

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Vliv šestitýdenní tréninkové intervence s vizuální zpětnou vazbou na
přístroji NeuroCom SMART EquiTest na posturální stabilitu
fotbalistů**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

PhDr. Helena Vomáčková, Ph.D.

Vypracoval:

Bc. David Filip

Praha, 2022

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod odborným dohledem vedoucího práce PhDr. Heleny Vomáčkové, Ph.D., a že jsem uvedl a citoval všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne

.....

Bc. David Filip

Poděkování

Touto cestou bych rád poděkoval vedoucí diplomové práce PhDr. Heleně Vomáčkové, Ph.D. za odborné vedení, věnovaný čas, cenné rady, ochotu a trpělivost v průběhu zpracování mé diplomové práce. Dále bych chtěl poděkovat Mgr. Janu Vávrovi za pomoc při zpracování analýzy dat. Chtěl bych poděkovat i katedře fyzioterapie UK FTVS za to, že mi bylo umožněno pracovat s přístrojem NeuroCom SMART EquiTest v kineziologické laboratoři UK FTVS. Děkuji také všem probandům, kteří mi věnovali svůj volný čas ke zpracování praktické části mé diplomové práce.

Abstrakt

Název: Vliv šestitýdenní tréninkové intervence s vizuální zpětnou vazbou na přístroji NeuroCom SMART EquiTest na posturální stabilitu fotbalistů

Cíl: Prvním cílem této diplomové práce je zjistit, jaký vliv má šestitýdenní tréninková intervence s vizuální zpětnou vazbou provedená na přístroji NeuroCom SMART EquiTest

na posturální stabilitu fotbalistů. Druhým cílem je udělat korelaci parametru Maximum Excursion z testu Limits of Stability na přístroji NeuroCom s výsledným skóre Star Excursion Balance Test provedeném na podložce The MAT.

Metodika: Tohoto výzkumu se zúčastnilo 20 hráčů fotbalu ve věkovém rozmezí od 19 do 30 let (Průměr věku= 23,85; SD= 2,79), kteří patří do dospělé kategorie. Fotbalisti nejprve podstoupili vstupní měření posturální stability pomocí sedmi testů na přístroji NeuroCom SMART EquiTest a měření exkurzních vzdáleností při provádění Star Excursion Balance Test (SEBT) na podložce The MAT. Následně byli náhodně rozděleni do dvou skupin: kontrolní (n=10) a experimentální (n=10). Experimentální skupina podstoupila šestitýdenní tréninkovou intervenci pomocí tréninkových protokolů s vizuální zpětnou vazbou na přístroji NeuroCom SMART EquiTest. Po tréninkové intervenci experimentální skupiny proběhlo opětovné měření posturální stability na přístroji NeuroCom SMART EquiTest a pomocí testu Star Excursion Balance Test na podložce The MAT. Naměřená data byla zpracována softwarem přístroje NeuroCom Balance Manager Software. K porovnání zkoumaných dat mezi vstupním a výstupním vyšetřením experimentální a kontrolní skupiny byl využit Studentův párový t-test. Vliv tréninkové intervence u experimentální skupiny v porovnání s kontrolní skupinou byl vypočten pomocí dvouvýběrového t-testu. Ke korelaci parametrů Maximum Excursion a výsledného skóre SEBT byl využit Pearsonův korelační koeficient. Hladina významnosti pro statistické testy byla stanovena na $\alpha=0,05$.

Výsledky: K signifikantnímu zlepšení ($p < 0,05$) mezi vstupním a výstupním vyšetřením v experimentální skupině došlo u těchto parametrů: Equilibrium Composite Score, Mean COG Sway Velocity Left Eyes Closed a Right Eyes Opened, Reaction Time, Directional Control a End Point Excursion. Nicméně, hlavním cílem práce bylo zjistit vliv tréninkové intervence u experimentální skupiny v porovnání se skupinou kontrolní. K signifikantnímu zlepšení ($p < 0,05$) mezi skupinou experimentální a kontrolní po absolvování tréninkové intervence bylo dosaženo v parametru Mean COG Sway

Velocity a End Point Excursion. Vysoká korelace mezi parametrem Maximum Excursion a výsledným skórem SEBT prokázána nebyla.

Závěr: Cíle této diplomové práce byly splněny. Byl zjištěn vliv tréninkové intervence na přístroji NeuroCom SMART EquiTest a také korelace mezi parametrem Maximum Excursion a výsledným skórem SEBT. Z výsledků vychází, že byly potvrzeny dvě hypotézy. K signifikantnímu zlepšení došlo v parametru Mean COG Sway Velocity v hypotéze č. 2 ($p=0,0006$) a v End Point Excursion v hypotéze č. 5 ($p=0,0003$).

Klíčová slova: Posturální stabilita; Fotbal; NeuroCom SMART EquiTest; Fyzioterapie; Počítačová dynamická posturografie; Tréninková intervence; Vizuální zpětná vazba

Abstract

Title: Influence of six-week training intervention with visual feedback on the NeuroCom SMART Equitest System on the postural stability of football players

Objectives: The first aim of this diploma thesis is to find out the effect of the six-week training intervention with visual feedback performed on the NeuroCom SMART EquiTest on the postural stability of football players. The second aim of this diploma thesis is to correlate the Maximum Excursion parameter from the Limits of Stability test on the NeuroCom with the Star Excursion Balance Test score performed on The MAT.

Methods: This research involved 20 football players in the age from 19 to 30 (age average = 23,85; SD = 2,79), who belong to the adult category. First, soccer players underwent initial postural stability measurements using seven tests on the NeuroCom SMART EquiTest and excursion distance measurements when performing the Star Excursion Balance Test (SEBT) on the MAT. Subsequently, they were randomly divided into two groups: control (n=10) and experimental (n=10). The experimental group underwent a six-week training intervention with visual feedback using training protocols on the NeuroCom SMART EquiTest. After the training intervention of the experimental group, postural stability was measured again on a NeuroCom SMART EquiTest and using the Star Excursion Balance Test (SEBT) on the MAT. The measured data were processed by the NeuroCom Balance Manager Software. Student's paired t-test was used to compare the examined data between the input and output measurements of the experimental and control groups. The effect of the training intervention in the experimental group in comparison with the control group was calculated using a two-sample t-test. Pearson's correlation coefficient was used to correlate the Maximum Excursion parameter and the SEBT score. The significance level for statistical tests was set at $\alpha = 0.05$.

Results: There was a significant improvement ($p < 0,05$) between the input and output measurements in the experimental group for the following parameters: Equilibrium Composite Score, Mean COG Sway Velocity Left Eyes Closed a Right Eyes Opened, Reaction Time, Directional Control and End Point Excursion. However, the aim of the study was to determine the effect of training intervention in the experimental group in comparison with the control group. A significant improvement ($p < 0,05$) between the experimental and control groups after the training intervention was achieved

in the Mean COG Sway Velocity and End Point Excursion parameters. High correlation between the Maximum Excursion parameter and the SEBT score was not demonstrated.

Conclusion: The aims of this diploma thesis were accomplished. The effect of the training intervention on the NeuroCom SMART EquiTest device was determined, as well as the correlation between the Maximum Excursion parameter and the SEBT score. The results show that two hypotheses were confirmed. There was a significant improvement in the Mean COG Sway Velocity parameter in hypothesis no. 2 ($p = 0,0006$) and in the End Point Excursion in hypothesis no. 5 ($p = 0,0003$).

Keywords: Postural stability; Football; NeuroCom SMART EquiTest; Physiotherapy, Computerized dynamic posturography; Training intervention; Visual feedback

OBSAH

1	Úvod	13
2	Teoretická část.....	15
2.1	Fotbal: charakteristika tohoto sportu.....	15
2.1.1	Pohyby fotbalistů	17
2.2	Postura, stabilita a balance	20
2.3	Posturální stabilita.....	22
2.3.1	Reaktivní posturální stabilita	23
2.3.2	Proaktivní posturální stabilita	24
2.3.3	Faktory ovlivňující posturální stabilitu.....	24
2.3.4	Složky posturální stability	26
2.3.4.1	Senzorická složka	27
2.3.4.2	Řídící složka	29
2.3.4.3	Výkonná složka	30
2.3.5	Posturální stabilita fotbalistů	32
2.4	Hodnocení posturální stability a rovnováhy	37
2.4.1	Subjektivní hodnocení posturální stability a rovnováhy.....	37
2.4.2	Objektivní hodnocení posturální stability a rovnováhy	40
2.4.3	Posturografie	40
2.4.4	Počítačová dynamická posturografie	41
2.4.5	NeuroCom SMART EquiTest	41
2.4.6	Vyšetřovací protokoly.....	43
2.4.7	Tréninkové protokoly	47
2.5	Balanční trénink	49
3	Metodologie práce	54
3.1	Cíl práce	54

3.2	Výzkumné otázky.....	54
3.3	Hypotézy	54
3.4	Úkoly práce	56
4	Metodika práce	57
4.1	Zpracování teoretických východisek.....	57
4.2	Charakteristika výzkumného souboru.....	57
4.3	Metoda sběru dat	58
4.4	Průběh a postup sběru dat	59
4.4.1	Vstupní měření.....	59
4.4.2	Tréninková intervence	60
4.4.3	Výstupní měření.....	64
4.5	Analýza dat.....	65
5	Výsledky výzkumu.....	66
5.1	Výsledek Equilibrium Composite Score	66
5.2	Výsledky Mean COG Sway Velocity	67
5.3	Výsledky Reaction Time.....	72
5.4	Výsledky Directional Control	73
5.5	Výsledky End Point Excursion	75
5.6	Výsledky korelace parametru MXE a SEBT	76
6	Diskuze	80
6.1	Diskuze k hypotéze č. 1	81
6.2	Diskuze k hypotéze č. 2	84
6.3	Diskuze k hypotéze č. 3	85
6.4	Diskuze k hypotéze č. 4	86
6.5	Diskuze k hypotéze č. 5	87
6.6	Diskuze k hypotéze č. 6	88

6.7	Diskuze k výzkumným otázkám	90
6.8	Limitace výzkumu.....	91
7	Závěr.....	93
8	Seznam použité literatury	95
9	Přílohy	109

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

%	procento
°	stupeň
α	alfa
ADT	Adaptation Test
BEST	Balance Evaluation Systems Test
CDP	Computerized Dynamic Posturography
CKCUET	Closed Kinetic Chain Upper Extremity Test
CNS	Centrální nervový systém
COF	Center of Force
COG	Center of Gravity
COM	Center of Mass
COP	Center of Pressure
C, Th, L	krční, hrudní, bederní
ČSN ISO	Česká technická norma, International Organization for Standardization
DCL	Directional Control
DK, DKK	dolní končetina, dolní končetiny
EPE	Endpoint Excursion
et al.	et alii – v překladu: a kolektiv
EQL	Equilibrium Score
FTVS UK	Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy
HK, HKK	horní končetina, horní končetiny
km, cm, kg	kilometr, centimetr, kilogram
LCD	Liquid Crystal Display
LOS	Limits of Stability
LDK, LHK	levá dolní končetina, levá horní končetina

m., mm.	musculus, muscoli
n., nn.	nervus, nervi
např.	například
MAT	Movement Assessment Tool
MCT	Motor Control Test
MVL	Movement Velocity
MXE	Maximum Excursion
PDK, PHK	pravá dolní končetina, pravá horní končetina
RWS	Rhythmic Weight Shift
RT	Reaction Time
S, M, L	small, medium, large
SD	směrodatná odchylka
SEBT	Star Excursion Balance Test
SEST	Star Excursion Sitting Test
SLL	Standing Long Lump
SOT	Sensory Organization Test
SOM	Somatosenzory ratio
tzv.	takzvaný
UEFA	Union of European Football Associations
US	Unilateral Stance
UQYBT	Upper Quarter Y-Balance Test
VIS	Visual ratio
VES	Vestibular ratio
WBS	Weight Bearing Test
WBLT	Weight Bearing Lunge Test
YBT	Y-Balance test

1 Úvod

Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla, jehož důsledkem nedojde k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu. Posturální stabilita je velmi významnou součástí výkonu každého fotbalisty. Fotbal je sport vyznačující se velkou rozmanitostí pohybů. Fotbalista během fotbalového tréninku či zápasu využívá stoj, chůzi, klus, sprint, dribbling, výskok, kop do míče, kontakty s protihráčem a další pohyby. Především bezkontaktní aktivity vyžadují dobrý stav posturální stability (Wong, 2005). Poruchy kvality posturální stability, propriocepce a neuromuskulární schopnosti mohou vést k snížení výkonnosti a k vzniku zranění (Santos et al., 2014; Fonseca et al., 2011).

Stav posturální stability se u fotbalistů odlišuje podle toho, na jaké úrovni tento sport provozují. Fotbalisti na profesionální úrovni trénují mnohem častěji než amatérští fotbalisti. Profesionálové mají tedy více zkušeností a častějším tréninkem u nich dochází k rychlejší posturální adaptaci (Paillard et al., 2006).

K nejčastějším zraněním u fotbalistů dochází na dolních končetinách, konkrétněji na hlezenních a kolenních kloubech. Z novějších výzkumů vychází, že více zranění vzniká bezkontaktním mechanismem. S vysokým rizikem zranění jsou spjaty náhlé zastavení pohybu, skoky a vedení míče (Heleno et al., 2016).

Proprioceptivní signály z mechanoreceptorů kloubů, svalů, šlach a kůže jsou nezbytnou součástí nervové kontroly pohybu. V proprioceptivním druhu tréninku se klade důraz na zvýšení aferentace z kožních receptorů a proprioceptorů. Cílený proprioceptivní trénink je důležitou součástí rehabilitace a prevence před zraněními. Tímto tréninkem se cílí na zlepšení somatosenzorických i senzomotorických funkcí, mezi které spadá i kontrola rovnováhy (Heleno et al., 2016).

Vyšetření posturální stability lze provést několika způsoby. Jednou z objektivních metod, která byla využita v této diplomové práci je přístroj NeuroCom SMART EquiTest. Tímto přístrojem lze vyšetřit dynamickou i statickou posturální stabilitu. Software přístroje obsahuje mnoho vyšetřovacích protokolů, kterými lze zhodnotit stav všech tří složek posturální stability (zrakovou, vestibulární a proprioceptivní) a dalších parametrů posturální stability.

Kromě vyšetřovacích protokolů přístroj disponuje i tréninkovými protokoly, které byly využity k tréninkové intervenci s vizuální zpětnou vazbou posturální stability u fotbalistů. Tréninková intervence u experimentální skupiny na přístroji NeuroCom

trvala 6 týdnů. Po uplynutí této doby byli fotbalisti opět změřeni vyšetřovacími protokoly a následně byl zhodnocen vliv šestitýdenní tréninkové intervence s vizuální zpětnou vazbou experimentální skupiny v porovnání s kontrolní skupinou.

2 Teoretická část

2.1 Fotbal: charakteristika tohoto sportu

Fotbal je jedním z nejpobulárnějších sportů na světě. F-Marc udává, že fotbalu se věnuje přibližně 265 milionů hráčů po celém světě. Fotbalového zápasu se účastní 2 týmy čítající 11 hráčů. Za řízení zápasu a dodržování pravidel této hry jsou zodpovědní 3 rozhodčí. Cílem fotbalového týmu je skórovat vícekrát, než soupeř. Aby bylo mužstvo úspěšné, musí předvést lepší výkon, než soupeř. Výkon se skládá z následujících aspektů: fyzický, technický, taktický a psychologický (Kirkendall, 2011; Dvorak et al., 2005).

V průběhu let došlo k zvýšení nároků na fotbalový výkon. První zprávy o dosažené uběhnuté vzdálenosti fotbalistů pocházejí z roku 1970 z profesionální anglické ligy. V průměru za celý fotbalový zápas fotbalisté naběhali 8,5 km. Dnes průměrná vzdálenost dosažená za fotbalový zápas činí 10 až 14 km. V dnešní době fotbalisté zvládnou uběhnout vyšší počet a větší vzdálenost sprintů ve vysoké rychlosti, tempo zápasu je nyní mnohem vyšší a při střele dokážou fotbalisté udeřit do míče mnohem silněji (Kirkendall, 2011).

Z výzkumů vyplývá, že fotbal je stejně přínosný pro celkové zdraví a k léčbě chronických onemocnění, jako jiné aerobní cvičení, například jogging. Aktivity typu aerobního cvičení snižují krevní tlak, zvyšují citlivost organismu na inzulín, snižují obezitu a další (Kirkendall, 2011).

Základem úspěchu jednotlivce či celého mužstva je tréninková jednotka. Náplň a délku tréninkové jednotky volí trenér podle fáze přípravy (předsezónní příprava, soutěžní sezóna) a také podle týdenní fáze (předzápasový, pozápasový trénink). Obvyklá doba tréninkové jednotky se pohybuje okolo 90 minut a obsahuje úvodní, průpravnou, hlavní a závěrečnou část. Úvodní část probíhá ještě v šatně, kdy trenér nastiňuje hráčům obsah a cíle tréninku. Věnuje se zde názorným ukázkám situací, které v tréninku či zápase mohou nastat a radí hráčům, jak je řešit. Ve fázi průpravné je cílem připravit fotbalistu a jeho tělo na tréninkovou zátěž. Zodpovědnou osobou za adekvátní rozcvičení fotbalisty je kondiční trenér, popřípadě fyzioterapeut. Fotbalista se rozcvičuje pohyby o nízké intenzitě, jako je pomalý běh, a to s nebo bez míče. V této fázi se nejlepším způsobem protažení jeví aktivní strečink, kdy se protahují především svaly ischiokrurální, m. quadriceps femoris, m. triceps surae, adduktory, flexory a rotátory kyčelního kloubu a také svaly zádové. Během průpravné fáze se opět může uplatnit práce fyzioterapeuta,

který do tréninku může zařadit i kompenzační cvičení na posílení svalů. V hlavní části tréninku se ze začátku volí cvičení rychlostní, koordinační, na rozvoj explozivní síly a fotbalových dovedností. Následuje průpravná hra a její modifikace, při kterých se trenér snaží nasimulovat situace nastávající v utkáních. S přibývajícím únavou se tým dále zaměřuje na rozvoj vytrvalostních schopností, nebo nácvik obranné a útočné taktiky (zde záleží na tom, v jaké fázi týdne se mužstvo nachází). V závěrečné fázi se cílí na zklidnění organismu, navození klidové tepové frekvence při vyklusávání a provedení kompenzačních cvičení (Votík a Šrámková, 2011).

Při fotbalovém výkonu se může vyskytnout mnoho zranění. Dochází k nim často kvůli nedostatečnému rozcvičení, úrazem, kontaktem s protihráčem nebo při svalovém přetížení, které není dostatečně kompenzováno. Chomiak et al. (2000) provedli výzkum s 398 hráči fotbalu, kdy sledovali jejich zranění během jednoho roku. Celkem došlo k 686 zraněním, z toho pouze 113 bylo vážných. Úrazem vzniklo 81,5 % zranění a přetížením vzniklo 18,5 % zranění. Nejvíce se vyskytovala tato zranění: kloubní luxace (30 %), fraktury (18 %), ruptury vazů (12 %), svalové natažení (15 %), ruptury menisků a pohmoždění (8 %) a další zranění. Především vznikaly zranění kolene (29 %), následně hlezenního kloubu (19 %) a páteře (9 %). Zranění vznikaly více při utkání (59 %) než při tréninku (41 %). V tomto výzkumu bylo potvrzeno, že zranění určité části těla má souvislost s tím faktem, že jedinec již dané zranění stejné části těla v minulosti utrpěl (24 %). 46 % zranění bylo zapříčiněno kontaktem s protihráčem a 54 % bezkontaktně. Nedovoleným zákrokem proti hráči (faul) vzniklo 31 % vážných zranění (Chomiak et al., 2000).

Ekstrand (2008) se zabýval vznikem zranění u profesionálních fotbalistů. Výzkumu se účastnilo 17 týmů z 9 zemí hrajících UEFA Champions League po dobu 5 fotbalových sezón a 14 týmů švédské superligy během 2 fotbalových sezón. Výsledkem bylo 6300 zranění za 800 tisíc hodin hraní fotbalu. To znamená, že tým s 25 hráči může očekávat 40 až 50 zranění každou sezónu. 80-90 % zranění postihuje dolní končetiny: stehno, kolenní kloub, hlezenní kloub, kyčelní kloub. Na vrcholové úrovni je nejčastější svalové zranění stehenních svalů, jedná se zejména o hamstringy. Důvodem je rychlost moderního fotbalu, který vyžaduje vznik velké explozivní síly k dosažení, co nejrychlejší rychlosti při sprintu (Ekstrand, 2008).

2.1.1 Pohyby fotbalistů

Fotbalista v průběhu fotbalového zápasu provede mnoho pohybů typických pro tento sport. Tyto komplexní pohyby vyžadují aktivitu svalů pro prohyb v daném kloubu a rovnováhu udržující tělo ve vertikální poloze. Fotbalista podle situací během zápasu volí tyto pohyby: stoj, chůze, běh, kop do míče, výskok a autové vhadzování. V této kapitole budou popsány následující pohyby.

Běh

Běh je modifikace chůze, pohyby kloubů jsou při obou pohybech stejné, ale při běhu se zvětšují úhly mezi jednotlivými segmenty horních a dolních končetin. Běh je nedílnou součástí fotbalu, během fotbalového zápasu může fotbalista urazit přibližně 10 až 13 km. Samotná činnost běhu může být rozdělena do dvou fází: fáze švihů a opory (stoj). Fáze opory začíná v momentě, kdy se chodidlo prvně dotkne země a končí, když noha ztrácí kontakt se zemí. Když dojde k odvinutí palce od podložky, nastupuje fáze švihová a dolní končetina udržující oporu se stává švihovou. Na začátku švihové fáze se švihová dolní končetina nachází v extenzi v kyčelním a kolenním kloubu a v plantární flexi hlezenního kloubu. Extenzi kyčelního kloubu zajišťují hýžděové a ischiokrurální svaly, plantární flexi provádí m. gastrocnemius a zároveň provádí dobrý odraz od země. Následovně m. psoas a m. iliacus dělají flexi kyčelního kloubu, ischiokrurální svaly provádí flexi v kolenním kloubu, adduktory kyčelního kloubu brání abdukci stehna a m. tibialis anterior zajišťuje dorsální flexi hlezenního kloubu. Cílem aktivace těchto svalů je přenést švihovou dolní končetinu před dolní končetinu udržující oporu těla. Ještě před počátečním kontaktem nohy se zemí dochází k aktivaci m. quadriceps femoris extenzujícího kolenní kloub. Kontaktem paty se zemí začíná fáze opory, hmotnost těla musí být kontrolována, kyčelní kloub se nachází ve flexi, kolenní kloub je také v mírné flexi, hlezenní kloub je v dorsální flexi a inverzi. Hýžděové svaly provádí extenzi v kyčelním kloubu, m. quadriceps femoris a ischiokrurální svaly stabilizují kolenní kloub a adduktory stabilizují kyčelní kloub. Při pokládání chodidla na zem m. tibialis anterior pracuje excentricky a m. gastrocnemius koncentricky. Dochází k pohybu těla vpřed, ploska chodidla se zplošťuje, odvíjí se od země, staví se na špičku a dochází k odrazu. Čím je vyšší rychlost běhu, tím je větší délka kroku, a švihová fáze tak zahrnuje větší flexi kolenního kloubu, extenzi a následnou flexi kyčelního kloubu. Když fotbalista běží s míčem (vedení míče), využívá mnohem kratší kroky, které mu dávají možnost okamžitě změnit rychlost a směr běhu. Svaly horních končetin a trupu udržují rovnováhu a rotují

tělo opačným směrem, než kterým se při běhu rotuje pánev (Bernaciková et al., 2010; Reilly, 2003).

