné*

Zpětnovazební procesy udržují či průběžně mění posturu na základě údajů proprioreceptivní (svalová vřeténka, šlachová tělíska, klouby), interoceptivní (vestibulární aparát) a exteroceptivní (zraková aferentace, sluch) signalizace.

Mezi další faktory ovlivňující posturální stabilitu patří například věk, pohlaví, pohybové oslabení a pohybové aktivity.

Věk

Bylo prokázáno, že hlavním faktorem, který ovlivňuje schopnost kontrolovat a udržet rovnováhu je věk (Ch Assaiante, 1998; Figura, Cama, Caprania, Guidetti, & Pulejo, 1991; Odenrick & Sandstedt, 1984; Peterson, Christou, & Rosengren, 2006; Riach & Hayes, 1987; Rival et al., 2005; Shintaku, Ohkuwa, & Yabe, 2005), respektive dosažený biologický věk (Sundermier, Woollacott, Roncesvalles, & Jensen, 2001). Posturální výkyvy mají tendenci se s věkem snižovat (Hytonen, Pyykko, Aalto, & Starsk, 1993), ale tento pokles není lineární (Figura et al., 1991). Podle některých autorů, je lepším prediktorem posturálních výkyvů dosažený biologický věk (Sundermier et al., 2001).

Pohlaví

Někteří autoři poukazují na vztah pohlaví a schopnosti kontrolovat rovnováhu. Usui, Maekawa, a Hirasawa (1995) našli u chlapců do 10 let věku vyšší výkyvy COG (Centrum Of Gravity) než u dívek stejného věku. Signifikantní rozdíly mezi pohlavími ve prospěch dívek našli Figura et al. (1991) u skupin dětí ve věku 6 a 8 let v „tandem test“ (stoj obounož s nohama umístěnými těsně za sebou v jedné linii) na stabilometrické plošině. U Rombergova testu a stoje jednož se signifikantní rozdíly neprojeví. Zpožděný vývoj posturální kontroly u chlapců uvádí ve své studii Nolan, Grigorenko, a Thorstensson (2005). Jednoznačně významné rozdíly ve schopnosti kontrolovat a udržovat rovnováhu mezi pohlavími nelze na základě dostupných publikací k tomuto tématu potvrdit.

Pohybové oslabení

Je známo, že některé choroby negativně ovlivňují rovnovážné schopnosti. V tomto ohledu zasahují negativně zejména onemocnění duševního charakteru, jako je schizofrenie (Ikai et al., 2013). Dalším okruhem onemocnění negativně ovlivňujících posturální stabilitu jsou nervová onemocnění zasahující nervy, nebo mozeček. Mezi tyto onemocnění patří například Autosomálně dominantní spinocerebelární ataxie (AD SCA) a ataxie Friedrichova (FRDA) (Grewal et al., 1998; Pandolfo, 1999).

Pohybové aktivity

Je diskutováno a prokázáno, že tréninkový proces příznivě působí na zlepšování posturální stability, i když je otázkou, jaká je míra ovlivnění jejích změn přirozeným vývojem na jedné a tréninkem na druhé straně (Nováková 1997). Vliv pohybové aktivity a její intenzity na posturální stabilitu je zřejmý. Vyšší úroveň posturální stability byla prokázána u profesionálních sportovců oproti nesportující populaci (Carrick, Oggero, Pagnacco, Brock, Arian, 2007; Vuillerme et al., 2001; Vuillerme, Nougier, 2004; Tsang, Hui-Chan, 2004). Paillard, Noé (2006) pak poukazují na kladný vztah mezi úrovní posturální stability a výkonností.

Je zřejmé, že fyzikální podmínky stability postoje (velikost oporné plochy, poloha těžiště těla, postavení segmentů apod.) se mění vlivem somatického růstu a vývoje. Stejně tak funkci posturálního systému ovlivňují i okamžité procesy ve formě probíhajících neurofyzilogických změn, jako např. měnící se funkce vnitřních orgánů, psychické procesy atd. Schopnost udržet stabilní postoj může být ovlivněna probíhajícími změnami pozitivně i negativně (Nováková, 1998). Posturální stabilitu obvykle rozlišujeme na statickou a dynamickou. Měřením a hodnocením posturální stability se zabývá posturografie.

2.4. Posturografie – testování a možnosti hodnocení

Posturografie je termín zahrnující všechny způsoby měření používané při kvantifikaci hodnocení posturální stability ve vzpřímeném stoji v podmínkách statických i dynamických. Někdy se též používá termín stabilografie nebo stabilometrie.

Posturografie je moderní a rychlou vyšetřovací metodou, která používá k vyšetření stoje plošinu. S rozvojem medicíny a potřebou efektivnosti a objektivnosti vyšetřovacích postupů, s překotným vývojem počítačové techniky, vyvstala potřeba vytvořit odpovídající diagnostické metody. Jedná se o levnou neinvazivní a objektivní metodu, díky které je vyšetření časově nenáročné a lze jej použít ke kvantifikaci vyšetření a naměřených dat.

Pole posturografie se rozšířilo zejména ve vztahu s vývojem počítačové dynamické posturografie, kde jsou silové desky kombinovány s vizuálními stimulanty s cílem determinace relativní důležitosti různých sensorických vstupů důležitých pro rovnováhu, zrak, somatosenzorická a vestibulární aference. Ve srovnání s ostatními

testy, právě dostupnými k hodnocení vestibulární funkce, je počítačová dynamická posturografie unikátní v tom, že hodnotí „rovnováhu“, raději než aby se pokoušela o přímé hodnocení periferní nebo centrální funkce vestibulárního systému. Dynamická posturografie ve srovnání s elektronystagmografií a "rotačními" testy neposkytuje informaci o lokalizaci či lateralizaci vestibulární poruchy, ani o případné etiologii dysfunkce, ale poskytuje tzv. funkční informaci, tj. jakým způsobem pacient používá svou „rovnováhu" (Furman et al., 1993). Posturografie je již běžnou součástí funkční diagnostiky (Zemková, 2009).

Statická posturální stabilita nabízí rozličné množství standardizovaných metod hodnocení ve stojné poloze. Dynamická stabilita a její hodnocení, naproti tomu, zatím nenašla metodu, jež by se standardizovala a bylo ji možno využít k testování širokého spektra zejména oslabených jedinců – pacienti s poruchami CNS, sportovci po operacích a úrazech, atd. Testy dynamické posturální stability jsou proto v mnohých případech vytvářeny s ohledem na typ studie, charakteristiky výzkumného souboru a jejich vytváření a hodnocení tak bývá metodologicky i technicky poměrně složité.

Vařeka (2002a) uvádí, že složitost problematiky posturální stability a rychlý vývoj poznatků se odráží také v nejednoznačné a nejednotné terminologii. Při měření a hodnocení posturální stability se setkáváme s několika termíny, které je vhodné si definovat (charakterizovat) a případně nastínit vztahy mezi nimi.

Plocha kontaktu (AC, Area of Contact)

AC zahrnuje celou plochu kontaktu mezi osobou nebo předmětem a podložkou.

Opěrná plocha (AS, Area of Support)

AS zahrnuje plochu kontaktu, která je aktuálně využita k aktivní kontrole posturální stability.

Opěrná báze (BS, Base of Support)

BS je celková plocha pod předmětem nebo osobou zahrnující každý bod kontaktu osoby nebo předmětu s podložkou, nosnou plochou, a je ohraničena jednotlivými vnějšími body kontaktu.

Těžiště těla (COM, Centre of Mass)

Těžiště je bod, v němž je výsledný moment všech působících sil na jednotlivé části tělesa roven nule. Vařeka (2002a) uvádí, že těžiště je hypotetický „hmotný bod“, ve kterém je soustředěna hmotnost celého těla.

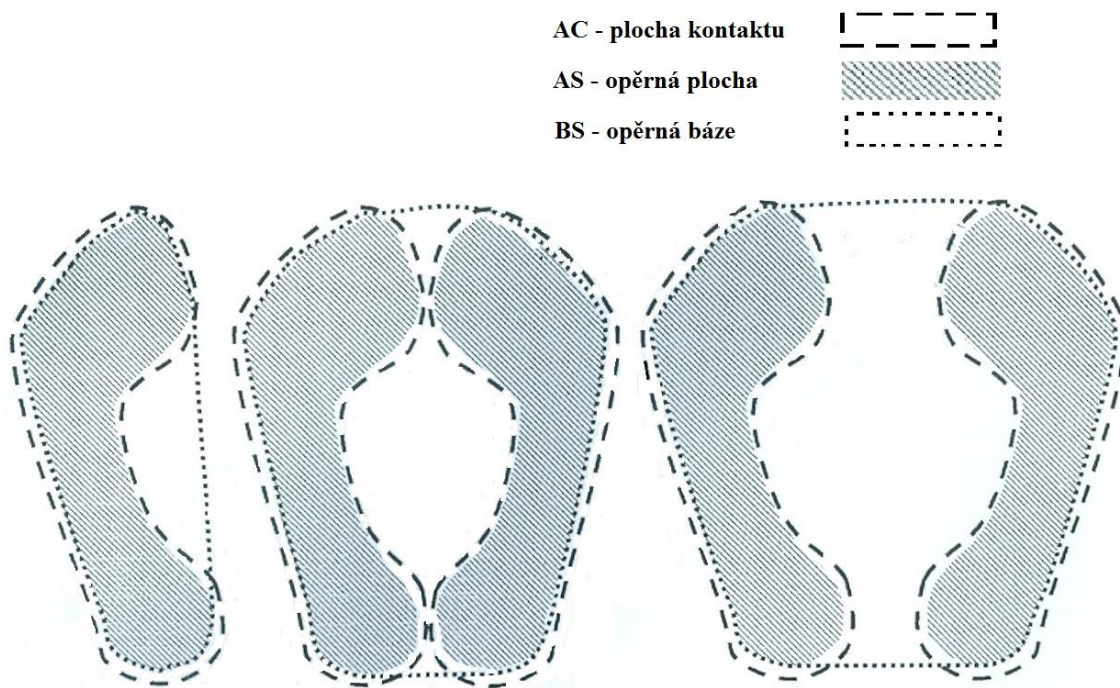
Střed tlakového působení (COP, Centre of Pressure)

COP je působiště vektoru reakční síly podložky, kterou lze vypočítat u silových plošin (např. KISTLER) z hodnot reakční síly naměřených v rozích plošiny, nebo v případě tlakových plošin jako vážený průměr všech tlaků snímaných z opěrné plochy.

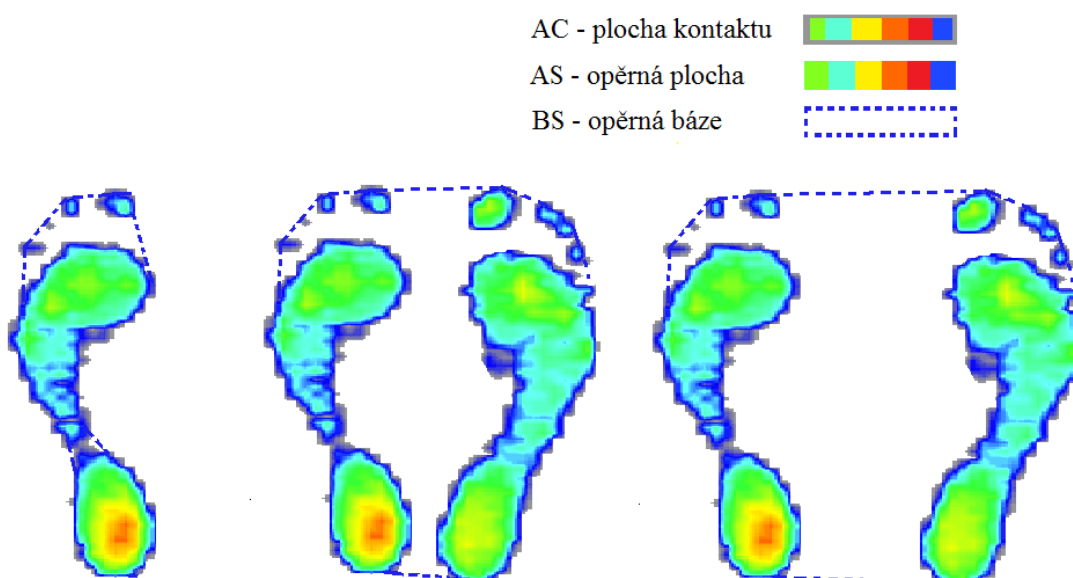
Průmět těžiště těla do podložky (COG, Center of Gravity)

COG lze zjednodušeně definovat jako vertikální průmět těžiště těla do podložky.

Při stoji spojném (úzký stoj na obou dolních končetinách) je tedy opěrná báze ohraničena patami, vnějšími nártý a konečky prstů obou dolních končetin a zahrnuje i prostor mezi chodidly. Plocha kontaktu je tvořena všemi body kontaktu obou dolních končetin a opěrná plocha je tvořena jen těmi částmi kontaktu, které se právě aktivně podílejí na opoře a kontrole posturální stability. Při stoji na jedné dolní končetině je pak BS téměř stejná, nebo mírně větší než AS. Při stoji rozkročném (široký stoj na obou dolních končetinách) se BS zvětšuje s šířkou rozkročení, zatímco AS zůstává téměř stejná. Zjednodušeně lze tedy vztah vyznačit jako $BS \geq AC \geq AS$ (Vařeka, 2002a). Grafické znázornění vztahu mezi BS, AC a AS uvádíme v obrázku 4. Identifikace jednotlivých ploch však může být na výstupu z měřícího zařízení méně výrazná. Obrázek 5 znázorňuje tlakové působení chodidel probanda na tlakové desce FootScan s dodatečným vyznačením opěrné báze.



Obr. 4. Grafické znázornění vztahu mezi opěrnou bází, plochou kontaktu a opěrnou plochou (upraveno dle Vařeka, 2002a)



Obr. 5. Grafické znázornění opěrné báze, plochy kontaktu a opěrné plochy ve výstupu z tlakové desky FootScan

Úkolem systému, který zajišťuje posturální stabilitu člověka je kontrola pohybu těžiště těla (COM) a jeho případné minimalizování. Jinými slovy se jedná o zajištění kontroly CNS nad pohybem těžiště těla, který se v posturografii při využití silových nebo tlakových plošin obvykle zaznamenává jako pohyb COP. Tato rozšířená interpretace však je v důsledku nepřesná, neboť COP odpovídá COG pouze u tuhých těles, kterým však lidské tělo tvořené řadou segmentů rozhodně není. Poloha COP je totiž ovlivňována nejen polohou COM, ale také např. aktivitou svalstva bérků. Jejich zvýšená aktivita posunuje polohu COP dopředu, zatímco aktivita invertorů nohy jej posunuje laterálně. Tato svalová aktivita je vždy řízena CNS tak, aby se COP vždy nacházelo v BS (Vařeka, 2002a).

Pro posturografické vyšetření na silových nebo tlakových plošinách s využitím počítačové techniky se někdy používá souhrnný termín počítačová posturografie. V průběhu měření na plošině jsou zaznamenávány drobné pohyby těla formou změn tlakového nebo silového působení a přenášeny do počítače v reálném čase. Základem většiny posturografických technik vyšetření je možnost aktivně ovlivňovat držení těla a balanc a následně vyhodnocovat reakce testované osoby na tyto vnější podněty (Visser, Carpenter, Kooij, & Bloem, 2008).

Pro vyšetření posturální stability lze využít také metody testování pomocí 3D kinematické analýzy, která umožňuje mimo jiné stanovit těžiště těla, změny jeho polohy v prostoru a tedy i průmětu do podložky (opěrné plochy). Tato metoda testování je však velmi náročná na vybavení i zpracování naměřených dat (Vařeka, 2002b). 3D kinematická analýza se používá při hodnocení specifické formy dynamické posturální stability, chůze.

Vzhledem ke složitosti interakce mezi senzoryckými, 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 senzoryckých podmínkách je možné kvantifikovat velikost závislosti posturální stability probanda na vizuálních, proprioreceptivních nebo vestibulárních informacích.

Někteří autoři v minulosti zaznamenali nízkou korelaci mezi testy statické a dynamické posturální stability (Bachman, 1961; Drowatzky & Zuccato, 1967). Byl též nalezen nevýznamný vztah v rychlosti vychylování Center of Pressure (COP) mezi testy ve statických a dynamických podmínkách (Zemková, Hamar, & Böhmerová, 2005). Kean, Behm, a Zouny (2006) zaznamenali ve své práci zlepšení statické posturální stability po tréninku statických poloh, ne však zlepšení dynamické posturální stability. U skupiny, jež používala balančních pomůcek, bylo naopak zaznamenáno zlepšení dynamické, ne však statické posturální stability.

2.4.1. Testy statické posturální stability a možnosti jejich hodnocení

Statická posturografie zahrnuje hodnocení posturální stability v případech, kdy se osoba nachází v relativně nerušené pozici (obvykle se jedná o klidný vzpřímený stoj na pevné podložce, například na silové desce). I v takových případech se však nedá uvažovat o zcela stabilním stoji, neboť na osobu neustále působí vlivy vnější (např. gravitace) i vnitřní (např. kardiovaskulární, respirační) a jsou prováděny malé korektivní pohyby (Kuo, Speers, Peterka, & Horak, 1998; Peterka, 2002).

Metodou měření statické posturální stability je zaznamenávání pohybů těla (výchylek) ve stejné pozici (Kapteyn et al., 1983). Tento způsob vyšetření rovnovážných schopností ve stejné pozici, měřící pohyby těla a využívající plošiny zaznamenávající silové působení je označováno jako stabilometrie, přesněji plošinová stabilometrie (Platform stabilometry). Při stabilometrii se měří zejména tyto směry vychylování: Vpřed (Anterior- A), Vzad (Posterior - P) Vlevo (Left - L) a Vpravo (Right - R) a vždy by měly být definovány z pohledu probanda. V praxi se pak používá termínů předozadní (A/P) a laterolaterální (L/R). Bývají tak často zachyceny jako funkce v čase. Čas je pak zobrazen v horizontální úrovni a pohyby jsou zaznamenány vertikálně. U vertikálního znázornění pak nabývají pohyby vpravo (R) a vpřed (A) pozitivních hodnot. Tento způsob bývá označován jako stabilogram. Další metodou zobrazení je tzv. statokineziogram. Tento způsob znázorňuje pohyby těla v horizontální rovině. Výchylky těla L/R jsou zde zaznamenávány horizontálně (osa x) a výchylky A/P vertikálně (osa y). Opět zde pak pohyby vpřed (A) a doprava (R) jsou směru kladného „pozitivního“.

Při stejné metodě (stabilometrii) jsou nejčastěji využívány tyto testy statické posturální stability (Rhombergův test): široký stoj s otevřenými očima (double narrow

stance feet parallel-eyes open - DNSFP-EO), široký stoj zavřenýma očima (double narrow stance feet parallel-eyes closed - DNSFP-EC), úzký stoj s otevřenýma očima (double stance feet parallel-eyes open - DSFP-EO), úzký stoj se zavřenýma očima (double stance feet parallel-eyes closed - DSFP-EC). Dále je využíváno tzv. Flamenco testu, tj. stoje na jedné noze. Standardní doba trvání testu je 30 s, u trénovaných jedinců lze využít testu trvajících až 60 s. U jednotlivých testů se hodnotí tyto proměnné: průměrná rychlost Centre of Pressure (COP), dráha COP (dráha, kterou COP urazí během času měření), maximální výchylka COP (maximální velikost výchylky COP v předozadním a pravolevém směru), četnost COP v jednotkových kružnicích (po 1mm od průměrného středu).

Při hodnocení se také někdy používá tzv. stability score, která byla použita již v mnohých studiích (Amin, Girardi, Konrad, & Hughes, 2002; Carrick, Oggero, Pagnacco, Brock, & Arikian, 2007; Girardi, Konrad, Amin, & Hughes, 2001; Topper, Maki, & Holliday, 1993). Skóre stability (stability score) je definováno jako 1 mínus rozdíl mezi naměřenou výchylkou během testu a velikostí výchylky, které by mohl jedinec stejné výšky dosáhnout před tím, než spadne (tato hodnota je také známá jako teoretický limit stability, vypočítaný v NASA v roce 1962 a je také používán v posturografických testech). Skóre stability se vyjadřuje pro jednoduchost v procentech. Pokud nemá jedinec žádnou výchylku, má skóre 100 %, pokud dosáhne celkové výchylky stejné jako nebo větší než teoretický limit stability, má skóre 0 % (Carrick et al., 2007).

2.4.2. Testy dynamické posturální stability a možnosti jejich hodnocení

Dynamická posturografie se zabývá posuzováním řízení posturální stability za současného působení vnějších vlivů, které jsou experimentálně navrženy. Příkladem může být měkká podložka umístěná mezi chodidla a podložku (pěnový polštář, molitan), použití měřicího zařízení s pohybujeící se nosnou plochou nebo přímé vnější působení, např. tlačení nebo tažení v oblasti trupu, ramen a pánve (Visser et al., 2008).

Pro měření a hodnocení dynamické posturální stability dosud nebyl stanoven test, který by bylo možné využít plošně, jak například u běžné populace, tak i u osob se zdravotním omezením případně u sportovců po zranění. Testy dynamické posturální stability a jejich hodnotící kritéria jsou vybírány specificky pro sledovanou skupinu s ohledem na cíle studie (Aydog, Aydog, Cakci, & Doral, 2006; Fitzpatrick et al., 2005;

Wikstrom, Tillman, Chmielewski, Cauraugh, & Borsa, 2007). Pro příklad si uvedeme jednu metodu k hodnocení dynamické posturální stability používané zejména u sportovců a jednu používanou zejména u osob se zdravotním omezením.

Jednou z metod k měření dynamické posturální stability je tzv. čas stabilizace (Time to Stabilization - TTS), používaný zejména pro hodnocení stability u atletů se zraněním dolních končetin (Ross, Guskiewicz, & Kaminski, 2003). Jedná se o parametr, kterým je možno kvantifikovat měření na silových deskách a lze jej použít k evaluaci dynamické posturální stability. Měření TTS nám indikuje rychlost stabilizace stoje jedince po seskoku. Jedná se o skok z plošiny umístěné ve vzdálenosti 70 cm od silové desky a výška seskoku je určena jako 50 % maximálního výskoku jedince. K výpočtu TTS je klíčovou komponentou maximální síla působící na podložku při seskoku (peak ground-reaction force - GRF). Dynamická posturální stabilita může být poté definována jako čas, který jedinec potřebuje k usměrnění hodnot GRF stejným jako při statickém stoji na jedné noze.

Jednou z možností hodnocení dynamické posturální stability u osob se zdravotním omezením je Equitest dynamic posturography (CDP). Tato metoda byla založena na práci Nashner (1976), komerčně využita společností Neurocom a jedná se o zařízení skládající se z pohyblivé plošiny, která je schopna posunovat se a provádět rotační pohyby okolo horizontální osy. Tato plošina je vybavena měřidly pro zachycení silového působení (posunů stranou) probanda. Je také vybavena pohyblivým seokolím a počítačem. Využívá se zejména u pacientů k posouzení toho, jestli se daná porucha zlepšuje nebo zhoršuje (Gilain, Gersdorff, Decat, & Deggouj, 1998; Jacob, Redfern, & Furman, 2009).

Při testování specifických forem dynamické posturální stability při různých formách pohybových aktivit lze využít 3D kinematickou analýzu. Zejména při hodnocení lokomoce, chůze, u různých skupin pacientů lze kinematickou analýzu použít při objektivizaci vlivu rehabilitace na aktuální stav pacienta a jeho schopnost chůze, jež výrazně ovlivňuje kvalitu života (Gryc et al., 2010; Svoboda & Janura, 2010).

2.5. 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). Z uvedených důvodů je nesporně důležité u takových osob předcházet nepříjemným následkům.

Sníženou úroveň posturální stability trpí například pacienti s duševními onemocněními, např. osoby trpící schizofrenií, u kterých může docházet ke snížení pohybové koordinace, případně až k závažným psychomotorickým poruchám. U pacientů trpících touto nemocí byla zjištěna snížená úroveň posturální stability oproti zdravé populaci vlivem psychotropních léčiv a pravděpodobně i nemoci samotné (Koreki et al., 2011; Marvel, Schwartz, & Rosse, 2004). U pacientů se schizofrenií byl prokázán pozitivní vliv jógy na posturální stabilitu (Ikai et al., 2013).

Dalším 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. Při postižení mozečku, nebo jeho centripetálních nebo centrifugálních drah, dochází k poruše koordinace, jako klinickému projevu ataxie. Ataxie lze členit na cerebelární a sensorické. Sensorické ataxie jsou způsobeny nedostatečným informováním řídicí složky posturální stability z vestibulárního systému, zrakového aparátu a proprioceptivních receptorů. Cerebelární typ ataxie je způsoben lézí mozečkovou. 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. AD SCA je skupina hereditárních neurodegenerativních onemocnění, u kterých je kromě progredující ataxie patrna porucha očních pohybů, artikulace a někdy jsou také patrné postižení pyramidových a extrapyramidových drah. Podstatou onemocnění je expanze CAG repeatů, kódujících abnormálně dlouhý polyglutaminový řetězec v jinak normálních genových produktech. Jejich exprese probíhá v řadě míst centrálního nervového systému, ale i v jiných orgánových soustavách. AD SCA 3,2,1 a 6 jsou

nejčastějšími typy tohoto onemocnění (Grewal et al., 1998; Manto & Marmolino, 2009). FRDA spadá také do skupiny heteberálních ataxií, dědičnost je však autosomálně recesivní a tento typ ataxie je z velké části způsoben poruchou aference. V průběhu těchto onemocnění se povětšinou nejdříve objevuje pocit nejistoty při udržování rovnováhy, někdy také vertigo, porucha rovnováhy jako taková, postupně se pak rozvíjí cerebelární syndrom a v různé míře také zadně provazcová symptomatika. Do klinického obrazu také patří polyneuropatie a přidávající se symptomy spojené s postižením pyramidových drah nebo bazálních ganglií. Zmíněné symptomy postupně gradují a ústí až do stavu spojeného s neschopností chůze a ztrátou možnosti sebeobsluhy. 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).

U ataktických pacientů se při neurologickém nálezu používá mezinárodní neurologické škály pro pacienty s ataxií (International Cooperative Ataxia Scale – ICARS). U pacientů s vestibulárním syndromem/vestibulární ataxií se na zhodnocení jejich stavu a ke sledování průběhu terapie používá Škála pro hodnocení běžných denních činností (ADLS). Pro pacienty s jiným typem ataxie podobná škála neexistuje. Ačkoliv je vhodnost a potřeba využití hodnotících škál vzhledem k operativnosti velmi vysoká, mělo by se neustále přihlížet k objektivizačním metodám jako evaluačnímu nástroji pro tyto škály (Cohen & Kimball, 2000).

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) (Mazanec, Horáček, Kobesová, & P Smetana, 2009). 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). Pomocí 3D kinematické analýzy byly u těchto pacientů zjištěny charakteristické znaky

chůze a to jak u dětí, tak i dospělých pacientů. Newman et al. (2007) uvádí sníženou rychlost chůze, stepáž, hyperextenzi a vnitřní rotaci kolenního kloubu, zvýšenou zevní rotaci kyčelního kloubu a sníženou vnitřní rotaci kolene, sníženou addukci kyčle a stojné končetiny. Sabyr a Lyttle (1984) uvádějí nadměrné zvedání (elevaci) pánve na švihové straně a stepáž, charakteristické pro tzv. chůzi „loutky“. Kuruvilla, Costa, Wright, Yoder, a Andriacchi (2000) uvádí sníženou dorzální a plantární flexi a oslabení abduktorů kyčelního kloubu. 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).

2.6. Posturální stabilita u pohybově aktivní populace

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). Ve všech činnostech ve sportu, kdy je hráč v kontaktu s povrchem, má zachování posturální stability rozhodující význam pro dosažení úspěšného výsledku. 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 první 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 et al., 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).

Podle Mononen, Konttinen, Viitasalo, a Era (2007) má na přesnost střelby vliv posturální stabilita v přímém i nepřímém vztahu ke stabilitě pušky a hraje tedy

významnou roli ve výkonnosti sportovních střelců. Podle Nagy et al. (2004) mají účastníci Ironman triatlonu lepší posturální stabilitu a jsou méně závislí na zrakové kontrole v porovnání s kontrolní skupinou, kterou tvořili profesionální hasiči.

Tsang a Hui-Chan (2004) poukazují na to, že golfisté a lidé cvičící Tai Chi mají rychlejší reakční čas, více se nahnou bez ztráty stability a prokázali lepší trajektorii vykyvování než lidé srovnatelného věku a pohlaví (muži) v testu Limits of Stability. Hráč golfu potřebuje při švihů dobré udržení rovnováhy, jak při základním postavení, tak zejména při přechodu do švihové (dynamické) fáze a opětovnému návratu do stabilizované polohy po dokončení švihu.

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, & Zurawski, 2007).