Kop do míče

Ve fotbale existuje mnoho typů kopu do míče, například kop do míče při běhu, volej nebo přihrávka. Podle cíle, kterého chce fotbalista dosáhnout, udává postavení chodidla. Hráč může do míče kopnout vnitřní stranou nohy (everze subtalárního kloubu), zevní stranou nohy (inverze subtalárního kloubu) anebo nártem (plantární flexe hlezenního kloubu). Fotbalisté také dokážou vnutit míči rotaci a způsobit tak neočekávanou trajektorii letu míče. Kop do míče můžeme rozdělit do čtyř fází. Cílem první fáze je připravit stehno a bérce do náprahu (extenze v kyčelním kloubu), ve druhé fázi je stehno s bérce rotováno zevně a kyčelní kloub jde do flexe, ve třetí fázi nastupuje zpomalení pohybu stehna a zrychlení pohybu bérce a ve čtvrté fázi je pohyb dokončen. Během první fáze, kyčelní kloub kopající dolní končetiny je rychle extendován aktivitou hýžd'ových svalů a pánev je rotována směrem dozadu. Ischiokrurální svaly provádí flexi kolenního kloubu a m. tibialis anterior dělá dorsální flexi hlezenního kloubu. Tyto pohyby jsou u mnoha hráčů limitovány přetíženými flexory a adduktory kyčelního kloubu. Čím je následný kop náročnější, ve smyslu, do jaké vzdálenosti má být míč kopnut, tím dochází k většímu protažení těchto svalů. Během druhé fáze m. iliacus a m. psoas způsobují flexi kyčelního kloubu a rotaci pánve dopředu. Při třetí fázi ischiokrurální svaly zpomalují rychlost pohybu stehna a m. quadriceps femoris provádí extenzi kolenního kloubu. Pozice hlezenního kloubu při kontaktu nohy s míčem závisí na druhu provedeného kopu. Zároveň adduktory kyčelního kloubu táhnou nohu směrem k tělu, toho je využíváno především při kopu vnitřní stranou nohy, tzv. „placírka“. V okamžiku kontaktu míče s nohou se zapojují také břišní svaly: m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis. Čtvrtá fáze nastupuje po ztrátě kontaktu míče s nohou. Kvůli následnému pohybu stehna a bérce směrem dopředu dochází k protažení ischiokrurálních svalů. Svaly na nekopající dolní končetině se chovají podobně jako během stojné fáze běhu, aktivují se: m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. quadriceps femoris a m. triceps surae. Tato dolní končetina je obvykle v abdukci a rotaci a jejím hlavním cílem je udržet stabilní pozici těla, aby mohl být proveden kop druhostrannou dolní končetinou. Svaly horních končetin a trupu opět zajišťují rovnováhu celého těla (Bernaciková et al., 2010; Zahálka, 2010; Lees, 1998; Reilly, 2003).

Výskok a hlavičkování

Výskok (vertikální skok) je také důležitým aspektem při fotbale, hráč jím může kontrolovat míč ve vzduchu. Výskoku lze dosáhnout ze statického stoje nebo z rozběhu. Výskok ze statického stoje je obvykle proveden z obou dolních končetin, ale při výskoku z rozběhu se fotbalista odráží pouze z jedné dolní končetiny. Na začátku výskoku gravitace a hmotnost těla způsobí flexi trupu, kyčelních a kolenních kloubů a dorsální flexi hlezenních kloubů. Tyto pohyby jsou excentricky kontrolovány svými antagonisty: m. erector spinae, hýžd'ové svaly, ischiokrurální svaly, m. quadriceps femoris a plantární flexory. Současně dochází k flexi v loketních kloubech a extenzi v ramenních kloubech. V této pozici se tělo chová jako pružina, agonisti pro výskok jsou v natažení a čekají, až ve správný moment budou moci uvolnit uloženou potenciální energii. Samotný skok zahajují hlavní svaly pohybu, které zvedají váhu těla směrem vzhůru. Rychlou a silnou kontrakcí m. erector spinae, hýžd'ovými svaly, ischiokrurálními svaly, m. quadriceps femoris a plantárními flexory je provedena extenze trupu, kyčelních, kolenních a plantární flexe hlezenních kloubů. Paže jsou rychlou flexí ramenních a extenzí loketních kloubů taženy vpřed a vzhůru. Během výskoku dochází k extenzi celé páteře, břišní svaly a flexory kyčelních kloubů jsou ve velkém protažení, a proto mohou být poraněny. Přistání ze skoku je stejně důležité jako samotný skok, hmotnost těla musí být v okamžiku opětovného kontaktu se zemí kontrolována. Přistání je opačným pohybem, jako je samotný skok. Výše zmíněné svaly, které se zapojují při pohybu těla směrem vzhůru se zapojují i při přistání. Kontrolují pohyby kloubů, snižují rychlost těla, čímž dochází k zvýšení absorpce nárazů a snižování rizika zranění. Hlavním cílem výskoku je udeřit do míče hlavou a dopravit jej ke spoluhráči nebo skórovat. Extenze krční páteře při výskoku je způsobena gravitací a aktivitou m. erector spinae. Při snaze udeřit hlavou do míče vzniká flexe krční páteře, která je spojena s rotací či lateroflexí, udávající následný směr letu míče (Reilly, 2003).

Vhazování míče (autové vhazování)

Autové vhazování fotbalista provádí ze stoje nebo krátkého rozběhu, ale podmínkou je, aby míč vhodil do hry oběma rukama, a aby v okamžiku vhazování stál oběma nohama na zemi (Kureš, 2016). Při vhazování ze stoje m. erector spinae, hýžd'ové svaly a ischiokrurální svaly provádí extenzi páteře a kyčelních kloubů. Dorsální flexory hlezenního kloubu dovolí excentrickou aktivitou malý stupeň pohybu do plantární flexe, aniž by došlo ke ztrátě rovnováhy. Fotbalista drží míč v obou rukou zezadu

za hlavou. Ramenní a loketní klouby se pohybují do plné flexe, to způsobí protažení jejich antagonistů a dojde k uložení potenciální energie. Tato energie je využita na začátku hodu míče, loketní a ramenní klouby se pohybují do extenze. Kontrakcí břišních svalů, m. iliacus a m. psoas se páteř pohybuje do flexe. Dorsální flexe je kontrolována excentrickou kontrakcí m. triceps surae (Reilly, 2003).

2.2 Postura, stabilita a balance

Dle Badhel a Kulkarni (2018) je postura definována jako poloha těla, která je charakteristická, nebo předpokládaná pro zvláštní účel. Jinými slovy postura je definována jako držení segmentů těla v určitou dobu. Postura objasňuje, v jaké poloze se tělo nachází při sedu, stojí nebo lehu. Anatomicky je posturou označováno takové držení těla, aby muskuloskeletální systém umožňoval požadovaný rozsah pohybu v daném kloubu. Při udržování správné postury je zátěž rozložena na určité svaly a vazy. Díky tomu mohou svaly pracovat efektivně a klouby podléhají menšímu opotřebení. Když svaly, klouby a vazy pracují správně, další životně důležité orgány zůstávají ve správné poloze a nervový systém je schopen fungovat normálně. Další výhodou správné postury je zvýšené sebevědomí, účinné dýchání, lepší oběh krve a celkové zvýšení výkonnosti. Postura je ovlivňována mnoha faktory, mezi které patří strukturální a anatomické parametry těla, věk, patologické faktory, fyziologické faktory, prostředí, emoce, práce, sociální a kulturní faktory (Badhel a Kulkarni, 2018).

Podle Kendalla et al. (2005) je postura dána pozicí všech kloubů těla v daném okamžiku. Nesprávné držení těla způsobuje dyskomfort, bolest a disabilitu. Jedním z faktorů způsobující bolesti při nesprávné postuře je oslabení a zkrácení svalů, které mohou snižovat mobilitu v daném kloubu. Další faktorem bolesti při nesprávné postuře je kumulace konstantních nebo opakovaných malých zátěží v dlouhém časovém horizontu, které jsou srovnatelné s velkou náhlou zátěží. Nesprávným držením segmentů těla může docházet k zvýšené zátěži kostí, kloubů, vazů nebo svalů, což může vyústit v jejich poranění (Kendall et al., 2005).

Dle Koláře (2009) je postura označována jako postavení v kloubech těla proti působení zevních podnětů, z nichž je nejdůležitější tíhová síla. Postura je součástí jakékoliv polohy a pohybu, ne pouze stoje, sedu a lehu. Při fyziologické situaci je posturální napětí ve svalech minimální a jednotlivé segmenty těla jsou centrovány. Obtíže spojené s bolestmi pacienta jsou dány zvýšeným klidovým posturálním napětím.

Dle Koláře je ideální postura odvozena z centrálních programů posturální ontogeneze. Stanovení správné postury je nemožné, protože každý autor popisuje správné držení těla odlišně a podle svých výzkumů, metod a postupů následovně posturu hodnotí a učí (Kolář, 2009).

Dle Bizovské (2017) je postura definována jako držení segmentů těla působících proti tíhové síle. Výchozí posturou člověka je bipedální stoj, který člověk používá při každodenních činnostech (Winter, 1995; Bizovská, 2017).

Dle Watkinse (2009) je stabilitou označována schopnost těla zůstat v rovnovážném stavu (v limitech stability) při působení vnějších podnětů. Po vymizení vnějších vlivů dojde k opětovnému návratu do výchozího stavu. Stabilitu lze měřit jako míru úsilí člověka k znovuzískání rovnovážného stavu po jeho vyrušení. Při stoji stabilita udržuje COG (Center of Gravity) člověka v opěrné bázi (Watkins 2009; Bizovská, 2017).

Dle Wintera (1995) se balance označuje jako dynamika těla, která zabraňuje pádu. Je to také schopnost udržovat takové svalové napětí a pozici segmentů těla, aby se tělo promítlo do opěrné báze. Ve vzpřímeném stoji není člověk nikdy v rovnováze, ale je stabilní (Winter, 1995; Scataglini, 2019.) Ragnarsdóttir (1996) rozděluje bilanci jako stav a jako funkci. Funkcí rovnováhy je v češtině označována posturální stabilizace a okamžitý stav balance se nazývá posturální stabilita. Posturální stabilizace je schopnost aktivních komponent těla, které jsou řízené centrálním nervovým systémem, udržet jednotlivé segmenty těla proti působení vnějších vlivů. Vnější silou je nejčastěji označovaná tíhová síla, která působí proti synchronní aktivitě agonistů a antagonistů, jež udržují segment těla v dané poloze. Zpevnění segmentů svalovou aktivitou umožňuje vzpřímené držení těla a následnou lokomoci. Posturální reaktivitou je označována reakční stabilizační funkce, která zpevňuje pohyblivé segmenty těla k získání, co nejstabilnějšího punctum fixum. Aby mohlo být vytvořeno punctum fixum, musí být jedna úponová část svalu zpevněná a vytvořit tak pevný bod, aby se druhá úponová část svalu mohla pohybovat (punctum mobile) (Kolář, 2009; Bizovská, 2017; Ragnarsdóttir, 1996).

Důležitý termín s názvem posturální orientace zavedly Shumway-Cook a Woollacott (2011). Posturální orientace je schopnost člověka vnímat okolní prostor a vlastní tělo či jeho dílčí segmenty (Shumway- Cook a Woollacott, 2011).

2.3 Posturální stabilita

Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla, aniž by došlo k neřízenému nebo nezamýšlenému pádu (Kolář, 2009).

Ideální držení těla dle Kendalla (1993) je následující. Hlava se nachází v neutrální pozici, páteř je fyziologicky zakřivená (lordóza krční a bederní páteře, kyfóza hrudní páteře), lopatky přiléhají celou plochou k hrudnímu koši, pánev, kyčelní a kolenní klouby se nachází v neutrální pozici. Chodidla jsou umístěná přirozeně vedle sebe a svírají s bércei pravý úhel. Za fyziologický stav se považuje postavení jednotlivých segmentů těla takové, kdy napětí ve svalech je minimální (Kendall, 1993; Pastucha, 2013).

Posturální stabilita není děj statický, ale dynamický. Člověk, kontinuálně zaujímající stálou polohu těla, se snaží o neustálé obnovování rovnovážného stavu (Pastucha, 2013).

Před popisem posturální stability je nutné vysvětlit základní terminologii, která úzce souvisí s daným pojmem. Mezi důležité termíny, jež se využijí i při testování posturální stability patří následující: opěrná plocha, opěrná báze, Center of Force, Center of Gravity, Center of Mass, Center of Pressure a COG sway angle.

Opěrná plocha (Area of Support): Plocha, kterou je tělo v kontaktu s podložkou, se označuje jako opěrná plocha. Ve vzpřímeném stojí opěrnou plochu mezi podložkou a tělem představují chodidla (Bizovská, 2017; Vařeka 2002a; Neurocom Balance Manager Systems, 2014).

Opěrná báze (Base of Support): Opěrná báze je plocha podložky pod osobou, která je ohraničená vnějšími body kontaktu těla s podložkou. Čím je větší opěrná báze, tím je osoba stabilnější. Příkladem větší opěrné báze oproti stojí spojném je stoj rozkročný (Bizovská, 2017; Vařeka 2002a; Neurocom Balance Manager Systems, 2014).

Center of Force (COF): Každá část těla, která je v kontaktu se zemí (povrchem) působí v místě dotyku silou. COF je bod působení, který je dán součtem všech kontaktních sil. Během stoje na jedné noze se COF nachází v místě kontaktu nohy s povrchem. Ale během stoje na obou nohou se COF nachází mezi chodidly (Bizovská, 2017; Vařeka 2002a; Neurocom Balance Manager Systems, 2014).

Center of Gravity (COG): Gravitace vyvíjí sílu na každou část těla, která je dána hmotností této části. Hmotnost těla je dána součtem gravitačních sil. Těžiště těla (COG)

je bod působení celkové gravitační síly. U vzpřímeně stojícího člověka se těžiště nachází v oblasti dolní části trupu. Obecně může být těžiště uvnitř či vně těla, záleží na poloze těla člověka (Bizovská, 2017; Vařeka 2002a; Neurocom Balance Manager Systems, 2014).

Center of Mass (COM): Pro všechna tělesa umístěna na nebo v blízkosti povrchu země jsou Center of Mass a Center of Gravity stejný bod. Projekce COM do opěrné báze ve vertikálním směru se označuje jako COG (Bizovská, 2017; Vařeka 2002a; Neurocom Balance Manager Systems, 2014).

Center of Pressure (COP): COP je místo působení výsledného vektoru reakční síly, která působí od podložky. Vypočítá se váženým průměrem všech tlaků, kterými působí tělo člověka na kontaktní plochu (Bizovská, 2017; Vařeka 2002a; Neurocom Balance Manager Systems, 2014).

COG sway angle: Je úhel mezi vertikální osou vycházející z místa opory na chodidle nohy a linií spojující místo opory s COG těla (Bizovská, 2017; Vařeka 2002a; Neurocom Balance Manager Systems, 2014).

2.3.1 Reaktivní posturální stabilita

Reaktivní posturální stabilita ukazuje na to, jak vyšetřovaný dokáže zareagovat na zevní podnět, který ho vyvede z rovnovážného stavu. Existují testy hodnotící reaktivní posturální stabilitu, jejichž cílem je udržet, co nejstabilnější stoj po určitý čas, nebo co nejrychlejší znovuzískání rovnovážného stavu, který byl vyrušen zevním podnětem (Bizovská, 2017).

Prvním testem reaktivní posturální stability je vzpřímený stoj na nepohyblivém povrchu, kterým je silová či tlaková plošina. Cílem vyšetřovaného je stát, co neklidněji určitý čas, tj. přibližně 30 až 120 sekund. Testování má mnoho modifikací, zkoušky probíhají v různých polohách, se zavřenými očima, na různých podložkách a s různou opěrnou bází. Parametry testování volí terapeut individuálně podle stavu pacienta či testované skupiny. U sportovců a osob pohybově aktivních se používají ztížené podmínky, jako je tandemový stoj či stoj na jedné dolní končetině se zavřenými očima a na měkkém povrchu. Dále se pro větší obtížnost používá přidání sekundárního úkolu. V průběhu stoje se zaznamenává trajektorie COP v čase (Bizovská, 2017).

Další možností testování reaktivní posturální stability je reakce těla na vyrušení z klidového stoje vnějším podnětem. Zevním podnětem může být neočekávaný pohyb

silové plošiny v anterioposteriorním, mediolaterálním směru či náklon vpřed a vzad. Testovaný úkol splní, pokud nezareaguje změnou opěrné báze, například úkrokem do strany (Bizovská, 2017).

Používají se také testy, kdy vyšetřovaný stojí na plošině a reaguje na změnu okolního prostředí (NeuroCom SMART EquiTest). K testování lze také využít virtuální realitu, například Balance Rehabilitation Unit- The Medicaa Balance Suite (Bizovská, 2017).

2.3.2 Proaktivní posturální stabilita

Při proaktivní posturální stabilitě vyšetřovaný ve snaze splnění určitého úkolu mění své těžiště, COP nebo náklonem zatěžuje různá místa opory na desce (Bizovská, 2017).

Při testování proaktivní posturální stability se používá tzv. test limitů stability. Vyšetřovaný stojí na silové plošině a naklání své tělo podle zadání anterioposteriorně a mediolaterálně. Pozice cílového bodu se může nacházet v jednom nebo dvou osách pohybu. Hlavním parametrem, který se při tomto testu měří je maximální posunutí COP ve srovnání s jeho polohou při započetí testu. Jako modifikace se používá stoj na balanční úseči a jeho cílem je naklonit úseč do předem zvolené pozice. Zde se měří úhel mezi úsečí a horizontální polohou. Test může být proveden také za podmínky, kdy vyšetřovaný díky vizuální zpětné vazbě kontroluje své COP na monitoru (Bizovská, 2017).

K testování a trénování proaktivní posturální stability existuje velké množství her. Podle zvolené obtížnosti hry se mění náročnost vzhledem k přesnosti a rychlosti provedení (Bizovská, 2017).

2.3.3 Faktory ovlivňující posturální stabilitu

Posturální stabilita může být ovlivněna různými faktory. Patří mezi ně fyzikální faktory (výška a hmotnost těla, gravitace, postavení a struktura segmentů těla, vlastnosti oporné plochy), fyziologické faktory (únava, svalová aktivita), psychické faktory nebo faktory prostředí (množství světla). Další důležité faktory ovlivňující stabilitu především u sportovců jsou úroveň individuálně získaných dovedností nebo úroveň motoriky (rozsah pohybu či svalová síla daného segmentu). Čím více se COP přibližuje k okrajům oporné báze, tím je náročnější udržet stabilitu vzpřímeného stoje (Véle, 1995; Véle 2006; Vařeka 2002a).

Stabilita těla je dána velikostí oporné plochy a její adhezivitou. Zvětšením plochy opěrné báze lze docílit zvýšení stability. Jako příklad lze uvést jízdu metrem, kdy stojíme bokem ke směru jízdy a jsme rozkročení. Vlastnost oporné plochy k udržení stability je její přilnavost (adhezivita). Při stožení na ledu je udržení samotné stožení obtížné (Véle, 1995).

Výška a hmotnost těla také ovlivňují stav stability těla. Zvýšená hmotnost osoby zvyšuje stabilitu těla na základě zákona setrvačnosti. Osoby s menší výškou mají těžiště umístěné blíže k zemi, a mají proto vyšší stabilitu, zatímco s větší výškou mají těžiště výše od země a disponují tak horší stabilitou (Véle, 1995).

Postavení jednotlivých segmentů těla ovlivňuje celkové držení těla. Pokud se nenachází segmenty těla ve správním postavení a jejich hmotnost není rovnoměrně rozložena, může dojít k mikrotraumatizaci tkáně přetížením (Véle, 1995).

Problémy s chodidly jsou spojené se zhoršenou pohyblivostí a posturální stabilitou, které mají škodlivý dopad na kvalitu života. Plochnoží je často spojované s bolestí, se změnou rychlosti chůze a rovnováhy, což může zvyšovat riziko pádů. Sung et al. (2017) provedli výzkum hodnotící kinetickou a kinematickou stabilitu u zdravých lidí s a bez plochnoží. K hodnocení byl využit test na jedné noze na silové desce AMTI s očima otevřenými i zavřenými. Skupina probandů s plochnoží vykazovala sníženou kinetickou stabilitu bez vizuálního podnětu, zatímco s vizuálním podnětem nebyly žádné významné rozdíly (Sung et al., 2017).

Stabilita těla se mění s přibývajícím věkem a sníženou fyzickou aktivitou. Choy et al. (2003) provedli výzkum zabývající se změnami posturální stability u žen mezi 20 až 80 lety věku. Autoři provedli měření posturální stability u 453 žen pomocí Single-Limb Stance Test při otevřených a zavřených očích. Nejmladší ženy z výzkumného vzorku vykazovaly nejlepší výsledky. Ženy od 60. do 70. roku života byly nestabilní již na pevném povrchu se zavřenými očima. Nestabilita byla také evidentní u žen od 50. roku života při stožení na měkké pěnové podložce a u žen od 40. roku života při stožení na jedné dolní končetině se zavřenými očima. Stárnutí způsobuje kvantitativní a kvalitativní změny nervosvalového systému. Poruchy svalové funkce a nervové aktivity mohou zvyšovat riziko pádu. Během stárnutí dochází k ztrátě alfa motoneuronů ve spinální míše a následné atrofii svalových vláken způsobující nižší produkci síly svalů a jejich vyšší unavitelnost. Také při stárnutí dochází k snížené excitabilitě motoneuronů,

kteřá může způsobovat pomalejší nervové vedení a následnou pomalejší svalovou reakci (Choy et al., 2003; Ángyán et al., 2007; Orr, 2010).

Bermejo et al. (2014) provedli výzkum zkoumající, jak únava působí na posturální systém. Výzkum byl proveden s přispěním 32 vojáků. Jako aktivitu, která měla vojáky unavit, zvolili autoři studie běh. Jako běžecký protokol byl využit protokol H/P Cosmos Quasar, kdy začáteční rychlost běhu je 5 km/h a každých 30 sekund se zvýšila rychlost běhu o 0,5 km/h. Běžecká aktivita skončila, když došlo k dosažení úrovně únavy. Tato úroveň byla charakterizována splněním alespoň tří ze čtyř kritérií. Kritéria byla následující: 1) neschopnost zvýšit rychlost běhu, 2) podíl výměny dýchacích plynů (VCO_2/VO_2)>1.1, 3) dosažení teoretického maximálního srdečního tepu, 4) spotřeba kyslíku se nezvýšila, zatímco rychlost běhu ano. Následovalo změření posturální stability při stoji s otevřenými očima, zavřenými očima a ve střelecké poloze vestoje. Tyto testy byly provedeny před a po běhu. K změření posturální stability byla využita silová deska Kistler, která měřila přesuny COP v antero-posteriorním a medio-laterálním směru. Výsledkem studie bylo, že došlo k zhoršení posturální stability především při testu ve střelecké pozici vestoje, odchylky ve stoji s otevřenými a zavřenými očima nebyly tak výrazné (Bermejo et al., 2014).

I psychika se významně podílí na držení těla. Z výzkumů bylo dokázáno, že pacienti při stoji na vyvýšené plošině podvědomě více kontrolují pohyb COP. Vliv psychiky na posturální stabilitu může být řízen vědomě i podvědomě. Pokud se pacient soustředí na udržení stability v určité míře, jeho stabilita se zlepšuje, ale nadměrné soustředění až psychická tenze (strach) spojená s nadměrným svalovým napětím vede k narušení pohybové koordinace. Příkladem může být první zkouška jízdy na bruslích, kdy strach a obava z pádu může vést k horší pohybové koordinaci. U lidí trpících depresí převažuje tendence k flekčnímu držení těla, naopak lidi dobře psychicky naladěni mají tendenci k extenčnímu držení těla (Véle, 1995; Vařeka, 2002a).

2.3.4 Složky posturální stability

Posturální stabilita a její udržování má tři hlavní složky: senzorickeou, řídící a výkonnou. Senzorickou složkou jsou vnímány podněty ovlivňující posturální stabilitu. Představují ji zrak, propriocepce a vestibulární aparát. Řídící složku představuje centrální nervová soustava, jejíž součástí je mozek a mícha. Výkonná složka je tvořena kosterními

svaly, které hrají významnou roli i v senzoričké složce, protože obsahují proprioreceptory (Vařeka, 2002a).

2.3.4.1 Senzorická složka

K zajištění posturální stability jsou důležité 3 systémy: zrakový, vestibulární a propioceptivní. Autoři se však rozcházejí v tom názoru, který systém je k udržení posturální stability nejdůležitější. Především je vyzdvihována role zraku a vestibulárního systému. Ale bylo zjištěno, že v klidném stoji má stejný dopad, jak vyřazení propiocepce, zraku či vestibulárního systému. Stabilitu těla při chůzi udržuje především vestibulární systém, který reaguje na rotační pohyby a rychlé změny polohy hlavy. Zrak slouží zejména k celkové orientaci v prostoru, ale podílí se také na kontrole postavení hlavy. V klidném stoji při zavřených očích se zvyšují titubace a zvyšuje se rychlost změny polohy COP. Senzorickou složku zajišťující posturální stabilitu tvoří i exterocepce. Mechanoreceptory, zejména Ruffiniho a Meissnerova tělíška, slouží k zjišťování bodů podle velikosti zatížení a tím pádem i k určení polohy COP (Vařeka, 2002b).

Vestibulární systém

Vestibulární aparát získává informace o směru gravitace, jak při pohybu, tak v klidu. Tyto informace jsou porovnávány s informacemi ze zraku, propiocepce, z plosek nohou, kloubů, ale i z krční páteře. Výsledkem je konečný obraz o poloze daného segmentu a požadavek na jeho korekci. Viditelné korekce s pohybem jsou vnímány jako pohybová nejistota, závrať a dobře korigované polohy jsou vnímány jako jistota polohy (Véle, 2006).