Intenzivní trénink a často jednostranné zatěžování (např. užívání spíše dominantní končetiny pro manipulaci s předmětem) může vést ke vzniku dysbalancí a sníženému symetrickému rozvoji těla. To může mít za následek vyšší riziko zranění. Dobrá úroveň posturální stability (rovnovážných schopností) snižuje riziko zranění a zvyšuje sportovní výkon (Hrysomallis, 2011; Rahnama, Lees, & Bambaecichi, 2005). K nesymetrickému zatěžování dolních končetin dochází například při fotbale, kde se v průběhu herního děje objevují technické dovednosti (střelba, přihrávka), při kterých se více zatěžuje jedna dolní končetina (Paillard et al., 2006). Různá úroveň zatěžování může vést k nesymetrii dolních končetin, kterou lze odhalit pomocí měření tělesného složení, případně při posturografickém vyšetření.

Jednou z metod ovlivňování úrovně posturální stability je celotělový vibrační trénink (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 et al., 2008). Pozitivní účinky celotělového vibračního tréninku (CVT) byly prokázány ve smyslu rozvoje svalové síly, flexibility, zlepšení hustoty kostí, cirkulace krve, urychlení regenerace, zotavení a stability (Bosco, Cardinale, & Tsarpela, 1999; Fagnani, Giombini, Cesare, Pigozzi, & Salvo, 2006; Jackson, Merriman, Vanderburgh, & Braehler, 2008; Kinser, Ramsey, O'Bryant, Ayres, & Sands, 2007; Mahieu et al., 2006; Moezy et al., 2008; Torvinen et al., 2002; VanNes,

Geurts, Htndricks, & Duysens, 2004). Svoji roli má CVT při rozvoji posturální stability, při rehabilitaci po plastice předního zkříženého vazy a u neurologických pacientů (Jackson et al., 2008; Moezy et al., 2008; VanNes et al., 2004).

Jak již bylo uvedeno v teoretické části výše, hraje posturální stabilita důležitou roli také při zaujetí správné výchozí polohy pro pohyb, tzv. atitudy. Při dosahování přesného a opakovatelného pohybu a tím i chtěného výsledku pohybové činnosti se jeví zaujetí stále stejné výchozí polohy jako zásadní. Udržování těla v rovnovážné poloze vůči vnějším silám je neustálý proces, jehož kvalitu můžeme sledovat pomocí kinetických i kinematických parametrů v průběhu pohybu. Ve sportu, a zvláště pak u některých odvětví (např. gymnastika, golf), bývají pohybové výkony zakončeny v určitém typu rovnovážné pozice a přitom si nejsou samotné průběhy příliš podobné (např. postoj po přemetu v gymnastice, závěrečná pozice po provedení golfového švihu). Z uvedených důvodů může být hodnocení dynamické posturální stability u jednotlivých sportů prováděno na základě specificky vybraných a definovaných parametrů na počátku, v průběhu i na konci 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 švihu a to jak na základě kinematických, tak i kinetických parametrů (Ball & Best, 2007a; Meister et al., 2011). Opakovatelnost dosažení požadované vzdálenosti a směru letu míče, tedy opakovatelnost a přesnost pohybu, při použití jedné hole pro konkrétní ránu, jsou hlavními determinanty výkonu při golfu (Cochran & Stobbs, 1968) z pohledu zasahování jamkoviště v regulaci, jako ukazatele přesnosti, který nejvíce souvisí s výsledným skóre. Golfový švih je jedním z nejkompexnějších pohybů ve sportu, který vyžaduje koordinaci všech tělních segmentů (Dillman & Lange, 1994). Indikátorem vyvinuté energie v průběhu golfového švihu je rychlost hlavy hole (Fradkin, Sherman, & Finch, 2004; Meister et al., 2011). Vyšší rychlosti hlavy hole, coby hlavního parametru pro dosažení delší vzdálenosti u jednotlivých holí, a 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). Kinematikou a kinetikou golfového švihu se zabývaly mnohé studie (Ball & Best, 2007b; Fradkin et al., 2004; Hume, Keogh, & Reid, 2005; Cheetham, Martin, Mottram, & Laurent, 2000), avšak dosud žádná studie se nezabývala hodnocením stability provedení na základě parametrů silové působení do podložky při zaujímání výchozí polohy pro pohyb (atituda), v golfu

tzv. základního postoje, ačkoliv jeho důležitost je akcentována (Leadbetter, 1995; G. Wiren, 1990).

Hodnocení golfového švihu lze provádět na základě parametrů silového působení do podložky, na jejichž základě se hodnotí a popisuje přenos hmotnosti v průběhu golfového švihu. Rozdílné strategiemi přenosu hmotnosti u různých stylů provedení golfového švihu již byly analyzovány (Ball & Best, 2007b). Správné provedení přenosu hmotnosti je charakterizováno jako vyrovnané mezi dolními končetinami v základním postavení, přesouváním hmotnosti na zadní dolní končetinu (dolní končetina umístěná dále od cíle) během nápřahu a rychlému přenosu na přední dolní končetinu v průběhu švihu k míči a vyrovnanému postavení na přední dolní končetině při dokončení švihu (Leadbetter, 1995). Tento model přenosu hmotnosti je literaturou zabývající se výukou a tréninkem golfu, neboť ovlivňuje nastavení hlavy hole v okamžiku úderu, úhel přiblížení a rychlost hole při kontaktu s míčkem (Grant, Bann, & Lynch, 1996; Norman, 1995; G Wiren, 1990). Ačkoliv golfový švih můžeme dělit až na 8 fází (Ball & Best, 2007a), nejdůležitějšími fázemi je základní postavení, vrchol nápřahu a kontakt hlavy hole s míčkem.

Hodnocení opakovatelnosti golfového švihu lze provádět také na základě kinematických parametrů, zejména parametrů rotace horní části těla, které mají zásadní vliv na výkon (délku odpalu). Při zvyšování efektivity golfového švihu a dosažení maximální rychlosti hlavy hole v okamžiku úderu do míčku je žádoucí optimální pozice těla a golfové hole ve vrcholu nápřahu (Adlington, 1996; Hume et al., 2005). Klíčovou složkou je rotace horní části těla, kdy se ramena otáčejí dále od cíle než boky (Myers et al., 2008). Úhlový rozdíl mezi otočením ramen a boků v průběhu golfového švihu se nazývá X-faktor (McLean, 1992) a jeho vlivem na rychlost hlavy hole v okamžiku kontaktu s míčkem, coby indikátoru vyvinuté energie, se zabývali mnohé studie (Bechler, Jobe, Pink, Perry, & Ruwe, 1995; Lindsay & Horton, 2002; McTeigue, Lamb, Mottram, & Pirozzolo, 1994). Bylo zjištěno, že u profesionálních hráčů a amatérských hráčů dosahujících vysoké rychlosti míčku je tento úhlový rozdíl vyšší (McLean, 1992; Myers et al., 2008), než u amatérských hráčů dosahujících krátké vzdálenosti. Bylo zjištěno, že X-faktor dosahuje své maximální velikosti těsně před vrcholem nápřahu, kdy se boky začínají otáčet směrem k cíli, zatímco ramena, paže a hůl ještě dokončují nápřah při rotačním pohybu od cíle. Časový úsek mezi počátkem pohybu boků směrem k cíli a vrcholem nápřahu se nazývá X-faktor Stretch (natažení X-faktoru). Bylo zjištěno, že natažení X-faktoru má větší vliv na výslednou rychlost hlavy hole než X-

faktor ve vrcholu nápřahu (Cheatham et al., 2000). Někteří trenéři také doporučují udržení vysokého X-faktoru v okamžiku kontaktu hlavy hole s míčkem, který označují jako „New“ X-faktor (Nový X-faktor). Z výše uvedeného vyplývá, že pro hodnocení dynamické posturální stability na základě opakovatelnosti (stability) provedení, je vhodné využít parametry silového působení do podložky, rotace ramen, rotace boků, X-faktor, natažení X-faktoru a nový X-faktor a tyto parametry následně porovnat s indikátorem výkonnosti, tj. s rychlostí hlavy hole.

3. CÍLE, VĚDECKÉ OTÁZKY, HYPOTÉZY A ÚKOLY PRÁCE

3.1. Vědecké otázky

Úroveň posturální stability je důležitou komponentou kvality života a je ovlivňována prováděnou pohybovou aktivitou a zdravotním stavem.

1. Lze využít posturografické vyšetření při diagnostice specifických onemocnění?
2. Je posturální stabilita ovlivňována prováděnou pohybovou aktivitou?
3. Je posturální stabilita ovlivňována zdravotním stavem?
4. Lze ovlivnit posturální stabilitu vhodnými intervenčními prostředky u osob se zdravotním omezením?
5. Lze ovlivnit posturální stabilitu vhodnými intervenčními prostředky u pohybově aktivní populace?

3.2. 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

3.3. Cíle 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.

3.4. Úkoly

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

4. METODY

Výzkumné metody jsou v této práci rozděleny do dvou částí, metody měření statické posturální stability a metody měření dynamické posturální stability, které shrnují metody jednotlivých částí výzkumu. Pro přehlednost jsou však výsledky rozděleny do menších celků, podle zaměření na jednotlivé skupiny (zdravotně oslabení, pohybově aktivní populace) a dále podle příkladů u jednotlivých částí.

4.1. 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.

Hráčky házené a fotbalu byly u jednotlivých sportů členkami Českého národního týmu. Všechny hráčky fotbalu měli dominantní pravou dolní končetinu.

Hráči a hráčky plážového volejbalu se účastnili nejvyšších soutěží v plážovém volejbalu a byli randomizovaným výběrem rozděleni na experimentální skupinu, kterou tvořilo 8 osob (tabulka 1 – Plážový volejbal - Skupina I) a kontrolní skupinu 6 osob (tabulka 1 – Plážový volejbal - Skupina II). Experimentální skupina absolvovala intervenční program založený na celotělovém vibračním tréninku. Žádný z hráčů netrpěl v posledních pěti letech jakékoliv zranění a netrpěl žádnými potížemi uvedenými v kontraindikacích CVT. Obě skupiny v průběhu intervence absolvovali stejné tréninkové jednotky plážového volejbalu jako před intervencí. Experimentální skupina navíc absolvovala 6ti týdenní intervenční program, který se skládal ze dvou cvičebních jednotek týdně v délce 30 minut. Cvičení probíhala na přístrojích určených pro CVT Power Plate Pro5 (Power Plate International, UK) s frekvencí 30 – 40 Hz, amplitudou kmitání v modu LOW, doba vibrací 30 – 60 s, doba opakování 30 s a počet opakování 1 – 2. Každá jednotka obsahovala čtyři části: zahřátí, protažení, vlastní cvičení a relaxaci.

Jednotlivé skupiny hráčů golfu se skládaly z profesionálních hráčů účastnících se profesionálních turnajů v České Republice i zahraničí (viz Tab. 1 – Golf - Sk I, Sk II a Sk III) a elitních dorosteneckých hráčů, kteří byli členy Českého národního týmu (viz Tab. 1 – Golf - Sk IV).

Všichni pacienti (AD SCA, FRDA, CMT) byli vybíráni v rámci spolupráce s Klinikou rehabilitace Fakultní nemocnice Motol. Ataktičtí pacienti (viz Tab. 1 – FRDA, ADSCA) tvořili výzkumný soubor při zjišťování možnosti využití posturografického vyšetření při diagnostice jednotlivého typu onemocnění a jejich diagnóza byla potvrzena na molekulární úrovni (Kiang et al., 2005). Ve sledovaném souboru bylo 11 žen a 16 mužů a z těchto bylo 10 pacientů s FRDA a 17 pacientů s AD SCA. Pacienti byly vybíráni tak, aby dokázali samostatně stát s otevřenými i zavřenými očima. Průměrná délka od klinického rozvoje obtíží byla 10 let. Všichni pacienti byly hodnoceni pomocí škály ICARS (International Cooperative Ataxia Scale) a pomocí Škály nezávislosti běžných denních činností pro pacienty s poruchou rovnováhy (ADLS) (Cohen & Kimball, 2000).

Pacienti s diagnózou AD SCA (viz Tab 1 – AD SCA) a skupina běžné populace (viz Tab. 1 – Běžná populace) tvořili výzkumný soubor po sledování dynamických změn středu tlakového působení při realizaci pohybového úkolu výpon.

Pacient s dědičnou neuropatií (viz Tab. 1 – CMT) (neurologický nález: Hereditární senzitivně motorická neuropatie s těžkým oslabením dolních končetin, progresse neurologického nálezu, zejména senzomotorický deficit) absolvoval rehabilitační program s cílem ovlivnit obtíže a objektivní nález (viz část Metody 4.4).

Skupiny		N	Pohlaví	Věk (roky)		Výška (cm)		Hmotnost (kg)			
				Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD		
Osoby se zvýšenou pohybovou aktivitou	Házená	14	Ž	24	3,5	175,97	7,4	73,1	8,5		
		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

4.2. Organizace a podmínky testování

Jednotlivá výzkumná šetření proběhla mezi léty 2009-2013. Testování probíhalo v laboratořích katedry Laboratoř sportovní motoriky Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze. V naší studii jsme nereflektovali vliv denního nebo týdenního biorytmu na výkon v testech posturální stability z důvodu časových možností jednotlivých skupin probandů. Můžeme však konstatovat, že jednotlivé soubory byly testovány vždy v průběhu jednoho dne, v případě intervencí v průběhu dvou stejných

dní v časovém rozmezí 9-15 hodin. Prostředí pro testování bylo vytápěné na stálou teplotu 23°C ve všech místnostech, jejichž prostory byly použity při jednotlivých částech výzkumu. Celkové prostředí pro výzkum bylo klidné, tiché a příjemné. S jednotlivými testovanými osobami bylo jednáno vlídně a pro zachování stálých testovacích podmínek byl personál tvořen dvěma stále stejnými osobami. Prostředí v jednotlivých místnostech bylo při testování všech souborů osob i jednotlivců v rámci možností konstantní. Před každým testováním proběhla instruktáž obsahující informace o smyslu testování a způsobu provádění jednotlivých testů. Po instruktáži byl každý proband individuálně testován na jednotlivých laboratorních přístrojích. Zaznamenané výsledky jednotlivých testů byly uchovávány v počítačích užívaných u jednotlivých přístrojů a zálohovány na externím disku pro zpracování.

Při výzkumu byly použity metody přímého pozorování a srovnávání. Při získávání poznatků využijeme jednu z metodologických pomůcek pro zjištění aktuálního stavu, testy (Kovář & Blahuš, 1973). Data byla získávána metodou testování v laboratorních podmínkách. Charakteristiku přístrojového vybavení, metody měření a hodnocení testů statické a dynamické posturální stability jsou charakterizovány v následujícím textu.

4.3. 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/cm² 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 stoju na obou dolních končetinách byla vždy 30 s, u testů stoje na jedné dolní končetině byla délka testu 30 s nebo 60 s.

Test	Název testu	Doba trvání (s)
SSOO	široký stoj otevřené oči	30
SSZO	široký stoj zavřené oči	30
USOO	úzký stoj otevřené oči	30
USZO	úzký stoj zavřené oči	30
FL L	stoj na levé dolní končetině (flamingo test)	30, 60
FL P	stoj na pravé dolní končetině (flamingo test)	30, 60

Tab. 2. Vybrané testy statické posturální stability

Široký stoj byl vymezen šířkou boků jednotlivých probandů. Chodidla byla na podložku umístována rovnoběžně, tj. se špičkami i patami ve stejné vzdálenosti od sebe. Šíře pánve byla naměřena antropometrem a tato vzdálenost přenesena na vnější stranu chodidel. Takto umístěná chodidla byla u každého probanda přenesena na zvláštní fólii tak, aby bylo možno při opakování testu umístit chodidla do shodné pozice jako u prvního testu.

U testů v úzkém stoji byla chodidla umístována okolo linie vyznačené na podložce a to co nejbližší k sobě. Při takto zaujatém stoji se chodidla, kotníky ani kolena neměla dotýkat.

Stoj na jedné dolní končetině vycházel z pohodlného stoje na obou dolních končetinách. Jednotlivé osoby pak byly instruovány k postavení na jednu dolní končetinu přenesením hmotnosti a pokrčením odlehčené dolní končetiny volně vzad.

U všech testů byla poloha horních končetin volně podél těla a probandi byli instruováni k hledění vpřed, směrem na bod umístěný na zdi ve výši očí ve vzdálenosti 1,5 m od tlakové desky.

4.4. 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. Analyzátor se skládá ze 4 snímacích jednotek CX1 a aktivních senzorů. Snímání probíhá s přesností 0,1 mm v rozsahu záběru 6 m a frekvencí 200 Hz.

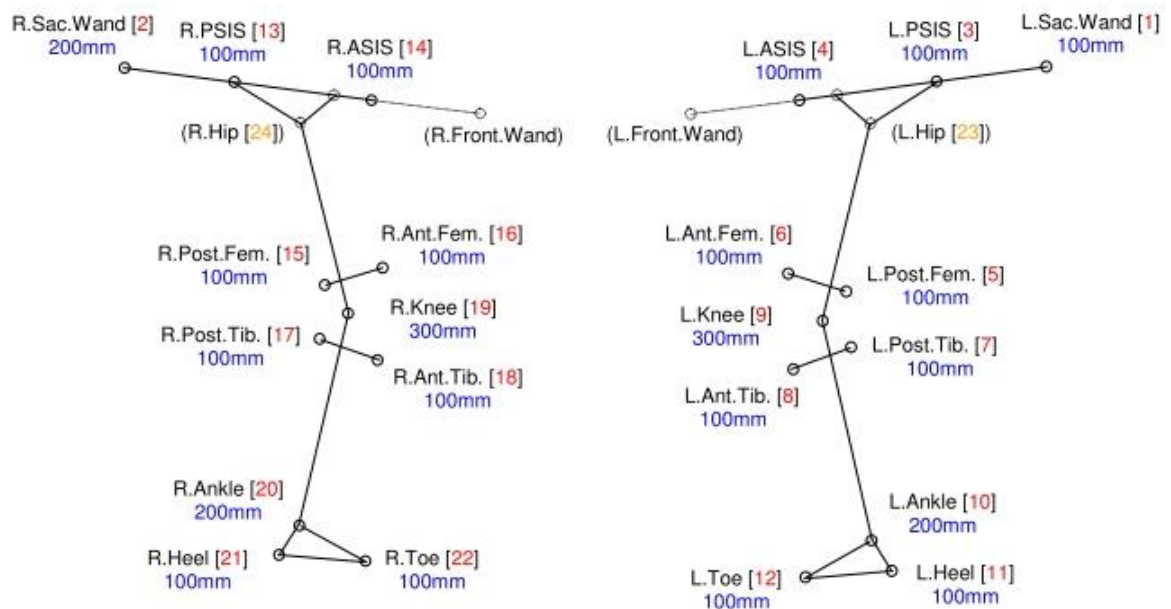
Snímací jednotky byly umístěny po obou stranách laboratoře tak, aby snímaly prostor chůze dlouhý 7 m. Analýza chůze probíhala na základě krokových cyklů provedených mezi druhým a šestým metrem snímaného prostoru. Krokový cyklus jednotlivých končetin začíná dotykem paty s podložkou a končí opětovným kontaktem paty stejné dolní končetiny po jednooporové přenosové fázi (Perry, 1992).

Aktivní senzory se přilepují přímo na tělo probanda, případně jsou umístěny na speciálních nástavcích v oblasti bérce a stehna dolní končetiny a na nástavci umístěném na pásku, který má proband připevněný kolem pasu. Místa pro body umístěvané přímo na tělo probanda byla určena palpačně. Chodidlo bylo charakterizováno pomocí bodů umístěných na pátém metatarsu, vnější straně patní kosti a vnějším kotníku. Pohyb chodidla byl analyzován na základě pohybů těchto výše zmíněných bodů. Koleno bylo charakterizováno bodem umístěným na ose flexe-extenze a virtuálním bodem na trochanteru, jehož poloha je automaticky dopočítávána na základě polohy a pohybu ostatních snímaných bodů umístěných na nástavcích v oblasti bérce a stehna.

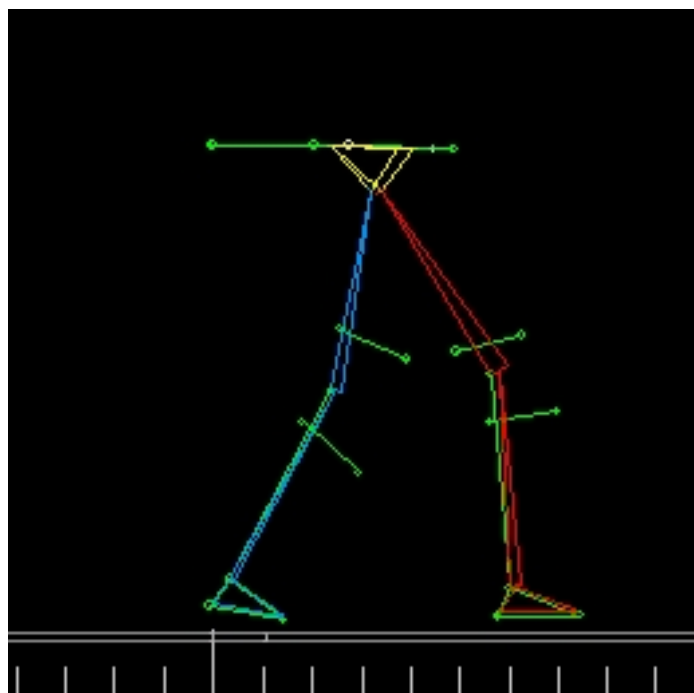
Analýza pohybu v kolenním kloubu byla realizována pomocí polohy bodů na laterální straně kolene v ose flexe-extenze a bodů umístěných na nástavcích na bérce a stehně kolmo k ose kolenního kloubu, respektive trans-malleolar úhlu. Snímané body byly umístěny na distálních částech každého nástavce (posterior femur, anterior femur, posterior tibia, anterior tibia). Analýza pohybu pánve byla realizována na základě pohybu spina iliaca anterior superior a spina iliaca posterior superior, jejichž poloha je automaticky dopočítávána na základě čtyř bodů umístěných na laterálních stranách nástavce pánve a dvou bodů umístěných na zadní části nástavce (sacrum). Umístění všech bodů (na těle i jednotlivých nástavcích) je zobrazeno na obrázku 6 a ukázka

rekonstrukce spojovacího modelu (Stick Model) jednotlivých bodů při chůzi na obrázku 7. Informace o prostorové souřadnici každého snímaného bodu jsou zaznamenávány v softwaru CODA Motion.

Měřená osoba absolvovala rehabilitační program, který trval tři týdny na Klinice rehabilitace Fakultní nemocnice Motol, kde absolvoval 33 cvičebních jednotek po 60 minutách (pondělí – pátek: 2x denně 60 minut; víkend: 1x 60 minut). Na základě neurologického nálezu bylo při rehabilitačním programu využíváno technik měkkých tkání (fascie v oblasti stehen, lýtek a nohou, protažení zkráceného svalstva dolních končetin, Achillovy šlachy a mobilizace periferních kloubů dolních končetin – drobných kloubů nohy – modelace do fyziologického postavení přes hlavičky metatarsů do flexe prstů), Vojtovy metody reflexní lokomoce (vzor reflexního plazení, reflexní otáčení I.), aktivizace hlubokého stabilizačního systému páteře (vleže na zádech a na boku s nácvikem izolovaných pohybů dolních končetin) a senzomotorické stimulace (nákroky, úkroky, výpady na Airex Balance Padu, chůze po Airexovém chodníku, přenosy těžiště těla na kruhové úseči). Před zahájením a po ukončení rehabilitace byl proveden svalový test, kineziologický rozbor a analýza chůze pomocí 3D kinematického analyzátoru.



Obr. 6. Grafické zobrazení umístění snímaných bodů na těle probanda (převzato z příručky pro analýzu chůze CODA)



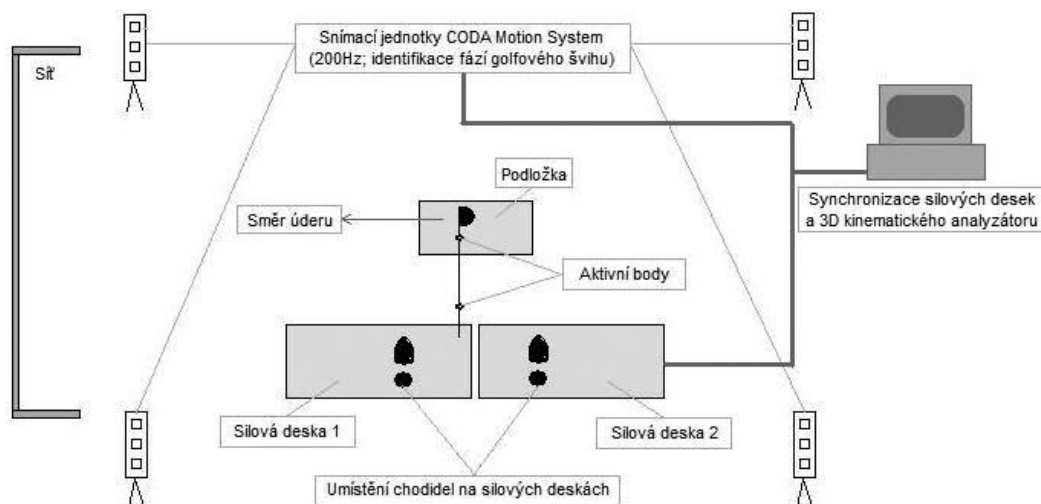
Obr. 7. Čárový model (stick model) při analýze chůze

Při testování dynamické posturální stability hráčů golfu byly využity dvě silové plošiny KISTLER 5606 (Kistler Holding AG, Winterthur, Switzerland) zabudované do podlahy. Silové plošiny mají ve třech, resp. čtyřech, rozích umístěny snímače, které hodnotí reakční sílu ve třech směrech podle definovaných os (X, Y, Z).

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).

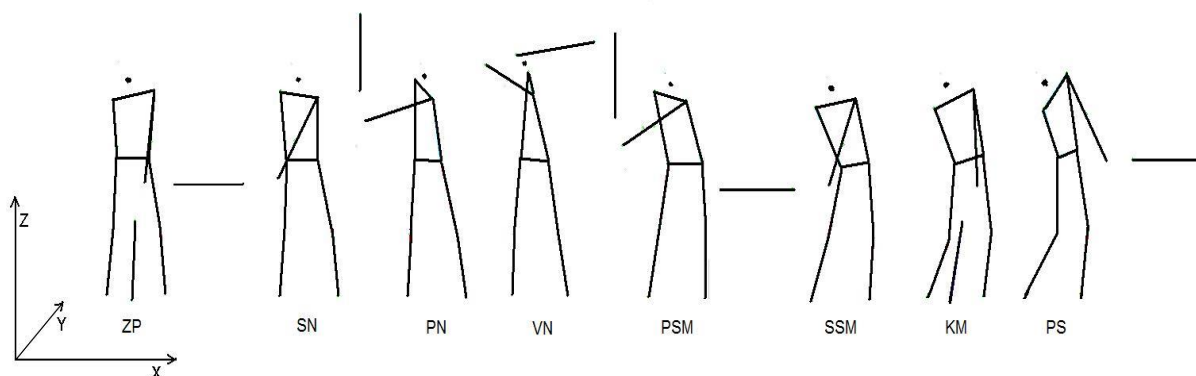
Při laboratorním testování dynamické posturální stability v průběhu golfového švihy byl každý hráč instruován k odehrání 20 úderů vlastní holí (7 železo) z podložky běžně používané na tréninkových odpalištích (umělá tráva, kroucený nylon vysoký 40 mm) do sítě umístěné ve vzdálenosti 3,5 m od bližší hrany přední silové desky. Jednotlivé fáze golfového švihy byly určeny pomocí polohy hole. Aktivní body umístěné na těle probanda a holi byly snímány pomocí čtyř jednotek CX 1 umístěných do obdélníku okolo hráče a snímkovací frekvence byla 200 Hz. Jednotlivé úderů měli

hráči odehrát na vzdálenost, pro kterou běžně používají železo č. 7 při turnaji v příznivých podmínkách: bezvětří, bez výškového rozdílu mezi úrovní povrchu pod chodidly hráče a dopadovou plochou a s míčkem ležících v nejpříznivějších herních podmínkách, tedy na fairwayi (nízko sekaná plocha mezi odpalištěm a jamkovištěm). Grafické znázornění umístění jednotlivých přístrojů a jejich komponent je v obrázku 8.



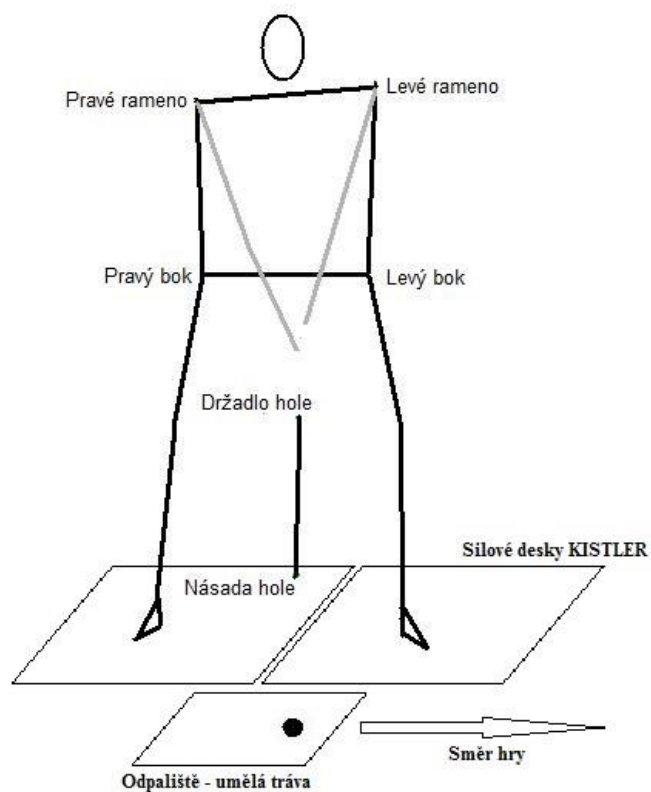
Obr. 8: Grafické znázornění laboratorního nastavení při testování golfového švih

Pro sledování stability (opakovatelnosti) provedení golfového švih bývá pro lepší přehlednost golfový švih rozdělen do 8 fází. Fáze jsou v případě této práce chápány jako jednotlivé okamžiky určené na základě polohy hole (obr. 9). Postavení hráče v měřeném prostoru je znázorněno na obrázku 10 a anatomické umístění bodů je uvedeno v tabulce 3.



Obr. 9. Klíčové okamžiky golfového švih a užitý osový systém

Legenda: ZP – základní postoj; SN – střední nápřah; PN – pozdní nápřah; VN – vrchol nápřahu; PSM – počátek švih k míčku; SSM – střední švih k míčku; KM – kontakt míčkem; PS – pokračování švih



Obr. 10. Model hráče s vyznačenými aktivními body a silovými deskami KISTLER

Umístění aktivních bodů systému CODA Motion System			
Sledovaný parametr	Charakteristika	Aktivní body	Anatomické umístění bodů
Poloha ramen	Úhel spojnice aktivních bodů umístěných na ramenou k ose X	Levé rameno	Levý acromion process
		Pravé rameno	Pravý acromion process
Poloha boků	Úhel spojnice aktivních bodů umístěných na bocích k ose X	Levý bok	Levý anterior superior iliac spine
		Pravý bok	Pravý anterior superior iliac spine
Poloha hole	Určena jako spojnice aktivních bodů umístěných na holi	Rukojeť	Na spodní hraně rukojeti
		Násada	0.2m od spodní hrany hlavy hole
Osa X	Určena jako směr hry a znázorněná na podložce	Zadána do koordinačního systému snímacích jednotek cx1	

Tab. 3. Anatomické umístění aktivních bodů na těle probanda a na golfové holi

4.5 Metody měření tělesného složení

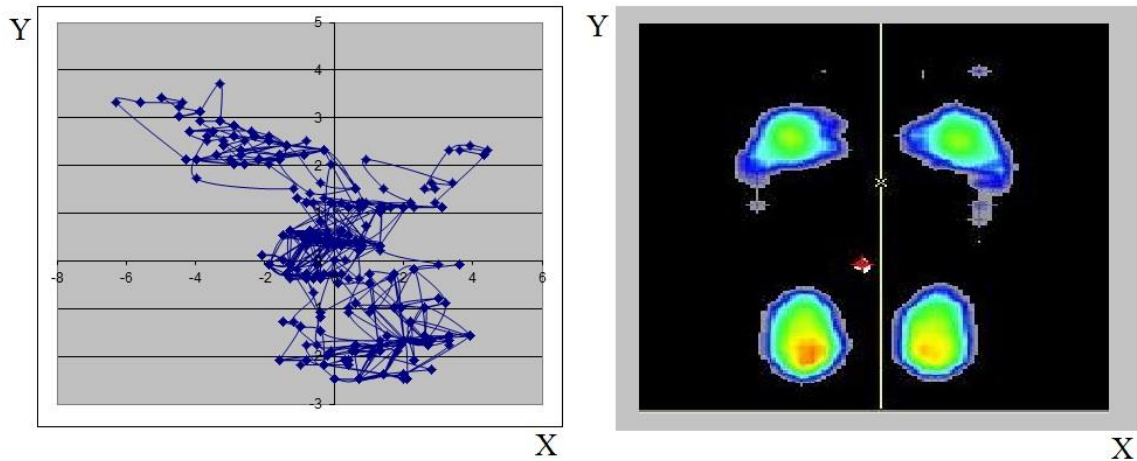
Pro zjištění segmentálního rozložení tělesných tekutin v dolních končetinách, byl použit multifrekvenční impedanční analyzátor InBody 3.0. Měření bylo prováděno pomocí osmibodových tetrapolárních dotekových bodů při použití frekvence 5, 50, 250 a 500 kHz. Na základě naměřených dat pak lze hodnotit případné asymetrie v rozložení tekutin v těle a svalové dysbalance, neboť odvozené hodnoty lze využít jako ukazatel symetrie končetin. Měrnou jednotkou rozložení tělesných tekutin jsou litry (l) a obecně nastavenou hladinou míry asymetrie bylo 0,1 l.

4.6. Metody zpracování dat – Hodnocené parametry

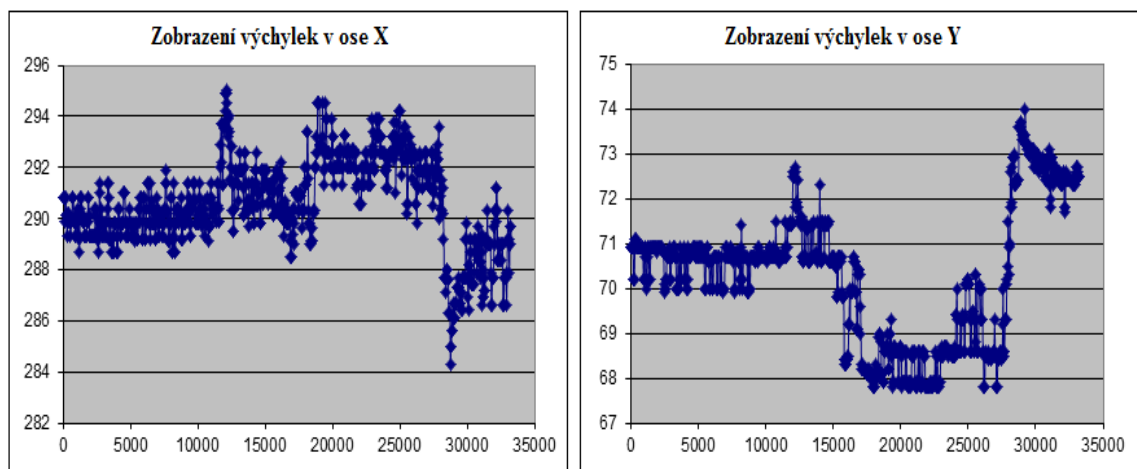
V rámci zpracování a hodnocení statické nebo dynamické posturální stability byly použity v jednotlivých případech různé parametry. Souhrn všech parametrů použitých u jednotlivých měření uvádíme v této části. Hodnocenými parametry posturální stability byly změny středu tlakového působení (Centre of Pressure – 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).

Pro lepší představu uvádíme na obrázku 11 příklad stabilografu z již zpracovaných dat a ukázkou výstupu zobrazení otisku chodidel s viditelným bodem (červená tečka) znázorňujícím aktuální polohu COP. Na obrázku 12 uvádíme příklad možnosti grafického znázornění výchylek v pravolevém (osa X) a předozadním směru (osa Y). Jedním z hodnocených parametrů byly také četnosti výchylek od adjustovaného středu tlakového působení (obr. 13), který se určuje výpočtem průměrné hodnoty souřadnic všech výchylek v jednotlivých směrech. Poté je každá výchylka

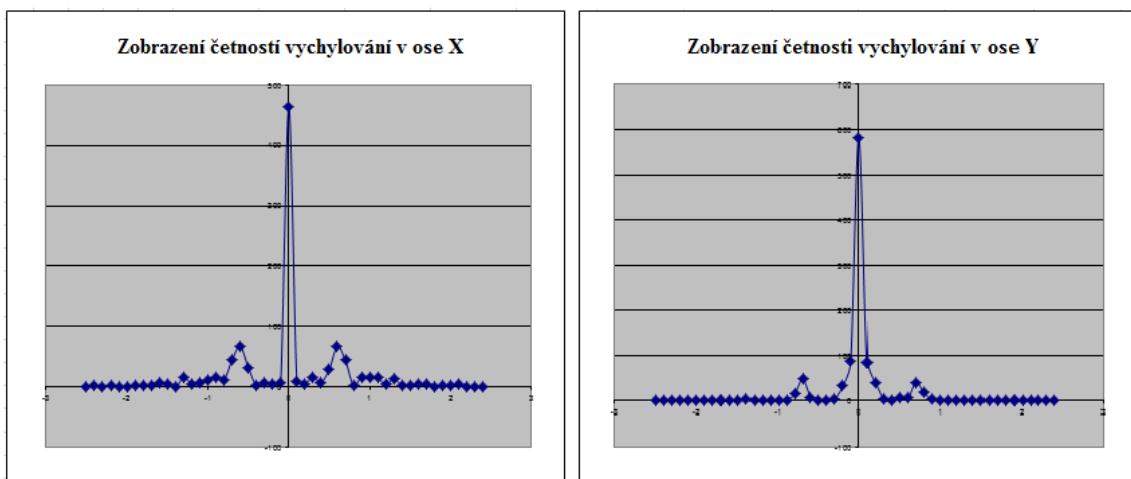
hodnocena četností odchylek od této průměrné hodnoty. V případě četností vychylování pak platí, že poměr hodnot četností X větší než 1 znamená odchylku směrem doprava, poměr hodnot četností X menší než 1 znamená odchylku směrem doleva, resp. dopředu a dozadu pro osu Y.



Obr. 11. Stabilograf představující plošné změny COP vybraného testu a otisk chodidel



Obr. 12. Výchylky COP v pravolevém (osa X) a předozadním (osa Y) směru



Obr. 13. Četnosti vychylování COP v pravolevém a předozadním směru

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 ($F_{rel}(t_n) = \frac{F(t_n)}{m}$), kde:

$F(t_n)$ = silové působení dolní končetiny ve fázi golfového švih; m = hmotnost hráče).

Poloha ramen byla určena jako úhel mezi spojnicí bodů umístěných na levém a pravém rameni a osou X. Poloha boků byla určena jako úhel mezi spojnicí bodů umístěných na levém a pravém boku a osou X. Osa X byla definována jako směr hry hráče a znázorněna na podlaze pro určení požadovaného směru hry. Rychlost hole v okamžiku kontaktu s míčkem byla charakterizována rychlostí aktivního bodu umístěného 0.2 m nad hlavou hole. X-faktor byl počítán jako úhlový rozdíl mezi spojnicí bodů umístěných na ramenu a bocích probanda v rovině x-y. Parametr „natažení X-faktoru“ byl vypočítán buď jako časový rozdíl mezi okamžikem maximálního otočení boků a vrcholem nápřahu, nebo jako rozdíl mezi maximální hodnotou X-faktoru v průběhu švihy k míči a hodnotou X-faktoru v okamžiku vrchol nápřahu. Procentuální natažení X-faktoru bylo hodnoceno jako procentuální změna mezi X-faktorem ve vrcholu nápřahu a maximálním X-faktorem.

4.7. Metody hodnocení dat

Získané empirické údaje byly v souladu s úkoly, cíli a hypotézami analyzovány matematiko-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 základní zpracování dat bylo použito softwaru, který přísluší ke každému z užitých přístrojů. Data jsme následně přenesli formou textového souboru do softwaru Microsoft Office Excel 2010 a pro statistické zpracování bylo užíváno statistického softwaru SPSS 15.0.

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“- r_s), 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.

5. VÝSLEDKY

5.1. Statická posturální stabilita

5.1.2. Statická posturální stabilita na příkladech pohybově aktivní populace

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 nichž se dá předpokládat dobrá úroveň posturální stability vlivem pohybu bosky po nestabilním povrchu (písku), který stimuluje senzomotoriku a propriorecepci na ploskách nohou. Všichni vybraní jedinci byli v rámci své sportovní specializace na vrcholové úrovni, tj. hráli v nejvyšších domácích soutěžích.

5.1.1.1. Úroveň statické posturální stability u hráček házené

Cílem této práce bylo zjistit úroveň statické posturální stability u hráček házené na základě vybraných parametrů.

V tabulce 4 uvádíme základní parametry hodnocení stojů na obou dolních končetinách. 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. V podmínkách bez vizuální kontroly, při zavřených očích, lze očekávat zvýšení všech parametrů vychylování COP. Celkové naměřené výsledky byly v ose X $= 8,33 \pm 7,52$ mm, v ose Y $= 16,29 \pm 11,28$ mm a celková dráha byla $TTW = 298,74 \pm 105,99$ mm. Z naměřených výsledků můžeme vyvozovat poměrně malý vliv vyřazení vizuální kontroly na snížení posturální stability sledované skupiny v širokém stoji. Rozdíl v ose X byl 1,52 mm, v ose Y 3,76 mm a u celkové dráhy 28,07 mm. Vysoká směrodatná odchylka byla dána zejména horšími výsledky, kterých dosáhla jedna z hráček sledovaného souboru. V úzkém stoji s otevřenými očima dosáhla celá skupina výchylky v ose X $= 11,32 \pm 10,06$ mm, v ose Y $= 13,82 \pm 6,29$ mm a celková dráha vychylování byla $TTW = 216,47 \pm 53,74$ mm. V úzkém stoji se zavřenými 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. Rozdíl v parametrech vychylování v úzkém stoji s otevřenými a zavřenými očima nebyl u sledované skupiny

vysoký. Rozdíl v ose X byl 3,41 mm, v ose Y 3,63 mm a u celkové dráhy 60,68 mm. V parametrech rychlosti vychylování byly naměřené hodnoty na srovnatelné úrovni. Při širokém stoju s otevřenými očima $6,91 \pm 1,93$ mm/s a se zavřenými očima $8,96 \pm 3,18$ mm/s, což představuje nárůst o 29,7 %. V úzkém postoji s otevřenými očima $6,49 \pm 1,61$ mm/s a se zavřenými očima $8,31 \pm 3,16$ mm/s, což představuje nárůst o 28 %.

Test	SSOO		SSZO		USOO		USZO	
	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD
Delta X (mm)	6,81	3,19	8,33	7,52	11,32	10,06	14,73	12,33
Delta Y (mm)	12,53	8,45	16,29	11,28	13,82	6,29	17,45	10,10
TTW (mm)	270,67	74,44	298,74	105,99	216,47	53,74	277,15	105,40
Velocity (mm/s)	6,91	1,93	8,96	3,18	6,49	1,61	8,31	3,16

Tab. 4. Základní parametry vychylování u stojů na obou dolních končetinách

Legenda: SSOO – široký stoj otevřené oči; SSZO – široký stoj zavřené oči; USOO – úzký stoj otevřené oči; USZO – úzký stoj zavřené oči; Delta X – výchylky v pravolevém směru; Delta Y – výchylky v předozadním směru; TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení; Velocity – rychlost vychylování; SD – směrodatná výchylka

V případě hodnocení četnosti vychylování v pravolevém směru byl zjištěn poměr četností výchylek u testu široký stoj s otevřenými očima 1,01 a se zavřenými očima 0,99. Lze tedy říci, že se hráčky při otevřených očích vychylovaly více doprava a při zavřených očích spíše doleva. U testu široký stoj s otevřenými očima byl poměr výchylek v předozadním směru 0,98 a se zavřenými očima byl poměr 1,02. Hráčky se tak s otevřenými očima vychylovali spíše dopředu a při zavřených očích spíše dozadu. V úzkém stoju s otevřenými očima byly naměřeny výchylky v pravolevém směru 1,03 a se zavřenými očima 1,01 a výchylky předozadní s otevřenými očima 0,98 a se zavřenými 1,02. V úzkém stoju tedy platí u četností vychylování stejný závěr jako u stoje širokého.

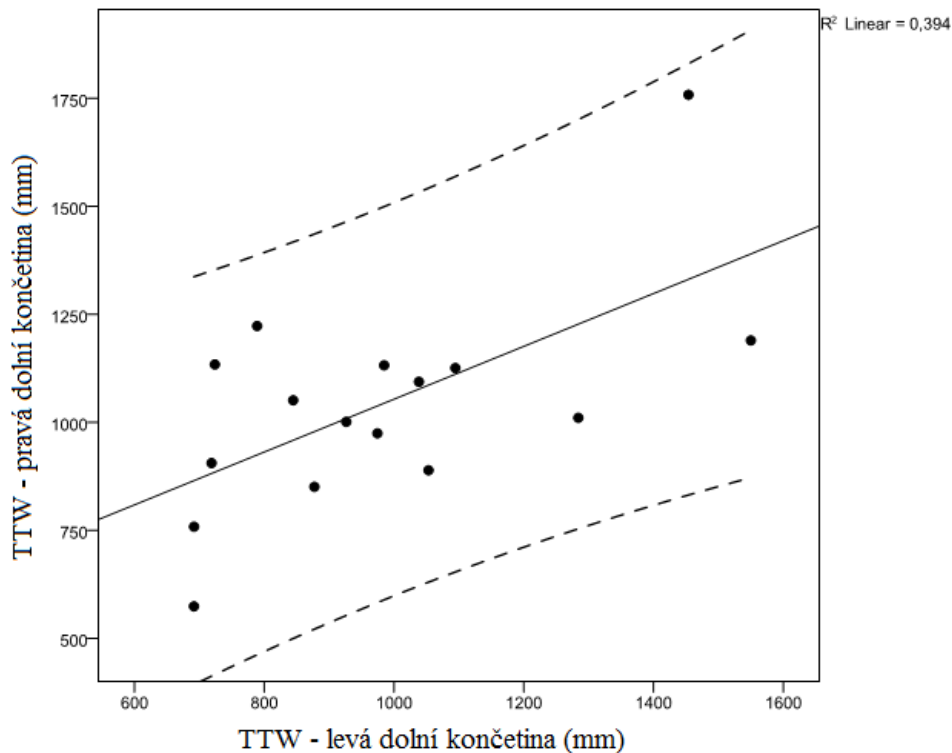
Výsledky stoje na jedné dolní končetiny jsou uvedeny v tabulce 5. Stoj na jedné dolní končetině má delší dobu trvání (60 s) než stoj na obou dolních končetinách a z důvodu zúžení opěrné báze je také nejtěžší. Smyslem tohoto testu je zejména zhodnocení symetrie stoje na jednotlivých dolních končetinách, kdy nejsou předpokládány výrazné rozdíly. 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. Z uvedených výsledků je při srovnání mezi dolními končetinami patrné dosažení velmi srovnatelných výsledků ve všech sledovaných parametrech. Rozdíl výchylek v pravolevém směru byl 0,03 mm, v předozadním 2,33 mm a u celkové dráhy 60,99 mm, kdy vyšší hodnota byla zjištěna vždy na pravé dolní končetině. Rozdíly jsou však zanedbatelné, např. u parametru celkové dráhy se jednalo o rozdíl vyjádřený v procentech 5,8 %. Na obrázku 14 je znázorněna signifikantní závislost ($r = 0,68$, $p < 0,01$) výsledku stoje mezi pravou a levou dolní končetinou v parametru celkové dráhy vychylování (TTW). Je patrné, že pokud hráčka dosáhla nějaké výsledku na pravé dolní končetině, tak na levé dosáhne pravděpodobně výsledku srovnatelného, bez ohledu na dominantní dolní končetinu.

Test parametr	FL P		FL L	
	průměr	SD	průměr	SD
Delta X (mm)	21,87	3,99	21,84	5,77
Delta Y (mm)	37,84	17,63	35,51	12,04
TTW (mm)	1042,00	255,56	981,01	262,29
Velocity (mm/s)	31,26	7,67	29,43	7,87

Tab. 5. Základní parametry stoje na jedné dolní končetině

Legenda: FL P – stoj na pravé dolní končetině; FL L – stoj na levé dolní končetině; Delta X – výchylky v pravolevém směru; Delta Y – výchylky v předozadním směru; TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení; Velocity – rychlost vychylování; SD – směrodatná výchylka



Obr. 14. Grafické znázornění závislosti stejnosti mezi pravou a levou dolní končetinou v parametru TTW

Legenda: TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení

5.1.1.2. Statická posturální stabilita u hráčů fotbalu

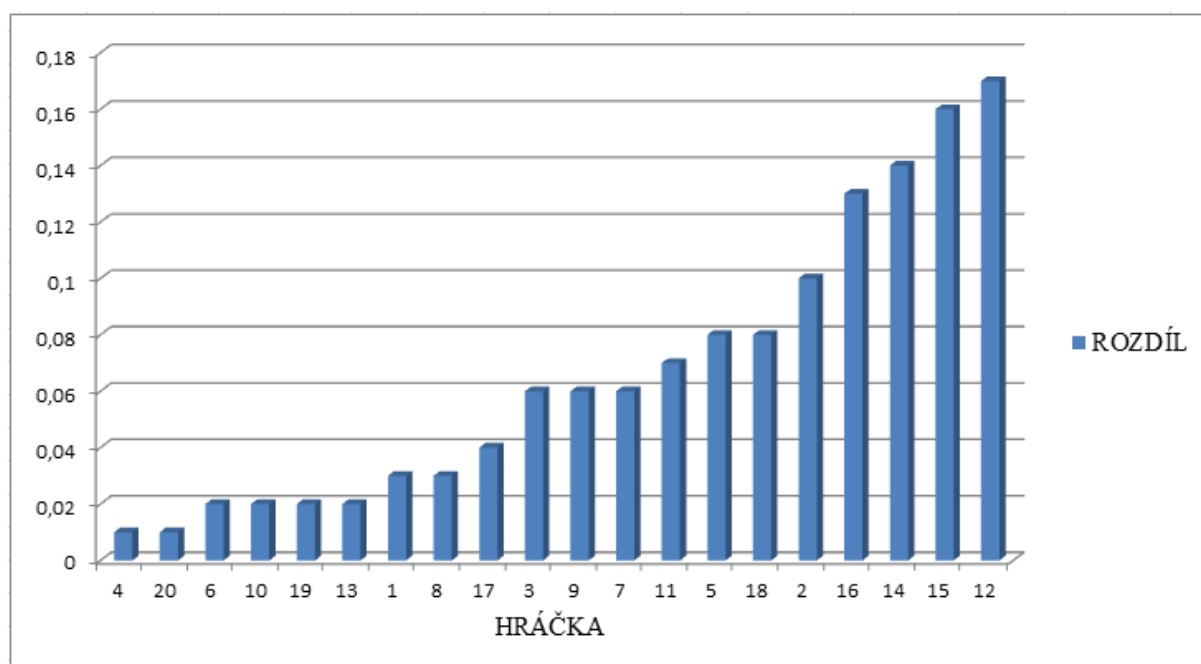
Cílem této části práce bylo zjistit úroveň statické posturální stability u hráčů fotbalu, rozdíl v distribuci tekutin mezi dolními končetinami a porovnat zjištěné výsledky stojů na jedné dolní končetině se zjištěnými výsledky distribuce tekutin.

Distribuce tekutin v dolních končetinách a jejich rozdíly jsou uvedeny v tabulce 6. Graficky jsou rozdíly v distribuci tekutin uvedeny v obrázku 15. Průměrná hodnota zastoupení tělesných tekutin na pravé dolní končetině byla $5,98 \pm 0,61$ l a na levé dolní končetině $6,03 \pm 0,62$ l. Obecně nastavená hladina míry asymetrie byla 0,1 litru. Této hladiny dosáhla jedna ze sledovaných hráčů, další čtyři hráčky pak tuto hladinu překročily, což představuje 20 % námi sledovaného souboru. Průměrná hodnota asymetrie mezi pravou a levou dolní končetinou byla $0,655 \pm 0,0049$ litru, nejvyšší zjištěný rozdíl byl 0,17 litru a nejnižší 0,01 litru.

	HRÁČKA																			
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
PDK (l)	6,09	6,47	5,25	5,05	5,44	6,58	6,99	6,64	5,62	6,1	6,27	5,28	5,89	5,94	6,33	7,28	5,51	5,67	5,25	5,97
LDK (l)	6,06	6,57	5,31	5,04	5,52	6,6	6,93	6,67	5,68	6,08	6,34	5,45	5,91	6,08	6,49	7,41	5,47	5,75	5,27	5,98
Rozdíl (l)	0,03	0,1	0,06	0,01	0,08	0,02	0,06	0,03	0,06	0,02	0,07	0,17	0,02	0,14	0,16	0,13	0,04	0,08	0,02	0,01

Tab. 6. Rozložení tekutin v pravé a levé dolní končetině a jejich rozdíl

Legenda: PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina



Obr. 15. Grafické znázornění rozdílu v rozložení tekutin v dolních končetinách u jednotlivých hráček (vzestupně)

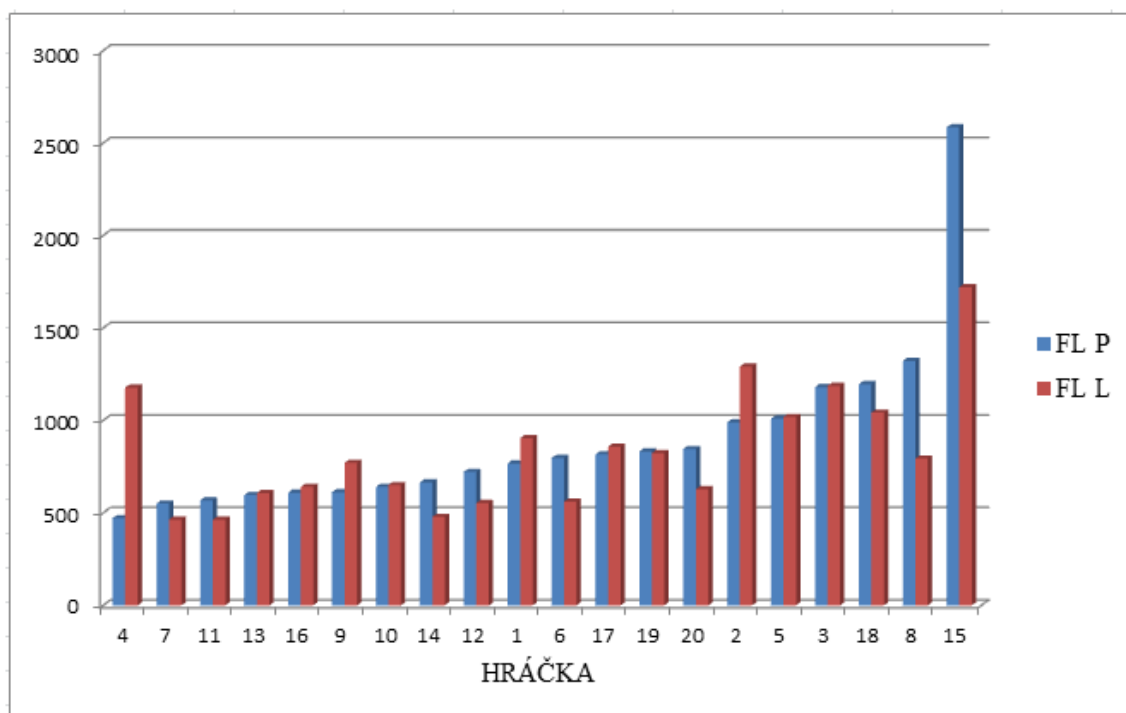
V tabulce 7 uvádíme základní parametry úzkého stoje s otevřenýma (USOO) a zavřenýma očima (USZO) a stoje na pravé (FL P) a levé (FL L) dolní končetině. Při úzkém stoji s otevřenýma očima Při stoji na pravé dolní končetině byla naměřena průměrná výchylka v ose X = $18,6 \pm 6,6$ mm, v ose Y = $32,5 \pm 14,2$ 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. Rozdíl ve stoji mezi pravou a levou dolní končetinou byl v parametru vychylování v pravolevém směru (osa X) 0,8 mm, v předozadním směru (osa Y) 1,3 mm a v celkové dráze 57 mm. Tyto hodnoty ukazují jen minimální rozdíly mezi pravou a levou dolní končetinou při hodnocení

celého sledovaného souboru. Vysoká směrodatná odchylka u parametru TTW je dána vysokými individuálními rozdíly. Porovnání parametru celkové dráhy vychylování mezi pravou a levou dolní končetinou u jednotlivých hráček je uvedeno v obrázku 16.