Vestibulární aparát je uložen ve vnitřním uchu, který je v dutinách skalní kosti. Ve vnitřním uchu se nachází receptory pro vnímání polohy a pohybu těla. Vestibulární aparát se skládá ze dvou váčků, utriculu a sacculu. Utriculus je vejčitý váček v horní a zadní části vnitřního ucha, se sacculem je spojen pomocí třech polokruhovitých kanálků. Sacculus je malý váček vpředu vnitřního ucha, z něhož vychází kanálek propojující blanitý hlemýžď a sacculus. Utriculus a sacculus obsahují recepční políčka (makuly), které jsou složeny ze smyslových (vláskových) buněk. Buňky mají na vrcholu smyslové vlásky, které se nazývají stereocilie. Vlázky obaluje endolymfa, stejně jako prostor blanitého labyrintu. Vláskové buňky jsou obklopeny krystalky uhličitanu vápenatého. Pohyby hlavy vyvolávají ohyb vlásků na smyslových buňkách. Recepční políčka fungují jako gravitační receptory a signalizují posun hlavy dopředu, do stran nebo vertikálním

směrem. Podráždění smyslových buněk pokračuje vlákny n. vestibulocochlearis do jader mozkového kmene a dále vestibulární dráhou do sluchové kůry a mozečku (Dylevský, 2009).

Zrak

Zrak je důležitým aspektem stabilizačního procesu, informuje CNS o prostoru zevního prostředí. Posturální jistotu a nejistotu získává člověk tím způsobem, že si v zevním prostředí najde pevné body, očima je fixuje a opírá se o ně. Tento jev lze ukázat na příkladu dvou souprav metra. Pokud člověk sedí v soupravě metru a dívá se z okna na vedlejší rozjíždějící soupravu metra, zdá se mu, že se rozjíždí jeho souprava metra, i když ta stojí v klidu. Vysvětlením je, že si zrak v zevním prostředí (pozadí) našel pevné body, které když se začaly pohybovat, tak člověk ztratil opornou plochu a zdá se mu, že vzniká pohyb jeho soupravy metra (Véle, 2006).

Propriocepce

Proprioreceptory podávají centrální nervové soustavě aktuální informace o stavu pohybového aparátu. Tyto receptory se nachází ve svalu, ve šlaše svalu a v kloubním pouzdře. Patří k nim i receptory, které informují o rozložení tlaku na plochách styčných ploch kloubů, a o směru gravitace. Propriocepce nelze spontánně vnímat, neuvědomujeme si ji, a tudíž ji pacient nedokáže vyjádřit slovy (Véle, 2006).

Hlavním proprioreceptorem svalu jsou svalová vřeténka dělicí se na tonická a fázická. Svalová vřeténka jsou nastavená na určitou úroveň citlivosti a mají nižší práh dráždivosti než Golgiho šlachová tělíčka. Svalová vřeténka jsou tvořena intrafusálními vlákny, která jsou ukončena dvěma kontraktilními póly. Uprostřed se nachází receptor, který vnímá rychlost a změnu délky svalového vlákna. Intrafusální vlákna jsou inervována motorickými vlákny gama systému, jež vychází z retikulární formace v CNS. Tato vlákna slouží k nastavení citlivosti vřeténka a změně svalového tonu. Při pasivním natažení svalu nebo při kontrakci intrafusálních vláken vyvolané gama motoneurony vznikne podráždění svalového vřeténka. Následně je veden vzruch do míchy, kde se aktivují alfa motoneurony a vedou výsledný signál svými vlákny do extrafusálních vláken svalu a dojde k jeho kontrakci (Véle, 2006).

Golgiho šlachové tělíčko je uloženo ve šlachách a snímá tah na šlaše svalu. K jeho aktivaci je nutné protažení šlachy, tento receptor má vyšší práh dráždivosti, a proto je nutné k jeho podráždění vyšší napětí na šlaše. Šlachové tělíčko není řízeno gama

systemem, proto nelze nastavit práh dráždivosti, jako je tomu u svalového vřeténka. Golgiho tělísko agonistu inhibuje a jeho antagonistu facilituje. Jak svalové vřeténko, tak Golgiho šlachové tělísko tvoří ochranné mechanismy, které brání vlastnímu svalu před vznikem traumat. K traumatu by mohlo dojít, kdyby svalové vřeténko nebo šlachové tělísko neutlumilo přílišnou aktivitu svalů (Véle, 2006).

Kloubní receptory detekují změny napětí kloubního pouzdra. Strana, na které dochází k vyššímu napětí, se označuje jako konvexní, a k řasení dochází na konkávní straně kloubního pouzdra. Kloubní receptory se rozlišuje podle délky jejich adaptace. Receptory s pomalou adaptací pracují jako goniometr a informují o vzájemné poloze kloubních segmentů. Receptory s rychlou adaptací fungují jako tachometr a informují tak o změně rychlosti pohybu v kloubu (Véle, 2006).

2.3.4.2 Řídící složka

Centrální nervová soustava je hlavní řídicí složkou pohybu i posturální stability. Řídící složce předchází složka senzorická, kterou reprezentují signály ze smyslových receptorů, jež mají vliv na průběh pohybu. Receptory zaznamenávají změny vnitřního a vnějšího prostředí, tyto podněty jsou vedeny ascendentními nervovými dráhami do CNS. V centru, mozku nebo míše, dojde k zpracování těchto informací, jejich vyhodnocení a k vzniku odpovědi na daný podnět. Odpověď je vedena descendentními nervovými dráhami do výkonných orgánů, kterými jsou svaly, jejichž úkolem je zrealizovat hybnou odpověď. Mezi struktury CNS se vývojově od nejstarších k nejmladším řadí mícha, mozkový kmen, který je tvořen prodlouženou míchou, Varolovým mostem a středním mozkem, dále mozeček, mezimozek a koncový mozek (Dylevský, 2009).

Řízení pohybu je organizována aktivita, jejímž účelem je dosažení zamýšleného cíle. Cílem pohybu vnějších orgánů pohybové soustavy je udržení polohy těla a jeho jednotlivých segmentů, anebo pohyb v zevním prostředí. Řízení pohybu probíhá obousměrně mezi řídicími a výkonnými orgány. Aby nedošlo k odchýlkám od pohybového záměru, musí mít řídicí orgán zpětnovazebný mechanismus. Zpětnovazebné informace získává z proprioreceptorů ze svalů, šlach, kloubů, receptorů kožních, zrakových, sluchových a z vestibulárního aparátu. Informace se porovnávají v centru mezi výslednými příkazy a informacemi z receptorů. Za korekci pohybu ještě v jeho průběhu je zodpovědný mozeček. Pohyb je řízen na různých úrovních, existují tři:

spinální, subkortikální a kortikální. Kortikální úroveň řídí účelovou ideokinetickou motoriku, subkortikální úroveň je zodpovědná za posturální a lokomoční motoriku a spinální úroveň má na starost pohyby reflexní (Véle, 2006).

Motorický nervový systém je tvořen strukturami, které zajišťují opěrnou a cílenou motoriku. Motorická jednotka je soubor svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem. Jsou tvořeny motoneurony míšními nebo kmenovými a slouží k navození svalové kontrakce. Přední míšní rohy ve spinální míše obsahují motoneurony a interneurony, které reflexní odpovědí zajišťují postojové a pohybové programy. V mozkovém kmeni jsou motorickými centry retikulární formace, motorická jádra hlavových nervů, vestibulární jádra, substantia nigra, nucleus ruber a oliva inferior. Tyto útvary kontrolují opěrnou motoriku, jsou zodpovědné za koordinaci opěrné a cílené motoriky a regulují svalové napětí. Mozeček je funkčně tvořen na spinální, vestibulární a cerebrální mozeček. Vestibulární mozeček je důležitý k udržování rovnováhy a vzpřímené polohy těla. Spinální mozeček nastavuje svalové napětí a slouží jako komparátor při porovnání zamýšleného pohybu a jeho skutečného provedení. Cerebrální mozeček se spolu s bazálními gangliemi a mozkovou kůrou podílí na plánování a programování volných pohybů. Motorická centra thalamu slouží ke koordinaci vnímání a pohybové aktivity. Striatum, pallidum a substantia nigra jsou části bazálních ganglií, které jsou důležité k vypracování pohybových vzorců, zejména vzorce pro řízení směru, síly a rychlosti pohybu. Funkcí motorické kůry hemisfér koncového mozku je programování, plánování a řízení cílených a jemných pohybů (Dylevský, 2009).

2.3.4.3 Výkonná složka

Posturální motorika zajišťuje neustálým vyvažováním zaujaté polohy určité postavení jednotlivých segmentů lidského těla. Neustálá aktivita zajišťuje pohotovost k přechodu z klidové polohy do pohybu. Tímto procesem je tělo chráněno před poškozením. Udržování polohy těla je řízeno podvědomě, ale při působení neočekávaných vnějších podmínek je poloha řízena vědomě. Pokud sportovec začíná pohyb s nevhodným nastavením výchozí polohy, může dojít k selhání pohybového plánu, k nevhodné zátěži pohybového aparátu (mikrotrauma) nebo k poruše struktury (trauma). Posturální motorika je zajišťována především svaly tonickými, které pracují po delší dobu, jsou méně unavitelné a vykonávají malé úsilí. Při lokomoci pracují více svaly fázičné, které jsou schopné rychle vyvinout velkou sílu, ale po krátký čas. Pokud svaly

tonické nedokážou udržet danou polohu nebo dojde k nečekané změně vnějších podmínek působících na tělo, musí začít pracovat fázické svaly, aby zabránili pádu. Stabilizaci, udržení správné nastavení výchozí polohy segmentů těla, zajišťuje osový orgán pomoci segmentální a sektorové stabilizace. Pohybový segment je tvořen na páteři spojením dvou obratlů, intervertebrálními klouby, meziobratlovým diskem, svaly a vazy spojující dva sousední obratle. Pohybový segment je kromě pohybu schopný i fixace a vytvoření punctum fixum, kdy jeden nebo více segmentů vytvoří opěrnou bázi, aby se mohl sousední segment pohybovat. Sektorovou stabilizaci zajišťují delší svaly, které se linou přes několik segmentů a stabilizují funkční sektory páteře. M. erector trunci, jež probíhá od lebky až po kost křížovou, stabilizuje celou páteř. Tato stabilizace se nazývá celková stabilizace (Véle, 2006).

K tomu, aby došlo ke kvalitní stabilizaci trupu ve vzpřímené poloze, musí správně pracovat dvě svalové skupiny. Krátké a hluboko uložené tonické svaly, nacházející se blízko kloubu, které tahem působí v ose pohybového segmentu, se označují jako stabilizační svaly (shunt muscles) a jejich funkcí je udržení polohy v kloubu. Patří mezi ně svaly spojující sousední obratle (autochtonní svaly), v ramenním kloubu to jsou zevní rotátory (m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis, m. teres minor) a v kyčelním kloubu to jsou mm. obturatorii, mm. gemelli, m. quadratus femoris a m. piriformis). Dlouhé povrchové fázické svaly, které tahově působí kolmo k ose pohyblivého segmentu, se nazývají záběrové svaly (spurt muscles) a jsou zdrojem síly určené k pohybu nebo korekci polohy. Příkladem je m. erector trunci (Véle, 2006).

Velký vliv na stabilizaci polohy mají dýchací pohyby a svaly hlubokého stabilizačního systému. Tvarové zakřivení osového orgánu má vliv na dýchání. Extenze trupu napomáhá inspiraci a flexe trupu napomáhá expiraci. Proto je potřeba i při výdechu udržovat napřímenou páteř, aby se nerozvinulo flekční držení trupu. Vliv na držení těla mají břišní svaly. Za stabilizaci páteře je zodpovědný m. transversus abdominis, který se aktivuje při flexi i extenzi trupu a podílí se na dýchacích pohybech. Při aktivaci tohoto svalu se napětí thorakolumbální fascie zvyšuje, břišní stěna se přibližuje k páteři a snižuje se její vyklenutí při nádechu. Aktivitou bránice při nádechu, svalů pánevního dna, m. transversus abdominis, přímých i šikmých břišních svalů dochází k zpevnění břišní stěny a vzniku nitrobřišního tlaku (Véle, 2006).

Mezi hlavní svaly, které jsou potřebné pro posturální stabilitu patří m. tibialis anterior (dorsální flexe kotníku), m. gastrocnemius (plantární flexe kotníku),

mm. ischiocrurales (flexe kolena) a m. quadriceps femoris (extenze kolena). Dorsální flexory řídí stabilitu při náklonech směrem vzad, aby zabránili pohybu těžiště posteriorně za opěrnou bázi. Zatímco plantární flexory pracují tak, že brání těžišti v pohybu směrem vpřed mimo opěrnou bázi. Flexory a extenzory kolena kontrolují vychylování trupu směrem dopředu a dozadu. U starších lidí je laterální stabilita řízená adduktory a abduktory kyčle. Jakýkoliv faktor, který redukuje svalovou sílu pravděpodobně negativně ovlivňuje rovnováhu. A proto vztah mezi svalovou slabostí a deficitem rovnováhy je jedním z klíčových rizikových faktorů vzniku pádu (Orr, 2010).

2.3.5 Posturální stabilita fotbalistů

Posturální stabilita je významnou součástí fyzické zdatnosti každého člověka, je velmi důležitá v soutěžních sportech a hraje významnou roli ve výkonnosti fotbalisty (Matsuda et al., 2010). Pohyby trupu a pánve zajišťují stabilitu lumbopelvicke oblasti, kterou fotbalista potřebuje k vykonání typických fotbalových úkonů. Tato schopnost umožní vytvořit a přenést sílu na další segmenty těla a kontrolovat jejich pohyb (např. dolních končetin). Při kopu do míče dochází k pohybům pánve a trupu na opačnou stranu. Pohyby pánve a trupu zajišťuje excentrická kontrakce m. obliquus internus abdominis na stejné straně a m. obliquus externus abdominis na opačné straně. Stereotypně se opakující pohyb při kopu fotbalisty může ovlivnit schopnost stabilizace lumbopelvicke oblasti. Fotbalista upřednostňuje při kopu do míče dominantní nohu. Opakujícím se kopáním pouze dominantní nohy, dochází k nadměrné kontrakci hlubokých břišních svalů, které jak již bylo výše zmíněno rotují trup a pánev na opačnou stranu. A kvůli tomuto efektu může vzniknout asymetrie pánve a porucha její stabilizace. Poruchy schopnosti stabilizace mohou vést k snížení výkonnosti fotbalisty a mohou se stát predispozicí k vzniku zranění (např. bolesti bederní páteře, podvrtnutí kotníku). Vyšetřením posturální stability lze ozřejmit úroveň dané schopnosti a následnou intervencí předcházet zraněním fotbalistů a zvyšovat tím jejich výkon (Santos et al., 2014; Fonseca et al., 2011).

Ze současných výzkumů vychází, že více zranění u fotbalistů je způsobeno bezkontaktním mechanismem, než jak tomu bylo dříve, kdy byla zranění spojována s kontaktem protihráče. Fotbalové úkony bezkontaktního typu (výskok, přistání z výskoku, vedení míče, běh, změna směru, střelba) vyžadují dobrou úroveň posturální stability (Wong, 2005). Bylo prokázáno, že nízká schopnost rovnováhy je spojována se zvýšeným rizikem zranění kotníku (Tropp a Ekstrand, 1984). Jiné studie objevily

souvislost mezi zhoršenou nožní klenbou a horší posturální kontrolou (Harrison, 2010). Jak již bylo výše zmíněno fotbalisté využívají ke kopání a dalších fotbalových pohybech svou dominantní dolní končetinu. Při dlouhodobém používání dominantní končetiny může dojít k přetížení jedné strany těla nebo dolní končetiny. Pokud daná činnost není adekvátně kompenzována, mohou vzniknout svalové dysbalance a následně asymetrie těla (Malý a Zahálka, 2015; Marencakova a Malý, 2018).

Zajímavou tezí, která je v dnešní době velmi aktuální je, jestli zápasové hlavičkování fotbalistů snižuje posturální stabilitu. Názory na tuto tematiku nejsou jednotné a akutní efekty repetitivního hlavičkování při fotbale jsou ještě neprozkoumané. Ve výzkumech můžeme najít potvrzené i vyvrácené informace o kognitivních deficitech (Janda, 2002; Webbe et al., 2003), verbální, vizuální paměti, pozornosti a další (Maher et al., 2014). Stejně nejednotné názory jsou i ve studiích, jestli hlavičkování ovlivňuje posturální stabilitu. Studie Broglio et al. (2004) nezjistila žádné akutní změny posturální kontroly po sérii 20 úderů hlavou do míče (Broglio et al., 2004). Zatímco ve studii Caccese et al. (2018) došlo po sérii 12 úderů hlavou do míče letícího rychlostí 11,2 m/s k zvýšení rychlosti vychylování těla při stoji na obou dolních končetinách. Jiné poruchy posturální stability nalezeny nebyly, dle autorů zvýšená rychlost kývání těla souvisí s deficitem vestibulárního systému (Caccese et al., 2018).

Dle studie Pau et al. (2015) rovnováha představuje velmi významný aspekt ve výkonu fotbalisty. Při zápase dochází k mnoha situacím, kdy jedna dolní končetina udržuje nezbytnou stabilitu těla, zatímco druhá dolní končetina provádí pohyb (kop, přihrávka, dribbling). Této schopnosti lze dosáhnout, pokud je dobrá úroveň posturální kontroly, a pokud po sprintech, výskocích a rychlých změnách směru běhu může být rovnováha těla rychle navracena zpět do původního stavu (Pau et al., 2015).

Sportovní trénink zvyšuje schopnost využívat somatosenzorické systémy, které zlepšují posturální schopnosti. Na somatosenzorické informace je kladena větší důležitost při tréninku juda, na druhou stranu taneční trénink věnuje větší pozornost vizuálním informacím. Základním východiskem fotbalu je takové držení těla při stoji na jedné dolní končetině, aby mohly být prováděny další pohyby, jako je střelení či přihrávání. Čím je vyšší stabilita stojící nohy, tím je přesnější střelba nebo přihrávka. Autoři předchozích studií také zkoumali posturální kontrolu fotbalistů v unipedálním stoji ke snížení rizika poranění dolních končetin (Paillard et al., 2006).

Kvalita posturální kontroly u fotbalistů úzce souvisí s tím, na jaké soutěžní úrovni se pohybují. Byly provedeny výzkumy, jejichž cílem bylo porovnat posturální stabilitu a strategii mezi fotbalisty na národní a regionální úrovni. Výsledky výzkumu ukázaly lepší posturální kontrolu hráčů na národní úrovni (Paillard et al., 2006; Pau, 2019). Dle Paillarda et al. (2006) profesionálové disponují větší citlivostí senzoričkových receptorů a lepší integraci informací než amatérští fotbalisté. Příčinou rozdílů mezi profesionálními a amatérskými fotbalisty je určitě četnost tréninků a zkušenosti při nich získané. Vztah mezi úrovní soutěže a posturálními schopnostmi byl prokázán, ale není známo, zda úroveň výkonu ovlivňovaná posturálními schopnostmi závisí na vrozených predispozicích jedince nebo na tréninku motorických programů vedoucích k posturálním adaptacím (Paillard et al., 2006).

Z předchozích kapitol je známo, že informace o vlastním těle získává člověk ze somatosenzoričkého, vestibulárního a vizuálního systému. Dle Pau et al. (2006) jsou tyto systémy při regulaci mediolaterální rovnováhy důležitější pro amatéry než pro profesionální fotbalisty. Při jednoduchých úkolech na statickou a dynamickou rovnováhu v pozici unipedálního stoje amatérští fotbalisté více využívají propioceptivní myotaktické informace a informace z kůže v oblasti planty než profesionálové. Pro profesionály je účinnější využívat informace z vestibulárního a interoceptivního systému. Vyšší účinnost vestibulárního systému u profesionála dokáže regulovat jednoduché posturální úkoly bez nadměrného používání propiocepce (Paillard et al., 2006).

Vizuální kontrola je dalším důležitým faktorem ovlivňující posturální regulaci fotbalistů. Paillard et al. (2006) ve svém výzkumu zjistil, že amatérští fotbalisté podléhají větší zrakové kontrole než profesionálové. Kontrola zrakem byla u profesionálů nižší při statické rovnováze, při dynamické rovnováze již rozdíly nebyly signifikantní. Důvodem potlačení vizuální kontroly je, že profesionální fotbalisté mají větší znalost o své vlastní ose těla a větší schopnost udržet své tělo ve vertikále než amatéři. Potlačení zrakové kontroly u profesionálů bylo potvrzeno i v dalším výzkumu od Paillarda a Noé (2006), kdy plocha COP a rychlost COP byla vyšší u amatérů než u profesionálů. S tím souvisí i kontrola míče zrakem při dribblingu (vedení míče). Při vedení míče nohama musí fotbalista zrakem kontrolovat míč, protihráče a spoluhráče. Amatérský fotbalista dokáže při dribblingu kontrolovat zrakem pouze míč a jeho pohled směřuje dolů. Profesionální fotbalisté si zkušenostmi rozvinuli schopnost, kdy nepotřebují shlížet

dolů na míč, ale dívají se kolem sebe, aby mohli překonat protihráče, přihrát svým spoluhráčům nebo skórovat. Tato schopnost také vypovídá o snížené vizuální kontrole během posturální stability (Paillard a Noé, 2006; Paillard et al., 2006).

Podobné výsledky jako Paillard et al. (2006) objevila ve svém výzkumu Olchowik et al. (2020) porovávající posturální stabilitu fotbalistek a běžné nesportující populace. Posturální stabilitu objektivně měřili na NeuroCom SMART EquiTest pomocí testů SOT, ADT a MCT. Výsledky ukázaly vyšší hodnoty Equilibrium Score, nižší vychylování COG a větší využití signálů prostřednictvím vestibulárního systému u fotbalistek. Zároveň u fotbalistek bylo zjištěno asymetrické zatížení dolních končetin (Olchowik et al., 2020).

Studie od Paillarda a Noé (2006) ukázala, že čím je vyšší úroveň fotbalové soutěže, tím je stabilnější postura. Preventivní měření posturální stability může vést k zvýšení nebo udržení výkonu sportovce. Trénink na zlepšení posturální stability může vést k prevenci rizik vzniku traumatických poranění dolních končetin fotbalistů nebo k samotnému rehabilitačnímu tréninku spojeným s úrazem dolních končetin (Paillard a Noé, 2006; Söderman et al., 2000).

Dle Olchowik et al. (2020), Bressela et al. (2007) druh sportu a typ tréninku ovlivňuje rovnováhu. Výzkum Bressela et al. (2007) porovnával statickou a dynamickou rovnováhu u vysokoškolských hráček fotbalu, basketbalu a u gymnastek. Mezi sportovkyněmi těchto 3 druhů sportu byly nalezeny odlišnosti. Výsledky systému Balance Error Scoring ukázaly o 55 % nižší chybovost u gymnastek než u basketbalistek. Výsledky testu Star Excursion Balance Test byly u fotbalistek o 7 % vyšší než u basketbalistek. Mezi fotbalistkami a gymnastkami žádný rozdíl shledán nebyl. Autoři výzkumu vysvětlují rozdíl mezi dynamickou rovnováhou u fotbalistek a basketbalistek tím, že hráči fotbalu při tomto sportu často provádějí činnosti ve stoji na jedné dolní končetině (během přihrávání, střelení) oproti basketbalistkám (Olchowik et al., 2020; Bressel et al., 2007).

K většině zranění fotbalistů dochází v posledních 15 minutách obou polovin fotbalového zápasu. Fyzická námaha může způsobovat změny v nervosvalové kontrole a snižovat schopnost stabilizace kloubů dolních končetin. Jedna možná hypotéza zní tak, že v důsledku fyzické námahy dochází k změnám posturální stability. Vlivem svalové únavy může dojít k změně propioceptivní, kinestetické vlastnosti kloubů

a způsobit vyšší prah dráždivosti svalového vřetenka, narušení aferentní zpětné vazby a změnu somatosenzorických vstupů, což ve výsledku vyústí v deficit nervosvalové kontroly. Tuto hypotézu se snažili potvrdit Yamada et al. (2012), kteří měřili posturální stabilitu mladých fotbalistů před a po první polovině fotbalového zápasu. Fotbalisti podstoupili sérii testů na posturální stabilitu měřené systémem Biodex. Výsledky studie ukázaly sníženou stabilitu dolních končetin mladých fotbalistů po 45minutovém fotbalovém zápasu. Brito et al. (2012) také zjistili sníženou úroveň posturální stability u dorosteneckých fotbalistů, ale tentokrát po uplynutí celého fotbalového zápasu. Před a po fotbalovém zápase byla u fotbalistů změřena rychlost vychýlení těžiště těla při stoji na jedné dolní končetině s otevřenými očima. Po absolvování 90minutového zápasu došlo k zvýšení rychlosti vychýlení těžiště těla při stoji na dominantní i nedominantní dolní končetině. Při stoji na jedné dolní končetině se zavřenými očima k zvýšení rychlosti nedošlo. Zajímavé je, že před zápasem byla rychlost vychýlení těžiště těla větší při stoji na nedominantní dolní končetině při otevřených i zavřených očích, ale po skončení zápasu byla rychlost vychýlování stejná, jak na dominantní, tak na nedominantní dolní končetině (Yamada et al., 2012; Rahnama et al., 2002; Hiemstra et al., 2001; Brito et al., 2012).