Test	USOO		USZO		FL P		FL L	
	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD
Delta X (mm)	8,6	1,7	11,9	4,7	18,60	6,60	17,80	3,30
Delta Y (mm)	12,1	4,2	15,2	4,9	32,50	14,20	30,20	7,70
TTW (mm)	112,6	15,9	171,2	64,5	831,90	319,80	888,90	451,30

Tab. 7. Základní parametry úzkých stojů a stojů na jedné dolní končetině

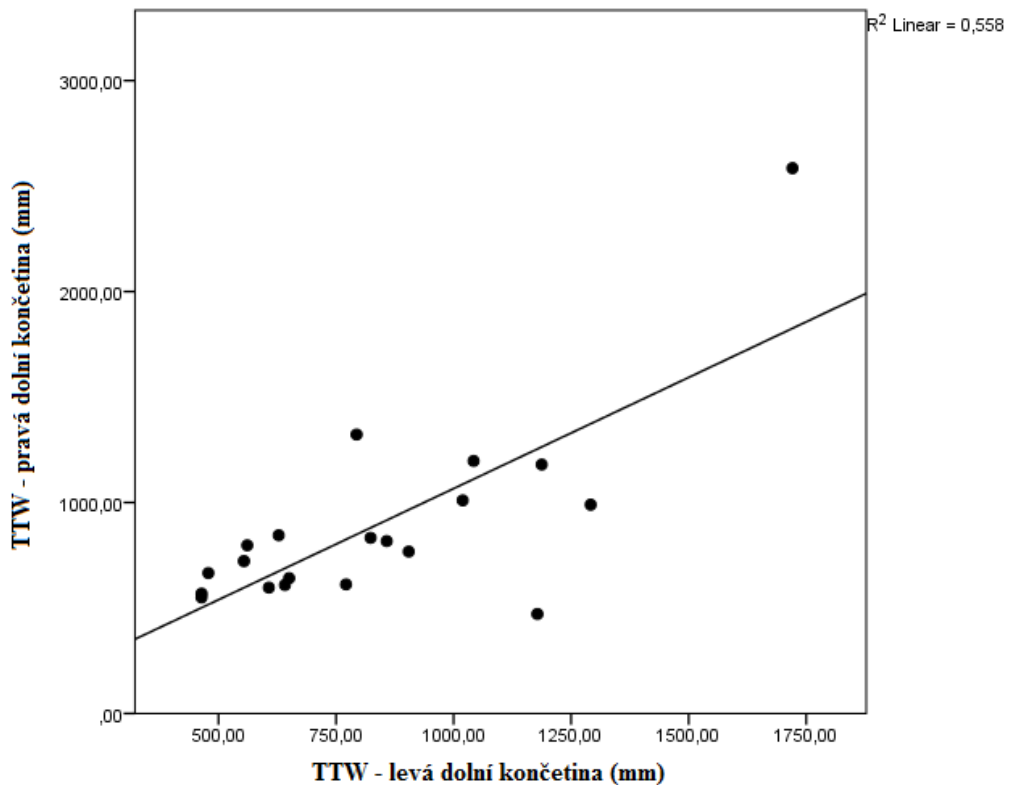
Legenda: USOO – úzký stoj otevřené oči; USZO – úzký stoj zavřené oči; FL P – stoj na pravé dolní končetině; FL L – stoj na levé dolní končetině; Delta X – výchylky v pravolevém směru; Delta Y – výchylky v předozadním směru; TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení; Velocity – rychlost vychylování; SD – směrodatná výchylka



Obr. 16. Grafické znázornění rozdílu mezi pravou a levou dolní končetinou v parametru TTW u jednotlivých hráček

Legenda: FL P – stoj na pravé dolní končetině; FL L – stoj na levé dolní končetině; TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení

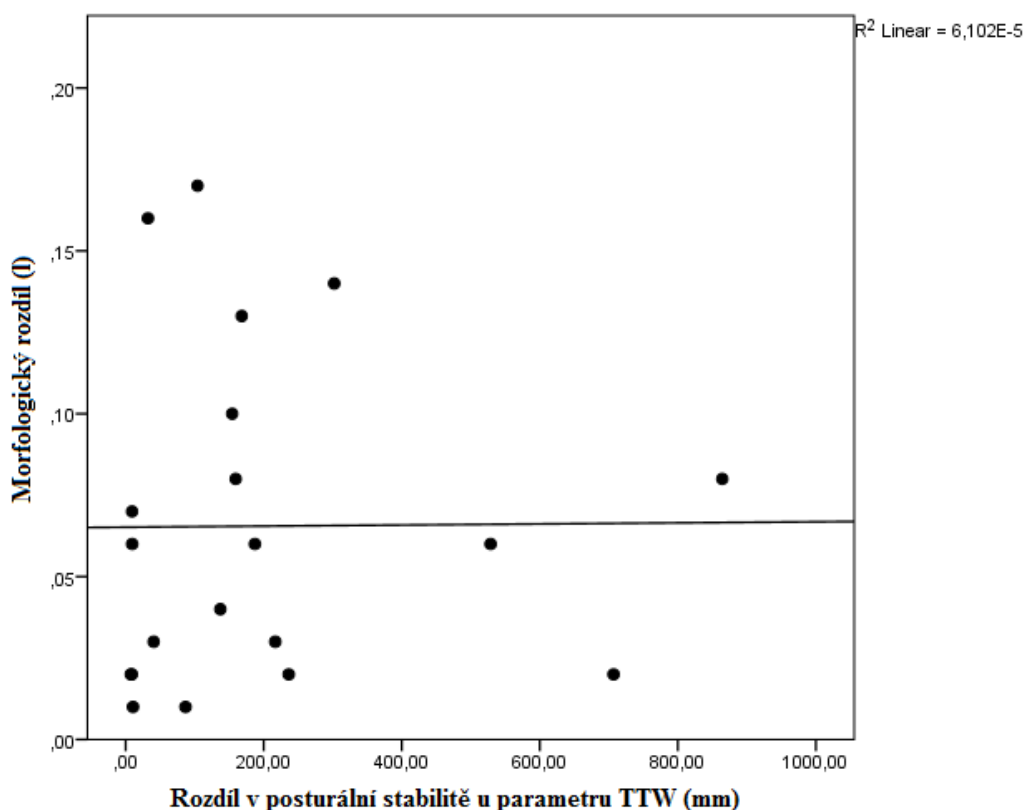
Zhodnocení míry asociace mezi výsledky posturální stability v parametru TTW u pravé a levé dolní končetiny je znázorněno v obrázku 17. Mezi parametry TTW u pravé a levé dolní končetiny byl zjištěn významný vztah ($r = 0,75$; $p < 0,01$). Při dosažení určitého výsledku při stožení na jedné dolní končetině, můžeme předpokládat nesignifikantní rozdíl ve výsledku u druhé dolní končetiny. Lze tedy s určitou přesností odhadovat výsledek dosažený na druhé dolní končetině.



Obr. 17. Grafické znázornění závislosti mezi výsledkem stožení u pravé a levé dolní končetiny v parametru TTW

Legenda: TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení

Dále jsme analyzovali možnou 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 stožení na pravé a levé dolní končetině v parametru TTW. Tato závislost se neprokázala jako signifikantní ($r = 0,01$; $p > 0,05$), ale naopak jako ortogonální (obr. 18).



Obr. 18. Grafické znázornění vztahu mezi morfologickou dysbalancí a rozdílem v posturální stabilitě v parametru TTW

Legenda: TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení

5.1.1.3. Statická posturální stabilita u hráčů plážového volejbalu

V této části naší studie bylo cílem charakterizovat soubor plážových volejbalistů z pohledu posturální stability a ověřit vliv specifické intervence (celotělového vibračního tréninku - CVT) na parametry statické posturální stability u hráčů plážového volejbalu.

V Tabulce 8 jsou uvedeny výsledné výchylky testů posturální stability získané při vstupním měření u celé námi sledované skupiny plážových volejbalistů. 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 výchyly 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 výchyly 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. Za nejdůležitější parametr vychylování COP můžeme považovat celkovou dráhu, kterou COP urazí za čas měření (TTW). Na základě uvedených hodnot TTW u jednotlivých testů lze konstatovat, že nejlepších výsledků dosáhla skupina v testu úzký stoj s otevřenými očima (USOO) a široký stoj s otevřenými očima (SSOO). V podmínkách se zavřenými očima se u obou testů výsledky zvýšily hodnoty TTW, což odpovídá očekávání. Zúžení opěrné báze ve stoju na obou dolních končetinách mělo větší vliv při zavřených očích. Z tohoto můžeme usuzovat, že u sledované skupiny mělo největší vliv na zvýšení hodnoty TTW zúžení opěrné báze v kombinaci se zavřenými očima. Porovnáme-li parametr TTW při stoju na jednotlivých dolních končetinách, nalezneme vysokou míru symetrie mezi testy na levé a pravé dolní končetině.

		TEST					
Parametr		SSOO	SSZO	USOO	USZO	FL L	FL P
Delta X	průměr (mm)	4,29	3,29	7,00	9,57	16,83	19,86
	SD	1,03	1,10	1,77	3,44	5,73	4,97
Delta Y	průměr (mm)	10,50	9,36	8,71	11,93	32,14	28,21
	SD	4,44	4,24	2,19	5,38	10,01	7,36
TTW	průměr (mm)	139,43	144,79	136,43	197,21	1100,50	1092,64
	SD	28,20	33,03	28,26	70,94	361,25	381,75

Tab. 8. Základní parametry vychylování u testů posturální stability

Legenda: SSOO – široký stoj otevřené oči; SSZO – široký stoj zavřené oči; USOO – úzký stoj otevřené oči; USZO – úzký stoj zavřené oči; FL P – stoj na pravé dolní končetině; FL L – stoj na levé dolní končetině; Delta X – výchyly v pravolevém směru; Delta Y – výchyly v předozadním směru; TTW – celková dráha; TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení; SD – směrodatná výchylka

Druhým cílem této části naší studie bylo posouzení vlivu specifické intervence (vibračního tréninku) na parametry statické posturální stability. Jak již bylo zmíněno výše nejdůležitějším parametrem je TTW. Výsledky naměřených hodnot u tohoto parametru a vliv intervence na jeho změny vyjádřené v procentech (%) uvádíme v tabulce 9. Kontrolní skupina dosáhla lepších výsledků ve všech testech než experimentální skupina při vstupním i výstupním měření. Hodnoty TTW naměřené u

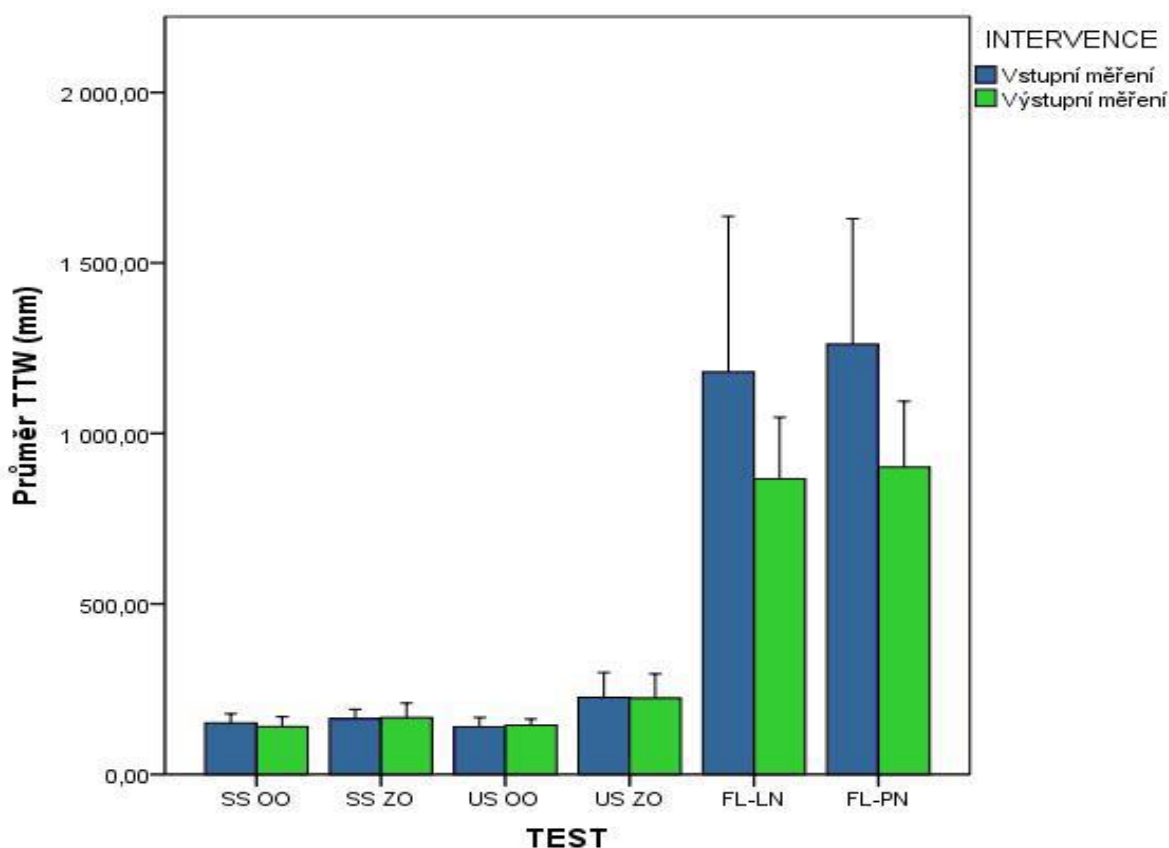
kontrolní skupiny ukazují zhoršení hodnot TTW v testech při širokém stoju a stoju na pravé dolní končetině (SSOO = -10,15 %; SSZO = -16,04 %; FL P = -4,56 %) a zlepšení při testech v úzkém stoju a stoju na levé dolní končetině (USOO = 3,26 %; USZO = 16,56 %; FL L = 16,34 %). V rámci experimentální skupiny došlo ke zhoršení hodnot TTW v testech široký stoj se zavřenými očima a úzký stoj s otevřenými očima (SSZO = -1,6 %; USOO = -3,6 %) a ke zlepšení v testech široký stoj s otevřenými očima, úzký stoj s otevřenými očima a stojích na pravé a levé dolní končetině (SSOO = 6,98 %; USZO = 0,94 %; FL L = 26,55 %; FL P = 28,57 %).

Experimentální	Vstupní měření		Výstupní měření		Rozdíl průměrů	Rozdíl SD
	průměr (mm)	SD	průměr (mm)	SD	%	%
TTW						
SSOO	150,38	26,04	139,88	27,17	6,98	-4,36
SSZO	163,75	25,44	166,38	40,07	-1,60	-57,53
USOO	139,00	26,50	144,00	17,73	-3,60	33,08
USZO	225,63	68,23	223,50	66,70	0,94	2,23
FL L	1180,00	426,87	866,75	168,87	26,55	60,44
FL P	1261,75	343,99	901,25	180,50	28,57	47,53
Kontrolní	Vstupní měření		Výstupní měření		Rozdíl průměrů	Rozdíl SD
TTW	průměr (mm)	SD	průměr (mm)	SD	%	%
SSOO	124,83	24,07	137,50	30,26	-10,15	-25,74
SSZO	119,50	23,74	138,67	17,27	-16,04	27,26
USOO	133,00	30,10	128,67	15,34	3,26	49,05
USZO	159,00	54,99	132,67	27,23	16,56	50,49
FL L	994,50	204,66	832,00	174,19	16,34	14,89
FL P	867,17	305,44	906,67	194,64	-4,56	36,28

Tab. 9. Změny hodnot parametru TTW u experimentální a kontrolní skupiny mezi vstupním a výstupním měřením

Legenda: SSOO – široký stoj otevřené oči; SSZO – široký stoj zavřené oči; USOO – úzký stoj otevřené oči; USZO – úzký stoj zavřené oči; FL P – stoj na pravé dolní končetině; FL L – stoj na levé dolní končetině; TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení; SD – směrodatná výchylka

Grafické znázornění změn v parametru TTW před a po intervenci u experimentální skupiny uvádíme na obrázku 19. V tabulce 10 je uvedena statistická významnost změn před a po intervenci v jednotlivých parametrech u kontrolní i experimentální skupiny. Při grafickém znázornění hodnot před a po intervenci u experimentální skupiny je patrná změna pouze u parametrů stoje na jedné dolní končetině (FL P, FL L). Při posouzení statistické významnosti změn průměrů experimentální skupiny před a po intervenci u jednotlivých parametrů stojů na jedné dolní končetině se tyto změny ukázaly jako signifikantní (FL P: $t = -2,521$ $p < 0,05$; FL L: $t = -1,960$, $p < 0,05$).



Obr. 19. Grafické znázornění změn parametru TTW před a po intervenci u experimentální skupiny

Legenda: TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení; SSOO – široký stoj otevřené oči; SSZO – široký stoj zavřené oči; USOO – úzký stoj otevřené oči; USZO – úzký stoj zavřené oči; FL P – stoj na pravé dolní končetině; FL L – stoj na levé dolní končetině;

Test		Experimentální skupina	Kontrolní skupina
FL P	Z	-2.521	-.524
	Asymp. Sig. (2-tailed)	0,012	0,600
FL L	Z	-1.960	-1.572
	Asymp. Sig. (2-tailed)	0,050	0,116
USZO	Z	-.140	-1.782
	Asymp. Sig. (2-tailed)	0,889	0,075
USOO	Z	-.140	-.210
	Asymp. Sig. (2-tailed)	0,889	0,833
SSZO	Z	.000	-1.782
	Asymp. Sig. (2-tailed)	1,000	0,075
SSOO	Z	-1.018	-1.367
	Asymp. Sig. (2-tailed)	0,309	0,172

Tab. 10. Statistická významnost u sledovaných parametrů

Legenda: FL P – stoj na pravé dolní končetině; FL L – stoj na levé dolní končetině; SSOO – široký stoj otevřené oči; SSZO – široký stoj zavřené oči; USOO – úzký stoj otevřené oči; USZO – úzký stoj zavřené oči

5.1.2. Statická posturální stabilita na příkladu zdravotně oslabené populace

5.1.2.1. Statická posturální stabilita u pacientů s ataxií

Cílem této části studie 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). Informace o pacientech a jejich hodnocení podle vybraných škál uvádíme v tabulce 11.

Typ onemocnění	Pohlaví	Věk	Klinické obtíže (roky)	ICARS	ADLS
FRDA	Ž	40	12	20	73
FRDA	M	31	11	16	67
FRDA	Ž	23	8	53	138
FRDA	M	19	4	37	40
FRDA	Ž	41	15	28	124
FRDA	M	32	13	19	72
FRDA	M	20	6	39	107
FRDA	Ž	22	7	38	78
FRDA	M	37	28	27	146
FRDA	Ž	59	12	21	117
FRDA	M	30	6	23	57
AD SCA	M	35	9	18	50
AD SCA	Ž	30	6	34	29
AD SCA	Ž	54	24	30	147
AD SCA	M	58	15	17	113
AD SCA	M	56	13	20	138
AD SCA	M	50	9	11	34
AD SCA	Ž	47	13	43	206
AD SCA	M	24	2	3	28
AD SCA	Ž	50	10	8	100
AD SCA	M	51	7	28	121
AD SCA	M	58	28	55	204
AD SCA	M	35	10	36	70
AD SCA	M	36	5	26	44
AD SCA	M	18	10	49	147
AD SCA	Ž	25	1	1	28
AD SCA	Ž	46	6	33	148

Tab. 11. Informace o pacientech podle typu onemocnění a jejich hodnocení podle vybraných škál

Legenda: M – muž; Ž – žena; FRDA - ataxie Friedrichova; AD SCA - autosomálně dominantní spinocerebelární ataxie

V tabulce 12 jsou uvedeny charakteristiky vybraných základních parametrů u jednotlivých testů posturální stability a v tabulce 13 jsou uvedeny charakteristiky vybraných parametrů u testu široký stoj s otevřenými očima. Relativně vysoké číslo rozptylu hodnot (vyjádřeno směrodatnou odchylkou) u všech parametrů použitých testů lze zdůvodnit velkými věkovými rozdíly mezi pacienty, ale hlavně z hlediska velkých rozdílů ve stupni zdravotního omezení.

Test	SSOO		SSZO	
parametr	průměr	SD	průměr	SD
Delta X (mm)	19,43	19,68	42,61	42,39
Delta Y (mm)	27,86	19,07	66,82	56
TTW (mm)	488,57	456,22	1332,21	1403,88

Tab. 12. Základní parametry vychylování u testů posturální stability

Legenda: SSOO – široký stoj otevřené oči; SSZO – široký stoj zavřené oči; Delta X – výchylky v pravolevém směru; Delta Y – výchylky v předozadním směru; TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení

	Minimum	Maximum	Průměr	Směrodatná odchylka
DELTA X (mm)	4,19	80,74	19,43	19,99
SD X (mm)	1,08	15,49	3,93	3,77
RMS X (mm)	1,08	15,51	3,94	3,77
DELTA Y (mm)	5,24	74,24	27,86	19,43
SD Y (mm)	0,9	12,6	5,32	3,22
RMS Y (mm)	0,9	12,62	5,33	3,22
TRAJ M (mm)	0,12	2,02	0,49	0,46
TRAJ SD (mm)	0,08	1,56	0,42	0,38
TRAJ RMS (mm)	0,15	2,55	0,65	0,6
TTW (mm)	120,91	2013,45	488,57	463,37

Tab. 13. Charakteristiky vybraných parametrů posturální stability u testu široký stoj s otevřenými očima

Legenda: Delta X – výchylky v pravolevém směru; SD X - směrodatná odchylka výchylek v pravolevém směru, RMS X - kvadratický průměr výchylek v pravolevém směru; Delta Y – výchylky v předozadním směru; SD Y – směrodatná odchylka výchylek v pravolevém směru; RMS Y - kvadratický průměr výchylek v předozadním směru; TRAJ M – průměrná hodnota dráhy středu tlakového působení (COP) mezi jednotlivými záznamy polohy COP; TRAJ SD – směrodatná odchylka průměrné hodnoty dráhy COP; TRAJ RMS – kvadratický průměr průměrné hodnoty dráhy COP; TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení

V tabulce 14 je uvedena míra závislosti mezi hodnotícími škálami ICARS a ADLS a dále vzájemná závislost jednotlivých hodnotících škál a vybraných parametrů posturální stability. Vyšších hodnot závislosti s vybranými parametry můžeme pozorovat u škály ICARS ve srovnání se škálou ADLS. Nejvyšší míru závislosti lze pozorovat 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) hodnotícími škálami (ICARS: $r_s = 0,66$; $p < 0,01$; ADLS: $r_s = 0,50$; $p < 0,01$). Z tohoto důvodu lze považovat tyto dva parametry za nejvhodnější pro objektivizaci kvalitativních hodnot.

	ICARS	ADLS
ICARS	1	0,56**
ADLS	0,56**	1
DELTA X (mm)	0,61**	0,46*
SD X (mm)	0,62**	0,44*
RMS X (mm)	0,61**	0,44*
DELTA Y (mm)	0,48*	0,45*
SD Y (mm)	0,44*	0,44*
RMS Y (mm)	0,44*	0,44*
TRAJ M (mm)	0,66**	0,50**
TRAJ SD (mm)	0,63**	0,49**
TRAJ RMS (mm)	0,65**	0,50**
TTW (mm)	0,66**	0,51**

Tab. 14. Míra závislosti mezi hodnotícími škálami a vybranými parametry posturální stability

Legenda: Delta X – výchylky v pravolevém směru; SD X - směrodatná odchylka výchylek v pravolevém směru, RMS X - kvadratický průměr výchylek v pravolevém směru; Delta Y – výchylky v předozadním směru; SD Y – směrodatná odchylka výchylek v pravolevém směru; RMS Y - kvadratický průměr výchylek v předozadním směru; TRAJ M – průměrná hodnota dráhy středu tlakového působení (COP) mezi jednotlivými záznamy polohy COP; TRAJ SD – směrodatná odchylka průměrné hodnoty dráhy COP; TRAJ RMS – kvadratický průměr průměrné hodnoty dráhy COP; TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení

5.1.3. Úroveň posturální stability ve vztahu k obtížnosti testu

Srovnání průměrných hodnot vybraných parametrů při realizaci širokého stoje s otevřenými očima (SSOO) a širokého stoje se zavřenými očima (SSZO) uvádíme u skupiny osob se zdravotním omezením ($n = 27$, věk = $37,3 \pm 13$ roku) v tabulce 15 a u skupiny pohybově aktivní populace ($n = 28$, věk $24,35 \pm 3,12$ roku, výška $177,69 \pm 7,51$ cm, hmotnost $71,62 \pm 9,83$ kg) v tabulce 16. U skupiny osob se zdravotním omezením jsme našly statisticky významnou změnu 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 ($t = -2,384$, $p < 0,05$).

	TEST				t	Sig. (2-tailed)
	SSOO		SSZO			
	Průměr	SD	Průměr	SD		
Delta X (mm)	19,43	19,68	42,61	42,39	-2,730	0,011
Delta Y (mm)	27,86	19,07	66,82	56,00	-3,324	0,001
TTW (mm)	488,57	456,22	1332,21	1403,88	-3,489	0,002

Tab. 15. Statistická významnost sledovaných parametrů mezi testy SSOO a SSZO u pacientů s ataxií ($p < 0,05$)

Legenda: SSOO – široký stoj otevřené oči; SSZO – široký stoj zavřené oči; Delta X – výchylky v pravolevém směru; Delta Y – výchylky v předozadním směru; TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení; SD – směrodatná výchylka

	TEST				t	Sig. (2-tailed)
	SSOO		SSZO			
	Průměr	SD	Průměr	SD		
Delta X (mm)	5,75	2,78	6,07	6,18	-0,389	0,700
Delta Y (mm)	12,11	6,99	12,93	9,70	-0,498	0,622
TTW (mm)	202,43	85,46	218,50	96,39	-2,384	0,024

Tab. 16. Statistická významnost sledovaných parametrů mezi testy SSOO a SSZO u pohybově aktivní populace ($p < 0,05$)

Legenda: SSOO – široký stoj otevřené oči; SSZO – široký stoj zavřené oči; Delta X – výchylky v pravolevém směru; Delta Y – výchylky v předozadním směru; TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení; SD – směrodatná výchylka

Srovnání průměrných hodnot vybraných parametrů mezi ostatními testy bylo provedeno na souboru pohybově aktivní populace ($n = 46$, věk $24,1 \pm 3,43$ roku, výška $174,19 \pm 6,91$ cm, hmotnost $68,04 \pm 8,3$ kg). Statistická významnost rozdílu průměrů mezi testy úzký stoj otevřené oči (USOO) a úzký stoj zavřené oči (USZO) je v tabulce 17. Rozdíl mezi průměry vybraných parametrů se u těchto testů 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: $t = -6,493$, $p < 0,05$). Statistická významnost rozdílu průměrů vybraných parametrů mezi testy SSOO a USOO je uvedena v tabulce 18 a mezi testy

SSZO a USZO v tabulce 19. Rozdíl mezi průměry vybraných parametrů byl statisticky významný pouze v parametru Delta X a to jak v případě testů SSOO a USOO ($t = -2,556, p < 0,05$), tak i v případě testů SSZO a USZO ($t = -3,201, p < 0,05$).

	TEST				t	Sig. (2-tailed)
	USOO		USZO			
	Průměr	SD	Průměr	SD		
Delta X (mm)	9,04	6,24	12,28	8,16	-4,702	0,000
Delta Y (mm)	11,74	5,00	16,37	10,96	-2,875	0,006
TTW (mm)	155,98	58,25	216,02	93,88	-6,493	0,000

Tab. 17. Statistická významnost sledovaných parametrů mezi testy USOO a USZO u pohybově aktivní populace ($p < 0,05$)

Legenda: USOO – úzký stoj otevřené oči; USZO – úzký stoj zavřené oči; Delta X – výchylky v pravolevém směru; Delta Y – výchylky v předozadním směru; TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení; SD – směrodatná výchylka

	TEST				t	Sig. (2-tailed)
	SSOO		USOO			
	Průměr	SD	Průměr	SD		
Delta X (mm)	5,75	2,78	9,54	7,87	-2,556	0,017
Delta Y (mm)	12,11	6,99	11,54	5,63	0,337	0,739
TTW (mm)	202,43	85,46	177,11	60,69	1,918	0,066

Tab. 18. Statistická významnost sledovaných parametrů mezi testy SSOO a USOO u pohybově aktivní populace ($p < 0,05$)

Legenda: SSOO – široký stoj otevřené oči; USOO – úzký stoj otevřené oči; Delta X – výchylky v pravolevém směru; Delta Y – výchylky v předozadním směru; TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení; SD – směrodatná výchylka

	TEST				t	Sig. (2-tailed)
	SSZO		USZO			
	Průměr	SD	Průměr	SD		
Delta X (mm)	6,07	6,18	12,61	9,81	-3,201	0,003
Delta Y (mm)	12,93	9,70	17,21	13,49	-1,293	0,207
TTW (mm)	218,50	96,39	239,50	101,79	-1,099	0,281

Tab. 19. Statistická významnost sledovaných parametrů mezi testy SSZO a USZO u pohybově aktivní populace ($p < 0,05$)

Legenda: SSZO – široký stoj zavřené oči; USZO – úzký stoj zavřené oči; Delta X – výchylky v pravolevém směru; Delta Y – výchylky v předozadním směru; TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení; SD – směrodatná výchylka

5.2. Dynamická posturální stabilita

5.2.1. Dynamická posturální stabilita na příkladu pohybově aktivní populace

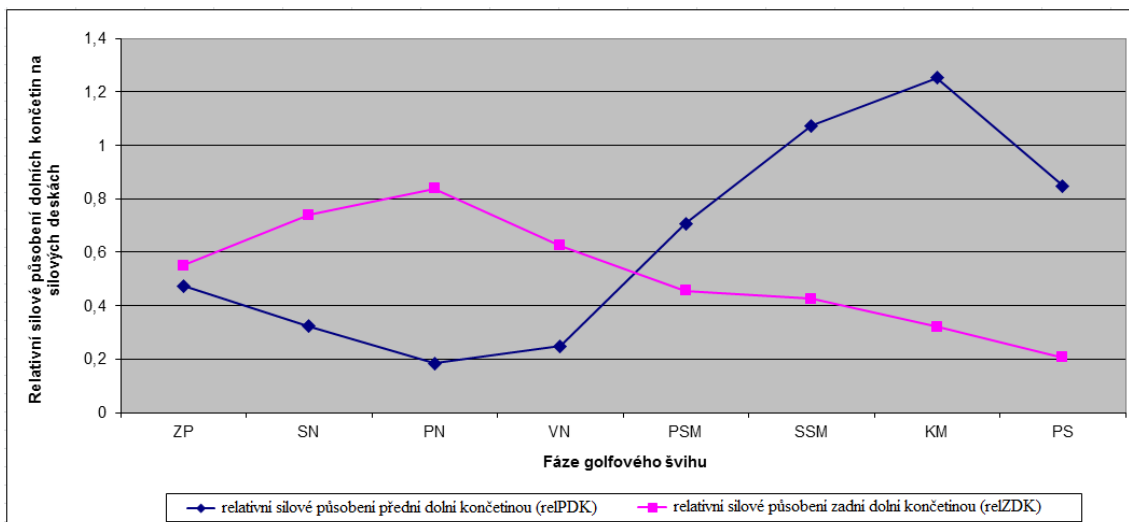
5.2.1.1. Hodnocení dynamické posturální stability u hráčů golfu

Cílem této části práce je uvést možnosti hodnocení golfového švihů jako příklad hodnocení dynamické posturální stability u specifické pohybové činnosti na základě kinematických a kinetických parametrů.

5.2.1.1.1. Hodnocení na základě kinetických parametrů

Cílem této části naší práce bylo hodnocení dynamické posturální stability na základě stability (opakovatelnosti) provedení v parametrech relativního silového působení do podložky.

Silové působení dolních končetin (DK) do podložky jsme v této práci hodnotili jako relativní silové působení přední DK (relPDK) a zadní DK (relZDK). Grafické znázornění přenosu hmotnosti v průběhu golfového švihů je vyznačeno v obrázku 20 a to jako relPDK a relZDK v jednotlivých fázích golfového švihů.



Obr. 20. Grafické znázornění průběhu přenosu hmotnosti vyjádřeného jako relativní silové působení dolních končetin do podložky

Legenda: ZP – základní postoj; SN – střední nápřah; PN – pozdní nápřah; VN – vrchol nápřahu; PSM – počátek švihů k míčku; SSM – střední švih k míčku; KM – kontakt míčkem; PS – pokračování švihů

Rozložení silového působení mezi přední dolní končetinou (relPDK) a zadní dolní končetinou (relZDK) v jednotlivých fázích bylo (fáze – relPDK/relZDK N.kg⁻¹): ZP – 0,47/0,55 N.kg⁻¹, SN – 0,32/0,74 N.kg⁻¹, PN – 0,18/0,84 N.kg⁻¹, VN – 0,25/0,63 N.kg⁻¹, PSM – 0,71/0,46 N.kg⁻¹, SSM – 1,07/0,42 N.kg⁻¹, KM – 1,25/0,32 N.kg⁻¹, PS – 0,85/0,21 N.kg⁻¹. Ve fázi ZP bylo zjištěno vyšší silové působení na ZDK. Ve fázích SN a PN se zvyšuje silové působení na ZDK, které mírně klesá ve VN. Od fáze VN se začíná zvyšovat silové působení na PDK, kdy nejvyšší silové působení bylo zjištěno ve fázi KM. Ve fázi PS je vyšší silové působení na PDK.

Opakovatelnost (stability) provedení v jednotlivých parametrech (relPDK; relZDK, RH) byla hodnocena ve 3 fázích golfového švihů (ZP, VN, KM) a je znázorněna v tabulce 20. Opakovatelnost v parametru RH má smysl pouze ve fázi KM, neboť v ostatních fázích je rychlost hole zanedbatelná (0,02-0,05 m.s⁻¹).

	PRŮMĚR	SD	VK (%)
Základní postavení			
Relativní silové působení ZDK (N/kg)	0,56	0,02	3,29
Relativní silové působení PDK (N/kg)	0,47	0,02	3,41
Vrchol nápřahu			
Relativní silové působení ZDK (N/kg)	0,66	0,06	9,53
Relativní silové působení PDK (N/kg)	0,25	0,04	15,62
Kontakt s míčkem			
Relativní silové působení ZDK (N/kg)	0,31	0,06	18,90
Relativní silové působení PDK (N/kg)	1,22	0,06	4,74
Rychlost hole (m/s)	25,06	1,17	4,69

Tab. 20. Hodnocené parametry ve vybraných fázích golfového švihů

Legenda: ZDK – zadní dolní končetina; PDK – přední dolní končetina; SD – směrodatná odchylka; VK – variační koeficient

Vysokou opakovatelnost (stabilitu) provedení, resp. nízkou variabilitu provedení, vyjádřenou pomocí variačního koeficientu (VK), lze pozorovat u všech sledovaných parametrů ve 3 fázích golfového švihů. Ve fázi ZP můžeme pozorovat vysokou stabilitu provedení u obou sledovaných parametrů (relZDK: VK = 3,29 %; relPDK: VK = 3,41 %). Ve fázi VN je pozorovatelná mírně zvýšená variabilita provedení v případě obou sledovaných parametrů, avšak více u relPDK (VK = 15,62 %) oproti relZDK (VK = 9,53 %). Ve fázi KM můžeme pozorovat vyšší variabilitu provedení v parametru relZDK (VK = 18,90 %) a vysokou stabilitu provedení u parametru relPDK (VK = 4,74 %) a RH (VK = 4,69 %). Vztah mezi RH a silovým působením dolních končetin byla hodnocena ve fázi KM a je pro jednotlivé hráče uvedena v tabulce 21.

		N	Correlation	Sig.
Hráč 1	ZDK	10	,349	,323
	PDK	10	,086	,812
Hráč 2	ZDK	10	-,249	,488
	PDK	10	-,349	,323
Hráč 3	ZDK	10	-,313	,378
	PDK	10	,091	,803
Hráč 4	ZDK	10	,061	,866
	PDK	10	,652	,041
Hráč 5	ZDK	10	-,046	,900
	PDK	10	,713	,021
Hráč 6	ZDK	10	-,638	,047
	PDK	10	,319	,369
Hráč 7	ZDK	10	-,704	,023
	PDK	10	,555	,096

Tab. 21. Závislost mezi rychlostí hole a silovým působením dolních končetin u jednotlivých hráčů ($\alpha = 0,05$)

Legenda: ZDK – zadní dolní končetina; PDK – přední dolní končetina

Vysoký kladný vztah pozorujeme mezi parametrem RH a relPDK u hráče 4 ($r = 0,652$), u hráče 5 ($r = 0,713$) a u hráče 7 ($r = 0,555$). Zároveň byl nalezen vysoký negativní vztah mezi parametry RH a relZDK u hráče 6 ($r = -0,638$) a u hráče 7 ($r = -0,704$).

5.2.1.1.2. Hodnocení na základě kinematických parametrů I

Cílem této části práce bylo zhodnotit dynamickou posturální stabilitu na základě stability (opakovatelnosti) provedení u vybraných kinematických parametrů.

Přehled sledovaných parametrů a základní statistické údaje jsou uvedeny v tabulce 22. Parametr natažení X-Faktoru (SXFak) byl charakterizován jako časový úsek mezi pohybem boků, které začínali švih k míči, a vrcholem náprahu a měřil 0,08 s ($SD = 0,02$). Maximální rotace ramen (R_{max}) byla v průměru vyšší o $60,37^\circ$ ($SD = 6,78^\circ$) oproti maximální rotaci boků (B_{max}). Průměrná rychlost hole (RH) byla zjištěna 24,37 m/s ($SD = 1,04$). Nízká hodnota variačního koeficientu (VK) svědčí o vysoké opakovatelnosti provedení v parametrech R_{max} ($VK = 4,32\%$) a RH ($VK = 4,26\%$).

U parametrů maximální X-faktor (Xmax) (VK = 11,24 %), Bmax (19,20 %) a SXFak (VK = 25,18 %) byla stabilita provedení na nižší úrovni.

Elitní hráči golfu (n=5)	Rozsah	Minimum	Maximum	Průměr	Směrodatná odchylka	Variační koeficient (%)
SXFak (s)	0,08	0,04	0,12	0,08	0,02	25,18
Rmax (°)	16,19	90,37	106,56	99,80	4,31	4,32
Bmax (°)	25,89	28,43	54,32	42,68	8,20	19,20
Xmax (°)	22,25	47,45	69,70	60,37	6,78	11,24
RH (m/s)	5,34	21,79	27,13	24,37	1,04	4,26

Tab. 22. Základní statistické vyhodnocení vybraných parametrů

Legenda: SXFak – natažení X-faktoru (Stretch X-faktor); Rmax – maximální otočení ramen; Bmax – maximální otočení boků; Xmax – maximální X-Faktor; RH – rychlost hole

Vztahová analýza mezi vybranými kinematickými parametry (tab. 23) ukazuje vysoký kladný vztah mezi následujícími parametry: Rmax a Bmax ($r = 0,787$); SXFak a Rmax ($r = 0,561$); SXFak a Bmax ($r = 0,527$); SXFak a RH ($r = 0,506$). Vysoký záporný vztah jsme zjistili mezi parametry Xmax a Bmax ($r = -0,720$). Ačkoliv byl zjištěn vysoký vztah mezi SXFak a RH v rámci sledované skupiny, tak vztahová analýza mezi těmito parametry u jednotlivých hráčů kladný vztah neukázala (tab. 24). Grafické znázornění vztahu mezi SXFak a RH ve všech pokusech jednotlivých hráčů je na obrázku 21.

Elitní hráči golfu (N=5)						
		SXFak	Rmax	Bmax	Xmax	RH
Rmax	Pearson Correlation	,561**	1			
	Sig. (2-tailed)	,000				
Bmax	Pearson Correlation	,527**	,787**	1		
	Sig. (2-tailed)	,000	,000			
Xmax	Pearson Correlation	-,174	-,177	-,720**	1	
	Sig. (2-tailed)	,284	,273	,000		
RH	Pearson Correlation	,506**	,288	,044	,304	1
	Sig. (2-tailed)	,001	,071	,789	,057	

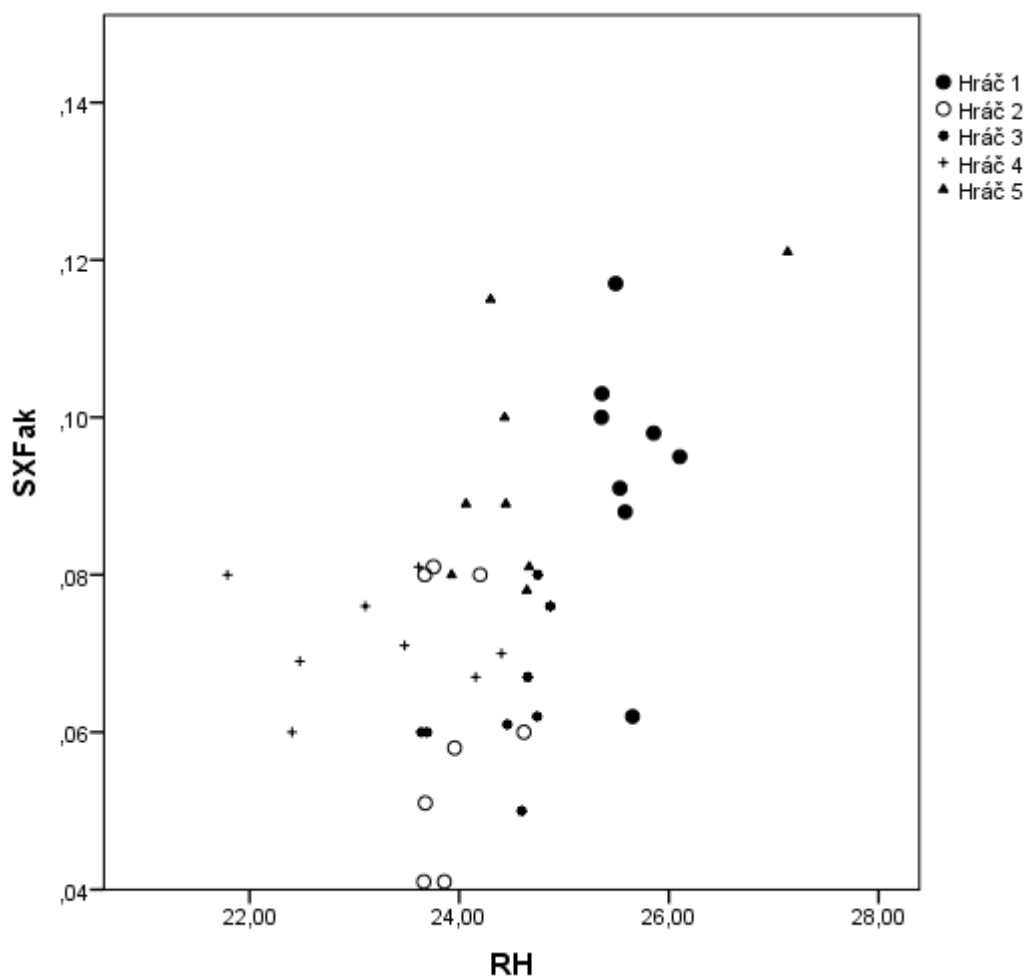
Tab. 23. Vztahová analýza mezi jednotlivými kinematickými parametry ($\alpha = 0,01$)

Legenda: SXFak – natažení X-faktoru (Stretch X-faktor); Rmax – maximální otočení ramen; Bmax – maximální otočení boků; Xmax – maximální X-Faktor; RH – rychlost hole

		SXFak				
		Hráč 1	Hráč 2	Hráč 3	Hráč 4	Hráč 5
RH	Pearson Correlation	-,215	,133	,434	-,085	,621
	Sig. (2-tailed)	,608	,754	,283	,842	,101

Tab. 24. Vztahová analýza mezi natažením X-faktoru a rychlostí hole v okamžiku kontaktu s míčkem u jednotlivých hráčů ($\alpha = 0,01$)

Legenda: RH – rychlost hole



Obr. 21. Vztah mezi natažením X-faktoru a rychlostí hlavy hole ve všech pokusech jednotlivých hráčů

Legenda: SXFak – natažení X-faktoru (Stretch X-faktor); RH – rychlost hole

5.2.1.1.3. Hodnocení na základě kinematických parametrů II

Cílem této části práce bylo zhodnotit dynamickou posturální stabilitu na základě stability (opakovatelnosti) provedení u vybraných kinematických parametrů u dvou věkově rozdílných skupin hráčů golfu.

Přehled sledovaných parametrů a základní statistické údaje jsou uvedeny v tabulce 25 pro sledovanou skupinu profesionálních hráčů a v tabulce 26 pro sledovanou skupinu elitních dorosteneckých hráčů. Ve všech sledovaných parametrech pohybu horní části těla dosahovali dorostenečtí hráči vyšších průměrných hodnot, stejně jako v parametru rychlost hole. V parametru X-Faktor v okamžiku kontaktu hlavy hole s míčkem (K X-Fak) dosáhli dorostenečtí hráči vyšší stability provedení než hráči profesionální. V ostatních parametrech (V X-Fak – X-Faktor ve vrcholu nápřahu; M X-Fak – maximální X-Faktor; N X-Fak – natažení X-Faktoru; N% X-Fak – procentuální natažení X-Faktoru) měli profesionální hráči vyšší stabilitu provedení než hráči dorosteneckého věku. Vysoká stabilita (opakovatelnost) provedení se prokázala u profesionálních (VK = 4,50 %) i dorosteneckých hráčů (VK = 7,57 %) pouze v parametru rychlost hole (RH). U parametrů pohybu horní části těla nebyla stabilita provedení na takové úrovni.

SKUPINA PROFESIONÁLNÍCH HRÁČŮ						
	V X-Fak (°)	M X-Fak (°)	K X-Fak (°)	N X-Fak (°)	N% X-Fak (%)	RH (m/s)
Průměr	58,26	59,56	32,09	1,29	2,08	24,12
SD	6,89	7,35	6,05	1,56	2,43	1,08
Rozsah	21,04	22,24	19,30	5,05	9,31	4,49
Min	46,19	47,44	23,74	0,00	0,00	21,51
Max	67,23	69,68	43,04	5,05	9,31	26,00
VK (%)	11,82	12,35	18,87	120,31	116,54	4,50

Tab. 25. přehled sledovaných parametrů a základní statistické údaje u profesionálních hráčů

Legenda: V X-Fak – X-Faktor ve vrcholu nápřahu; M X-Fak – maximální X-Faktor; K X-Fak – X-Faktor v okamžiku kontaktu hlavy hole s míčkem; N X-Fak – natažení X-Faktoru; N% X-Fak - procentuální natažení X-Faktoru; RH – rychlost hole; SD – směrodatná odchylka; Min – minimální hodnota; Max – maximální hodnota; VK – variační koeficient

SKUPINA ELITNÍCH DOROSTENECKÝCH HRÁČŮ						
	V X-Fak (°)	M X-Fak (°)	K X-Fak (°)	N X-Fak (°)	N% X-Fak (%)	RH (m/s)
Průměr	68,54	73,46	34,97	4,92	6,58	24,83
SD	12,75	11,88	3,92	6,98	8,68	1,88
Rozsah	41,01	38,46	13,95	18,13	22,65	6,05
Min	49,13	51,75	28,14	0,00	0,00	21,93
Max	90,14	90,21	42,09	18,13	22,65	27,98
VK (%)	18,61	16,18	11,22	141,78	131,89	7,57

Tab. 26. přehled sledovaných parametrů a základní statistické údaje u dorosteneckých hráčů

Legenda: V X-Fak – X-Faktor ve vrcholu nápřahu; M X-Fak – maximální X-Faktor; K X-Fak – X-Faktor v okamžiku kontaktu hlavy hole s míčkem; N X-Fak – natažení X-Faktoru; N% X-Fak - procentuální natažení X-Faktoru; RH – rychlost hole; SD – směrodatná odchylka; Min – minimální hodnota; Max – maximální hodnota; VK – variační koeficient

Vztahová analýza mezi jednotlivými kinematickými parametry je pro skupinu profesionálních hráčů (PH) uvedena v tabulce 27 a pro skupinu elitních dorosteneckých hráčů (DH) v tabulce 28. Vysoký kladný vztah mezi parametry pohybu horní části těla byl nalezen u obou sledovaných skupin mezi parametry: V X-Fak a K X-Fak (PH: $r = 0,865$; DH: $r = 0,764$), V X-Fak a M X-Fak (PH: $r = 0,978$; DH: $r = 0,842$), K X-Fak a M X-Fak (PH: $r = 0,801$; DH: $r = 0,581$), N X-Fak a N% X-Fak (PH: $r = 0,991$; DH: $r = 0,996$). U dorosteneckých hráčů byl nalezen vysoký záporný vztah mezi parametrem rychlost hole a V X-Fak ($r = -0,883$), K X-Fak ($r = -0,675$) a M X-Fak ($r = -0,675$). U profesionálních hráčů byl zjištěn vysoký kladný vztah mezi rychlostí hole (RH) a M X-Fak ($r = 0,513$) a vysoký kladný vztah mezi RH a N% X-Fak jsme zjistili u obou sledovaných skupin (PH: $r = 0,586$; DH: $r = 0,521$). Grafické znázornění vztahu mezi parametry RH a N% X-Fak je na obrázku 22.

PROFESIONÁLNÍ HRÁČI						
		V X-Fak	K X-Fak	M X-Fak	N X-Fak	N% X-Fak
K X-Fak	Pearson Correlation	,865**	1			
	Sig. (2-tailed)	,000				
M X-Fak	Pearson Correlation	,978**	,801**	1		
	Sig. (2-tailed)	,000	,000			
N X-Fak	Pearson Correlation	,196	-,041	,395*	1	
	Sig. (2-tailed)	,226	,799	,012		
N% X-Fak	Pearson Correlation	,101	-,105	,304	,991**	1
	Sig. (2-tailed)	,535	,518	,056	,000	
RH	Pearson Correlation	,406**	,242	,513**	,629**	,586**
	Sig. (2-tailed)	,009	,133	,001	,000	,000

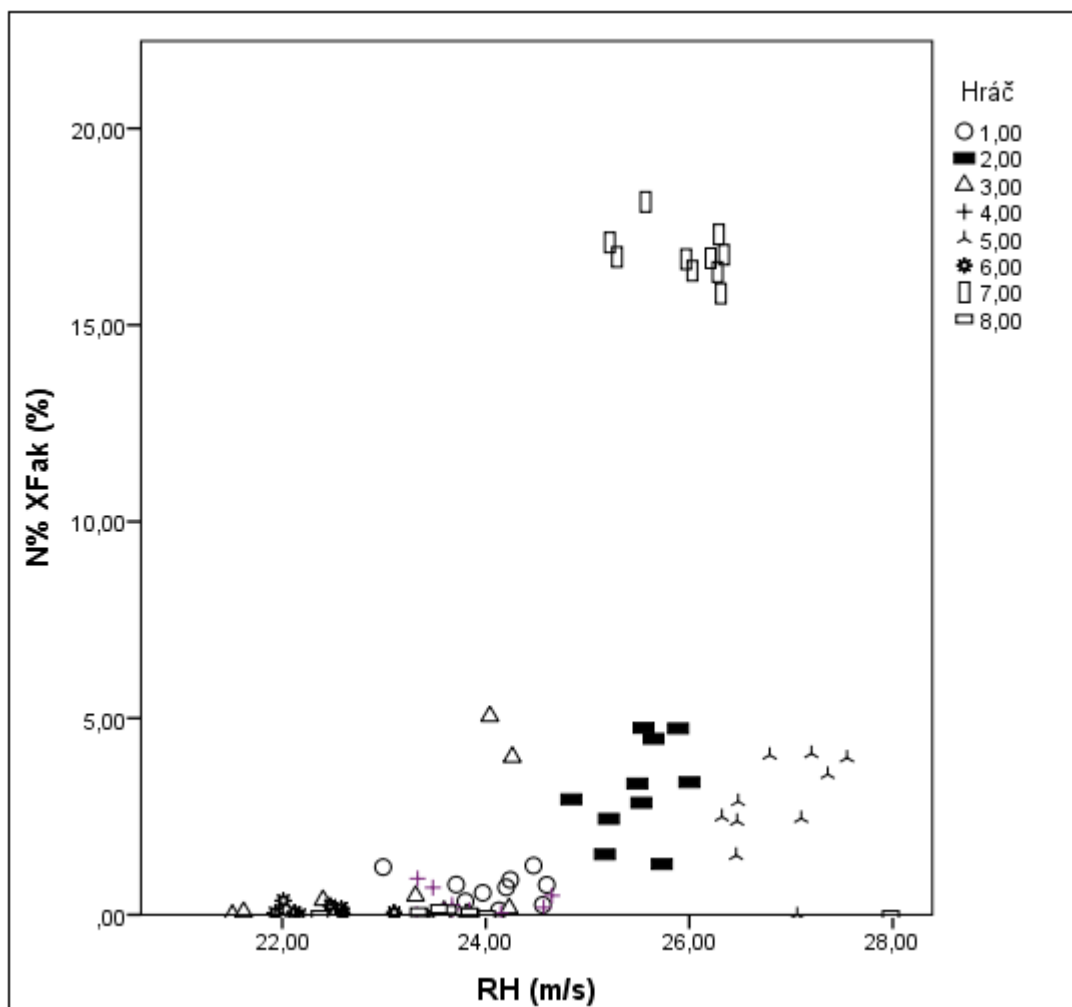
Tab. 27. Vztahová analýza mezi jednotlivými kinematickými parametry u profesionálních hráčů ($\alpha = 0,01$)

Legenda: V X-Fak – X-Faktor ve vrcholu náprahu; M X-Fak – maximální X-Faktor; K X-Fak – X-Faktor v okamžiku kontaktu hlavy hole s míčkem; N X-Fak – natažení X-Faktoru; N% X-Fak - procentuální natažení X-Faktoru; RH – rychlost hole

ELITNÍ DOROSTENEČTÍ HRÁČI						
		V X-Fak	K X-Fak	M X-Fak	N X-Fak	N% X-Fak
K X-Fak	Pearson Correlation	,764**	1			
	Sig. (2-tailed)	,000				
M X-Fak	Pearson Correlation	,842**	,581**	1		
	Sig. (2-tailed)	,000	,000			
N X-Fak	Pearson Correlation	-,394*	-,407**	,165	1	
	Sig. (2-tailed)	,012	,009	,310		
N% X-Fak	Pearson Correlation	-,465**	-,451**	,085	,996**	1
	Sig. (2-tailed)	,002	,003	,602	,000	
RH	Pearson Correlation	-,883**	-,595**	-,675**	,463**	,521**
	Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000	,003	,001

Tab. 28. Vztahová analýza mezi jednotlivými kinematickými parametry u dorosteneckých hráčů ($\alpha = 0,01$)

Legenda: V X-Fak – X-Faktor ve vrcholu náprahu; M X-Fak – maximální X-Faktor; K X-Fak – X-Faktor v okamžiku kontaktu hlavy hole s míčkem; N X-Fak – natažení X-Faktoru; N% X-Fak - procentuální natažení X-Faktoru; RH – rychlost hole



Obr. 22. Grafické znázornění vztahu mezi N% X-Fak a RH při kontaktu s míčkem u všech hráčů a pokusů

Legenda: N% X-Fak - procentuální natažení X-Faktoru; RH – rychlost hole

5.2.2. Dynamická posturální stabilita na příkladech zdravotně oslabené populace

5.2.2.1. Hodnocení dynamické posturální stability u pacientů s ataxií

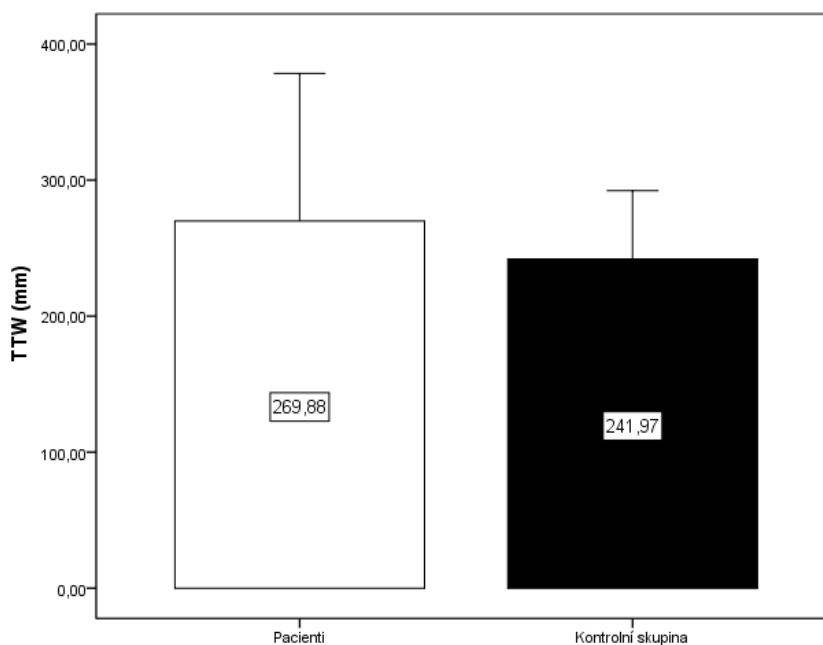
Cílem této části naší studie bylo zhodnotit dynamickou posturální stabilitu pacientů trpících AD SCA na základě sledování dynamických změn COP při výponu na špičky, tyto změny hodnotit oproti kontrolní skupině zdravých jedinců, zjistit parametry, ve kterých se tyto skupiny od sebe liší a porovnat změnu pohybové strategie mezi skupinami.