Barone et al. (2010) ve svém výzkumu potvrdil asymetrické zatížení dolních končetin u fotbalistů. Fotbalisté dávají přednost kopu do míče dominantní nohou, protože mají lepší rovnováhu těla ve stoji na nedominantní noze. Autoři si myslí, že vyšší výskyt zranění dominantní dolní končetiny je způsoben její sníženou schopností udržet rovnováhu (Barone et al., 2010). Na druhou stranu podobný výzkum provedli Matsuda et al. (2008), kteří zkoumali stabilitu při stoji na jedné dolní končetině středoškolských fotbalistů. Předpokládali vyšší stabilitu na nedominantní dolní končetině, která udržuje tělo vzpřímené při kopu do míče dominantní dolní končetinou. Ale lateralita se v tomto výzkumu neprokázala. Tento jev vysvětlují tak, že fotbalisté samozřejmě využívají častěji ke kopu do míče dominantní dolní končetinu, ale v zápasech a trénincích ji procvičují a je žádoucí využívat ke kopu i jejich nedominantní dolní končetinu. Také daný efekt vysvětlují tak, že fotbalisté mají mnoho příležitostí v běžném denním životě používat obě dolní končetiny rovnoměrně, a to nevede k rozdílům stability mezi dolními končetinami (Matsuda et al., 2008).

2.4 Hodnocení posturální stability a rovnováhy

2.4.1 Subjektivní hodnocení posturální stability a rovnováhy

V klinické praxi se k hodnocení rovnováhy a chůze používají nejčastěji funkční testy, které jsou základní vyšetřovací technikou. Výhodami těchto testů je jednoduchá proveditelnost. Jsou to testy, které jsou proveditelné rychle, jednoduše a bez použití speciálních a nákladných nástrojů. Nevýhodou je subjektivita terapeuta, který hodnotí rovnováhu. V této kapitole budou popsány jednotlivé funkční testy.

Rombergův test je jedním z prvních testů statické rovnováhy. Terapeut si všímá celkového držení těla, mimovolných pohybů a vychylek těla. Romberg I hodnotí přirozený stoj pacienta s otevřenými očima. Romberg II hodnotí stoj pacienta s chodidly, co nejbližší k sobě, při kterém se sníží oporná báze. Romberg III hodnotí stoj pacienta s nohama, co nejbližší k sobě a se zavřenými očima. Pokud dojde ke kolísání (titubaci) pacienta, jedná se o pozitivní Rombergův příznak (Kolář, 2009; Riemann et al., 1999).

Single Leg Stance je statický test rovnováhy. K tomuto vyšetření jsou zapotřebí pouze stopy. Terapeut vyzve pacienta, aby si dal ruce v bok anebo si překřížil horní končetiny přes sebe a položil je na hrudník, dále provede stoj na jedné dolní končetině. Terapeut měří čas, který je pacient schopný udržet bez změny polohy horních končetin. Základní varianta testu je prováděna s otevřenými očima, při těžší variantě jsou oči zavřené. Krátký čas při tomto testu s otevřenými očima je spojován s vyšším rizikem pádu. Podle Springera et al. (2007) byly vytvořeny normativní hodnoty pro různé věkové kategorie testu Single leg stance (Springer et al., 2007).

Functional Reach Test je dynamická zkouška stability. Pacient stojí u zdi, ale nedotýká se jí, mezi trupem a paží je 90 ° a má zavřenou pěst. Pro osoby neschopné stoje je test modifikován na polohu vsedě. Na zdi je připevněné měřítko, které měří, jak daleko pacient dokáže dosáhnout bez toho, aniž by udělal krok a ztratil tak rovnováhu. Jako orientační bod k měření vzdálenosti je počáteční a konečná poloha 3. metakarpofalangeálního skloubení. Celkem se test provádí třikrát, první pokus je zkušební, a jako konečný výsledek testu se používá průměr druhého a třetího pokusu. Test je hodnocen podle toho, kolik cm na měřítku pacient dosáhne, než ztratí stabilitu. Při dosažení vzdálenosti 25 cm je malé riziko pádu, při dosažení 25 až 15 cm je riziko

pádů 2x větší než obvykle a při dosažení 15 cm a méně je riziko pádu 4x větší než obvykle (Katz-Leurer et al., 2009; Bizovská, 2017).

Berg Balance Scale je další test pro zhodnocení statické i dynamické rovnováhy při vykonávání 14 položek blízkých každodennímu životu. Testování zabere 10 až 20 minut. Jsou vyžadovány následující pomůcky: 2 stabilní židle, stopky, měřidlo nalepené na stěně ve výšce akromionu vyšetřovaného, schůdek a malý předmět k zvednutí ze země. Každá položka testu je hodnocena od 0 (neschopnost provést úkol) do 4 (kompletní splnění úkolu). Vyšetřovaný může získat maximálně 56 bodů. Skóre od 0 do 20 bodů ukazuje na poruchy rovnováhy spojené s velkým rizikem pádu, skóre od 21 do 40 bodů vypovídá o přijatelné stabilitě (střední riziko pádu), skóre od 41 do 56 bodů svědčí o malém riziku pádu. Následující položky jsou součástí Bergovy škály: sed, stoj, stoj s nohama u sebe, tandemový stoj, stoj se zavřenýma očima, stoj na jedné dolní končetině, zkouška dosahu vpřed, otočení těla o 360 ° a zvednutí předmětu ze země (Blum a Korner-Bitensky, 2008; Miyamoto et al., 2004; Bizovská, 2017).

Balance Evaluation Systems Test (BESTest) je baterie testů hodnotící rovnováhu v 6 oblastech, řadí se mezi ně biomechanická omezení, přechody a anticipační posturální strategie, posturální reakce, limity stability, sensorická orientace a stabilita při chůzi. Test čítá celkově 27 úkolů, některé z nich se opakují pro levou i pravou stranu. Každý úkol je hodnocen 0 (nejhorší provedení) až 3 body (nejlepší provedení). Dle mého názoru je nevýhodou velké množství pomůcek určených pro provedení těchto úkolů, proto existuje zkrácená verze s názvem Mini BESTest se 14 úkoly, trvající 10 až 15 minut. Časová náročnost BESTestu je 20 až 30 minut (Bizovská, 2017; Horak et al., 2009).

Podložka The MAT (Movement Assessment Technologies) je na důkazech podložený nástroj navržený ke kvantitativnímu hodnocení funkčního pohybu ve všech třech rovinách. Na tomto nástroji lze provést následující testy: Star Excursion Balance Test (SEBT), Weight Bearing Lunge Test (WBLT), Squats tests, Hop + Jump tests, Y-Balance test (YBT), Lunge tests, Closed Kinetic Chain Upper Extremity Test (CKCUET), Upper Quarter Y-Balance Test (UQYBT), Star Excursion Sitting Test (SEST), Standing Long Lump (SLL) a mnoho dalších testů k zhodnocení funkčního výkonu. Při hodnocení na podložce The MAT lze sbírat smysluplná, reprodukovatelná a kvantitativní data, které se dají využít k cvičebním programům a také jako nástroj k vyhodnocení úspěchu dané intervence nebo sledování pacientových pokroků v průběhu času. Autoři studie uvádí, že naměřená data mohou informovat o zdravotním stavu klienta

a mohou pomoci při rozhodování, zda se sportovec může vrátit zpět do tréninkového procesu. Tento nástroj k hodnocení sportovního výkonu používají profesionální fotbalové týmy z celého světa, např. z nejvyšších fotbalových lig z Anglie a Turecka (About Movement Assessment Technologies, 2021).

Star Excursion Balance Test (SEBT) je test posturální dynamické kontroly a slouží k měření exkurzních vzdáleností. Tento test lze vyšetřit na podložce The MAT a vyžaduje schopnost ovládající sílu, flexibilitu a propriocepci svalů a kloubů dolních končetin v mnoha směrech. Test může být použit ke stanovení fyzického výkonu, ale také ke stanovení odchylek dynamické posturální kontroly, jež vznikly kvůli muskuloskeletálním zraněním (např. chronická nestabilita hlezna). Test probíhá následujícím způsobem. Pacient stojí uprostřed kruhu, který je tvořený 8 čarami svírající mezi sebou úhel 45°. Pacient má ruce v bok, je bosý a chodidlo má umístěné podle obrázku níže. Vyšetřovaný je vyzván k stožení na jedné dolní končetině, zatímco druhá volná dolní končetina se snaží dosáhnout nejdálší částí nohy co nejdále na předem určené linii, jak je to jen možné. Je dovoleno, aby se pacient dotknul nejbližšího bodu pouze jemně a nesmí si pomáhat k udržení rovnováhy. Pacient smí při pokusu pokrčit dolní končetinu v kolenním kloubu, ale při dosahování nejdélší vzdálenosti nesmí provést pohyb švihem. Po dosažení bodu se vrací dolní končetina zpět do výchozí pozice a klade se vedle druhé dolní končetiny. Vyšetřující dosažený bod zaznamená a změří jej. Pro každý směr pohybu má pacient 3 pokusy, z nichž je vybrán ten pokus, při kterém došlo k nejlepšímu výsledku. Testují se obě dolní končetiny. Vyšetřovaný tímto způsobem provede pohyb dolní končetinou do 8 směrů (anteriorní, anterior-mediální, anterior-laterální, mediální, laterální, posteriorní, posterior-mediální, posterior-laterální). Po provedení tohoto testu lze získat výsledek, který je dán vztahem dosažená vzdálenost děleno délkou dolní končetiny vynásobené 100 ((dosažená vzdálenost: délka DK) x 100). Délka dolní končetiny je měřena od spina iliaca anterior superior k ipsilaterálnímu malleolus medialis (Gribble a Hertel, 2003). Tento test je velmi užitečný pro fyzioterapeuty rehabilitující poranění dolních končetin, jako je distorze hlezna nebo poranění ACL. Olmsted et al. (2002) zjistily, že pacienti s chronickou nestabilitou hlezna dosahují při SEBT menších vzdáleností ve srovnání se zdravou populací. Butler et al. (2013) při výzkumu s fotbalisty zjistili, že průměrné skóre pod 89,6 % zvyšuje 3,5x riziko bezkontaktního zranění dolních končetin (Coppieters et al., 2002; Butler

et al., 2013; Olmsted et al., 2002; How to perform the SEBT (Star Excursion Balance Test), 2018).

2.4.2 Objektivní hodnocení posturální stability a rovnováhy

K velmi přesnému a objektivnímu měření posturální stability a rovnováhy se používají silové a tlakové plošiny, které jsou součástí posturografického vyšetření (Bizovská, 2017).

2.4.3 Posturografie

Posturografie je objektivní metoda k posouzení kvality posturální stability ve vzpřímené poloze. Posturografické vyšetření lze provést na silové plošině s tenzometrickými či piezoelektrickými senzory. Posturografy využívané v praxi mají kromě diagnostické složky i složku terapeutickou. Na přístroji lze provést i trénink rovnováhy za použití vizuální zpětné vazby (Bizovská, 2017).

Piezoelektrické senzory měří reakční síly působící na silovou plošinu. Reakční síla je tvořena ve třech vzájemně kolmých rovinách třemi složkami: vertikální, anterioposteriorní a mediolaterální. Primární silou působící na plošinu je tíhová síla pacienta, ale podle zákona akce a reakce vzniká reakční síla od plošiny. Sekundární reakční síly vznikají při oscilaci těžiště během stoje. Tyto svalové síly zaznamenává plošina i při mírných výchylkách těžiště těla. Momenty reakčních sil jsou snímány piezoelektrickými tenzometry v rozích plošiny. Z momentů sil lze vypočítat působišťe reakční síly (Center of Pressure, COP). Plošina registruje změny polohy COP za určitý čas. Příkladem tohoto typu plošiny je Kistler (Bizovská, 2017).

Tenzometrické senzory silové plošiny pracují na principu měření tlaku v místě kontaktu těla s podložkou. Detailní analýza tlaku podle toho, v jaké části, jak velký tlak působí, je umožněna rozmístěním senzorů snímající tlak po celé ploše desky. Množství senzorů je dáno výrobcem a typem plošiny. Příkladem tlakové plošiny je RS Scan International (Kolář, 2009; Bizovská, 2017; Malinčíková et al., 2011).

Posturální stabilitu je možné testovat ve statických nebo dynamických podmínkách. Při statické posturografické vyšetření je testován stoj, když nedochází k pohybu pacienta ani plošiny. Existují různé modifikace testování, kdy je možné testovat i odděleně sensorické systémy bez použití zraku či za změněných propioceptivních informací z povrchu, například při použití pěnové gumy (Kolář, 2009).

Dynamické posturografické vyšetření je charakterizováno dynamickými podmínkami, pohybuje se buď pacient po plošině, nebo podložka s pacientem. Vyšetřuje se tedy chůze a její různé modifikace. Nebo se vyšetřuje posturální stabilita pacienta při translačních pohybech desky anterioposteriorně, mediolaterálně a při naklápění desky vpřed či vzad. Tímto vyšetřením se hodnotí reakční čas pacienta na zevní podněty, které ho chtějí vyvést z rovnováhy (Kolář, 2009).

2.4.4 Počítačová dynamická posturografie

K měření posturální stability lze využít počítačovou dynamickou posturografii, mezi kterou patří silové desky, Balance Master a Equitest.

Silová deska je zařízení, které měří reakční sílu osoby, která stojí v klidném stoji v podmínkách, kdy není vyrušována pohyby zevního okolí nebo samotné desky. Během měření se stanovuje posun COP. Dále lze při měření získat informace o pohybu COM, kterými lze určit Equilibrium Score. Odhadovaná cena přístroje je 6500 dolarů (Chaudhry et al., 2011).

Balance Master je zařízení skládající se z pohyblivé silové desky, vizuálního prostorového okolí a postroje eliminující pád. Během měření lze určit pohyb COP a COM v podmínkách, kdy jsou oči otevřené i zavřené a silová deska se pohybuje nebo ne. Během testování lze určit Equilibrium Score a index posturální stability. Odhadovaná cena přístroje je 50000 dolarů (Chaudhry et al., 2011).

Přístroj, prostřednictvím něhož lze změřit posturální stabilitu při zavřených nebo otevřených očích, stabilní či nestabilní plošině a s pohyblivým nebo nepohyblivým okolím, se nazývá Equitest. Přístroj se skládá z pohyblivé silové desky, vizuálního pohyblivého okolí a postrojem zabraňující pád. Měřením lze získat polohu COP, COM, COG a hodnoty Equilibrium Score a indexu posturální stability. Odhadovaná cena přístroje je 100000 dolarů. Tento přístroj byl využit v praktické části diplomové práce a je více popsán v následující kapitole s názvem 2.4.5 NeuroCom SMART EquiTest (Chaudhry et al., 2011).

2.4.5 NeuroCom SMART EquiTest

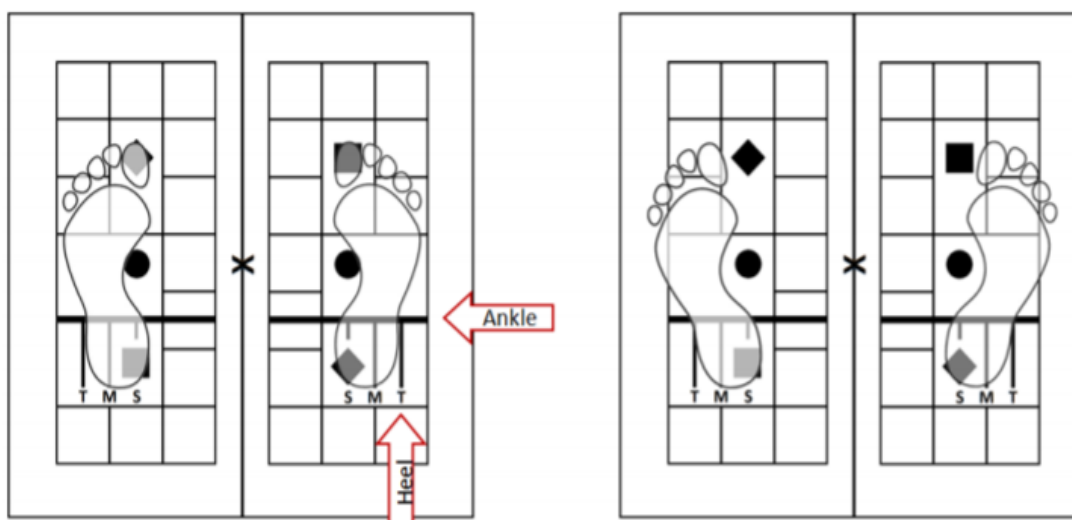
NeuroCom SMART EquiTest poskytuje objektivní zhodnocení rovnováhy a posturální stability za dynamických podmínek, aby simuloval aktivity každodenního života. Posturální stabilita je schopnost člověka, která zajišťuje vzpřímené držení těla a dokáže reagovat na vnější a vnitřní síly, aby nedošlo k nezamýšlenému pádu těla.

Kromě diagnostických testů posturální stability, které budou popsány později, přístroj nabízí tréninkový program k zlepšení posturální stability u pacientů s různými diagnózami či u sportovců. Diagnostika a trénink se provádí na stabilním nebo nestabilním povrchu ve statickém nebo dynamickém prostředí (Concordia, 2015; Balance Assessment & Rehabilitation, 2015).

NeuroCom SMART EquiTest System je představitelem počítačové dynamické posturografie (CDP). CDP je jedinečný hodnotící nástroj používaný ke kvantifikaci a diferenciaci mezi širokou škálou senzoričkových a motorických poruch rovnováhy. Přístroj dokáže objektivně zhodnotit vizuální, somatosenzoričkové a vestibulární funkce lidského těla, které se především účastní na udržování rovnováhy a posturální stability. Testování rovnováhy na přístroji NeuroCom je určeno pro každého jedince s funkční poruchou, která vyplývá ze smyslového nebo motorického poškození systému v důsledku známé nebo neznámé patologie (Concordia, 2015).

Přístroj se skládá z tenzometrické plošiny, která se při různých testech chová staticky či dynamicky. Silová plošina slouží k měření reakční síly, která působí od podložky k chodidlům pacienta. Trajektorií působišťe reakční síly lze zaznamenat vertikální, mediolaterální a anterioposteriorní směry pohybu těla (Balance Assessment & Rehabilitation, 2015).

Důležité před započítím testování či terapie je umístění chodidel na silové desce. Palec a malleolus medialis pacienta musí být rovnoběžný s vodorovnou čarou. Vnější část paty pacienta je umístěna na svislou čaru označenou písmenem „T“. Laterální část calcaneu se nachází na linii S, M nebo T a záleží na výšce pacienta. Pokud je pacient vysoký 76 - 140 cm má patu umístěnou na S (Short) linii, 141- 165cm pacient má paty na M (Medium) linii a 166- 203cm pacient má paty na T (Tall) linii. Paty se tak nachází ve správné pozici. Pro pohodlnější pozici je dovoleno, aby si pacient roztáhl nohy, ale paty musí zůstat na svém místě. Pro lepší pochopení je níže přiložen obrázek č. 1.



Obrázek 1: Postavení chodidel při stoji na silové plošině

Výrobce přístroje doporučuje, aby všechny testy byly provedeny s protiskluzovými ponožkami, důvodem je dosažení, co nejlepšího výstupu somatosenzorických systémů (Balance Assessment & Rehabilitation, 2015).

Do vybavení přístroje patří pohyblivá kabina s vizuálním prostředím. Horní rám kabiny tvoří podpůrná tyč, která slouží pro zavěšení bezpečnostních popruhů. Postroj musí mít připnutý všichni pacienti, kteří jsou momentálně testováni na NeuroCom. Tento postroj s popruhy chrání pacienta před pádem. Podle velikosti pacienta jsou dostupné tři velikosti postroje: S, M a L velikost. Maximální hmotnost testovaného pacienta může být 200 kg (Concordia, 2015).

Vpředu z vnitřní strany kabiny je umístěn LCD monitor. Odděleně je vybaven přístroj počítačem se softwarem a pomůckami pro modifikaci testování nebo terapie (podložky, úseč). Bezpečnost, účinnost a údržbu přístroje zajišťuje operační systém NeuroCom® Balance Manager®. Testovat rovnováhu pacienta lze pomocí statické nebo dynamické tenzometrické plošiny, stabilního nebo dynamického vizuálního prostředí nebo vyřazením vizuální složky pacienta. Pacient má po celou dobu jakéhokoliv testu v kontaktu nohy s plošinou (Concordia, 2015; Palm et al., 2014; Balance Assessment & Rehabilitation, 2015; NeuroCom Clinical Research System (CRS), 2008; Bizovská, 2017).

2.4.6 Vyšetřovací protokoly

- 1) Sensory Organization Test (SOT) objektivně hodnotí poruchy ve 3 senzorních systémech pacienta: somatosenzorický, vizuální a vestibulární. Při tomto testu pacient stojí uvnitř kabiny na tenzometrické plošině a dochází k předozadním

posunům plošiny, k předozadním pohybům kabiny nebo se kombinují pohyby obou složek. Tento test obsahuje 6 subtestů, které se liší následujícími podmínkami: stabilní či nestabilní kabina, otevřené či zavřené oči a stabilní či nestabilní plošina. Při prvním subtestu má vyšetřovaný otevřené oči, plošina je stabilní a okolí (kabina) se nepohybuje, jsou testovány všechny tři senzoričké systémy člověka. Při druhém subtestu má pacient zavřené oči, plošina je stabilní a okolí (kabina) se nepohybuje, je testován vestibulární a somatosenzoričký systém. Při třetím subtestu má pacient oči otevřené, plošina je stabilní a dochází k pohybu okolní kabiny, opět jsou testovány všechny tři somatosenzoričké systémy. Při čtvrtém subtestu má pacient oči otevřené, dochází k pohybům plošiny a kabina se nepohybuje, jsou testovány všechny tři senzoričké systémy. Při pátém subtestu má pacient zavřené oči, dochází k pohybům plošiny a kabina se nepohybuje, jsou testovány vestibulární a somatosenzoričký systém. Při šestém subtestu má pacient otevřené oči, plošina i kabina přístroje se pohybují, testovány jsou opět všechny tři senzoričké systémy. Každý subtest trvá 30 sekund a provádí se třikrát. Porovnáním průměrů ze tří pokusů 6 subtestů se vypočítává EQL-CMP (Equilibrium Composite Score). EQL-CMP kvantifikuje vychylování COG během každého ze tří pokusů každého z 6 podmínek tohoto testu. EQL je srovnáváno s hodnotami pro zdravou populaci stejného věku, jako je aktuální pacient. Tyto hodnoty byly vytvořeny výrobcem přístroje. Výsledek je vyjádřen procenty mezi 0 a 100. Skóre blížíci se 0 vypovídá o kolísání těla a snížené stabilitě. Hodnota 0 vypovídá o pádu při pokusu o zvládnutí testu a hodnota 100 indikuje dokonalou stabilitu. Během testování lze využít více strategií k udržení rovnováhy. Patří mezi ně normální pohybová strategie, kotníková pohybová strategie a kyčelní pohybová strategie. Normální jedinci stojící na pevném rovném povrchu (např. dynamická silová deska) používají k udržení či znovuzískání stability kotníkovou strategii. Pokud se COG přiblíží k limitu stability a cítí se méně stabilní je nejefektivnější strategie kyčelní. Při tomto testu je také vypočítána „Senzoričká analýza“, která identifikuje poruchy somatosenzoričkého, vizuálního a vestibulárního systému. Somatosenzory ratio (SOM) hodnotí schopnost pacienta využít k udržení rovnováhy somatosenzoričký systém především při podmínce 1 a 2 u SOT. Visual ratio (VIS) hodnotí schopnost pacienta využít k udržení rovnováhy zrak především při podmínce 1 a 4 u SOT. Vestibular ratio (VES) hodnotí schopnost

pacienta k udržení rovnováhy vestibulární systém především při podmínce 1 a 5 u SOT (Vomáčková, Pavlů a Pánek, 2020; Vomáčková, 2020; Concordia, 2015; Natus Medical Incorporated, 2015; Natus Medical Incorporated, 2013).