Základní údaje hodnocených parametrů (vychylování v ose X, celková dráha COP, celková velikost konfidenční elipsy, offset konfidenční elipsy) a posouzení statistické významnosti je uvedeno v tabulce 29. Pacienti trpící AD SCA dosáhli vyšší průměrné hodnoty celkové dráhy COP i vyššího rozptylu hodnot ($TTW = 269,88 \pm 108,51$ mm) než kontrolní skupina ($TTW = 241,97 \pm 50,22$ 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 ($2069,38 \pm 1482,11$ mm²) než u kontrolní skupiny ($909,38 \pm 676,09$ mm²), 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 = $114,25 \pm 46,77$ mm) než kontrolní skupina (Delta X = $45,50 \pm 22,36$ 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. Grafické vyjádření srovnání průměrů a rozptylu hodnot u pacientů s AD SCA a kontrolní skupiny je u parametru TTW uvedeno v obrázku 23, u parametru plochy konfidenční elipsy v obrázku 24, u parametru výchylky v ose X na obrázku 25 a u parametru polohy konfidenční elipsy od středu v obrázku 26.

Parametr	Skupina	N	Průměr	Směrodatná odchylka	t - test	p
TTW (mm)	Pacienti	16	269,88	108,51	1,22	0,23
	Kontrolní skupina	32	241,97	50,22		
Konfidenční elipsa (mm ²)	Pacienti	16	2069,38	1482,11	3,74	0,00
	Kontrolní skupina	32	909,66	676,09		
Delta X (mm)	Pacienti	16	114,25	46,77	6,93	0,00
	Kontrolní skupina	32	45,50	22,36		
Offset konfidenční elipsy	Pacienti	16	0,62	0,26	-4,97	0,00
	Kontrolní skupina	32	0,88	0,10		

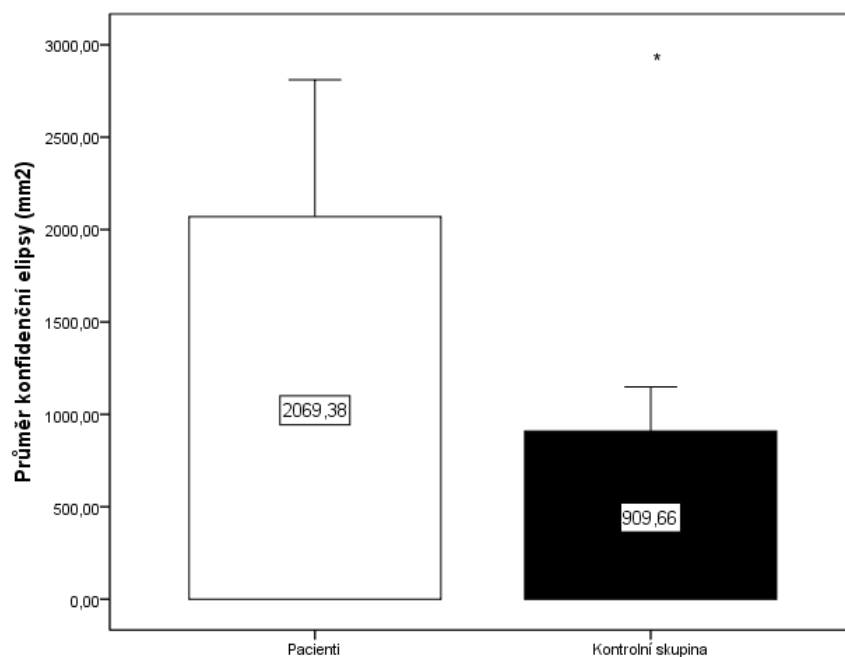
Tab. 29. Deskriptivní statistika a statistická významnost sledovaných parametrů

Legenda: TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení; Delta X – výchylky v pravolevém směru

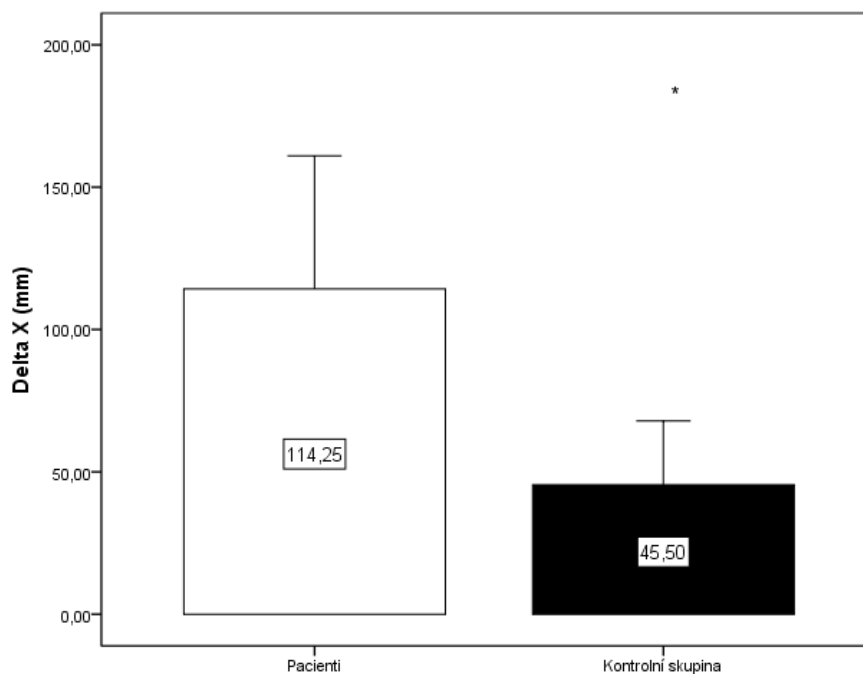


Obr. 23. Srovnání průměrů skupin a směrodatné odchylky celkové trajektorie (TTW) ($p < 0,05$)

Legenda: TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení

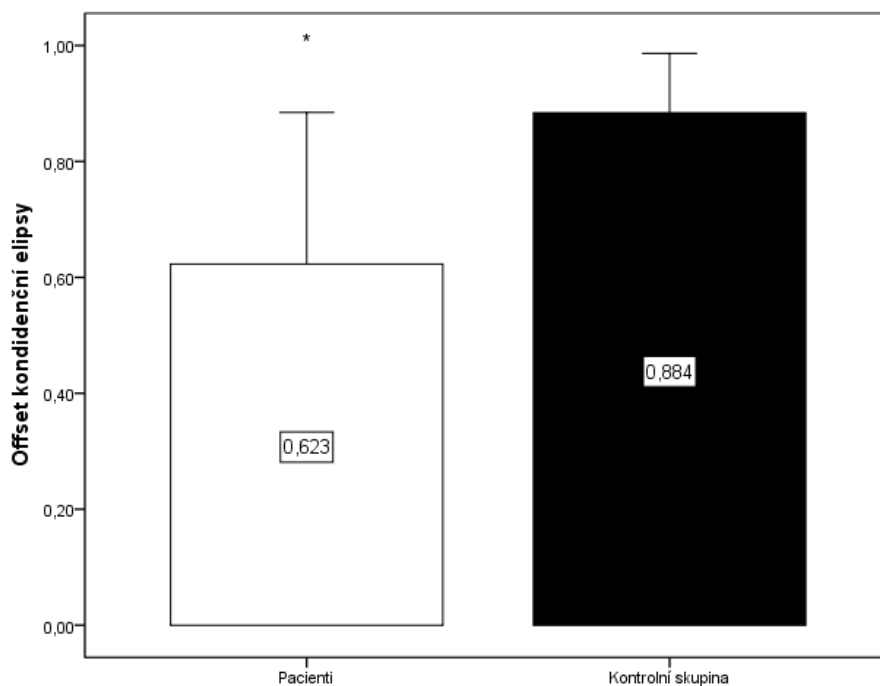


Obr. 24. Srovnání průměrů skupin a směrodatné odchylky plochy konfidenční elipsy
($p < 0,05$)



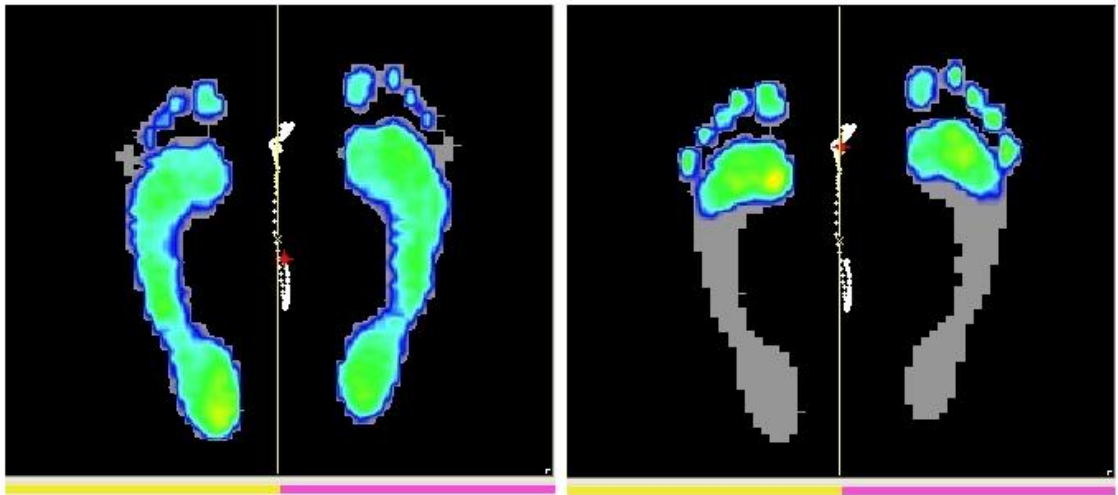
Obr. 25. Srovnání průměrů skupin a směrodatné odchylky v rozsahu výchylky v ose X
($p < 0,05$)

Legenda: Delta X – výchylky v pravolevém směru

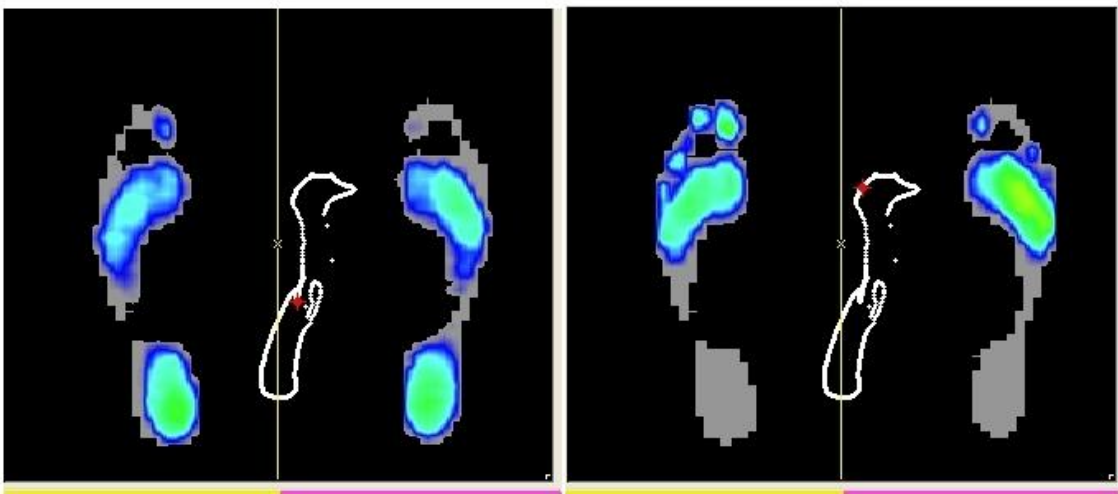


Obr. 26. Srovnání průměrů skupin a směrodatné odchylky středu konfidenční elipsy u výponu ($p < 0,05$)

Rozdílnou strategii provedení výponu u pacientů s AD SCA a kontrolní skupinou lze dokumentovat na vzorových grafech znázorňujících zatížení plosek nohou a polohu COP v počáteční pozici (široký stoj) a ve výponu. Vzor tlakové mapy znázorňující plošky nohou, COP a dráhu COP v počáteční pozici (široký stoj) a v konečné pozici (výpon) je pro kontrolní skupinu (zdravá populace) zobrazen na obrázku 27 a pro skupinu pacientů AD SCA na obrázku 28.



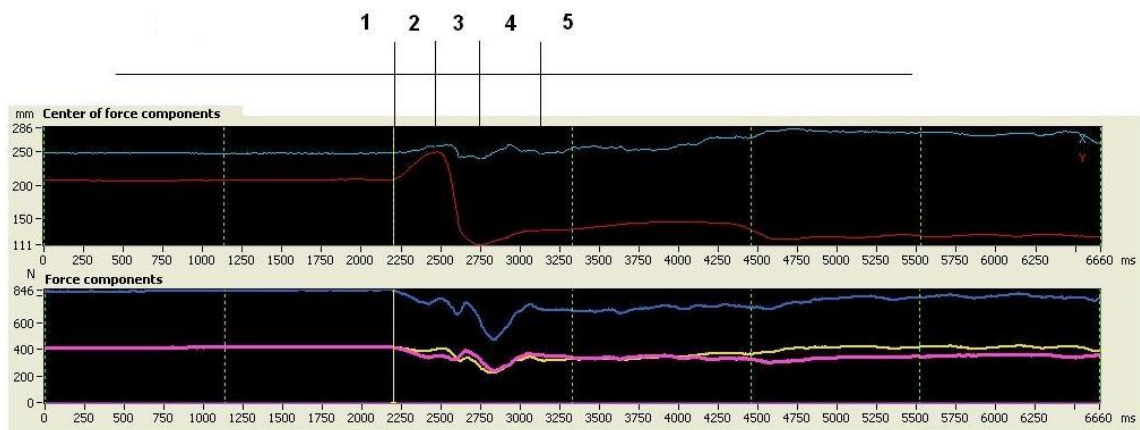
Obr. 27. Příklad tlakové mapy chodidel v širokém stoji a ve výponu - zdravá osoba



Obr. 28. Příklad tlakové mapy chodidel v širokém stoji a ve výponu - pacient

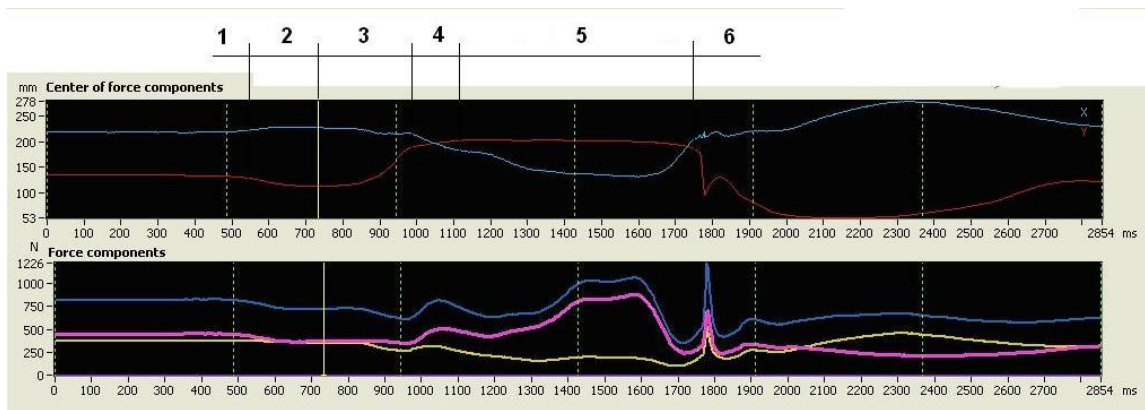
U kontrolní skupiny zdravých jedinců můžeme pozorovat symetrické zatížení obou dolních končetin a posun COP v průběhu výponu zejména v předozadním směru. U pacientů s AD SCA lze pozorovat jinou pohybovou strategii, kdy je výpon realizován pomocí zatěžování spíše jedné dolní končetiny, což bylo prokázáno výrazně vyšším rozptylem pohybu COP v pravolevém směru. Na uvedených tlakových mapách je levá dolní končetina označena žlutou barvou, zatímco pravá fialovou. Tlakové působení každého chodidla do podložky tak lze hodnotit zvlášť. Rozdílnou strategii provedení výponu tak lze znázornit také pomocí obrázků zobrazujících průběh pohybu COP (v ose X a ose Y) a zatížení jednotlivých dolních končetin (plosek nohou) v průběhu měření.

Obrázek 29 zachycuje průběh pohybu COP v ose X a v ose Y a zatížení jednotlivých dolních končetin u zdravého jedince, a obrázek 30 u pacienta s AD SCA. Na každém z obou obrázků jsou v horním grafu znázorněny průběhy pohybu středu tlakového působení v ose Y (předozadní směr) a v ose X (pravolevý směr) a v dolním grafu tlakové působení chodidel v newtonech.



Obr. 29. Dráhové a tlakové změny středu tlakového působení – zdravá kontrolní osoba

U zdravých kontrol lze křivku průběhu COP v ose Y (předozadní směr) rozdělit na 5 fází. Fáze 1, od počátku měření do okamžiku začátku pohybu, představuje stoj na obou chodidlech a je vidět, že během ní nedochází k žádným výchytkám. Fáze 2 představuje přenesení váhy na patní část chodidla, což je reprezentováno změnou polohy středu tlakového působení. Poté následuje fáze 3, která reprezentuje přesun středu tlakového působení směrem ke špičkám. V této fázi vykoná střed tlakového působení největší dráhu. Fáze 4 představuje dobu stabilizace, kdy se oporová fáze chodidla rozkládá mezi prsty a přední část plosky chodidla. Fáze 5 je již stoj na špičkách. U zdravé populace je výchylka v ose X (pravolevý směr) minimální a k malým změnám dochází především ve fázi 3 a 4. Ve fázi 1 je tlakové zatížení symetrické pro obě chodidla, k malé změně zatížení mezi pravým a levým chodidlem dochází v průběhu fází 2, 3 a 4. Od počátku fáze 5 je zatížení opět symetrické a k většímu zatížení vzhledem k pravé straně dochází až v druhé polovině času stoje ve výponu, ale i tam není rozdíl nijak významný.



Obr. 30. Dráhové a tlakové změny středu tlakového působení – pacient

Na rozdíl od zdravých kontrol, 10/17 pacientů nebylo schopno ve výponu vydržet po celou dobu vyšetření a průběh výponu byl zcela nekonstantní. Také byl nalezen mnohem výraznější rozptyl v ose X (v pravolevém směru) a byla prokázána asymetrie zatížení plosek v průběhu realizace výponu. Při inicializaci pohybu do výponu sice dochází u pacientů s AD SCA k přenosu zatížení do patní části chodidla, ale tato změna je velmi malá. Po výponu dojde ke stabilizaci, jež však trvá pouze 2 s. Ke ztrátě stability (konec fáze 5) dochází především změnou zatížení v pravolevém směru. Při hodnocení tlakového působení je patrné, že při fázi 1 je zatížení symetrické. Při vlastním výponu dochází k dominantnímu zatížení pravého chodidla a asymetrie mezi pravou a levou stranou se následně zvyšuje. To vede ke ztrátě stability a návratu do stoje na celá chodidla, což na grafu reprezentuje fáze 6.

5.2.2.2. Hodnocení dynamické posturální stability u pacientů s dědičnou neuropatií

Cílem této části naší práce bylo ověření možnosti využití kinematické analýzy k objektivizaci vzoru chůze u pacientů s dědičnou neuropatií (CMT – Charlot-Marie-Tooth), zhodnotit stabilitu provedení a ověřit vliv intervence na provedení pohybového úkolu chůze na základě vybraných kinematických parametrů.

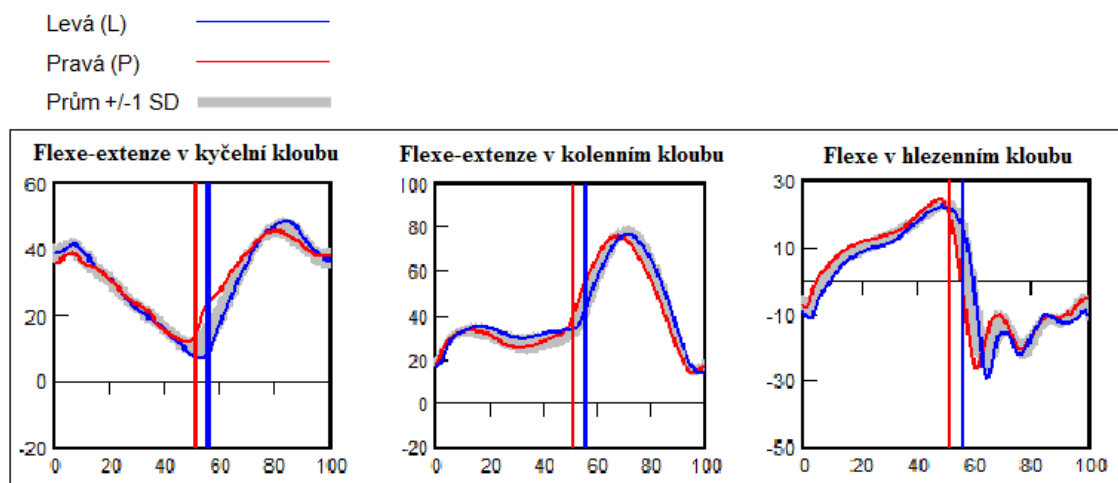
Vybrané časoprostorové a prostorové charakteristiky chůze jsou uvedeny v tabulce 30.

		Průměr	SD	Var
Rychlost	Krokový cyklus pravé dolní končetiny	0,924	0,057	0,19
[m/s]	Krokový cyklus levé dolní končetiny	0,939	0,062	0,2
	Průměrná rychlost chůze	0,931	0,060	0,2
Délka krokového cyklu	Pravá dolní končetina	1,159	0,068	0,23
[m]	Levá dolní končetina	1,156	0,061	0,22
	Průměrná délka krokového cyklu	1,157	0,065	0,23
Délka kroku	Pravá dolní končetina	0,573	0,026	0,08
[m]	Levá dolní končetina	0,58	0,036	0,13
	Průměrná délka kroku	0,576	0,032	0,13

Tab. 30. Vybrané rychlostní a délkové charakteristiky chůze

Legenda: SD – směrodatná odchylka; Var – variační rozpětí

Na obrázku 31 je znázorněn průběh úhlových změn v jednotlivých kloubech v průběhu krokového cyklu pacienta. Křivky grafů znázorňují průběh úhlových změn během jednoho krokového cyklu (červená, modrá) a průměrné úhlové změny ze všech analyzovaných krokových cyklů levé i pravé dolní končetiny znázorněné jako +/- 1 směrodatná odchylka (šedá). Barevné svislíce označují počátek švihové fáze krokového cyklu u jednotlivých dolních končetin.



Obr. 31. Průměrné úhlové změny v kloubech dolních končetin v průběhu krokového cyklu

V tabulce 31 jsou uvedeny hodnoty rozsahu pohybu v kloubech dolních končetin před a po rehabilitaci a procentuálně vyjádřeny změny v jednotlivých parametrech. Na základě uvedených dat můžeme konstatovat, že u námi analyzovaného pacienta jsme

zjistili zvětšený rozsah flexe v hlezenním kloubu a snížený rozsah pohybu ve smyslu flexe-extenze v kolenním a kyčelním kloubu po ukončení rehabilitačního plánu. Rozsah pohybu v hlezenním kloubu se zvýšil u levé dolní končetiny (LDK) o 3,2° (10,21 %) a u pravé dolní končetiny (PDK) o 1,15° (3,77 %), rozsah pohybu v kolenním kloubu se u LDK snížil o 3,6° (5,37 %) a u PDK o 6,21° (9,44 %) a rozsah pohybu v kyčelním kloubu se snížil u LDK o 2,75° a u PDK o 5,43° (5,98 %). 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.

Variabilita parametru celkového rozsahu pohybu v hlezenním kloubu se po intervenci snížila u obou dolních končetin. Naopak, variabilita celkového rozsahu v kolenním kloubu dosáhla po rehabilitaci vyšší hodnoty u obou dolních končetin. V případě variability celkového rozsahu pohybu v kyčelním kloubu byla zaznamenána nižší hodnota po rehabilitaci u pravé dolní končetiny, naopak u levé dolní končetiny byla hodnota vyšší.

Charakter pohybu	Dolní končetina	Před rehabilitací			Po rehabilitaci			Rozdíl hodnot (%)
		Úhel (°)	SD (°)	Var (°)	Úhel (°)	SD (°)	Var (°)	
Celkový rozsah pohybu ve smyslu flexe – extenze v hlezenním kloubu	Pravá	29,31	1,31	5,06	30,46	1,21	3,48	3,77
	Levá	28,14	0,88	2,97	31,34	0,82	2,9	10,21
Celkový rozsah pohybu ve smyslu flexe – extenze v kolenním kloubu	Pravá	65,79	2,06	8,67	59,58	2,84	10,71	9,44
	Levá	66,99	1,35	5,75	63,39	1,76	6,58	5,37
Celkový rozsah pohybu ve smyslu flexe – extenze v kyčelním kloubu	Pravá	41,25	1,62	5,63	35,82	1,44	5,17	13,16
	Levá	45,98	1,36	5,97	43,23	1,77	6,6	5,98

Tab. 31. Porovnání rozsahu pohybu v kloubech dolních končetin před a po rehabilitaci

Legenda: SD – směrodatná odchylka; Var – variační rozpětí

V tabulce 32 jsou uvedeny hodnoty rozsahu pohybu v kloubech jednotlivých dolních končetin u námi sledovaného pacienta po rehabilitaci a hodnoty rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech dolních končetin u zdravé populace (Perry, 1992).

Charakter pohybu	Pacient		Zdravý jedinci
	Úhel ve stupních		Úhel ve stupních
	levá	pravá	
Celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu ve smyslu flexe - extenze	31,34	30,46	30
Celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu ve smyslu flexe - extenze	63,39	59,58	60
Celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve smyslu flexe - extenze	43,23	35,82	43

Tab. 32. Rozsahy pohybu v kloubech u sledovaného pacienta po rehabilitaci a zdravé populace

6. DISKUSE

V jednotlivých částech této práce jsme se zabývali problematikou statické a dynamické posturální stability a způsoby jejího využití při testování osob se zvýšenou pohybovou aktivitou, i osob se zdravotním oslabením. Pro přehlednost nejprve diskutujeme zjištěné výsledky u jednotlivých částí a poté jejich význam vzhledem k hypotézám.

Při posuzování posturální stability se můžeme opírat jak o absolutní hodnoty a tím určovat úroveň posturální stability v globálním pohledu (určovat výkonnostní hledisko), tak také z pohledu zdravotního, tj. možnosti zjištění vlivu intervenčních metod na posturální stabilitu, případně hledání zdravotních rizik spojených s asymetrickým zatěžováním dolních končetin.

6.1. Statická posturální stabilita

6.1.1. Statická posturální stabilita na příkladech pohybově aktivní populace

6.1.1.1. Úroveň statické posturální stability u hráček házené

Vyloučení zrakové kontroly ve stoji na obou dolních končetinách, jak širokém tak úzkém, způsobilo u námi sledované skupiny 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. Zúžení opěrné báze ve stoji na obou dolních končetinách vedlo jen ke zhoršení v parametrech výchyly v předozadním a pravolevém směru, avšak u parametru celkové dráhy vychylování došlo ke zlepšení. Z toho lze usuzovat dobrou schopnost udržování posturální stability i přes sníženou oporovou bázi a vyřazení zrakové kontroly u vrcholových hráček házené. Z výsledků stoje na jedné dolní končetině je patrná symetrie mezi dolními končetinami u námi sledovaného souboru v parametrech posturální stability. Tento fakt nemusí platit v případě zranění kotníků nebo kyčlí, jež by mohlo mít na výsledky vliv.

6.1.1.2. Statická posturální stabilita u hráček fotbalu

V této části studie jsme hodnotili úroveň posturální stability hráček fotbalu 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). Zároveň byl analyzován vzájemný vztah mezi případnými rozdíly v distribuci tělesné vody a rozdílem ve výsledku stoje na pravé a levé dolní končetině v parametru TTW. Cílem této části bylo zhodnotit posturální stabilitu hráček fotbalu v testu stoj na jedné dolní končetině a zjistit, zda rozložení tělesné hmoty souvisí s výsledky stoje na jednotlivých dolních končetinách, resp. zda případná asymetrie v rozložení tělesné hmoty souvisí s asymetrií dosažených výsledků v testu posturální stability.

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. Sledovaný soubor dosáhl dobrých výsledků v testu stoje na jedné dolní končetině. Rozdíly mezi hráčkami však byly relativně velké. Nejlepší dosažený výsledek při stoji na jedné dolní končetině byl 471 mm, nejhorší pak 2580 mm. Největší zjištěný rozdíl mezi výsledky stoje byl 707 mm (pravá 471 mm, levá 1178 mm), což představuje rozdíl 149 %. Pro hodnocení rozdílu výsledku stoje mezi pravou a levou dolní končetinou, lze využít procentuální vyjádření. Průměrná hodnota rozdílu mezi končetinami byla $23,38 \pm 31,52$ %. U 7 hráček jsme zjistili rozdíl pod hranicí 10 %, u 4 hráček pod 20 % a u 8 hráček byla hodnota asymetrie mezi 23 – 39 %. Výraznou odchylkou byla již zmiňovaná hráčka, u které jsme zjistili rozdíl 149 %.