- 2) Motor Control Test (MCT) hodnotí schopnost pacienta odpovědět na neočekávané vnější vychýlení těla. Pacient je vychýlen malými (small, S), středními (medium, M) a velkými (large, L) translačními pohyby plošiny v předozadním směru. Odpovědí na vnější vychýlení těla je automatická posturální reakce. Měření zahrnuje čas, sílu odpovědi a symetrii zatížení dolních končetin. Každý translační pohyb (S, M, L) desky je proveden třikrát a každý pohyb trvá méně než 1 sekundu. Přístroj při tomto testu vyhodnocuje parametr Latency. Latency je definováno jako čas v milisekundách mezi začátkem posuvného pohybu plošiny a pacientovou aktivní odpovědí (reakční síla každé DK). Dále je při testu hodnocen parametr Weight Symmetry, který poskytuje informace o rozložení hmotnosti na každé dolní končetině během testování, což pomáhá při analýze opožděných reakcí. Pokud jsou pacientovy chodidla správně umístěny na silové desce a obě nohy jsou zatíženy stejnou vahou je skóre Weight Symmetry rovno hodnotě 100. Hodnoty napravo od hodnoty 100 (normál) ukazují větší zatížení pravé dolní končetiny, zatímco hodnoty vlevo od 100 naznačují větší zatížení levé dolní končetiny. Další parametr, tzv. Amplitude Scaling hodnotí sílu dolních končetin k udržení rovnováhy, kterou chtějí narušit translační pohyby desky (Vomáčková, Pavlů a Pánek, 2020; Concordia, 2015; Balance Assessment & Rehabilitation, 2015; Clinical Interpretation Guide, 2013).
- 3) Adaptation Test (ADT) hodnotí pacientovi reakce a adaptaci na nepředvídatelné rotační pohyby plošiny. Pacient je vystaven 5 náhodným pohybům plošiny. Deska rotuje kolem osy nacházející se ve středu plošiny a naklání se 5krát směrem vpřed (toes-down) a 5krát směrem vzad (toes-up). Plošina rotuje směrem vpřed nebo vzad za 1 sekundu o 20 stupňů. Vhodnou odpovědí pacienta je udržet při stoji vzpřímenou polohu těla. Po vyrušení z rovnováhy dosáhne vzpřímené polohy silou potřebnou k navrácení těla do počáteční polohy. Při opakovaných testech se snaží tlumit a adaptovat se na množství energie, která ho vyvádí z rovnováhy. Software přístroje během tohoto testu vypočítává reakční sílu (Sway Energy Score). Tento parametr měří sílu, která je produkována proti desce k udržení rovnováhy a také kvantifikuje, jak dobře dokáže pacient minimalizovat

neočekávané předozadní výkyvy desky (Vomáčková, Pavlů a Pánek, 2020; Concordia, 2015; Balance Assessment & Rehabilitation, 2015; Clinical Interpretation Guide, 2013).

- 4) Weight Bearing Squat (WBS) hodnotí poměr zatížení obou dolních končetin při dřepu s různým stupněm flexe v kolenním kloubu. Při tomto testu se měří zatížení dolních končetin při vzpřímeném stoji (kolenní klouby v extenzi) a dále v dřepu při 30°, 60° a 90° flexi v kolenním kloubu. Percent Body Weight je parametr měřící poměr množství váhy na jedné dolní končetině oproti celkové hmotnosti pacienta. Nejlepší výsledek je dosažen, pokud každá dolní končetina je zatížena 50 % tělesné váhy (Concordia, 2015; Neurocom Balance Manager Systems, 2014).
- 5) Unilateral Stance (US) je zkouška hodnotící stoj na jedné noze, nejdříve na levé a potom na pravé za pomoci kontroly zrakem a následně se zavřenýma očima. Pro každou DK se provádí 3 pokusy po dobu 10 sekund s otevřenýma očima a poté 3 pokusy po dobu 10 sekund pro každou DK se zavřenýma očima. Netestovaná dolní končetina je v 90° flexi v kyčelním a kolenním kloubu a horní končetiny jsou v bok. Hodnotí se parametr COG Sway Velocity, kterým se vyjadřuje poměr mezi vychýlením těla a časem ve %/s. Čím více se pacient kýve (vyšší nestabilita), tím je vyšší hodnota parametru COG Sway Velocity. Průměrem třech měření COG Sway Velocity se vyjadřuje tzv. Mean COG Sway Velocity. Další parametr s názvem COG Sway Velocity (Left-Right) Difference porovnává výchylky těla mezi pravou a levou dolní končetinou, vyjadřuje se v procentech (Concordia, 2015; NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014).
- 6) Limits of Stability (LOS) hodnotí stabilitu pacienta, který provádí samovolné pohyby. Pacient je při testu vyzván k vykonání volných pohybů v osmi směrech od středového bodu. Osm cílových bodů, svírajících mezi sebou 45° úhel, vidí před sebou na monitoru. Hlavním cílem LOS je změřit maximální vzdálenost (měřená jako úhel od vertikály), kterou pacient může pohybovat nebo naklánět své COG (Centre of Gravity) bez ztráty rovnováhy, úkroku nebo odlepení části chodidla od plošiny. Aby nedošlo k pádu, COG se stále musí udržovat nad opornou bází. Pacient je na začátku testu instruován, aby se pohyboval směrem ke každému cílovému bodu nejpřesněji a nejrychleji,

jak je to možné. Pohyb startuje, když se objeví modrý kruh. Každý pokus trvá 8 sekund.

Reaction Time (RT) měří dobu od zaznění zvukového signálu po začátek pohybu vyšetřovaného, který se snaží dosáhnout cílového bodu, který vidí před sebou na monitoru. Movement Velocity (MV) vypočítává průměrnou rychlost COG při pohybu směrem k cílovému bodu. Počítá se v stupních za sekundu. End Point Excursion (EPE) vypovídá o tom, jakou vzdálenost pacient urazil při prvním pokusu o dosažení cílového bodu. Maximum Excursion (MXE) informuje o tom, jakou maximální vzdálenost urazilo COG během měření. Directional Control (DCL) hodnotí kvalitu řízení pohybu. Tento parametr hodnotí směr pohybu (náklonu), když se pacientovo COG snaží dosáhnout cílového bodu (Clinical Practice Manual, 2018; Neurocom Balance Manager Systems, 2014; Clinical Interpretation Guide, 2013).

- 7) Rhythmic Weight Shift (RWS) hodnotí rychlost změny těžiště, které by mělo následovat rytmicky se pohybující stimul na sagitální a anterioposteriorní ose. Stimul se pohybuje ve třech různých rychlostech: pomalá (3 s), střední (2 s) a rychlá (1 s). Pacient při tomto testu vidí na monitoru v reálném čase zobrazení jeho COG vzhledem k pohybujícímu se stimulu. Přístroj měří při tomto testu parametr On-Axis Velocity a Directional Control. On-Axis Velocity měří průměrnou rychlost pohybu COG v zamýšleném směru (sagitální či anterioposteriorní osa) ve stupních za vteřinu. Directional Control je vyjádřen v procentech a měří množství pohybu v zamýšleném směru (na ose) mínus množství pohybu mimo zamýšlený směr (mimo osu) (Clinical Practice Manual, 2018; Neurocom Balance Manager Systems, 2014; Clinical Interpretation Guide, 2013).

2.4.7 Tréninkové protokoly

Kromě diagnostické složky NeuroCom SMART EquiTest disponuje i terapeutickou složkou. Cílem tréninkových protokolů je zvýšit posturální stabilitu pacienta. Software přístroje obsahuje tyto tréninkové protokoly: Sequence Training a Custom Training. Tréninkový program může být navržen podle individuálních poruch motorických funkcí pacienta. Specifickým tréninkem dochází k zvyšování procesu motorického učení (Clinical Practice Manual, 2018).

Custom Training je originální tréninkový software NeuroComu. Při tomto tréninku pacient vidí před sebou na monitoru cílové body s určitým umístěním a prostřednictvím změny polohy svého COG se snaží daných bodů dosáhnout. Terapeut může měnit podmínky splnění úkolů, může měnit rozmístění cílových bodů, obtížnost daného úkolu, chování desky a okolí (kabiny). Tento test může být použit při sedu nebo stojí. Před započítím tréninku se dají nastavit Limits of Stability, tj. umístění cílových bodů od středu, v rozmezí od 25 % do 100 %. Dalším nastavitelným faktorem je Pacing, tj. rychlost přepínání mezi aktuálním a následujícím cílovým bodem, kterého musí pacient dosáhnout. Pacing lze nastavit v rozmezí od 1 sekundy do 20 sekund. Trvání cvičení může probíhat od 1 do 25 minut. Obtížnost pro plošinu a kabinu přístroje, která je dána náhodnými pohyby obou součástí přístroje v anterioposteriorním směru, lze nastavit od 0 % do 200 % (Clinical Practice Manual, 2018). Tento protokol obsahuje dvojí nastavení cílových bodů:

- 1) Prvním je cvičení s názvem Standard Targets. Během tohoto cvičení terapeut volí úkoly dle prvotního vyšetření, které ukázalo jisté poruchy posturální stability. Úkoly jsou předem vytvořené softwarem přístroje. Terapeut pouze vybere směr, ve kterém měl pacient zhoršené výsledky, např. cílové body umístěné v anterioposteriorním směru kruhu nebo v levé anteriorní a pravé anteriorní části kruhu (Clinical Practice Manual, 2018).
- 2) Druhou možností tohoto programu je zvolení tzv. Custom Targets. Při tomto tréninku nejsou cílové body před vytvořeny softwarem, ale jsou zvoleny a vytvořeny libovolně dle terapeuta (Clinical Practice Manual, 2018).

Sequence Training poskytuje možnost cvičení, kterým lze dosáhnout různých cílů léčby. Tento program obsahuje čtyři typy cvičení: Seated, Weight Shifting, Mobility a Closed Chain. Každý typ cvičení má pět obtížnostních úrovní a stejně jako v Custom Training se dají upravit parametry úkolů. Libovolným upravováním parametrů úkolů, jako je obtížnost, chování desky, okolí a dalších. V tomto protokolu existuje až 350 cvičení (Clinical Practice Manual, 2018).

Program Seated Training obsahuje cvičení vsedě na dřevěném boxu, kdy pacient trénuje stabilitu trupu. Podle jednotlivých úrovní, je pacient buď vychylován přístrojem (pohyb desky či kabiny) a snaží se udržet své COG v poloze určené cvičením a udržet své tělo, co nejvíc v klidu, nebo pohybuje svým COG do cílových bodů, které jsou

předdefinované daným cvičením. K cvičení lze využít různé velikosti dřevěných boxů, pěnovou podložku nebo gymnastický míč.

Tréninkový program Weight Shifting zahrnuje cvičení, při kterém během statických nebo dynamických úkolech dochází k přesunu COG těla. Při tomto cvičení existuje velká variace úkolů, díky nimž se pacient může postupně zlepšovat. Patří mezi ně: stabilní či nestabilní povrch, malé či velké pohyby a malá či velká báze opory těla. Také se dají využít různé typy pomůcek: válcová balanční úseč, pěnová podložka (Clinical Practice Manual, 2018).

Program Closed Chain byl speciálně vyvinut pro pacienty s problémy hlezenních, kolenních, kyčelních kloubů a páteře. Tento progresivní trénink umožňuje přejít z částečného zatěžování dolní končetiny a těla až po úplné zatížení. Zátěž postižené dolní končetiny může být 25%, 50%, 75% až 100%. Program rovněž zahrnuje volbu různých parametrů, jako jsou stabilní či nestabilní povrch, malé či velké pohyby a malá či velká báze opory těla (Neurocom Balance Manager Systems, 2014; NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014).

V tréninkovém programu s názvem Mobility Training lze trénovat vstávání ze sedu na dřevěném boxu do stoje s odlišným zatížením každé dolní končetiny. Dále lze provést trénink přenášení váhy na dolních končetinách, které se nachází v různých polohách. Jako příklad cvičení lze uvést stoj na obou dolních končetinách s úzkou bází stoje v levém dolním rohu tlakové plošiny a následnému provedení kroku do pravého horního, pravého dolního nebo levého horního rohu plošiny. Obtížnost cvičení záleží na nastavených parametrech, které jsou obdobné jako v předešlých tréninkových programech.

2.5 Balanční trénink

Je mnoho typů cvičení, kterými lze zlepšit rovnováhu člověka. Existuje také mnoho variací délky balančního tréninku. Programy prokazující efekt balančního tréninku se v literatuře pohybují od jednoho do šestnácti týdnů, ale průměrně od pěti do šesti týdnů. Mezi běžná balanční cvičení, která byla účinná, patří cvičení na úseči, cvičení ve stoji na jedné noze, cvičení na přenášení váhy (LOS) a cvičení Tai Chi. Existuje mnoho studií, které ukázaly, že sportovci vykazují výrazně lepší rovnováhu než běžná populace. Tudíž výzkumníci dochází k závěru, že lidé mohou zlepšit rovnováhu balančním tréninkem nebo jednoduše provozováním daného sportu (Dingmann, 2000). V následující

kapitole budou vybrány některé druhy balančních tréninků poukazující na zlepšení posturální stability.

Ve výzkumu Ondry et al. (2017) byly k neuromuskulárnímu a proprioceptivnímu tréninku basketbalových hráčů vybrány dvě baterie cviků, kterým vždy předcházelo zahřátí ve formě dynamického protažení a posílení. První baterie cviků byla složena z pěti izometrických cviků zaměřených na flexory kolenního kloubu, extenzory kyčelního kloubu a břišní svaly a dále z třech dynamických cviků. Druhá baterie cviků byla formou kruhového tréninku, který byl zaměřený na celé tělo. Probandi absolvovali dvě kola, každé se skládalo z šesti stanovišť a na každém cvičení probíhalo 30 sekund. Během kruhového tréninku se využívalo mnoho cvičebních pomůcek: Bosu, Swiss ball, Balance mat a Kettlebell. Tréninky probíhaly třikrát týdně po dobu dvaceti týdnů. Výsledkem studie je pozitivní vliv na posturální stabilitu. Po výstupním měření stoje na jedné noze na silové desce došlo k snížení rychlosti COP v medio-laterálním a antero-posteriorním směru. Pozitivní efekt byl patrný na dominantní i nedominantní dolní končetině (Ondra et al., 2017).

Pfusterschmied et al. (2013) chtěli ve své práci potvrdit pozitivní vliv tréninku s použitím slackline na posturální stabilitu. Slackline se skládá z nylonového popruhu a je napnutá mezi dvěma kotevními body (např. stromy). Na tomto elastickém popruhu mohou lidé balancovat. V literatuře se uvádí, že trénink na slackline nezlepšuje pouze schopnost rovnováhy, ale také posturální kontrolu během lyžování či bruslení. Experimentální skupina absolvovala deset tréninkových jednotek na slackline. Opět byl trénink zahájen zahřátím, následoval samotný trénink a končilo se uvolňovacím cvičením. Měření posturální stability proběhlo za využití posturografického vyšetření při stoji na jedné dolní končetině na stabilní a nestabilní plošině. Výsledky studie ukazují zlepšení posturální stability experimentální skupiny využívající slackline při stoji na jedné dolní končetině na stabilní plošině a při stoji na jedné dolní končetině, kdy došlo k jeho narušení v medio-laterálním směru (Pfusterschmied et al., 2013).

Wolf et al. (1997) ve svém výzkumu zjišťovali, jaký má efekt Tai Chi a počítačový trénink rovnováhy na posturální stabilitu starších pacientů. Výzkumu se mohli účastnit probandi nejméně 70 let staří, bez vážnějších onemocnění. Subjekty byly rozděleny do tří skupin, z nichž každá cvičila 15 týdnů: skupina počítačového tréninku rovnováhy, skupina cvičící Tai Chi a skupina kontrolní. Každá skupina obsahovala 24 členů. Počítačový trénink rovnováhy je prováděn na silové desce a poskytuje subjektu zpětnou

vazbu o poloze jeho těžiště. Probandi museli, během času, kdy se silová deska pohybovala, hýbat kurzorem na monitoru do požadovaných cílových bodů. Druhá skupina cvičila během intervenční doby válečné cvičení Tai Chi, pocházející z Číny. Měření rovnováhy na silové desce ukázalo větší stabilitu po absolvování tréninku u skupiny počítačového tréninku rovnováhy. Malé zlepšení posturální stability bylo patrné u skupiny cvičící Tai Chi a u kontrolní skupiny. Probandi skupiny cvičící Tai Chi uvedli po absolvování tréninku v dotazníku menší strach z pádu než probandi z ostatních skupin (Wolf et al., 1997).

Výzkum od Yu a Lee (2012) se zaměřil na zjištění efektu tréninku pilates na posturální stabilitu a sílu svalů dolních končetin. Výzkumu se zúčastnilo 40 zdravých jedinců, kteří byli náhodně rozděleni do dvou skupin. První skupina, experimentální, absolvovala třikrát týdně 60minutový trénink pilates zaměřený na střed těla po dobu 8 týdnů. Druhá skupina byla kontrolní a neprošla žádným tréninkem. Posturální stabilita byla změřena před a po intervenci pomocí přístroje Biodex Stability System. Isokinetická síla flexorů a extenzorů dolních končetin byla změřena před a po intervenci pomocí přístroje HUMAC Norm. Výsledky studie ukazují zvýšení síly svalů dolních končetin a zlepšení posturální stability u skupiny, která prošla pilates tréninkem zaměřeným na střed těla. Autoři studie navíc uvádí, že zvýšená síla dolních končetin a zlepšení posturální stability může vést k prevenci muskuloskeletálních zranění a k zlepšení kvality života (Yu a Lee, 2012).

Velmi zajímavý výzkum provedli Szafraniec et al. (2018), když zkoumali bezprostřední vliv tréninku stability středu těla na kontrolu rovnováhy. Studie se zúčastnilo 16 žen ve věku 22 až 25 let. Posturální stabilita byla měřena na silové desce Kistler v medio-laterálním a antero-posteriorním směru během klidného stoje na měkké podložce se zavřenýma očima. Probandi byli měřeni čtyřikrát: před tréninkem, 1 minutu po tréninku, 30 minut po tréninku a 24 hodin po tréninku. Posturální stabilita byla hodnocena pěti parametry, které ve výsledku dávají informace o COP. Cvičební program trval 40 minut a zahrnoval 15 cviků zaměřených na stabilitu středu těla. Výsledkem studie je, že trénink stability středu těla zlepšuje rovnováhu v medio-laterálním směru. Tento efekt byl evidentní při testování stability 30 minut a 24 hodin po uplynutí samotného cvičení v porovnání s měřením před cvičením. Autoři studie navíc zaznamenali zvýšení automaticnosti ve strategii udržení stabilního vzpřímeného stoje (Szafraniec et al., 2018).

Senzomotorická stimulace je další možností terapie poruch rovnováhy. Tuto metodu začali tvořit od roku 1970 profesor V. Janda se svou kolegyní M. Vávrovou. Metodika vychází z provázanosti aferentních a eferentních informací při řízení pohybu. V této technice se klade důraz na zvýšení aferentace z kožních receptorů a propioceptorů, facilitace pohybu z chodidla, nacvičuje se prvek „malá noha“ a využívají se balanční cvičení v různých posturálních polohách. Při terapii touto metodou se pracuje s dvoustupňovým modelem motorického učení. V prvním stupni se pacient snaží vědomě provádět daný pohyb, mnohokrát ho opakuje a snaží se vytvořit pohybový program. Důležité je, aby byl pohyb prováděn kvalitně, protože zautomatizovaný pohybový stereotyp se těžko mění. Toto učení je řízeno kortikálně, je energeticky náročné a únavné. Proto se mozek snaží řízení pohybu zjednodušit a převést ho na řízení subkortikální. Na této úrovni dochází k automatizaci daného pohybového programu, reakce k zapojení daného pohybu je velmi rychlá, což je důležité pro prevenci zranění. Navíc řízení na této úrovni není tak energeticky náročné. Za rychlý nástup svalové kontrakce při vyvedení těla z rovnováhy jsou zodpovědné kvalitní propiocepce a balanční cvičení. Dle metodického postupu začíná cvičení nácvikem malé nohy, kdy dochází k aktivaci hlubokých svalů chodidla. S nácvikem se začíná vsedě, fyzioterapeut pasivně přitahuje patu a přednoží k sobě a tento pohyb několikrát opakuje. Pacient se snaží daný pohyb vnímat, dále pohyb pacient provádí s dopomocí terapeuta, a nakonec jej provádí sám pacient. Dále se přechází do cvičení vestoje. Pacient se snaží udržet korigovaný stoj, jehož konečnou pozicí je provedení malé nohy na obou nohách. Následují postrky do pánve či ramen k zvýšení náročnosti, a nakonec stoj na jedné dolní končetině. Dále se z korigovaného stoje nacvičuje přední a zadní půlkrok, výpady a poskoky. Pokud pacient zvládá i tyto pohyby přechází se k cvičení výše zmíněných pohybů na labilních plochách. Příklady labilních ploch jsou kulové, válcové úseče, trampolína, pěnové podložky, balanční sandály a další. Při cvičení pomocí této metody se dodržují určitá následující pravidla. Držení těla se koriguje vždy od distálních částí k proximálním. Kvůli lepší aferentaci z periferie se cvičí naboso, je to tak i bezpečnější. Cvičení by mělo být bezbolestné a klade se důraz na správné držení těla. Každý cvik by měl být opakován vždy 20 až 30krát, výdrž v poloze by měla trvat 5 až 10 sekund (Kolář, 2009).

Vizuální zpětná vazba o vychylování trupu je využívána jako terapeutická technika k ovlivnění posturální stability. Hamman et al. (1992) provedli výzkum s denním a týdenním tréninkem využívající dynamické balanční cvičení s vizuální zpětnou vazbou

o jejich Center of Gravity (COG) a teoretické limity stability. Probandi měli možnost v průběhu cvičení sledovat své COG, které představoval kurzor na monitoru počítače. Měřené parametry byl čas a přesnost pohybu kurzoru z jednoho cílového bodu do druhého a vychylování COG. U obou skupin došlo k signifikantnímu snížení času pohybu mezi jednotlivými cíli a zmenšení plochy vychylování COG (Hamman et al., 1992).

Lakhani a Mansfield (2015) provedli výzkum týkající se balančního tréninku s vizuální zpětnou vazbou. Experimentu se zúčastnilo 32 mladých jedinců, kteří byli náhodně rozděleni do dvou skupin. První skupina podstoupila balanční trénink s vizuální zpětnou vazbou o Center of Pressure (COP) a druhá skupina podstoupila balanční trénink s vizuální zpětnou vazbou o Center of Gravity (COG). Cílem bylo zjistit rozdíl mezi vizuální zpětnou vazbou skupiny s COG a skupiny s COP při klidném stoji na pěnové podložce. V poloze klidného stoje byly měřeny na silové desce deviace COP a COG. Trénink byl proveden během jednoho sezení, kdy byly prováděny 20 až 30sekundové zkoušky a opětovné měření proběhlo po 24 hodinách. Tréninkové účinky na deviace COP a COG nebyly zachovány po 24 hodinách a po odstranění vizuální zpětné vazby. Tyto výsledky naznačují, že současná vizuální zpětná vazba o COP ani o COG není lepší pro zlepšení kontroly rovnováhy v klidném stoji (Lakhani a Mansfield, 2015).

Balanční trénink s vizuální zpětnou vazbou dokáže zlepšit stav statické i dynamické posturální stability. Tréninky využívající vizuální biofeedback a systémy silových desek se často používají k léčbě poruch rovnováhy a pohyblivosti (Gusi, 2012; Wolf et al., 1997; Woods, 2000). Cviky založené na přenášení váhy (Limits of Stability) a stoje na jedné noze v předešlých výzkumech zjistily zlepšení: rozsahu maximální vzdálenosti, kterou pacient může pohybovat své COG bez ztráty rovnováhy, přesnosti pohybu COG, rychlosti reakce k vykonání pohybu (Jackson, 2007), a snížení vychylování COG při stoji na jedné noze při otevřených i zavřených očích (Lajoie, 2004; Hamman et al., 1992).

3 Metodologie práce

3.1 Cíl práce

Prvním cílem této diplomové práce je objektivně zhodnotit vliv šestitýdenní tréninkové intervence s vizuální zpětnou vazbou na posturální stabilitu neprofesionálních fotbalistů experimentální skupiny v porovnání s fotbalisty kontrolní skupiny. Tréninková intervence bude provedena na přístroji NeuroCom SMART EquiTest. Parametry statické a dynamické posturální stability jsou změřeny vyšetřovacími protokoly, které obsahuje software posturografu NeuroCom SMART EquiTest. Tréninkovými protokoly, které obsahuje tento přístroj, lze zacílit na jednotlivé systémy zodpovědné za udržení posturální stability a zlepšit tím tak její celkový stav. Druhým cílem je udělat korelaci parametru Maximum Excursion z testu Limits of Stability na přístroji NeuroCom s výsledným skóre Star Excursion Balance Test provedeném na podložce The MAT.

3.2 Výzkumné otázky

Jakým způsobem se budou lišit parametry statické a dynamické posturální stability u dospělých neprofesionálních fotbalistů experimentální skupiny po absolvování šestitýdenní tréninkové intervence s vizuální zpětnou vazbou na přístroji NeuroCom SMART EquiTest v porovnání se skupinou kontrolní?

Bude korelovat parametr Maximum Excursion z testu Limits of Stability na přístroji NeuroCom SMART EquiTest s výsledným skóre Star Excursion Balance Test provedeném na podložce The MAT?

3.3 Hypotézy

Balanční trénink s vizuální zpětnou vazbou dokáže zlepšit stav statické i dynamické posturální stability (Gusi, 2012; Wolf, 1997; Woods, 2000). Dle autorů balanční cvičení zlepšují propriocepci a trénují centrální nervový systém, aby v každém okamžiku rozpoznal pozici těla a jeho segmentů (Malilou, 2004). Efektivní balanční programy se v literatuře pohybovaly od jednoho týdne do šestnácti týdnů s průměrem kolem pěti až šesti týdnů (Dingmann, 2000; Zech et al., 2010). Mezi balanční cvičení, která byla účinná, patří cvičení na úsečích, cvičení ve stoji na jedné noze, cvičení na přenášení váhy (LOS) a tai-chi cvičení (Dingmann, 2000). Cviky založené na přenášení váhy (Limits of Stability) a stoje na jedné noze v předešlých výzkumech zjistily zlepšení: rozsahu maximální vzdálenosti, kterou pacient může pohybovat své COG bez ztráty rovnováhy;

přesnosti pohybu COG; rychlosti reakce k vykonání pohybu a snížení vychylování COG při stožení na jedné noze při otevřených i zavřených očích (Jackson, 2007; Lajoie, 2004; Hamman et al., 1992; Woods, 2000). Parametry vyšetřovacích protokolů přístroje NeuroCom, které hodnotí posturální stabilitu a budou využity v této práci jsou následující: Equilibrium Score, Mean COG Sway Velocity, Reaction Time, Directional Control, Endpoint Excursion a Maximum Excursion. Výše zmíněné parametry, charakterizující schopnost posturální stability (skóre rovnováhy, vychylování COG, reakční čas, směrová kontrola pohybu, konečný bod exkurze, maximální exkurze, výsledné skóre SEBT), jsou ukryty v jednotlivých hypotézách.

Hypotéza č. 1: Předpokládám, že po absolvování tréninkové intervence u experimentální skupiny dojde k zvýšení¹ průměrné hodnoty parametru Equilibrium Composite Score (EQL-CMP) u Sensory Organisation Test (SOT) v porovnání s kontrolní skupinou.

Hypotéza č. 2: Předpokládám, že po absolvování tréninkové intervence u experimentální skupiny dojde k zmenšení² průměrné hodnoty parametru Mean COG Sway Velocity při alespoň jedné podmínce testu Unilateral Stance (US) v porovnání s kontrolní skupinou.

Hypotéza č. 3: Předpokládám, že po absolvování tréninkové intervence u experimentální skupiny dojde k zmenšení³ průměrné hodnoty Reaction Time (RT) u testu Limits of Stability (LOS) v porovnání s kontrolní skupinou.

Hypotéza č. 4: Předpokládám, že po absolvování tréninkové intervence u experimentální skupiny dojde k zvýšení⁴ průměrné hodnoty parametru Directional Control (DCL) u testu Limits of Stability (LOS) v porovnání s kontrolní skupinou.

Hypotéza č. 5: Předpokládám, že po absolvování tréninkové intervence u experimentální skupiny dojde k zvýšení⁵ průměrné hodnoty parametru End Point Excursion (EPE) u testu Limits of Stability (LOS) v porovnání s kontrolní skupinou.

¹ Testováno na hladině významnosti $\alpha=0,05$

² Testováno na hladině významnosti $\alpha=0,05$

³ Testováno na hladině významnosti $\alpha=0,05$

⁴ Testováno na hladině významnosti $\alpha=0,05$

⁵ Testováno na hladině významnosti $\alpha=0,05$

Hypotéza č. 6: Předpokládám, že výsledné skóre výstupního vyšetření Star Excursion Balance Test (SEBT) bude korelovat⁶ s průměrnou hodnotou parametru Maximum Excursion (MXE) z testu Limits of Stability (LOS) z výstupního vyšetření.

3.4 Úkoly práce

1. Literární rešerše k danému tématu: vyhledání, porozumění a zpracování literatury související s fotbalem, posturální stabilitou a přístrojem NeuroCom Smart EquiTest
2. Zajištění technického vybavení pro experiment
3. Teoretické, praktické porozumění a seznámení se s přístrojem NeuroCom Smart EquiTest
4. Vyplnění dotazníku s anamnézou probandy
5. Výběr vyhovujících probandů do výzkumu
6. Informování probandů o postupech a průběhu měření
7. Vstupní měření posturální stability 20 fotbalistů pomocí přístroje NeuroCom Smart EquiTest a Star Excursion Balance Test na podložce The MAT
8. Náhodné rozdělení 20 fotbalistů do dvou skupin po 10 probandech: experimentální a kontrolní skupina
9. Provedení tréninkové intervence experimentální skupiny na přístroji NeuroCom Smart EquiTest
10. Výstupní měření posturální stability 20 fotbalistů pomocí přístroje NeuroCom Smart EquiTest a Star Excursion Balance Test na podložce The MAT
11. Zpracování a vyhodnocení získaných dat
12. Zodpovězení výzkumných otázek a hypotéz
13. Zpracování diskuze a závěru diplomové práce

⁶ Testováno na hladině významnosti $\alpha=0,05$

4 Metodika práce

Tato diplomová práce je kvantitativní studie a metodou zkoumání je experiment. Projekt diplomové práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem 017/2021 dne 18. 3. 2021.

4.1 Zpracování teoretických východisek

Diplomová práce se skládá ze dvou částí. V první části se zabývá teorií související s daným tématem. Teoretická část pojednává o charakteristice fotbalu jako sportu. Jsou zde vysvětlené pohyby fotbalistů z kineziologického hlediska. Věnuje se také problematice posturální stability a složkami, které jsou zodpovědné za její řízení. Další kapitolu tvoří možnosti hodnocení posturální stability, která lze hodnotit, jak ze subjektivního hlediska, tak z objektivního hlediska. V souvislosti s daným tématem další kapitolu tvoří posturografie a konkrétně přístroj NeuroCom SMART EquiTest, který je použit v praktické části a prostřednictvím něj je proveden tréninkový program.

Praktická část zahrnuje hodnocení posturální stability fotbalistů prostřednictvím přístroje NeuroCom SMART EquiTest a měření exkurzních vzdáleností při provádění Star Excursion Balance Test proveditelném na podložce The MAT, tj. testu dynamické posturální kontroly. Následná terapie experimentální skupiny bude provedena pomocí tréninkových protokolů, které zahrnuje software již zmíněného přístroje NeuroCom SMART EquiTest.

Literární zdroje byly vyhledávány dle následujících vědeckých databází: Web Of Science, PubMed, ResearchGate, Mendeley a Google Scholar. Všechny použité literární zdroje jsou citovány dle jednotné citační formy ČSN ISO 690.

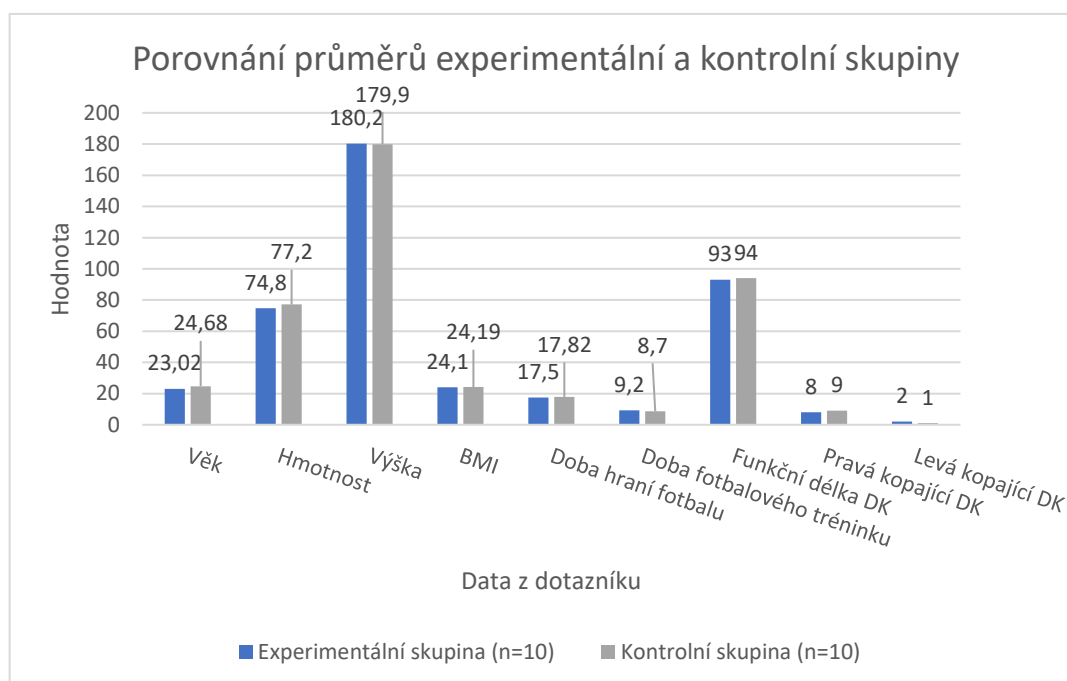
4.2 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný vzorek čítá 20 dospělých neprofesionálních fotbalistů. Jejich věk je v rozmezí mezi 19 až 30 lety (Průměr věku= 23,85; SD= 2,79). Jedná se o neprofesionální fotbalisty pohybující se na úrovni třetí nejvyšší fotbalové ligy v České republice. Výzkumný soubor byl vybrán autorem této diplomové práce, jedná se tedy o výběr záměrný. Všichni účastníci výzkumu trénují 3krát až 4krát týdně a během víkendu odehrají 1 zápas. Po odebrání vstupního vyšetření byl výzkumný vzorek rozdělen náhodně do dvou skupin po 10. První skupina, která je experimentální, obsahuje

10 probandů, a kromě svých fotbalových tréninků absolvuje i tréninkovou intervenci. Druhá skupina, obsahující také 10 probandů, neabsolvuje terapii, ale pouze své fotbalové tréninky, a bude sloužit jako kontrolní. Všichni účastníci výzkumu byli seznámeni s jeho průběhem a vstoupili do něj dobrovolně, což bylo stvrzeno podpisem informovaného souhlasu. Výzkumu se nemohou účastnit osoby, které v nedávné době prodělaly operaci, osoby trpící neurologickým onemocněním nebo osoby s mentálním postižením.

V grafu č. 1 lze vidět porovnání průměrů dat z dotazníku (věk, hmotnost, výška, BMI, doba hraní fotbalu, doba fotbalového tréninku, funkční délka DK, počet pravé a levé kopající (dominantní) dolní končetiny).

Graf 1: Porovnání průměrů experimentální a kontrolní skupiny



Legenda ke grafu č. 1: n – počet probandů; DK – dolní končetina; BMI – Body Mass Index; Hmotnost – v kg; Výška – v cm; Doba hraní fotbalu – v letech; Doba fotbalového tréninku – v hod/týden; Funkční délka DK – v cm; Pravá kopající DK – počet; Levá kopající DK – počet

Další hodnoty (průměr, medián, minimum, maximum a směrodatné odchylky) ohledně věku, hmotnosti, výšky, BMI, doby hraní fotbalu, doby fotbalového tréninku, funkční délky DK získané z dotazníku pro fotbalisty jsou umístěny v Přílohách této diplomové práce.

4.3 Metoda sběru dat

Hodnocení posturální stability fotbalistů proběhlo na počítačovém dynamickém posturografu NeuroCom SMART EquiTest. Tento přístroj k měření posturální stability

využívá následující testy: Sensory Organization Test (SOT), Motor Control Test (MCT), Adaptation Test (ADT), Weight Bearing Squat (WBS), Unilateral Stance (US), Limits of Stability (LOS) a Rhythmic Weight Shift (RWS). Posturální stabilita byla měřena také za využití podložky The MAT, na které lze provést Star Excursion Balance Test.

Po naměření vstupních dat se mohlo přejít k dalšímu kroku. Tím byla šestitýdenní tréninková intervence s vizuální zpětnou vazbou u experimentální skupiny na již zmíněném přístroji za využití dvou tréninkových protokolů: Sequence Training a Custom Training.

4.4 Průběh a postup sběru dat

Před započítím praktické části diplomové práce podepsali probandi informovaní souhlas o získávání dat spojených s jejich osobou. Probandi také vyplnili dotazník s anamnézou. Výzkumu se nemohli účastnit probandi, kteří v nedávné době prodělaly operaci, osoby trpící neurologickým onemocněním nebo osoby s mentálním postižením. Probandi byli seznámeni s tématem výzkumu, průběhem a postupem měření na přístroji NeuroCom SMART EquiTest.

4.4.1 Vstupní měření

Měření a terapie probíhala v kineziologické laboratoři UK FTVS. Každé měření na již zmíněném přístroji trvalo přibližně 45 až 60 minut. Po dostavení se probanda do kineziologické laboratoře, se každý proband převlékl do pohodlného oblečení a byl bos. U probanda byla změřena jeho výška a hmotnost. Proband si stoupl na silovou plošinu, umístěnou uvnitř kabiny přístroje, a byl zavěšen do jisticího postroje, který eliminuje pád. Dále bylo započato měření, které se skládalo ze 7 testů. Po skončení měření na přístroji NeuroCom proběhlo měření posturální stability na podložce The MAT, na které lze provést Star Excursion Balance Test (SEBT). SEBT je validní, reliabilní a jednoduše aplikovatelný test k změření fyzického výkonu, ale také ke stanovení odchylek dynamické posturální kontroly. Tento test byl využit k hodnocení posturální stability ve výzkumu Gonzalez-Jurado et al. (2014), kteří se zabývali porovnáním dvou metod propioceptivního tréninku (Gonzalez-Jurado et al., 2014). Po skončení měření mohl proband odejít v klidu domů. Systematická review od Powden et al. (2019) ukazuje na excelentní výsledek (stupeň A) inter a intra reliability Star Excursion Balance Testu. Autoři studie uvádí, že SEBT by měl být použit klinicky

k posouzení dynamické rovnováhy a poskytuje konzistentní a opakovatelné výsledky mezi jedním nebo více vyšetřujícími (Powden et al., 2019).

4.4.2 Tréninková intervence

Následně bylo 20 probandů náhodně rozděleno po 10 účastnících do dvou skupin: experimentální a kontrolní. Experimentální skupina absolvovala tréninkovou intervenci s vizuální zpětnou vazbou na přístroji NeuroCom SMART EquiTest za využití 2 tréninkových protokolů. Každý proband experimentální skupiny absolvoval každý týden 2 tréninkové jednotky v průběhu 6 týdnů. Počet tréninkových jednotek přístrojové intervence byl inspirován mnoha studiemi, kteří takto zvolenou intervencí dosáhli snížení výkyvů, frekvence a rychlosti COP (Heleno et al., 2016; Zech et al., 2010). Tréninková intervence se uskutečnila během soutěžní sezóny fotbalistů, byla zařazena mimo fotbalový trénink a byla využita jako doplňující cvičení k zlepšení propriocepce, zvýšení rovnováhy, posturální kontroly a prevenci zranění (Kachanathu et al., 2014; Hewett et al., 1999; Emery a Meeuwisse, 2010). Tréninková intervence probíhala v průběhu sezóny, proto záleželo na časových možnostech probandů a nebylo úmyslem unavit jejich organismus, který byl kromě přístrojové intervence vystaven i samotným fotbalovým tréninkům. Přístrojová intervence posturální stability probíhala vždy uprostřed týdne (úterý, středa, čtvrtek), kdy se pracuje na rozvoji kondičních, rychlostních a koordinačních schopností. Předzápasové a pozápasové tréninky (pondělí, pátek) mají charakter tréninku o nižší intenzitě, kdy se fotbalové mužstvo připravuje na zápas po taktické stránce.

Popis jednotlivých cviků

Každá tréninková jednotka na přístroji NeuroCom zaměřená na statickou i dynamickou posturální stabilitu trvala jednomu probandovi maximálně 30 minut. K tréninkové jednotce vždy dorazil proband experimentální skupiny do kineziologické laboratoře UK FTVS. Proband se převlékl do pohodlného oblečení a byl bos. Cviky byly navrženy autorem diplomové práce individuálně podle probandových výsledků ze vstupního testování. Ke cvičení byly využity tréninkové protokoly Custom Training a Sequence Training.

V protokolu Custom Training lze libovolně navolit směr a cílové body, kterých má proband při cvičení dosáhnout. V průběhu cviku se proband snaží nasměrovat kurzorem na monitoru své COG do cílového bodu a na tomto místě setrvat. Proband mohl

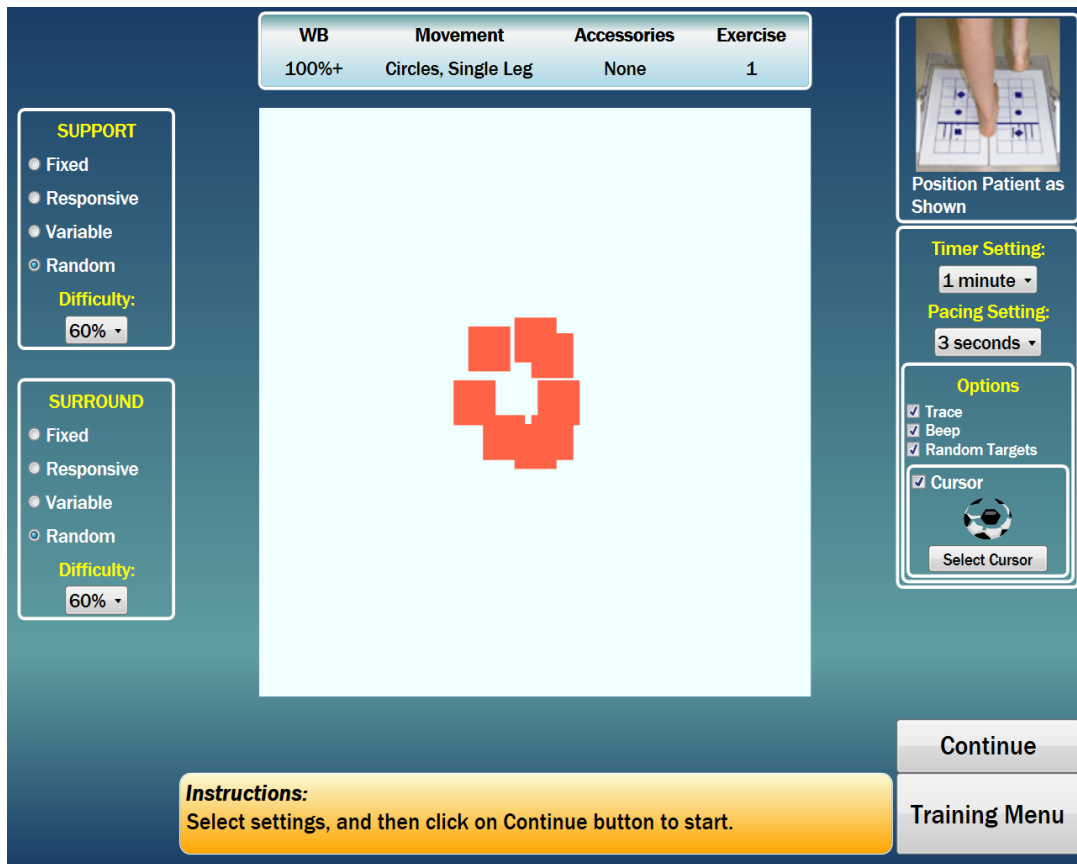
vizuálně kontrolovat své COG na monitoru, který je umístěný v úrovni očí na zadní stěně kabiny přístroje. Při tomto cvičení došlo ke kombinaci cvičení, jak dynamické posturální stability, kdy proband hýbal svým COG do místa cílového bodu, tak statické posturální stability, kdy se proband snažil své COG udržet v místě cílového bodu až po zaznění tónu, který probanda informoval o snaze dosáhnout další cílový bod. Pokud proband přenesl své COG do cílového bodu, objevil se na monitoru čárkovaný červený čtverec, který informoval o správnosti cvičení. Cvik měl charakter vysoké intenzity, cílové body byly rozmístěny individuálně dle probandových výsledků LOS, limity stability byly nastavené od 75 % do 100 %, přepínání mezi cílovými body bylo nastavené na 3 sekundy, celková doba jednoho opakování tohoto cviku byla nastavená na 30 sekund, doba odpočinku byla 1 minuta a cvičení se opakovalo 5krát. První týden intervence byly limity stability nastavené u všech probandů na 75 %, druhý týden na 80 %, třetí týden na 85 %, čtvrtý týden na 90 %, pátý týden na 95 % a šestý týden na 100 %. Aby nedocházelo k příliš rychlé adaptaci probandů na trénink, zvyšovala se náročnost cviku během intervence zvyšováním limitů stability a pohyby kabiny či tlakové plošiny. Pohyby plošiny i kabiny byly nastavené na „Náhodné“, obě součásti přístroje se pohybovaly ve stejném směru. Obtížnost cvičení, která byla dána náhodnými pohyby kabiny a plošiny, se pohybovala v rozmezí od 0 % do 100 % a v průběhu tréninkové intervence se zvyšovala od nižších hodnot k vyšším. Na obrázku níže lze vidět nastavení pro Custom Training cvik.



Obrázek 2: Nastavení pro Custom Training v 6. týdnu tréninkové intervence

Z protokolu Sequence Training bylo vybráno cvičení Closed Chain, které obsahuje cvik Circles Single leg, při kterém dochází ve stoji na jedné dolní končetině k přenášení COG ve směru kruhu. Proband opět kontroloval pohyb svého COG vizuálně a snažil se kurzorem na monitoru dosáhnout cílových bodů, jejichž posloupnost vybírá software přístroje náhodně. Opět tento cvik byl kombinací dynamické i statické posturální stability. Cvičení bylo provedeno, jak pro pravou, tak pro levou dolní končetinu. Cílové body byly rozmístěny dle nastavení software přístroje do tvaru kruhu, přepínání mezi cílovými body bylo nastavené na 3 sekundy, celková doba jednoho opakování tohoto cviku byla nastavená na 1 minutu, doba odpočinku byla 1 minuta a cvičení se opakovalo 5krát, zvláště pro pravou a levou dolní končetinu. Obtížnost cvičení, která byla dána „Náhodným“ pohybem kabiny a plošiny, pohybovala se v rozmezí od 0 % do 60 % a v průběhu tréninkové intervence se zvyšovala od nejnižších hodnot k nejvyšším.

Ke zvýšení obtížnosti byla v průběhu tréninkové intervence při tomto cviku použita i pěnová podložka. Na obrázku níže lze vidět nastavení pro Sequence Training.



Obrázek 3: Nastavení pro Sequence Training v 3. týdnu tréninkové intervence

V tabulce č. 1 umístěné níže se nachází konkrétní rozpis jednotlivých cvičení v průběhu tréninkové intervence.