Hladinu pro určení asymetrie distribuce tělesných tekutin byla stanovena na 0,1 litru. Vyšší hodnoty asymetrie dosáhly 4 hráčky, tj. 20 % sledovaného souboru. 12 hráček mělo rovnou nebo nižší hodnotu asymetrie než 0,06 l. Zbýlé čtyři hráčky se pohybovali mezi 0,06 l a 0,1 l. U námi sledovaného souboru výsledky svědčí o dobré symetrii dolních končetin z pohledu distribuce tekutin.

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.

6.1.1.3. Statická posturální stabilita u hráček plážového volejbalu

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. V parametrech vychylování v pravolevém směru (osa X = $4,29 \pm 1,03$) a předozadním směru (osa Y = $10,50 \pm 4,44$ mm) u testu SSOO jsou námi naměřené výsledky srovnatelné s výsledky studie Kuczynski, Rektos, a Borzucka (2009), kteří uvádí u druholigových volejbalistů výsledky výchylek v ose X ($3,7 \pm 0,8$ mm) a ose Y ($2,9 \pm 0,6$ mm) u stejného testu (SSOO), ale trvajících 20 s. V parametru vychylování v pravolevém směru jsou výsledky téměř identické, avšak u našeho souboru jsou výsledky vychylování v ose Y vyšší, to však může být způsobeno delším časem měření. Při stoupající obtížnosti testů (zavřené oči, užší opěrná báze) jsme zjistili také vyšší naměřené hodnoty u vybraných parametřů, což je v souladu s teorií (Vařeka, 2002b).

U kontrolní skupiny došlo ke změnám v naměřené hodnotě parametru TTW mezi měřeními před a po intervenci v rozsahu max. 16,56 % ve smyslu zlepšení a max. -16,04 % ve smyslu zhoršení, rozsah změn byl tedy celkově v rozpětí 32,60 %. U experimentální skupiny došlo vlivem intervence ke změnám v naměřené hodnotě parametru TTW mezi měřeními před a po intervenci v rozsahu max. 28,57 % ve smyslu zlepšení a max. -3,6 % ve smyslu zhoršení, rozsah změn byl tedy celkově 32,17 %. Rozsah změn vyjádřený v procentech by mohl naznačovat, že nebyl zaznamenán vliv intervence na statickou posturální stabilitu. Při bližším pohledu na naměřené procentuální změny je však jasné, že zatímco u kontrolní skupiny došlo ke zhoršení a zlepšení téměř rovnoměrně, tak u experimentální skupiny nebylo zaznamenáno výrazné zhoršení u žádného z testů a naopak výrazné zlepšení u obou testů stoje na jedné dolní končetině. Vlivem intervence se také, vedle zlepšení průměrné hodnoty, 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. 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 CVT na posturální stabilitu se zabývali mnohé zahraniční studie, avšak spíše u osob se zdravotním omezením (Bogaerts, Verschueren, Delecluse, Claessens, & Boonen, 2007; Turbanski, Haas, Schmidbleicher, 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 et al., 2003).

6.1.2. Statická posturální stabilita na příkladu zdravotně oslabené populace

6.1.2.1. Statická posturální stabilita u pacientů s ataxií

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. Vyšší míra vzájemného vztahu byla nalezena mezi vybranými parametry posturální stability a hodnotící škály ICARS, což můžeme přičíst faktu, že hodnocení pomocí škály ICARS provádí lékař, zatímco hodnotící škálu ADLS hodnotí samotný pacient a tyto údaje tak mohou být více ovlivněny momentálním mentálním a psychickým stavem pacienta. 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 nevhodnější 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.

Mezi mezinárodně používanou škálou ICARS a ADLS byla nalezena vzájemná závislost, v absolutních číslech v pásmu střední závislosti. To může být způsobeno faktem, že ADLS je vyplňována samotnými pacienty. Přesto však ADLS odpovídá všem podmínkám, které mohou být na takové škály kladeny. Je dostupná v klinické praxi, pro vyšetřujícího je časově málo náročná, monitoruje klinický stav pacienta v jeho běžných činnostech a zároveň dobře koreluje s neurologickým nálezem. Škála ADLS korelovala také s vybranými parametry posturální stability. Z uvedených důvodů

se ADLS jeví jako vhodný nástroj pro monitorování stavu pacientů trpících FRDA a AD SCA v klinické praxi.

6.1.3. Úroveň posturální stability ve vztahu k obtížnosti testů

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).

V našem případě jsme zvolili ztížení testů odebráním vizuální kontroly a zúžení oporové báze při stojích na obou dolních končetinách, jejichž vliv jsme hodnotili na základě změn v parametrech vychylování středu tlakového působení (COP) v pravolevém směru (Delta X) a v předozadním směru (Delta Y) a v parametru celkové dráhy COP (TTW). 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.

6.2. Dynamická posturální stabilita

6.2.1. Dynamická posturální stabilita na příkladu pohybově aktivní populace

6.2.1.1. Hodnocení dynamické posturální stability u hráčů golfu

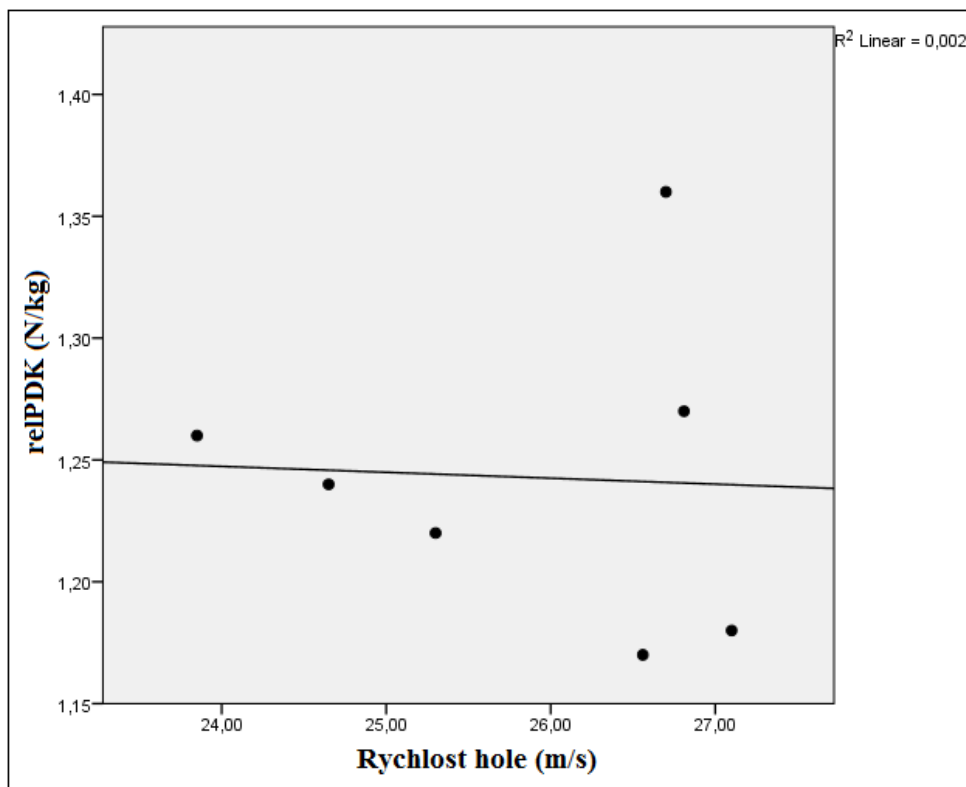
6.2.1.1.1. Hodnocení na základě kinetických parametrů

Cílem této části práce bylo hodnocení dynamické posturální stability na základě opakovatelnosti provedení v kinematických parametrech a rychlosti hlavy hole (Gryc, Zahálka, Malý, & Hráský, 2012). Golfový švih lze rozdělit do dvou základních částí (nápřah, švih k míči), které se následně přesněji dělíme na zmíněných 8 fází. Nápřah je v této práci vymezen fázemi ZP a VN, švih k míči je pak ohraničen fázemi VN a KM. 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; G Wiren, 1990). Při nápřahu se hmotnost přenáší směrem na ZDK v důsledku rotačního pohybu trupu směrem od cíle a graduje těsně před fází VN. Před VN, které je určeno pozicí golfové hole, již začíná rotační pohyb pánve směrem k cíli, čímž se startuje švih k míči. Celý švih k míči, od fáze VN do KM, je charakterizován zvyšujícím se silovým působením na PDK, které je způsobeno probíhajícím rotačním pohybem těla směrem k cíli a pokračuje až do fáze PS, ale i dále při dokončování švihů. Golfový švih končí vyrovnanou pozicí ve stoji na PDK, kdy u ZDK je v kontaktu se zemí jen špička, a je výsledkem stabilního provedení golfového švihů.

Vysoká opakovatelnost (stabilita) provedení ve vybraných parametrech vypovídá o vysoké herní výkonnosti u sledovaných hráčů. Jako nejpodstatnější se pak jeví vysoká opakovatelnost v parametru RH ve fázi KM, neboť právě dosahování konstantní rychlosti hlavy hole při kontaktu s míčkem je prvním předpokladem pro opakované dosahování stále stejné vzdálenosti doletu míčku.

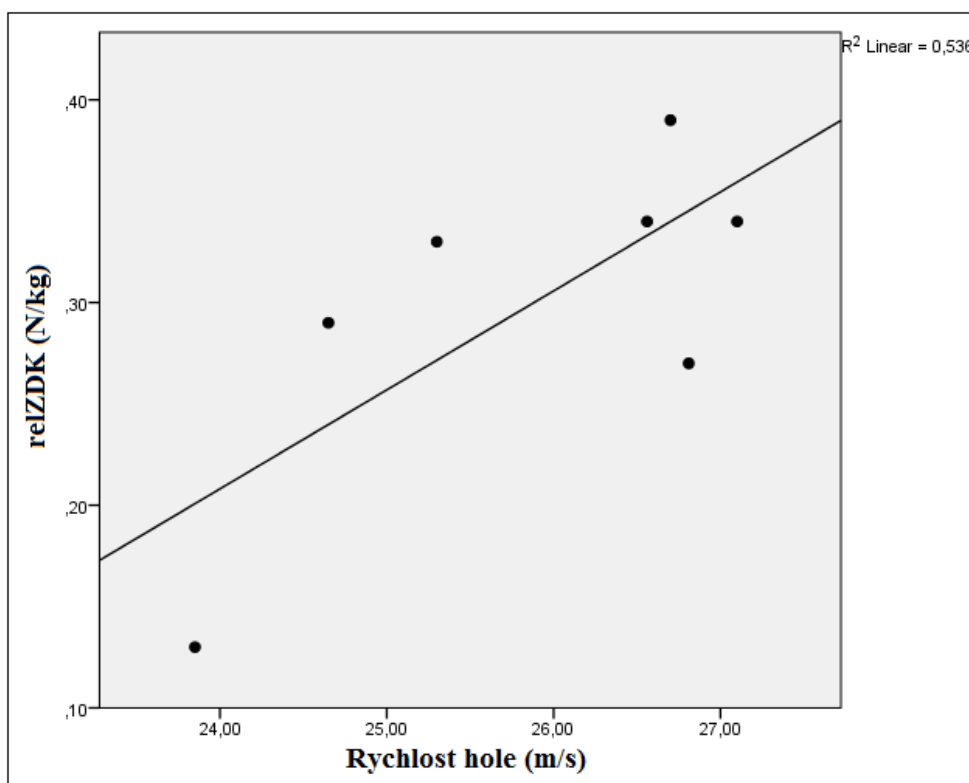
Zjištěné výsledky vztahu mezi parametrem RH a parametry silového působení dolních končetin do podložky (relPDK, relZDK) naznačují kladný vztah mezi rychlostí hlavy hole a silovým působením na přední dolní končetinu. Při srovnání nejrychlejších pokusů jednotlivých hráčů však můžeme pozorovat, že se vzrůstajícím relativním silovým působením přední dolní končetinou nevzrůstá rychlost hlavy hole (obr. 32), avšak při zvyšujícím se relativním silovým působením zadní dolní končetinou se rychlost hlavy hole zvyšuje (obr. 33). Tento fakt naznačuje, že pro dosažení delší

vzdálenosti je žádoucí, aby hráč při úderu více na zadní dolní končetině. Z pohledu opakovatelnosti a s návazností na měnící se hodnoty vybraných parametrů DPS by bylo zajímavé instruovat hráče k zahrání maximální vzdálenosti a pozorovat u vrcholových hráčů změnu pohybové strategie.



Obr. 32. Grafické znázornění vztahu mezi relPDK a RH u nejrychlejších pokusů jednotlivých hráčů

Legenda: relPDK – relativní silové působení přední dolní končetinou; RH – rychlost hole



Obr. 33. Grafické znázornění vztahu mezi relZDK a RH u nejrychlejších pokusů jednotlivých hráčů

Legenda: relZDK – relativní silové působení zadní dolní končetinou; RH – rychlost hole

6.2.1.1.2. Hodnocení na základě kinematických parametrů I a II

V této části jsme se zabývali kinematickými parametry pohybu horní části těla v průběhu golfového švihů, jako parametrů použitých pro hodnocení dynamické posturální stability formou zjištění stability provedení (Gryc, Zahálka, & Malý, 2009, 2013; Gryc, Zahálka, Malý, & Hráský, 2013). Jako nejdůležitější parametr při hodnocení pohybu horní části těla se jeví X-Faktor a různé možnosti jeho hodnocení, čímž se zabývali mnohé zahraniční studie (Adlington, 1996; Burden, Grimshaw, & Wallace, 1998; Hume et al., 2005; Cheetham et al., 2000; McLean, 1992). Cílem golfového švihů je dosažení stále stejné výsledné hodnoty u parametru rychlost hole, resp. rychlost hlavy hole v okamžiku kontaktu s míčkem, jelikož je hlavní determinantou ovlivňující délku letu míče. Námi sledované soubory dosahovali průměrných rychlostí 25,18 m/s, 24,12 m/s resp. 24,83 m/s, což je méně než uvádějí dříve publikované studie, kde zjistili naměřenou rychlost hole v rozmezí 33 – 57 m/s (Fradkin, Sherman, & Finch, 1998; Hume et al., 2005; Meister et al., 2011). Tento fakt

je u nás ovlivněn dvěma faktory. Za prvé je v naší studii charakterizována rychlost hole, jako rychlost pohybu bodu umístěného 0,2 m nad hlavou hole, zatímco u výše zmíněných studií uvádějí rychlost hlavy hole. Zadruhé v naší studii používáme hůl číslo 7, avšak dříve provedené studie hůl číslo 5 nebo driver, kterými se dosahuje větší vzdálenosti odpalu a tedy i vyšší rychlosti hlavy hole. Užití hole určené pro delší údery, případně umístění bodu blíže k hlavě hole by vedlo k vyšším naměřeným rychlostem.

U všech námi sledovaných skupin bylo dosaženo v parametru rychlost hole vysoké stability provedení, což nasvědčuje vysoké herní výkonnosti u hráčů námi sledovaných skupin. Stabilita provedení v ostatních sledovaných parametrech byla na nižší úrovni, kromě parametru maximální otočení ramen sledovaného u profesionálních hráčů. Velmi vysoká stabilita provedení v parametru rychlost hlavy hole a maximální rotace ramen odpovídá výsledkům předešlých studií (Adlington, 1996; Burden et al., 1998; Grimshaw & Burden, 2000; Meister et al., 2011; Wheat, Vernon, & Milner, 2007).

Zjištěné hodnoty u parametrů pohybu horní části těla (rotace ramen a boků, X-Faktor ve vrcholu nápřahu, X-Faktor v okamžiku kontaktu s míčkem) odpovídají u skupin profesionálních hráčů hodnotám zjištěným v dřívějších studiích (Adlington, 1996; Fradkin et al., 1998; Grimshaw & Burden, 2000; Hume et al., 2005; Meister et al., 2011; Okuda, Gribble, & Armstrong, 2010; Zheng, Barrentine, Fleisig, & Andrews, 2008), avšak u námi sledované skupiny elitních dorosteneckých hráčů jsou zjištěné hodnoty vyšší, což naznačuje vyšší pohyblivost horní části těla u elitních hráčů dorosteneckého věku oproti profesionálním i amatérským hráčům nižší výkonnosti.

U námi sledovaných skupin vrcholových hráčů golfu jsme zjistili vysokou stabilitu provedení v parametru rychlost hole a u jedné skupiny také v rozsahu rotace ramen, avšak u ostatních parametrů pohybu horní části těla nebyla stabilita na takové úrovni. V základním postavení, charakterizovaném v této studii jako okamžik těsně předcházející inicializační fázi, jsme u parametru zatížení dolních končetin zjistili vysokou míru opakovatelnosti. Opakovatelnost provedení průběhu pohybu, zjišťovaná zejména v přechodové fázi mezi nápřahem a švihem k míči, tedy ve vrcholu nápřahu, již nebyla na tak vysoké úrovni u kinematických parametrů ani u parametrů silového působení dolních končetin. Vysoké stability provedení však bylo dosaženo v okamžiku kontaktu hole s míčkem v parametrech rychlost hlavy hole, silového působení přední dolní končetiny a X-faktoru. 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.

Celkově vyšší variabilita provedení byla zjištěna u kinematických parametrů u elitních dorosteneckých hráčů, oproti starším profesionálním hráčům, ačkoliv kvantitativně (na základě dosahovaného výsledku rychlosti hlavy hole) i kvalitativně (jednalo se o elitní hráče dosahující velmi podobných výsledků ve vrcholových soutěžích) jsou srovnatelní. V parametrech stability provedení, jako možnosti hodnocení dynamické posturální stability, dosáhli starší hráči lepšího výsledku. Pro další výzkum by bylo zajímavé hodnotit námi užitými parametry u skupin výkonnostně rozlišených a využít další specifické metody hodnocení dynamické posturální stability, případně užit standardizovaných testů statické posturální stability, které by bylo možné srovnat s běžnou populací.

6.2.2. Dynamická posturální stabilita na příkladech zdravotně oslabené populace

6.2.2.1. Hodnocení dynamické posturální stability u pacientů s ataxií

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 signifikantní. Tento náleží můžeme pokládat za překvapivý, vzhledem k faktu, že ataktičtí pacienti trpí mimo jiné poruchou rovnováhy, avšak studie Ienaga, Mitoma, Kubota, Morita, a Mizusawa (2006) popisuje u pacientů s poruchou rovnováhy redukcí rozsahu pohybů, kterou vysvětlují jako kompenzační mechanismus. Signifikantní 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.

Celkově horší úroveň rovnovážných schopností pacientů s AD SCA oproti kontrolní skupině zdravých jedinců, lze demonstrovat také na velikosti rozptylu hodnot u jednotlivých parametrů. Je zřejmé, že zdraví jedinci mají stabilní pohybový vzorec při realizaci určitého pohybového úkolu, kdežto u pacientů nelze žádný takový vzorec nalézt.

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. Dále byla nalezena odlišná strategie realizace pohybového úkolu, provedení výponu, kdy si zdraví jedinci počínaly podle stejného vzorce, kdežto u pacientů se obdobný vzorec pro realizaci pohybu nalézt nepodařilo.

6.2.2.2. Hodnocení dynamické posturální stability u pacientů s dědičnou neuropatií

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 et al., 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. Měřeny a hodnoceny byly kinematické parametry chůze (rychlost chůze, délka kroku, délka krokového cyklu a prostorové a rychlostní charakteristiky snímaných bodů) z nichž byly vybrány parametry, o kterých lze předpokládat, že nejlépe charakterizují pohybový stereotyp chůze u daného typu onemocnění a na jejichž základě pak lze srovnávat pacienty s CMT se zdravou populací (rozsah pohybu v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu).

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.

Na základě vybraných kinematických parametrů užitých v této části naší práce můžeme hodnotit intraindividuální stabilitu provedení pohybového úkolu chůze a při analýze více osob interindividuální stabilitu provedení, což nám do budoucna dává možnost využití kinematické analýzy při určování charakteristických rysů stereotypu chůze u pacientů s různými typy onemocnění.

Využití posturografie při diagnostice úrovně postižení jsme demonstrovali na příkladu vyšetření dvou skupin pacientů trpících různým typem ataxie. Jedna skupina se skládala z pacientů trpících senzorigickým typem ataxie, Friedreichovou ataxií (FRDA), a druhou skupinu tvořili pacienti trpící cerebelární ataxií způsobenou lézí mozečkovou, Autosomálně dominantní spinocerebelární ataxie (AD SCA). Zjištěné výsledky posturografického vyšetření prokázaly možnost identifikace typu onemocnění a úrovně postižení na základě výsledků vybraných parametrů statické posturální stability.

Vliv zdravotního stavu na úroveň posturální stability jsme zjišťovali na příkladu testu dynamické posturální stability (výpon) realizovaného ze stoje na obou dolních končetinách o široké bázi. Oproti běžné populaci srovnatelného věku jsme zjistili rozdílnou strategii provedení pohybového úkolu výpon u pacientů trpících ataxií (AD SCA), jež se odrazila ve významně vyšších hodnotách parametrů pohybu COP při realizaci (Konfidenční elipsa, vychylování v pravolevém směru – Delta X, offset konfidenční elipsy). Celkem překvapivým zjištěním byl nevýznamný rozdíl v parametru celkové dráhy COP (TTW), který se při hodnocení stavu ataktických pacientů používá. Při hodnocení dynamické posturální stability byla nalezena snížená rovnovážná schopnost těchto pacientů oproti zdravé populaci.

Možnost ovlivňování posturální stability jsme ověřovali u zdravé populace na příkladu intervenčního programu založeného na používání vibračního tréninku (CVT). Zjistili jsme významný vliv intervenčního programu na výsledky vybraných parametrů u nejtěžších typů stoje (stoj na jedné dolní končetině), avšak na výsledky vybraných

parametrů u ostatních testů statické posturální stability vliv prokázán nebyl. Na základě zjištěných výsledků nemůžeme H2 přijmout. Vliv tohoto typu intervenčního programu by bylo vhodné realizovat na běžné populaci, u které lze předpokládat nižší úroveň posturální stability ve stojích na obou dolních končetinách a tedy i možnost jejího zlepšení. Lze se totiž domnívat, že námi sledovaná skupina plážových volejbalistů dosahovala u stojů na obou dolních končetinách natolik dobrých výsledků, že ověřování vlivu intervence není na základě výsledků u těchto testů možné. Případně hodnotit změny posturální stability na základě výsledků obtížnějších testů, nebo testů dynamické posturální stability.

Vliv intervenčního programu na parametry chůze, jako specifického typu dynamické posturální stability, byl realizován u pacienta trpícího dědičnou neuropatií (hereditární senzitivně motorická neuropatie Charlot-Marie-Tooth), která postihuje zejména dolní končetiny a negativně tak ovlivňuje rovnovážné schopnosti. Změny vlivem intervence byly expertně hodnoceny jako změny kvalitativní, pokud se hodnoty sledovaných parametrů (rozsah pohybu v kloubech dolních končetin) přiblížili u sledované osoby hodnotám běžné populace. Ke kvalitativní změně došlo v 5ti ze 6ti hodnocených parametrů. Na základě těchto údajů H3 přijímáme. Kinematická analýza se ukázala jako vhodný nástroj pro kvantifikaci kvalitativních změn vlivem intervenčního programu.

Vliv obtížnosti pohybového úkolu na úroveň posturální stability jsme zjišťovali na základě změn vybraných parametrů statické posturální stability u osob se zdravotním omezením a u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou. Při zvýšení obtížnosti stoje o široké bázi zavřením očí jsme u obou skupin identifikovali významný nárůst hodnot u vybraných parametrů, tedy zhoršení úrovně posturální stability. Stejný výsledek jsme identifikovali také při ztížení (zavřením očí) stoje o úzké bázi u pohybově aktivní populace. Při stojích s otevřenými a zavřenými očima má ztížení testu formou zmenšení oporové báze významný vliv pouze na parametr vychylování v pravolevém směru. Zúžením oporové báze, tedy dochází k snížení úrovně posturální stability pouze ve směru latero-laterálním (pravolevém) a zavření očí ve stoji o široké i úzké bázi významně ovlivňuje úroveň posturální stability. Na základě zjištěných výsledků můžeme H1 přijmout.

Možnosti hodnocení dynamické posturální stability na základě stability (opakovatelnosti) provedení, hodnocené u specificky vybraných parametrů na základě charakteristiky pohybové činnosti, které mají vliv na výkon, jsme se zabývali na vzorku

golfistů. U některých vybraných parametrů byl prokázán významný vliv na výsledek pohybové činnosti. Všichni testovaní hráči dosahovali vysoké opakovatelnosti u parametru rychlost hole, který se používá jako indikátor výkonu, avšak u ostatních parametrů stabilita provedení nebyla na tak vysoké úrovni. Můžeme konstatovat, že sledovaní vrcholový hráči opakovatelně dosahují chtěného výsledného výkonu přesto, že opakovatelnost pohybového projevu není na tak vysoké úrovni. Lze se tedy domnívat, že v průběhu pohybu dochází u vrcholových hráčů k regulačním mechanismům s cílem dosažení chtěného výsledku, což svědčí o vysoké úrovni specifické koordinace a rovnovážných schopností. Je zřejmé, že pro hodnocení dynamické posturální stability jsou zvolené parametry opakovatelnosti použitelné, ale nejde na základě jich generalizovat úroveň dynamické posturální stability. Důvodem je rozsáhlý počet proměnných, které výsledek golfového švihů ovlivňují (technika, síla, výška hráče, apod.). Pro další výzkum je tedy vhodné nalézt test dynamické posturální stability, který bude zjednodušeně napodobovat pohyb při golfovém švihů a jeho výsledky bude možno srovnat s výslednými hodnotami parametrů, které byly použity v této práci.

7. 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 směru 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 směru 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.

Doporučení pro výzkum:

- Zajištění dostatečně velkého vzorku probandů pro ověření závěrů na širším portfoliu osob se zvýšenou pohybovou aktivitou, osob se zdravotním omezením a také běžné populace
- Osoby se zvýšenou pohybovou aktivitou rozdělit dle výkonnosti v daném sportovním odvětví, případně podle věku a pohlaví
- Nalézt časově nenáročné způsoby zjišťování úrovně dynamické posturální stability na základě kvantitativních údajů
- Při testování statické posturální stability a ověřování vlivu intervence u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou použít více testů s vyšší náročností (např. stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima, měkká podložka)
- Ověřit možnost využití posturografie a kinematické analýzy, případně jejich kombinace, při diagnostice typu onemocnění a zjišťování úrovně postižení na dalších typech onemocnění

Doporučení pro praxi:

- Rozvíjet posturální stabilitu prostřednictvím balančních pomůcek a zpevňovacích cvičení svalstva stabilizačního systému u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou
- Kontrolovat a případně ovlivňovat svalovou symetrii dolních končetin u sportovců, u kterých je pravděpodobnost vyššího zatěžování jedné dolní končetiny (fotbal)
- Přes zdravotní omezení podporovat fyzickou i psychickou aktivitu s asistencí (pro případ potíží) u pacientů trpících poruchami rovnováhy
- Při tvorbě a realizaci intervenčního programu je vhodné brát zřetel na aktuální zdravotní stav, individualitu jedince

8. POUŽITÁ LITERATURA

Použitá literatura byla zpracována programem EndNote X5 v citační normě Apa 6th.

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. Amin, M., Girardi, M., Konrad, H. R., & Hughes, L. (2002). A comparison of electronystagmography results with posturography findings from the BalanceTrak 500. *Otol Neurotol*, 23(4), 488-493.
4. Assaiante, C. (1998). Development of Locomotor Balance Control in Healthy Children. *Neuroscience and Biobehavior Reviews*, 22(4), 527-532.
5. Assaiante, C., & Amblard, B. (1992). Peripheral vision and age-related differences in dynamic balance. *Human Movement Science*, 11, 533-548.
6. Aydog, E., Aydog, S. T., Cakci, A., & Doral, M. N. (2006). Dynamic Postural Stability in Blind Athletes Using The Biodex Stability System. *Int J Sports Med*, 27(5), 415-418.
7. Bachman, J. C. (1961). Specificity vs. generality in learning and performing two large muscle motor tasks. *Res Quart*, 32, 3-11.
8. 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.
9. Ball, K., & Best, R. (2007b). Different centre of pressure patterns within the golf stroke II: Group-based analysis. *Journal of Sports Sciences*, 25(7), 771-779.
10. Bartůňková, S. (2007). *Fyziologie člověka a tělesných cvičení*. Praha: Karolinum.
11. Bechler, J. R., Jobe, F. V., Pink, M., Perry, J., & Ruwe, P. A. (1995). Electromyographic Analysis of the Hip and Knee During the Golf Swing. *Clinical Journal of Sport Medicine* 5(3), 162-166.
12. Blanchet, M., Marchand, D., & Cadoret, G. (2012). Postural control adjustments during progressive inclination of the support surface in children. *Medical Engineering & Physics*, 34(7), 1019-1023.
13. 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.
14. Bosco, C., Cardinale, M., & Tarpela, O. (1999). Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79, 306-311.
15. Bronstein, A. M., & Buckwell, D. (1997). Automatic control of postural sway by visual motion parallax. *Experimental Brain Research*, 113(2), 243-248.
16. 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.
17. Carrick, F. R., Oggero, E., Pagnacco, G., Brock, J. B., & Arian, T. (2007). Posturographic testing and motor learning predictability in gymnasts. *Disability and Rehabilitation*, 29(24), 1881-1889.