Tabulka 1: Rozpis tréninkové intervence

Týden	Trénink	Popis cviků
1.	1., 2.	Custom training: 5 opakování, 1 opakování= 1 minuta, pauza= 1 minuta, 75 % limity stability, 0 až 20 % obtížnost pro plošinu i okolí, přepínání mezi body 3 s
		Sequence Training, levá DK: Circles, 5 opakování, 1 opakování= 1 minuta, pauza= 1 minuta, přepínání 3 s, 0 až 20 % obtížnost pro plošinu i okolí
		Sequence Training, pravá DK: Circles, 5 opakování, 1 opakování= 1 minuta, pauza= 1 minuta, přepínání 3 s, 0 až 20 % obtížnost pro plošinu i okolí
2.	3., 4.	Custom training: 5 opakování, 1 opakování= 30 s, pauza= 1 minuta, 80 % limity stability, 20 až 40 % obtížnost pro plošinu i okolí, přepínání mezi body 3 s
		Sequence Training, levá DK: Circles, 5 opakování, 1 opakování= 1 minuta, pauza= 1 minuta, přepínání 3 s, 20 až 40 % obtížnost pro plošinu i okolí
		Sequence Training, pravá DK: Circles, 5 opakování, 1 opakování= 1 minuta, pauza= 1 minuta, přepínání 3 s, 20 až 40 % obtížnost pro plošinu i okolí
3.	5., 6.	Custom training: 5 opakování, 1 opakování= 30 s, pauza= 1 minuta, 85 % limity stability, 40 až 60 % obtížnost pro plošinu i okolí, přepínání mezi body 3 s
		Sequence Training, levá DK: Circles, 5 opakování, 1 opakování= 1 minuta, pauza= 1 minuta, přepínání 3 s, 40 až 60 % obtížnost pro plošinu i okolí
		Sequence Training, pravá DK: Circles, 5 opakování, 1 opakování= 1 minuta, pauza= 1 minuta, přepínání 3 s, 40 až 60 % obtížnost pro plošinu i okolí
4.	7., 8.	Custom training: 5 opakování, 1 opakování=30 s, pauza= 1 minuta, 90 % limity stability, 60 až 80 % obtížnost pro plošinu i okolí, přepínání mezi body 3 s
		Sequence Training, levá DK: Circles, 5 opakování, 1 opakování=1 minuta, pauza= 1 minuta, přepínání 3 s, 0 až 20 % obtížnost pro plošinu i okolí, pěnová podložka
		Sequence Training, pravá DK: Circles, 5 opakování, 1 opakování= 1 minuta, pauza= 1 minuta, přepínání 3 s, 0 až 20 % obtížnost pro plošinu i okolí, pěnová podložka
5.	9., 10.	Custom training: 5 opakování, 1 opakování= 30 s, pauza= 1 minuta, 95 % limity stability, 80 až 100 % obtížnost pro plošinu i okolí, přepínání mezi body 3 s
		Sequence Training, levá DK: Circles, 5 opakování, 1 opakování= 1 minuta, pauza= 1 minuta, přepínání 3 s, 20 až 40 % obtížnost pro plošinu i okolí, pěnová podložka
		Sequence Training, pravá DK: Circles, 5 opakování, 1 opakování= 1 minuta, pauza= 1 minuta, přepínání 3 s, 20 až 40 % obtížnost pro plošinu i okolí, pěnová podložka
6.	11., 12.	Custom training: 5 opakování, 1 opakování= 30 s, pauza= 1 minuta, 100 % limity stability, 100 % obtížnost pro plošinu i okolí, přepínání mezi body 3 s
		Sequence Training, levá DK: Circles, 5 opakování, 1 opakování= 1 minuta, pauza= 1 minuta, přepínání 3 s, 40 až 60 % obtížnost pro plošinu i okolí, pěnová podložka
		Sequence Training, pravá DK: Circles, 5 opakování, 1 opakování= 1 minuta, pauza= 1 minuta, přepínání 3 s, 40 až 60 % obtížnost pro plošinu i okolí, pěnová podložka

Délka tréninku, počet sérií cvičení, počet opakování cvičení a trvání jednoho opakování bylo vytvořeno na základě efektivních výsledků mnoha studií, konzultací s fotbalovými kondičními trenéry a osobních zkušeností s fotbalovým tréninkem (Heleno et al., 2016; Dingmann, 2000).

4.4.3 Výstupní měření

Po absolvování tréninkové intervence proběhlo opětovné měření posturální stability na přístroji NeuroCom SMART EquiTest prostřednictvím sedmi vyšetřovacích

testů a podložce The MAT prostřednictvím Star Excursion Balance Test. Dvacet probandů absolvovalo výstupní měření, prostřednictvím kterého bylo možné porovnat vliv šestitýdenní tréninkové intervence s vizuálním zpětnou vazbou na posturální stabilitu u fotbalistů.

4.5 Analýza dat

Data při každém měření a tréninkové jednotce byla pořízena a uložena prostřednictvím programu NeuroCom Balance Manager Software. Získaná data o probandech experimentální i kontrolní skupiny, výsledky měření a efekt tréninkové intervence byly dále zpracovány pomocí tabulek Microsoft Excel. U výzkumných souborů byly vypočítány základní statistické charakteristiky (aritmetický průměr, směrodatná odchylka, medián, minimum a maximum).

K porovnání zkoumaných dat mezi vstupním a výstupním vyšetřením experimentální a kontrolní skupiny byl využit Studentův párový t-test. Párový t-test slouží k porovnání dvou měření u jednoho výběrového souboru (např. před a po tréninkové intervenci). Statistická významnost tréninkové intervence experimentální skupiny v porovnání s kontrolní skupinou byla zjištěna pomocí dvouvýběrového t-testu. Dvouvýběrový t-test se provádí při porovnání střední hodnoty u dvou různých skupin. Hladina statistické významnosti vyjádřená p-hodnotou pro párový i dvouvýběrový t-test byla stanovena na $\alpha=0,05$. Pokud je p-hodnota výsledného faktoru menší než 0,05, je parametr statisticky významný. Bonferroniho korekce je korekční procedura využívající se pro mnohonásobné testování hypotéz. Lze ji využít při zkoumání hypotézy, která se skládá z dílčích hypotéz. K prokázání platnosti hlavní hypotézy lze potvrdit alespoň jednu z dílčích hypotéz (Hendl et al., 2014).

Součástí hypotézy č. 6 je korelace parametru Maximum Excursion z testu Limits of Stability a výsledného skóre Star Excursion Balance Test. Ke korelaci se využívá Pearsonův korelační koeficient, který udává sílu vztahu dvou náhodně proměnných, veličin či parametrů. Korelační koeficient se značí písmenem r a nabývá hodnot v intervalu od -1 do 1. Hladina statistické významnosti této korelace byla stanovena stejně jako pro t-test na $\alpha=0,05$ (Hendl, 2015).

5 Výsledky výzkumu

V této kapitole jsou popsány výsledky jednotlivých parametrů, které se objevují v hypotézách.

V tabulkách níže jsou vidět vypočítané aritmetické průměry a směrodatné odchylky parametrů experimentální, kontrolní i obou skupin dohromady ze vstupního a výstupního vyšetření. „Rozdíl“ porovnává průměrný rozdíl mezi výsledkem ze vstupního a výstupního vyšetření, a lze jej interpretovat jako zlepšení či zhoršení ve sledovaném parametru.

P-hodnota vypočítaná párovým t-testem (v řádku) informuje o statisticky významné změně parametru (zlepšení či zhoršení) při porovnání vstupního a výstupního vyšetření u experimentální nebo kontrolní skupiny. P-hodnota zvýrazněná modrou barvou udává statistickou významnost mezi výsledky vstupního a výstupního vyšetření nehladě na skupinu (experimentální a kontrolní skupina dohromady).

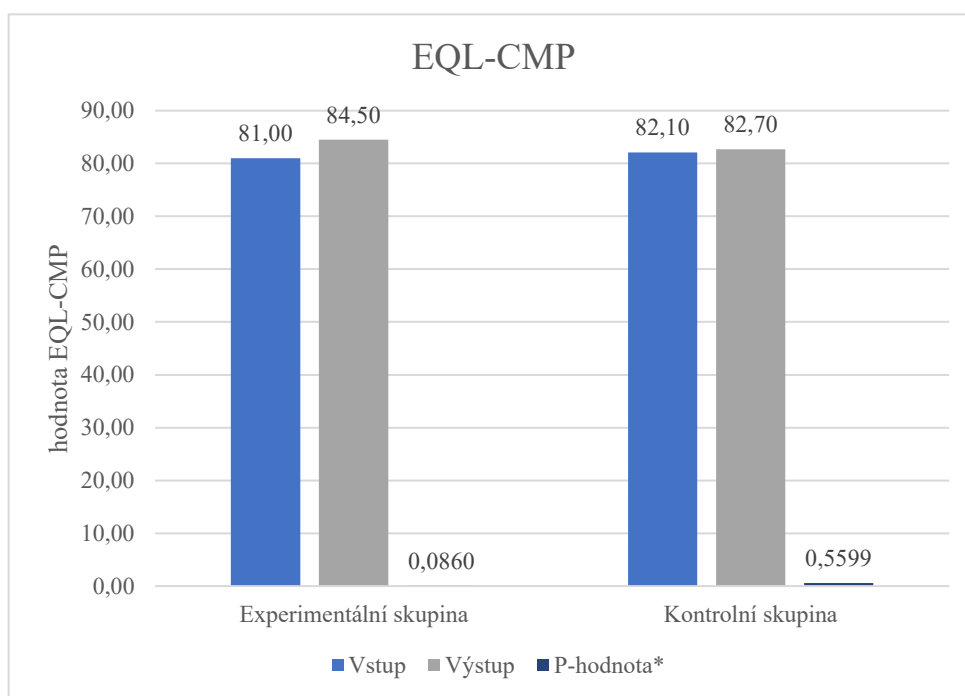
P-hodnota vypočítaná dvouvýběrovým t-testem (v sloupci) informuje o statisticky významné změně parametru při porovnání vyšetření u experimentální a kontrolní skupiny, a to jak vstupního, výstupního tak i rozdílu mezi nimi. P-hodnota pro porovnání zlepšení u skupin vyhodnocuje efekt experimentální skupiny (tréninkové intervence) očištěný od přirozeného zlepšení, proto je zvýrazněna zelenou barvou.

5.1 Výsledek Equilibrium Composite Score

Equilibrium Score (ES) je parametr Sensory Organization Testu, který hodnotí vychylování COG během každého ze tří pokusů z 6 podmínek tohoto testu. Vypočítáním váženého průměru ES ze všech 6 podmínek se vyhodnotí Equilibrium Composite Score (EQL-CMP). Vyšší hodnota EQL-CMP informuje o dosažení lepšího výsledku při testování posturální stability.

Z grafu č. 2 lze vidět, že u experimentální skupiny došlo k zvýšení průměrné hodnoty parametru EQL-CMP z hodnoty 81,00 na hodnotu 84,50. U kontrolní skupiny se průměrná hodnota parametru EQL-CMP zvýšila z hodnoty 82,10 na hodnotu 82,70.

Graf 2: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v parametru EQL-CMP



Legenda ke grafu č. 2: p-hodnota* – porovnání vstupního a výstupního vyšetření

Z tabulky č. 2 vychází, že p-hodnota zvýrazněná modrou barvou ($p=0,0161$) ukazuje, že došlo k zlepšení mezi vstupním a výstupním vyšetřením obou skupin. I přestože si lze všimnout značného zlepšení u experimentální skupiny, p-hodnota zvýrazněná zelenou barvou ($p=0,0594$) však těsně přesahuje hranici statistické významnosti, a tak nelze považovat výsledek za prokazatelný. To znamená, že vlivem tréninkové intervence nedošlo ke statisticky významnému zlepšení u experimentální skupiny v porovnání s kontrolní skupinou.

Tabulka 2: Výsledky Equilibrium Composite Score

Equilibrium Composite Score				
	Experimentální skupina	Kontrolní skupina	Obě skupiny	Porovnání skupin
	Průměr (SD)	Průměr (SD)	Průměr (SD)	P-hodnota**
Vstup	81,00 (3,33)	82,10 (3,75)	81,55 (3,50)	0,4974
Výstup	84,50 (2,76)	82,70 (2,75)	83,60 (2,84)	0,1612
Rozdíl	3,50 (3,31)	0,60 (3,13)	2,05 (3,47)	0,0594
P-hodnota*	0,0860	0,5599	0,0161	

Legenda k tabulce č. 2: SD – směrodatná odchylka; Rozdíl – rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením; p-hodnota* – párový t-test; p-hodnota** – dvouvýběrový t-test

5.2 Výsledky Mean COG Sway Velocity

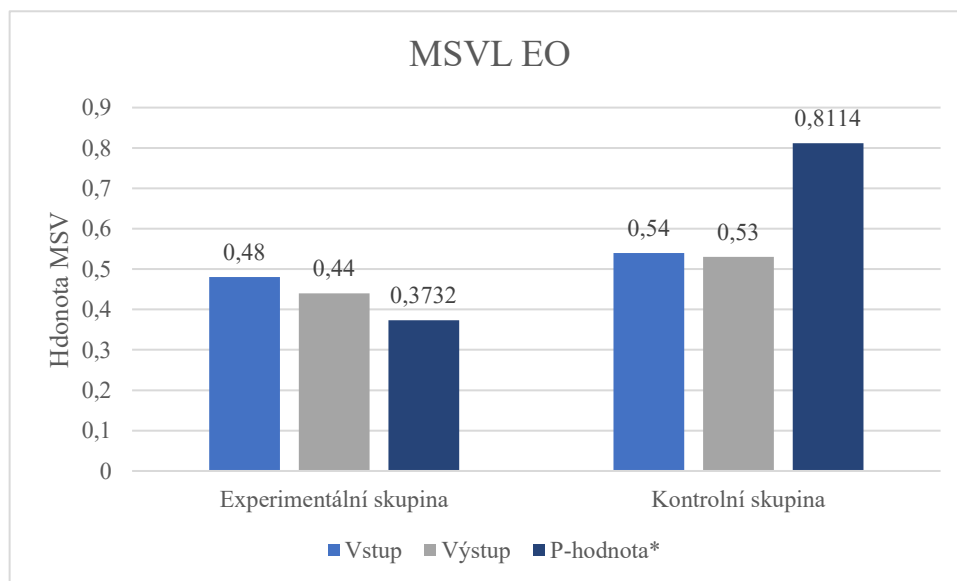
Mean COG Sway Velocity (MSVL nebo MSVR) je parametr hodnotící průměr třech měření při stožení na jedné noze. Tento parametr, měřený ve stupních za sekundu ($^{\circ}/s$),

sleduje poměr mezi vychýlením těla a časem. Pokud se COG vyšetřovaného během testování vychyluje více, hodnota parametru se zvyšuje. Vyšší hodnota při testování znamená horší výsledek a poukazuje na větší vychylování trupu vyšetřovaného a sníženou schopnost posturální stability.

Tento test byl proveden zvlášť pro pravou a levou dolní končetinu, navíc byl stoj na jedné noze proveden se zavřenými i otevřenými očima. Proto jsou výsledky uvedeny ve čtyřech tabulkách (tabulka č. 3, 4, 5, 6).

V grafu č. 3 jsou výsledky parametru Mean COG Sway Velocity s otevřenými očima na levé dolní končetině (MSVL EO). V experimentální skupině došlo k zlepšení, a tudíž k snížení průměrné hodnoty MSVL EO z hodnoty 0,48 na hodnotu 0,44. V kontrolní skupině došlo k snížení průměrné hodnoty parametru MSVL EO z hodnoty 0,54 na hodnotu 0,53.

Graf 3: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v parametru MSVL EO



Legenda ke grafu č. 3: MSVL EO– Mean COG Sway Velocity Left Eyes Opened; p-hodnota* – porovnání vstupního a výstupního vyšetření

V tabulce č. 3 je vidět, že p-hodnota zvýrazněná modrou barvou ($p=0,3979$) udává, že při výstupním vyšetření obou skupin nedošlo k výraznému zlepšení, nejedná se tedy o signifikantní rozdíl. P-hodnota zvýrazněná zelenou barvou ($p=0,6171$) udává, že vlivem tréninkové intervence nedošlo ke statisticky významnému zlepšení v parametru MSVL EO u experimentální skupiny v porovnání s kontrolní skupinou.

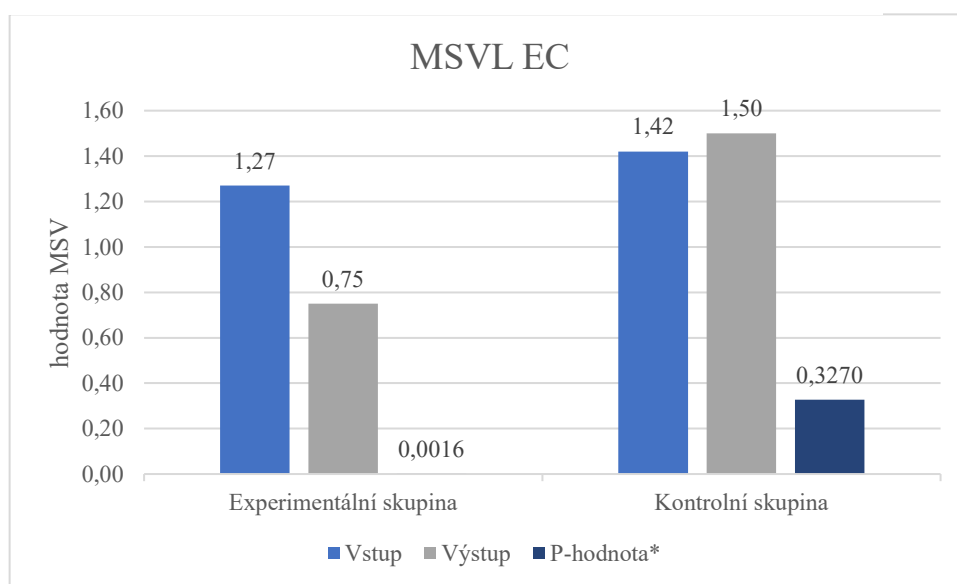
Tabulka 3: Výsledky MSVL EO

MSVL EO				
	Experimentální skupina	Kontrolní skupina	Obě skupiny	Porovnání skupin
	Průměr (SD)	Průměr (SD)	Průměr (SD)	P-hodnota**
Vstup	0,48 (0,09)	0,54 (0,11)	0,51 (0,10)	0,2888
Výstup	0,44 (0,07)	0,53 (0,12)	0,49 (0,10)	0,8437
Rozdíl	-0,04 (0,13)	-0,01 (0,13)	-0,03 (0,13)	0,6171
P-hodnota*	0,3732	0,8114	0,3979	

Legenda k tabulce č. 3: MSVL EO – Mean COG Sway Velocity Left Eyes Opened; SD – směrodatná odchylka; Rozdíl – rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením; p-hodnota* – párový t-test; p-hodnota** – dvouvýběrový t-test

V grafu č. 4 jsou výsledky parametru Mean COG Sway Velocity se zavřenými očima na levé dolní končetině (MSVL EC). V experimentální skupině došlo k snížení průměrné hodnoty MSVL EC z hodnoty 1,27 na hodnotu 0,75. V kontrolní skupině došlo k zvýšení průměrné hodnoty parametru MSVL EC z hodnoty 1,42 na hodnotu 1,50.

Graf 4: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v parametru MSVL EC



Legenda ke grafu č. 4: MSVL EC – Mean COG Sway Velocity Left Eyes Closed; p-hodnota* – porovnání vstupního a výstupního vyšetření

Z tabulky č. 4 vychází, že p-hodnota zvýrazněná modrou barvou ($p=0,0351$), ukazující na zlepšení obou skupin při výstupním vyšetření, je dána výrazným zlepšením experimentální skupiny ($p=0,0016$). P-hodnota zvýrazněná zelenou barvou ($p=0,0006$) poukazuje na to, že tréninková intervence u experimentální skupiny zlepšila hodnotu parametru MSVL EC v porovnání s kontrolní skupinou.

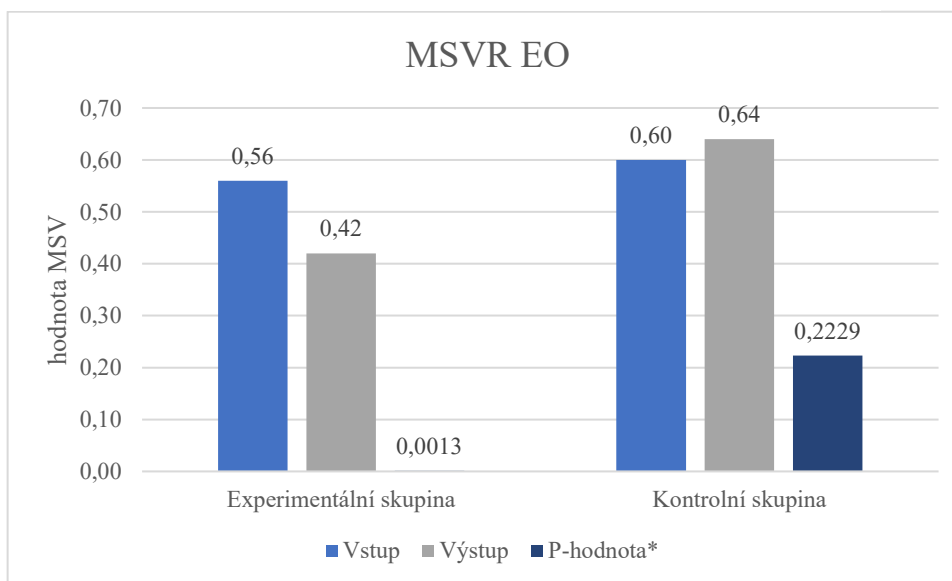
Tabulka 4: Výsledky MSVL EC

MSVL EC				
	Experimentální skupina	Kontrolní skupina	Obě skupiny	Porovnání skupin
	Průměr (SD)	Průměr (SD)	Průměr (SD)	P-hodnota**
Vstup	1,27 (0,33)	1,42 (0,29)	1,35 (0,31)	0,2948
Výstup	0,75 (0,26)	1,50 (0,24)	1,13 (0,46)	0,000003
Rozdíl	-0,52 (0,37)	0,08 (0,24)	-0,22 (0,43)	0,0006
P-hodnota*	0,0016	0,3270	0,0351	

Legenda k tabulce č. 4: MSVL EC – Mean COG Sway Velocity Left Eyes Closed; SD – směrodatná odchylka; Rozdíl – rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením; p-hodnota* – párový t-test; p-hodnota** – dvouvýběrový t-test

V grafu č. 5 jsou výsledky parametru Mean COG Sway Velocity s otevřenými očima na pravé dolní končetině (MSVR EO). V experimentální skupině došlo k snížení průměrné hodnoty MSVR EO z hodnoty 0,56 na hodnotu 0,42. V kontrolní skupině došlo k zvýšení průměrné hodnoty parametru MSVR EO z hodnoty 0,60 na hodnotu 0,64.

Graf 5: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v parametru MSVR EO



Legenda ke grafu č. 5: MSVR EO – Mean COG Sway Velocity Right Eyes Opened; p-hodnota* – porovnání vstupního a výstupního vyšetření

Z tabulky č. 5 lze vyvodit, že p-hodnota zvýrazněná modrou barvou ($p=0,1061$) udává, že porovnání vstupního a výstupního měření není statisticky významné, a však bylo prokázáno zlepšení mezi vstupním a výstupním měřením experimentální skupiny ($p=0,0013$). P-hodnota ($p=0,0006$) zvýrazněná zelenou barvou říká, že tréninková intervence u experimentální skupiny měla statisticky významný vliv na parametr MSVR EO v porovnání s kontrolní skupinou.

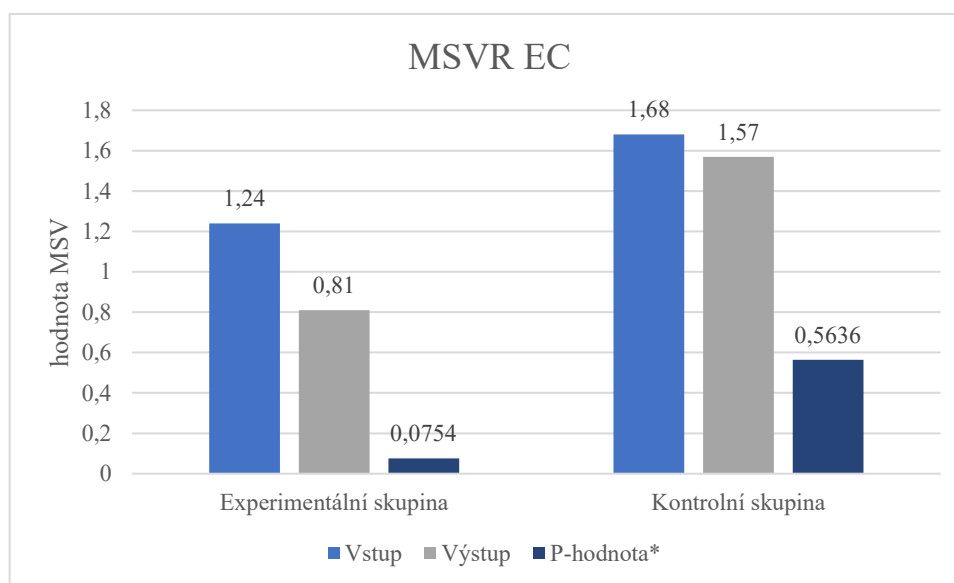
Tabulka 5: Výsledky MSVR EO

MSVR EO				
	Experimentální skupina	Kontrolní skupina	Obě skupiny	Porovnání skupin
	Průměr (SD)	Průměr (SD)	Průměr (SD)	P-hodnota**
Vstup	0,56 (0,17)	0,60 (0,12)	0,58 (0,14)	0,5490
Výstup	0,42 (0,13)	0,64 (0,08)	0,53 (0,16)	0,0004
Rozdíl	-0,14 (0,10)	0,10 (0,10)	-0,05 (0,13)	0,0006
P-hodnota*	0,0013	0,2229	0,1061	

Legenda k tabulce č. 5: MSVR EO – Mean COG Sway Velocity Right Eyes Opened; SD – směrodatná odchylka; Rozdíl – rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením; p-hodnota* – párový t-test; p-hodnota** – dvouvýběrový t-test

V grafu č. 6 jsou výsledky parametru Mean COG Sway Velocity se zavřenými očima na pravé dolní končetině (MSVR EC). V experimentální skupině se snížila průměrná hodnota MSVR EC z hodnoty 1,24 na hodnotu 0,81. V kontrolní skupině se průměrná hodnota parametru MSVR EC snížila z hodnoty 1,68 na hodnotu 1,57.