18. Cohen, H. S., & Kimball, K. T. (2000). Development of the vestibular disorders activities of daily living scale. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, *126*, 881-887.
19. Cochran, A., & Stobbs, J. (1968). *Search for the perfect swing*. Chicago: Triumph Books.
20. Čelikovský, S. (1976). *Teorie pohybových schopností*. Praha: Univerzita Karlova.
21. Čelikovský, S. (1977). *Antropomotorika*. Praha: SPN.
22. Čelikovský, S. (1979). *Antropomotorika pro studující telesnou výchovu*. Praha: SPN.
23. Dillman, C. J., & Lange, G. W. (1994). *How was biomechanics contributed to the understanding of the golf swing?* Paper presented at the World Scientific Congress of Golf, St. Andrews, Scotland.
24. Dovalil, J. (1992). *Sportovní trénink. Lexikon základních pojmů*. Praha: Karolinum.
25. Dovalil, J. (2002). *Výkon a trénink ve sportu*. Praha: Olympia.
26. Drowatzky, J. N., & Zuccato, F. C. (1967). Interrelationships between selected measures of static and dynamic balance. *Res Quart*, *38*, 509-510.
27. 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.
28. Fagnani, F., Giombini, A., Cesare, A. D., Pigozzi, F., & Salvo, V. D. (2006). The effects of a whole – body vibration training on muscle performance and flexibility in female athletes. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, *85*, 956-962.
29. Fetz, F. (1987). *Sensomotorisches Gleichgewicht im Sport*. Wien: Österreichischer Bundesverlag.
30. Figura, F., Cama, G., Caprania, L., Guidetti, L., & Pulejo, C. (1991). Assessment of static balance in children. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *31*(2), 235-242.
31. Fitzpatrick, C., Simpson, J. M., Valentine, J. D., Ryder, S., Peacock-Edwards, T., Sidnell, P., & Colognese, M. (2005). The measurement properties and performance characteristics among older people of TURN180, a test of dynamic postural stability. *Clinical Rehabilitation*, *19*, 412-418.
32. Fleishmann, E. A. (1964). *The structure and Measurement of physical Fitness*. Engelwood cliffs: N. J. Prentice-Hall.
33. Forsberg, H., & Nashner, L. M. (1982). Ontogenetic development of postural control in man: Adaptation to altered support and visual condition during stance. *Journal of Neuroscience*, *2*(5), 545-552.
34. 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.
35. Fradkin, A. J., Sherman, C. A., & Finch, C. F. (2004). Improving golf performance with a warm up conditioning programme. *British Journal of Sports Medicine*, *38*, 762-764.
36. 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.

37. 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.
38. Furman, J. M. R., Baloh, R. W., Barin, K., Hain, T. C., Herdman, S., Horst, R. K., & al., e. (1993). Assessment: posturography. Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology*, 43(6), 1261-1264.
39. 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.
40. 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.
41. Gilain, C., Gersdorff, M., Decat, M., & Deggouj, N. (1998). Dynamic Posturography (Equitest): Outcome after Vestibular Neurotomy or Acoustic Neuroma Removal. *Otorhinolaryngol Nova*, 8, 290-296.
42. Girardi, M., Konrad, H. R., Amin, M., & Hughes, L. F. (2001). Predicting fall risks in an elderly population: computer dynamic posturography versus electronystagmography test results. *Laryngo-scope*, 111(9), 1528-1532.
43. Grant, T., Bann, S., & Lynch, D. (1996). *Play like the pros*. Melbourne: VIC: Wilkinson Books.
44. 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.
45. 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.
46. 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.
47. Gryc, T., Zahálka, F., & Malý, T. (2009). Kinematic analysis of the golf swing. *Motion Times*, 1, 2-3.
48. Gryc, T., Zahálka, F., & Malý, T. (2013). Rotace horní části těla při golfovém švih u elitních hráčů. *Studia Sportiva*, 7(1), 35-42.
49. Gryc, T., Zahálka, F., Malý, T., & Hráský, P. (2012). Role přenosu hmotnosti při golfovém švih. *Česká Kinantropologie*, 12(3), 126-134.
50. 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.
51. Gryc, T., Zahálka, F., Malý, T., Malá, L., Vaidová, E., & Teplan, J. (2013). Morphological and postural asymmetry of lower limbs in elite female soccer players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(5), 165-172.
52. 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.

53. Hatzitaki, V., Zisi, V., Kollias, I., & Kioumourtozoglou, E. (2002). Perceptual-Motor Contributions to Static and Dynamic Balance Control in Children. *Journal of Motor Behavior*, 34(2), 161-170.
54. 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.
55. Hinsdale, G. (1887). The station of man, considered physiologically and clinically. *Am J Med Sci*, 93, 478-485.
56. Hirtz, P. (2002). Acht Thesen zu den koordinativen Fähigkeiten zwischen Tradition und Perspektive. *Leipziger sportwissenschaftliche Beiträge*, 43(2), 107-115.
57. Hirtz, P., Kirchner, G., & Póhlman, R. (1994). *Sportmotorik, Grundlagen, Anwendungen und Grenzgebiete*. Kassel: Universität Gesamthochschule Kassel.
58. Hrysomallis, C. (2011). Balance ability an athletic performance. *Sports Medicine*, 41(3), 221-232.
59. Hue, O., Simoneau, M., Marcotte, J., Berrigan, F., Doré, J., Marceau, P., . . . Teasdale, N. (2007). Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture*, 26, 32-38.
60. 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.
61. Hytonen, M., Pyykko, I., Aalto, H., & Starsk, J. (1993). Postural control and age. *Acta oto-laryngologica*, 113(2), 119-122.
62. Cheetham, P. J., Martin, P. E., Mottram, R. E., & Laurent, B. F. S. (2000). *The importance of stretching the X Factor in the golf downswing*. Paper presented at the International Congress on Sport Science Medicine and Physical Education, Brisbane, Australia.
63. 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.
64. Ienaga, Y., Mitoma, H., Kubota, K., Morita, S., & Mizusawa, H. (2006). Dynamic imbalance in gait ataxia. Characteristics of plantar pressure measurements. *J Neurol Sci*, 246(1-2), 53-57.
65. Ikai, S., Uchida, H., Suzuki, T., Tsunoda, K., Mimura, M., & Fujii, Y. (2013). Effects of yoga therapy on postural stability in patients with schizophrenia-spectrum disorders: A single-blind randomized controlled trial. *Journal of Psychiatric Research*, 47, 1744-1755.
66. 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).
67. Jacob, A. G., Redfern, M. S., & Furman, J. M. (2009). Space and motion discomfort and abnormal balance control in patients with anxiety disorders. *Journal of Neurology Neurosurgery & Psychiatry*, 80(1), 74-78.
68. Jančová, J., & Kohlíková, E. (2007). Regresní změny stároucího organismu a jejich vliv na posturální stabilitu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 14(4), 155-162.
69. Janský, L., & Novotný, I. (1981). *Fyziologie živočichů a člověka*. Praha: Avicenum.

70. Javůrek, J. (1986). *Vybrané kapitoly z klinické kineziologie*. Praha: SPN.
71. 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.
72. 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.
73. Kean, C. O., Behm, D. G., & Zouny, W. B. (2006). Fixed foot balance training increases rectus femoris activation during landing and jump height in recreationally active women. *J Sports Sci Med*, 5, 138-148.
74. 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.
75. 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.
76. Kinser, A., Ramsey, M. W., O'Bryant, H. S., Ayres, C. A., & Sands, W. A. (2007). Vibration and stretching effects on flexibility and explosive strength in young gymnasts
Medicine and Science in Sports and Exercise, 40, 199-140.
77. Kobesová, A., Horáček, O., Mazanec, R., Smetana, P., Truc, M., & Bojar, M. (2007). Dědičná polyneuropatie - mezioborová diagnóza. *Postgraduální medicína*, 9(1), 139-147.
78. Kobesová, A., & Mazanec, R. (2008). Pohybové aktivity pacientů trpících dědičnou polyneuropatií. *Cesk Slov Neurol N*, 71/104(3), 277-284.
79. Kodým, M., Blahuš, P., & Hříbková, L. (1987). *K psychologii schopností a predikci senzomotorického výkonu*. Praha: Academia.
80. Koreki, A., Tsunoda, K., Suzuki, T., Hirano, J., Watanabe, K., & Kashima, H. (2011). Clinical and demographic characteristics associated with postural instability in patients with schizophrenia. *Journal of Clinical Psychopharmacology*, 31, 16-21.
81. Kovář, R., & Blahuš, P. (1973). *Vybrané statistické metody v antropomotorice*. Praha: Universita Karlova.
82. Kuczynski, M., Rektos, Z., & Borzucka, D. (2009). Postural control in quiet stance in the second league male volleyball players. *Human Movement*, 10(1), 12.
83. Kuo, A. D., Speers, R. A., Peterka, R. J., & Horak, F. B. (1998). Effect of altered sensory conditions on multivariate descriptors of human postural sway. *Exp Brain Res*, 122(2), 185-195.
84. Kuruvilla, 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.
85. Leadbetter, D. (1995). *A lesson with Leadbetter: The Swing*. London: Festival Records.
86. Lee, A. J. Y., Lin, W.-H., & Huang, C. H. (2006). Impaired proprioception and poor static postural control in subjects with functional instability of the ankle. *J Exerc Sct Fit*, 4(2).

88. Lindsay, D., & Horton, J. (2002). Comparison of spine motion in elite golfers with and without low back pain. *Journal of Sports Sciences*, 20(8), 599-605.
89. 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.
90. Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1996). Postural control in the older adult. *Clinics in Geriatric Medicine*, 12, 653-658.
91. Manto, M., & Marmolino, D. (2009). Cerebellar ataxias. *Curr Opin Neurol*, 22, 419-429.
92. Martiník, K., Voplatek, V., & Kryl, L. (1981). *Posturografické vyšetřovací metody*. Hradec Králové: VLA JEP.
93. Marvel, C. L., Schwartz, B. L., & Rosse, R. B. (2004). A quantitative measure of postural sway deficits in schizophrenia. *Schizophrenia Research* 68, 363-372.
94. Mazanec, R., Horáček, O., Kobesová, A., & P Smetana, P. (2009). Hereditární neuropatie. *Cesk Slov Neurol N*, 72/105(1), 5-17.
95. McLean, J. (1992). Widen the gap. *Golf Magazine*, 34(12), 49.
96. 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.
97. McTeigue, M., Lamb, S. R., Mottram, R., & Pirozzolo, F. (1994). *Spine and hip motion analysis during the golf swing*. Paper presented at the Science and Golf II: Proceedings of the World Scientific Congress of Golf, London.
98. 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.
99. Měkota, K. (2000). Definice a struktura motorických schopností (novější poznatky a strety názoru). *Česká kinantropologie*, 4(1), 59-69.
100. Měkota, K., & Blahuš, P. (1983). *Motorické testy v tělesné výchově*. Praha: SPN.
101. Měkota, K., & Cuberek, R. (2007). *Pohybové dovednosti, činnosti, výkony*. Olomouc: Univerzita Palackého.
102. Měkota, K., & Novosad, J. (2007). *Motorické schopnosti*. Olomouc: Univerzita Palackého.
103. Mitchell, S. W., & Dercum, F. X. (1886). The tendon-jerk and muscle-jerk in disease, and especially in posterior sclerosis. *Am J Med Sci*, 92, 363-372.
104. 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.
105. Mononen, K., Konttinen, N., Viitasalo, J., & Era, P. (2007). Relationships between postural balance, rifle stability and shooting accuracy among novice rifle shooters. *Scand J Med Sci Sports*, 17, 180-185.
106. Morrow, J. R., Jackson, A. W., Disch, J. G., & Mood, D. P. (1995). *Measurement and evaluation in human performance*. Champaign: Human Kinetics.
107. Myers, J., Lephart, S., Tsai, Y., Sell, T., Smoliga, J., & Jolly, J. (2008). The role of upper torso and pelvis rotation in driving performance during the golf swing. *Journal of Sports Sciences*, 26(2), 181-188.

108. Naglak, Z. (2005). *Teaching and learning multisubject ball games. Part I: Teaching the player at a preliminary level*. Wroclaw: AWF.
109. Nashner, L. M. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp Brain Res*, 26, 59-72.
110. 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.
111. Nolan, L., Grigorenko, A., & Thorstensson, A. (2005). Balance control: sex and age differences in 9- to 16-year-olds. *Dev Med Child Neurology*, 47(7), 449-454.
112. Norman, G. (1995). *Advanced Golf*. Port Melbourne: VIC: Heineman.
113. Nováková, H. (1998). Postural stability and flexibility of senior. *Acta Universitatis Carolinae Kinanthropologica*, 34(1), 27-35.
114. Odenrick, P., & Sandstedt, P. (1984). Development of postural sway in the normal child. *Hum Neurobiology*, 3(4), 214-244.
115. 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.
116. 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.
117. Pandolfo, M. (1999). Friedreich's ataxia: clinical aspects and pathogenesis. *Semin Neurol*, 19, 311-321.
118. Perry, J. (1992). *Gait Analysis*. Thorofare: Slack Incorporated.
119. Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Neurophysiology*, 88(3), 1097-1118.
120. Peterson, M. L., Christou, E., & Rosengren, K. S. (2006). Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12-years-old. *Gait & Posture*, 23(4), 455-463.
121. Pulst, S. (2007). Ataxia rating scales in the balance. *Nat Clin Pract Neurol*, 3, 119.
122. 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.
123. 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.
124. Redfern, M., Yardley, L., & Bronstein, A. (2001). Visual influence on balance. *Journal of Anxiety Disorders*, 15(1-2), 81-94.
125. Riach, C. L., & Hayes, K. C. (1987). Maturation of postural sway in young children. *Dev Med Child Neurology*, 29(5), 650-658.
126. Rival, C., Ceyte, H., & Olivier, I. (2005). Developmental changes of static standing balance in children. *Neuroscience Letters*, 376(2), 133-136.
127. Rokyta, R. (2000). *Fyziologie*. Praha: ISV nakladatelství.
128. 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.

129. Ryczek, J., & Mynarski, W. (1992). *Koordinacyjne zdolności motoryczne dzieci i młodzieży. Struktura wewnętrzna i zmienność osobnicza*. Katowice: Akademia wychowania fizycznego.
130. 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.
131. Salzman, B. (2010). Gait and balance disorders in older adults. *American Family Physician*, 82, 61-68.
132. Shintaku, Y., Ohkuwa, T., & Yabe, K. (2005). Effects of physical fitness level on postural sway in young children. *Anthropological Science*, 113(3), 237-244.
133. Schmidt, R. A. (1991). *Motor learning and performance. From principles to practice*. Champaign: Human Kinetics.
134. 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.
135. 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.
136. 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.
137. 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.
138. 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.
139. Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém - podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 112-124.
140. Sundermier, L., Woollacott, M., Roncesvalles, N., & Jensen, J. (2001). The development of balance control in children: Comparisons of EMG and kinetic variables and chronological and developmental groupings. *Experimental Brain Research*, 136(3), 340-350.
141. Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace - systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 26-31.
142. 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.
143. 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.
144. Topper, A. K., Maki, B. E., & Holliday, P. J. (1993). Are activity-based assessments of balance and gait in the elderly predictive of risk of falling and/or type of fall? *J Am Geriatr Soc*, 41(5), 479-487.

145. Torvinen, S., Kannus, P., Sievanen, H., Jarvinen, T. A. H., Pasanen, P., Kontulainen, S., . . . Vuori, I. (2002). Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 22(2), 145-152.
146. Tsang, W. N., & Hui-Chan, C. W. Y. (2004). Effects of Exercise on Joint Sense and Balance in Elderly Men: Tai Chi versus Golf. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(4), 658-667.
147. 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.
148. Usui, N., Maekawa, K., & Hirasawa, Y. (1995). Development of the upright postural sway of children. *Dev Med Child Neurol*, 37, 985-996.
149. Vaidová, E., Zahálka, F., Malý, T., Gryc, T., & Teplan, J. (2012). Asymetrie dolních končetin vzhledem k vybraným parametrům tělesného složení a posturální stability u fotbalistek. *Česká Kinantropologie*, 12(3), 229-238.
150. 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.
151. Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I.část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121.
152. Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II.část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122-129.
153. Vařeka, I., & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 84-85.
154. Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: KF FTVS UK.
155. Véle, F. (2006). *Kineziologie – Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
156. Visser, J. E., Carpenter, M. G., Kooij, H., & Bloem, B. R. (2008). The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology*, 119(11), 2424-2436.
157. Vuillermé, 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.
158. Vuillermé, N., & Nougier, V. (2004). Attentional demand for regulating postural sway: the effect of expertise in gymnastics. *Brain Research Bulletin*, 63(2), 161-165.
159. 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.
160. Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Chmielewski, T. L., Cauraugh, J. H., & Borsa, P. A. (2007). Dynamic Postural Stability Deficits in Subjects with Self-Reported Ankle Instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(3), 397-402.
161. Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214.
162. Wiren, G. (1990). *Teaching manual*. Palm Beach Gardens: Greenstone Roberts Advertising.

163. Wiren, G. (1990). *Teaching manual*. Palm Beach Gardens: Greenstone Roberts Advertising.
164. 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.
165. 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.
166. Zemková, E. (2009). Posturografia jako súčasť funkčnej diagnostiky. *Med Sport Boh Slov*, *18*(1), 2-15.
167. Zemková, E., Hamar, D., & Böhmerová, L. (2005). The dynamic balance – reliability and methodological issues of novel computerized posturography system. *Medicina Spletiva*, *9*(2), 76-82.
168. 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.

9. SEZNAM TABULEK

Tab. 1. Charakteristika výzkumných souborů	50
Tab. 2. Vybrané testy statické posturální stability.....	52
Tab. 3. Anatomické umístění aktivních bodů na těle probanda a na golfové holi.....	57
Tab. 4. Základní parametry vychylování u stojů na obou dolních končetinách	64
Tab. 5. Základní parametry stoje na jedné dolní končetině	65
Tab. 6. Rozložení tekutin v pravé a levé dolní končetině a jejich rozdíl.....	67
Tab. 7. Základní parametry úzkých stojů a stojů na jedné dolní končetině.....	68
Tab. 8. Základní parametry vychylování u testů posturální stability.....	71
Tab. 9. Změny hodnot parametru TTW u experimentální a kontrolní skupiny mezi vstupním a výstupním měřením.....	72
Tab. 10. Statistická významnost u sledovaných parametrů	74
Tab. 11. Informace o pacientech podle typu onemocnění a jejich hodnocení podle vybraných škál	75
Tab. 12. Základní parametry vychylování u testů posturální stability.....	76
Tab. 14. Míra závislosti mezi hodnotícími škálami a vybranými parametry posturální stability.....	78
Tab. 15. Statistická významnost sledovaných parametrů mezi testy SSOO a SSZO u pacientů s ataxií ($p < 0,05$).....	79
Tab. 17. Statistická významnost sledovaných parametrů mezi testy USOO a USZO u pohybově aktivní populace ($p < 0,05$)	80
Tab. 18. Statistická významnost sledovaných parametrů mezi testy SSOO a USOO u pohybově aktivní populace ($p < 0,05$)	80
Tab. 20. Hodnocené parametry ve vybraných fázích golfového švihů	83
Tab. 21. Závislost mezi rychlostí hole a silovým působením dolních končetin u jednotlivých hráčů ($\alpha = 0,05$).....	84
Tab. 22. Základní statistické vyhodnocení vybraných parametrů	85
Tab. 23. Vztahová analýza mezi jednotlivými kinematickými parametry ($\alpha = 0,01$)	85
Tab. 24. Vztahová analýza mezi natažením X-faktoru a rychlostí hole v okamžiku kontaktu s míčkem u jednotlivých hráčů ($\alpha = 0,01$)	86
Tab. 25. přehled sledovaných parametrů a základní statistické údaje u profesionálních hráčů.....	87
Tab. 26. přehled sledovaných parametrů a základní statistické údaje u dorosteneckých hráčů.....	88
Tab. 27. Vztahová analýza mezi jednotlivými kinematickými parametry u profesionálních hráčů ($\alpha = 0,01$).....	89
Tab. 28. Vztahová analýza mezi jednotlivými kinematickými parametry u dorosteneckých hráčů ($\alpha = 0,01$)	89
Tab. 29. Deskriptivní statistika a statistická významnost sledovaných parametrů.....	92

Tab. 30. Vybrané rychlostní a délkové charakteristiky chůze	98
Tab. 31. Porovnání rozsahu pohybu v kloubech dolních končetin před a po rehabilitaci	99
Tab. 32. Rozsahy pohybu v kloubech u sledovaného pacienta po rehabilitaci a zdravé populace	100

10. SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1. Empirické teorie pohybových schopností (upraveno dle Čelikovský, 1976) A, Klasická představa; B, teorie Librova; C, teorie Choutkova	13
Obr. 2. Dělení motorických schopností (převzato z Měkota, Blahuš, 1983).....	14
Obr. 3. Zjednodušená hierarchizace motorických schopností – od generální motorické schopnosti k rovnovážové schopnosti(upraveno dle Měkota, 2000).....	16
Obr. 4. Grafické znázornění vztahu mezi opěrnou bází, plochou kontaktu a opěrnou plochou (upraveno dle Vařeka, 2002a).....	34
Obr. 5. Grafické znázornění opěrné báze, plochy kontaktu a opěrné plochy ve výstupu z tlakové desky FootScan	34
Obr. 6. Grafické zobrazení umístění snímaných bodů na těle probanda (převzato z příručky pro analýzu chůze CODA)	54
Obr. 7. Čárový model (stick model) při analýze chůze	55
Obr. 8: Grafické znázornění laboratorního nastavení při testování golfového švihů	56
Obr. 9. Klíčové okamžiky golfového švihů a užitý osový systém	56
Obr. 10. Model hráče s vyznačenými aktivními body a silovými deskami KISTLER ..	57
Obr. 11. Stabilograf představující plošné změny COP vybraného testu a otisk chodidel	59
Obr. 12. Výchyly COP v pravolevém (osa X) a předozadním (osa Y) směru.....	59
Obr. 13. Četnosti vychylování COP v pravolevém a předozadním směru	60
Obr. 14. Grafické znázornění závislosti stoje mezi pravou a levou dolní končetinou v parametru TTW.....	66
Obr. 15. Grafické znázornění rozdílu v rozložení tekutin v dolních končetinách u jednotlivých hráčů (vzestupně)	67
Obr. 16. Grafické znázornění rozdílu mezi pravou a levou dolní končetinou v parametru TTW u jednotlivých hráčů	68
Obr. 17. Grafické znázornění závislosti mezi výsledkem stoje u pravé a levé dolní končetiny v parametru TTW	69
Obr. 18. Grafické znázornění vztahu mezi morfologickou dysbalancí a rozdílem v posturální stabilitě v parametru TTW	70
Obr. 19. Grafické znázornění změn parametru TTW před a po intervenci u experimentální skupiny	73
Obr. 20. Grafické znázornění průběhu přenosu hmotnosti vyjádřeného jako relativní silové působení dolních končetin do podložky	82
Obr. 21. Vztah mezi natažením X-faktoru a rychlostí hlavy hole ve všech pokusech jednotlivých hráčů.....	86
Obr. 22. Grafické znázornění vztahu mezi N% X-Fak a RH při kontaktu s míčkem u všech hráčů a pokusů	90
Obr. 23. Srovnání průměrů skupin a směrodatné odchylky celkové trajektorie (TTW) ($p < 0,05$).....	92

Obr. 24. Srovnání průměrů skupin a směrodatné odchyly plochy konfidenční elipsy ($p < 0,05$).....	93
Obr. 25. Srovnání průměrů skupin a směrodatné odchyly v rozsahu výchylky v ose X ($p < 0,05$).....	93
Obr. 26. Srovnání průměrů skupin a směrodatné odchyly středu konfidenční elipsy u výponu ($p < 0,05$).....	94
Obr. 27. Příklad tlakové mapy chodidel v širokém postoji a ve výponu - zdravá osoba....	95
Obr. 28. Příklad tlakové mapy chodidel v širokém postoji a ve výponu - pacient.....	95
Obr. 29. Dráhové a tlakové změny středu tlakového působení – zdravá kontrolní osoba	96
Obr. 30. Dráhové a tlakové změny středu tlakového působení – pacient.....	97
Obr. 31. Průměrné úhlové změny v kloubech dolních končetin v průběhu krokového cyklu.....	98
Obr. 32. Grafické znázornění vztahu mezi relPDK a RH u nejrychlejších pokusů jednotlivých hráčů.....	108
Obr. 33. Grafické znázornění vztahu mezi relZDK a RH u nejrychlejších pokusů jednotlivých hráčů.....	109

11. SEZNAM ZKRATEK

- A – Anterior (vpřed)
- A/P – Antero-posterior (předozaďní)
- AC – Area of Contact (plocha kontaktu)
- AD SCA - Autosomálně dominantní spinocerebelární ataxie
- ADLS – Škála nezávislosti běžných denních činností pro pacienty s poruchou rovnováhy
- AS – Area of Support (opěrná plocha)
- Bmax – maximální otočení boků
- BS – Base of Support (opěrná báze)
- CDP – Equitest dynamic posturography
- CMT – Charlot-Marie-Tooth
- CNS – centrální nervová soustava
- COG – Centre of Gravity (průmět těžiště těla do podložky)
- COM – Centre of Mass (těžiště těla)
- COP – Centre of Pressure (střed tlakového působení)
- CVT – celotělový vibrační trénink
- Delta X – výchylky v pravolevém směru
- Delta Y – výchylky v předozaďním směru
- DK – dolní končetina
- DNSFP-EC - double narrow stance feet parallel-eyes closed (široký stoj zavřené oči)
- DNSFP-EO - double narrow stance feet parallel-eyes open (široký stoj otevřené oči)
- DPS – dynamická posturální stabilita
- DSFP-EC - double stance feet parallel-eyes closed (úzký stoj zavřené oči)
- DSFP-EO - double stance feet parallel-eyes open (úzký stoj otevřené oči)
- FL L – stoj na levé dolní končetině
- FL P – stoj na pravé dolní končetině
- FRDA – Friedrichova ataxie
- HMSN – dědičná motoricko-senzorická neuropatie
- ICARS – Interational Cooperative Ataxia Scale (mezinárodní neurologická škála pro pacienty s ataxií)
- K X-Fak – X-Faktor v okamžiku kontaktu hlavy hole s míčkem
- KM – kontakt míčkem
- L – Left (vlevo)

L/R – Right-left (pravolevá)
LDK – levá dolní končetina
M – muži
M X-Fak – maximální X-Faktor
Max – maximální hodnota
Min – minimální hodnota
MK – mozková kůra
N X-Fak – natažení X-Faktoru
N% X-Fak - procentuální natažení X-Faktoru
Obr. – obrázek
P – Posterior (vzad)
PDK – pravá dolní končetina
PN – pozdní náprah
PS – pokračování švihu
PS – posturální stabilita
PSM – počátek švihu k míčku
R – Right (vpravo)
relPDK – relativní silové působení do podložky přední dolní končetinou
relZDK – relativní silové působení do podložky zadní dolní končetinou
RF – retikulární formace
RH – rychlost hole
Rmax – maximální otočení ramen
RMS – kvadratický průměr
RMS X - kvadratický průměr výchylek v pravolevém směru;
RMS Y - kvadratický průměr výchylek v předozaďním směru
SD – směrodatná odchylka
SD X - směrodatná odchylka výchylek v pravolevém směru
SD Y – směrodatná odchylka výchylek v pravolevém směru
Sk – skupina
SN – střední náprah
SSM – střední švih k míčku
SSOO – široký stoj otevřené oči
SSZO – široký stoj zavřené oči
SXFak – natažení X-faktoru (Stretch X-faktor)

Tab. – tabulka

TRAJ M – průměrná hodnota dráhy středu tlakového působení mezi jednotlivými záznamy polohy

TRAJ RMS – kvadratický průměr průměrné hodnoty dráhy středu tlakového působení

TRAJ SD – směrodatná odchylka průměrné hodnoty dráhy středu tlakového působení

TTS – Time to Stabilization (čas stabilizace)

TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení

USOO – úzký stoj otevřené oči

USZO – úzký stoj zavřené oči

V X-Fak – X-Faktor ve vrcholu náprahu

Var – variační rozpětí

Velocity – rychlost vychylování

VK – variační koeficient

VN – vrchol náprahu

Xmax – maximální X-Faktor

ZP – základní postoj

Ž – ženy