Graf 6: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v parametru MSVR EC



Legenda ke grafu č. 6: MSVR EC – Mean COG Sway Velocity Right Eyes Closed; p-hodnota* – porovnání vstupního a výstupního vyšetření

Z tabulky č. 6 lze vyhodnotit, že p-hodnota zvýrazněná modrou barvou ($p=0,0725$), udávající rozdíl mezi vstupním a výstupním měřením obou skupin, není statisticky významná. P-hodnota zvýrazněná zelenou barvou ($p=0,2715$) znamená, že vlivem tréninkové intervence nedošlo k prokazatelnému statistickému zlepšení v parametru MSVR EC u experimentální skupiny v porovnání s kontrolní skupinou.

Tabulka 6: Výsledky MSVR EC

MSVR EC				
	Experimentální skupina	Kontrolní skupina	Obě skupiny	Porovnání skupin
	Průměr (SD)	Průměr (SD)	Průměr (SD)	P-hodnota**
Vstup	1,24 (0,50)	1,68 (0,49)	1,46 (0,53)	0,0625
Výstup	0,81 (0,29)	1,57 (0,34)	1,19 (0,50)	0,00004
Rozdíl	-0,43 (0,68)	-0,11 (0,58)	-0,27 (0,64)	0,2715
P-hodnota*	0,0754	0,5636	0,0725	

Legenda k tabulce č. 6: MSVR EC – Mean COG Sway Velocity Right Eyes Closed; SD – směrodatná odchylka; Rozdíl – rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením; p-hodnota* – párový t-test; p-hodnota** – dvouvýběrový t-test

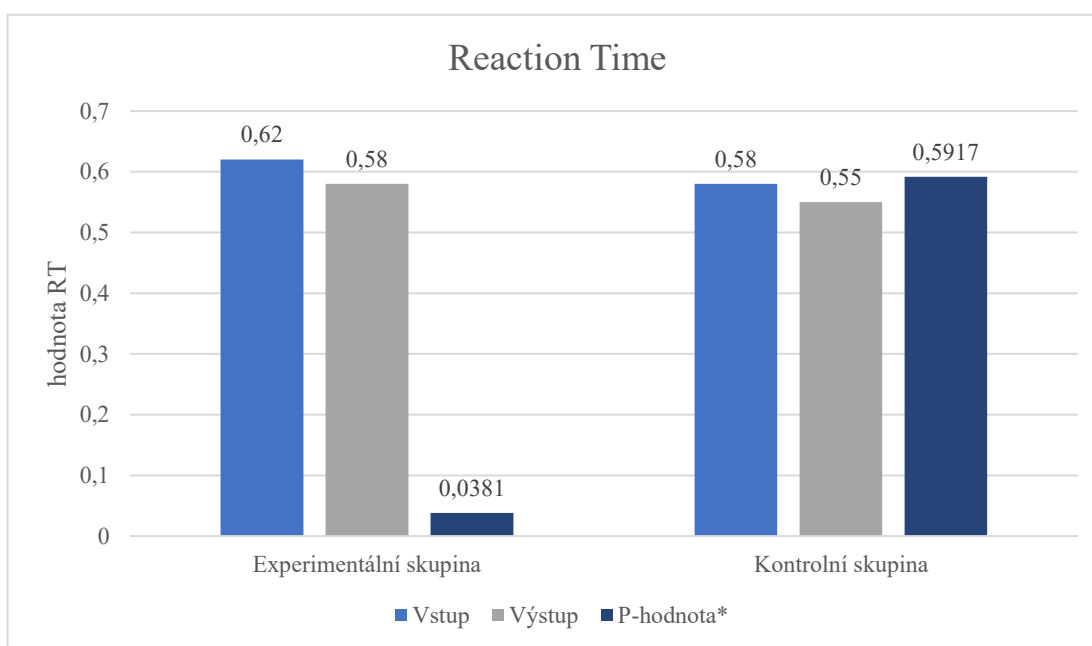
Hypotéza byla stanovena tak, že bylo předpokládáno, že se parametr Mean COG Sway Velocity statisticky zlepší po absolvování tréninkové intervence alespoň v jedné podmínce (MSVL EO, MSVL EC, MSVR EO, MSVR EC) testu Unilateral Stance. K zlepšení u experimentální skupiny v porovnání s kontrolní skupinou došlo u 2 (MSVL EC, MSVR EO) ze 4 podmínek. Pro potvrzení celkové hypotézy složené ze čtyřech dílčích hypotéz je zapotřebí použít Bonferroniho korekci. Provedeme ji tak, že srovnáme nejnižší dosaženou p-hodnotu vyhodnocující efekt experimentální skupiny (či „efekt experimentálního tréninku“) s hladinou statistické významnosti sniženou na $\alpha/4=0,0125$. Dosažena byla p-hodnota $p=0,0006$ při podmínkách MSVL EC a MSVR EO, tedy hodnota nižší než upravená hladina statistické významnosti, a proto se jedná o statisticky signifikantní výsledek.

5.3 Výsledky Reaction Time

Reaction time (RT) je parametr testu Limits of Stability (LOS) hodnotící rychlost reakce mezi zazněním zvuku, který udává pokyn pro zahájení pohybu vyšetřovaného a začátkem pohybu vyšetřovaného. Cílem vyšetřovaného u testu Limits of Stability je přemístit své COG, které se promítá na monitor umístěný na stěně před vyšetřovaným, do cílového bodu. Hodnoty parametru jsou uváděny v sekundách. Nižší hodnota RT udává kratší čas mezi zazněním zvuku a pohybem vyšetřovaného a značí tak rychlejší reakci.

V grafu č. 7 lze vidět, že u experimentální skupiny došlo k snížení průměrné hodnoty parametru RT z hodnoty 0,62 na hodnotu 0,58. U kontrolní skupiny se parametr RT snížil z hodnoty 0,58 na hodnotu 0,55.

Graf 7: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v parametru Reaction Time



Legenda ke grafu č. 7: p-hodnota* – porovnání vstupního a výstupního vyšetření

V tabulce č. 7 lze vidět, že p-hodnota zvýrazněná modrou barvou ($p=0,0401$), která udává rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením obou skupin, prokazuje statisticky významný výsledek. I přestože lze vidět značné zlepšení u experimentální skupiny ($p=0,0381$), p-hodnota zvýrazněná zelenou barvou ($p=0,1157$) přesahuje hranici statistické významnosti. A tak nelze prokázat vliv tréninkové intervence na parametr RT u experimentální skupiny v porovnání se skupinou kontrolní.

Tabulka 7: Výsledky Reaction Time

Reaction Time				
	Experimentální skupina	Kontrolní skupina	Obě skupiny	Porovnání skupin
	Průměr (SD)	Průměr (SD)	Průměr (SD)	P-hodnota**
Vstup	0,62 (0,20)	0,58 (0,06)	0,60 (0,16)	0,5329
Výstup	0,58 (0,06)	0,55 (0,09)	0,52 (0,09)	0,0607
Rozdíl	-0,14 (0,18)	-0,02 (0,13)	-0,08 (0,17)	0,1157
P-hodnota*	0,0381	0,5917	0,0401	

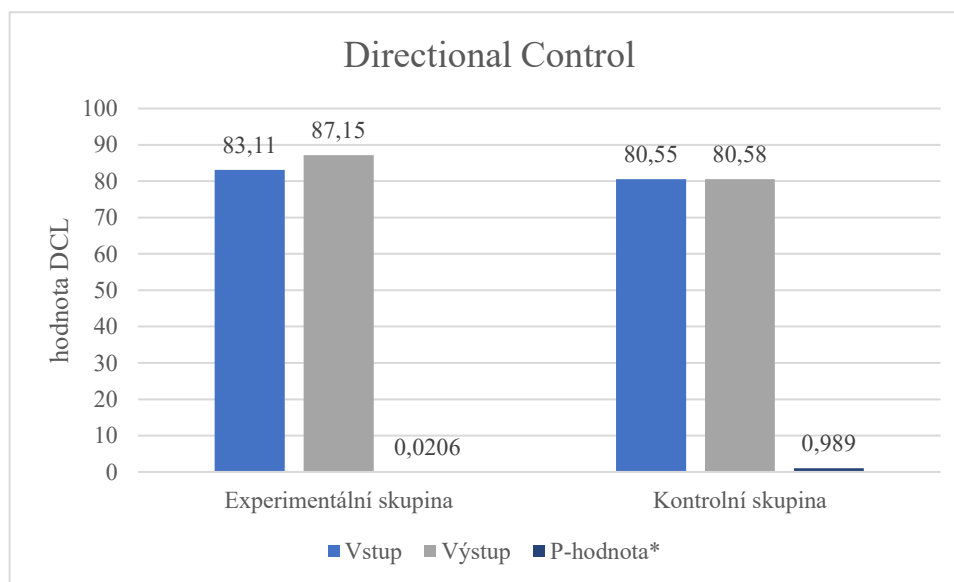
Legenda k tabulce č. 7: SD – směrodatná odchylka; Rozdíl – rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením; p-hodnota* – párový t-test; p-hodnota** – dvouvýběrový t-test

5.4 Výsledky Directional Control

Directional Control (DCL) je parametr testu Limits of Stability (LOS) hodnotící trajektorii pohybu COG vyšetřovaného při snaze dosáhnout cílového bodu. Tento parametr je uváděn v procentech. Vyšší hodnota DCL ukazuje na vyšší schopnost udržet kontrolovaný směr pohybu.

Z grafu č. 8 lze vyčíst, že u experimentální skupiny došlo k zvýšení průměrné hodnoty parametru DCL z hodnoty 83,11 na hodnotu 87,15. U kontrolní skupiny se průměrná hodnota parametru DCL zvýšila pouze mírně z hodnoty 80,55 na hodnotu 80,58.

Graf 8: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v parametru Directional Control



Legenda ke grafu č. 8: p-hodnota* – porovnání vstupního a výstupního vyšetření

Z tabulky č. 8 vychází, že p-hodnota zvýrazněná modrou barvou ($p=0,1074$), udávající změnu mezi výsledky vstupního a výstupního vyšetření obou skupin, není statisticky prokazatelná, ovšem u experimentální skupiny zlepšení prokázáno bylo ($p=0,0206$). I přestože došlo k výraznému zlepšení u experimentální skupiny, p-hodnota zvýrazněná zelenou barvou ($p=0,0963$) dává najevo, že vlivem tréninkové intervence nedošlo ke statisticky významnému zlepšení experimentální skupiny v porovnání s kontrolní skupinou.

Tabulka 8: Výsledky Directional Control

Directional Control				
	Experimentální skupina	Kontrolní skupina	Obě skupiny	Porovnání skupin
	Průměr (SD)	Průměr (SD)	Průměr (SD)	P-hodnota**
Vstup	83,11 (4,18)	80,55 (4,84)	81,83 (4,60)	0,2220
Výstup	87,15 (3,64)	80,58 (2,88)	83,86 (4,65)	0,0003
Rozdíl	4,04 (4,55)	0,03 (5,60)	2,03 (5,38)	0,0963
P-hodnota*	0,0206	0,9890	0,1074	

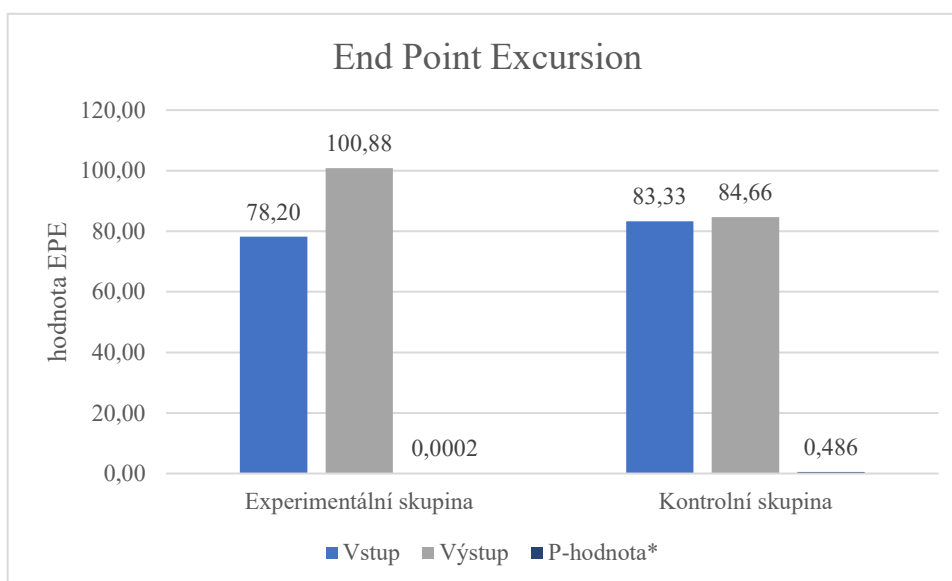
Legenda k tabulce č. 8: SD – směrodatná odchylka; Rozdíl – rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením; p-hodnota* – párový t-test; p-hodnota** – dvouvýběrový t-test

5.5 Výsledky End Point Excursion

Parametr End Point Excursion (EPE), který je součástí testu Limits of Stability (LOS), hodnotí vzdálenost COG vyšetřovaného při ukončení testu, při snaze dosáhnout cílový bod. Parametr EPE je vyhodnocen v procentech. Pokud by vyšetřovaný zůstal v momentě ukončení testu ve výchozí pozici (ve středu kružnice), dosáhl by hodnoty parametru 0. Jestliže se vyšetřovaný při ukončení testu nacházel v poloze cílového bodu (na obvodu kružnice) dosáhl hodnoty 100. Větší hodnotu než 100 mohl vyšetřovaný získat, pokud se v době skončení testu nacházel za cílovým bodem, dále od středu kružnice. Vyšší hodnota EPE udává větší vzdálenost vychýlení COG, aniž by došlo k pádu. To znamená, že čím je vyšší hodnota EPE, tím je výsledek lepší.

Z grafu č. 9 vychází, že u experimentální skupiny došlo k výraznému zvýšení průměrné hodnoty parametru EPE z hodnoty 78,20 na hodnotu 100,88. U kontrolní skupiny se průměrná hodnota parametru EPE zvýšila z hodnoty 83,33 na hodnotu 84,66.

Graf 9: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v parametru End Point Excursion



Legenda ke grafu č. 9: p-hodnota* – porovnání vstupního a výstupního vyšetření

Z tabulky č. 9 vychází, že p-hodnota zvýrazněná modrou barvou ($p=0,0014$) udává signifikantní rozdíl. Probandi obou skupin dosáhli lepších výsledků v parametru EPE při výstupním vyšetření, ale výraznější změna nastala u experimentální skupiny. P-hodnota ($p=0,0003$) zvýrazněná zelenou barvou udává, že vlivem tréninkové intervence došlo ke statisticky významnému zlepšení ($p=0,0003$) u experimentální skupiny v porovnání s kontrolní skupinou.

Tabulka 9: Výsledky End Point Excursion

End Point Excursion				
	Experimentální skupina	Kontrolní skupina	Obě skupiny	Porovnání skupin
	Průměr (SD)	Průměr (SD)	Průměr (SD)	P-hodnota**
Vstup	78,20 (11,95)	83,33 (9,25)	80,76 (10,72)	0,2984
Výstup	100,88 (4,47)	84,66 (9,21)	92,77 (10,90)	0,0002
Rozdíl	22,68 (12,28)	1,34 (5,82)	12,01 (14,40)	0,0003
P-hodnota*	0,0002	0,4860	0,0014	

Legenda k tabulce č. 9: SD – směrodatná odchylka; Rozdíl – rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením; p-hodnota* – párový t-test; p-hodnota** – dvouvýběrový t-test

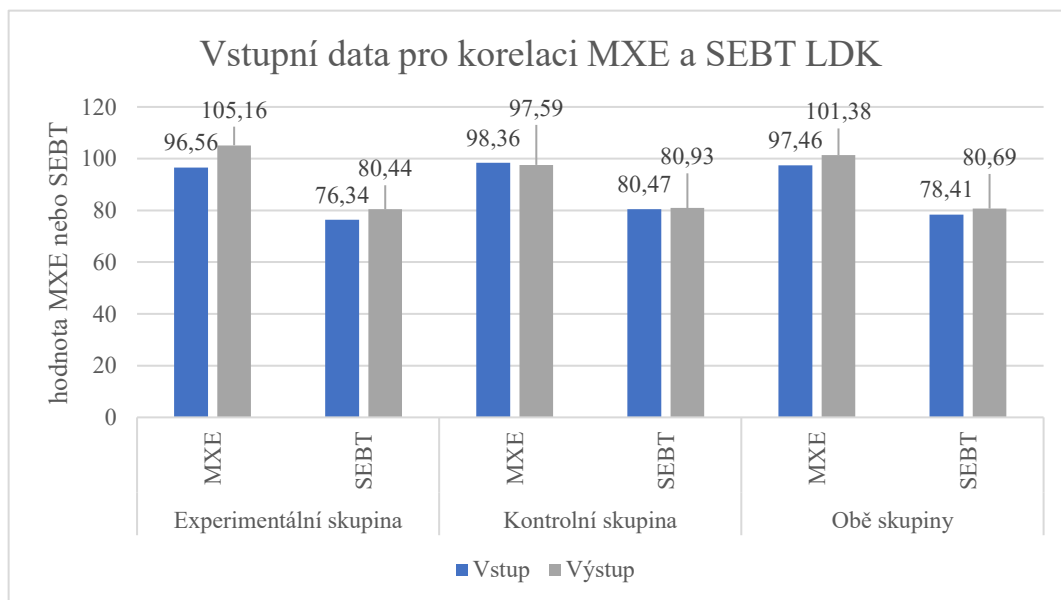
5.6 Výsledky korelace parametru MXE a SEBT

Parametr Maximum Excursion (MXE) je součástí vyšetřovacího testu Limits of Stability (LOS). MXE hodnotí maximální vychýlení COG vyšetřovaného ve snaze dosáhnout cílového bodu, aniž by došlo k pádu. Hodnota parametru je vyjádřena v procentech. Star Excursion Balance Test (SEBT) je test, kdy vyšetřovaný stojí na jedné dolní končetině a snaží se druhou volnou dolní končetinou dosáhnout, co nejdlejší

vzdálenosti na podložce před ním. Výsledek SEBT je také vyjádřen v procentech. Čím vyšší je hodnota MXE a výsledného skóre SEBT, tím je výsledek lepší.

V grafu č. 10 jsou vidět výsledky parametru MXE a Star Excursion Balance test na levé DK experimentální i kontrolní skupiny ze vstupního a výstupního vyšetření.

Graf 10: Porovnání výsledků experimentální a kontrolní skupiny v parametru MXE a skóre SEBT LDK



Legenda ke grafu č. 10: MXE– Maximum Excursion; SEBT LDK– Star Excursion Balance Test levá dolní končetina

V tabulkách č. 10 a 11 jsou vidět výsledky probandů experimentální i kontrolní skupiny ze vstupního a výstupního vyšetření. V tabulce se nachází hodnota Pearsonova korelačního koeficientu, který udává míru lineární závislosti mezi dvěma veličinami. Rozdíly v tabulce znamenají zlepšení mezi vstupním a výstupním vyšetřením parametru MXE a výsledného skóre SEBT. Navíc zde byla vypočítána p-hodnota pro test nulovosti korelace mezi těmito dvěma měřenými parametry, která hodnotí, zda zlepšení v těchto dvou parametrech spolu koreluje.

V tabulce č. 10 je vidět, že hodnota koeficientu je $r=0,4201$. P-hodnota je $p=0,0652$ a to říká, že korelace parametrů MXE a výsledku SEBT není statisticky významná.

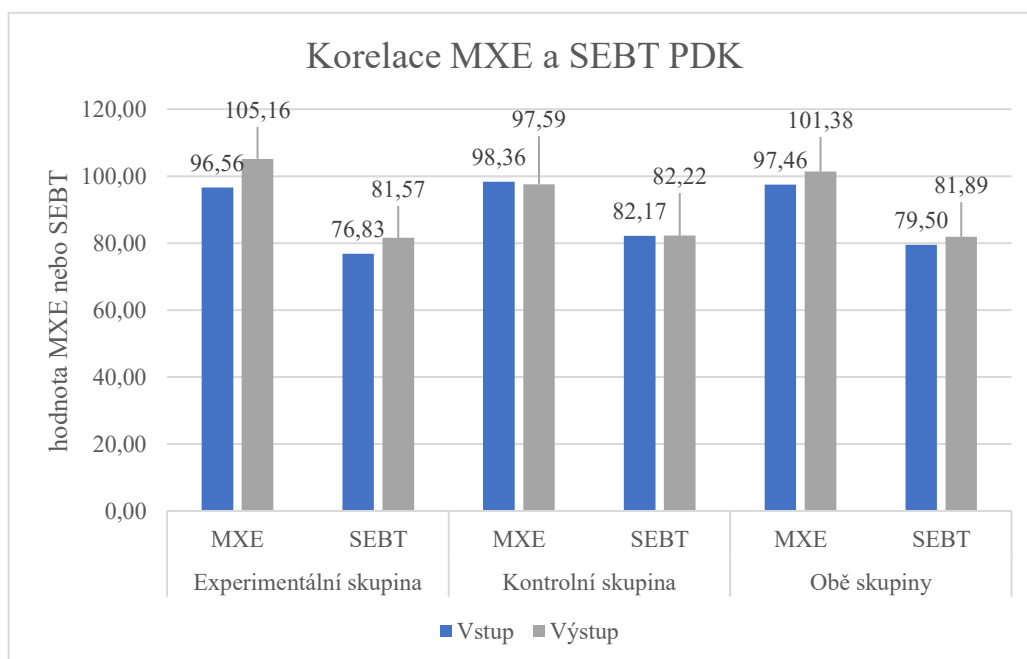
Tabulka 10: Výsledky korelace mezi MXE a SEBT LDK

Korelace MXE a SEBT LDK								
	Experimentální skupina		Kontrolní skupina		Obě skupiny			
	Průměr (SD)		Průměr (SD)		Průměr (SD)		r	P-hodnota*
	MXE	SEBT	MXE	SEBT	MXE	SEBT		
Vstup	96,56 (5,88)	76,34 (3,55)	98,36 (4,01)	80,47 (4,50)	97,46 (4,98)	78,41 (4,47)	0,42 01	0,0652
Výstup	105,16 (2,86)	80,44 (3,22)	97,59 (5,86)	80,93 (4,36)	101,38 (5,94)	80,69 (3,74)		
Rozdíl	8,60 (6,87)	4,10 (2,39)	-0,78 (6,16)	0,46 (1,53)	3,91 (7,96)	2,28 (2,70)		

Legenda k tabulce č. 10: SD – směrodatná odchylka; Rozdíl – rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetření; r – Pearsonův korelační koeficient, popisuje závislost mezi parametry MXE a SEBT (pro LDK); p-hodnota* – test nulovosti korelace, statistická významnost korelace

V grafu č. 11 jsou vidět výsledky parametru MXE a Star Excursion Balance test na pravé DK experimentální i kontrolní skupiny ze vstupního a výstupního vyšetření.

Graf 11: Porovnání výsledků experimentální a kontrolní skupiny v parametru MXE a skóre SEBT PDK



Legenda ke grafu č. 11: MXE– Maximum Excursion; SEBT PDK– Star Excursion Balance Test pravá dolní končetina

V tabulce č. 11 je vidět, že hodnota koeficientu je $r=0,3490$. P-hodnota je $p=0,1315$ a to nám říká, že korelace parametrů MXE a výsledku SEBT není statisticky významná.

Tabulka 11: Výsledky korelace mezi MXE a SEBT PDK

Korelace MXE a SEBT PDK								
	Experimentální skupina		Kontrolní skupina		Obě skupiny			
	Průměr (SD)		Průměr (SD)		Průměr (SD)		r	P-hodnota*
	MXE	SEBT	MXE	SEBT	MXE	SEBT		
Vstup	96,56 (5,88)	76,83 (3,27)	98,36 (4,01)	82,17 (4,11)	97,46 (4,98)	79,50 (4,54)	0,34 90	0,1315
Výstup	105,16 (2,86)	81,57 (3,31)	97,59 (5,86)	82,22 (4,00)	101,38 (5,94)	81,89 (3,59)		
Rozdíl	8,60 (6,87)	4,74 (3,70)	-0,78 (6,16)	0,05 (2,64)	3,91 (7,96)	2,39 (3,95)		

Legenda k tabulce č. 11: SD – směrodatná odchylka; Rozdíl – rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetření; r – Pearsonův korelační koeficient, popisuje závislost mezi parametry MXE a SEBT (pro LDK); p-hodnota* – test nulovosti korelace, statistická významnost korelace

I když došlo ke kladným hodnotám korelačního koeficientu, p-hodnoty nebyly významné natolik, aby byla existence lineárního vztahu mezi MXE a SEBT prokázána.

6 Diskuze

V praktické části své diplomové práce jsem se snažil vytvořit tréninkovou intervenci, která bude blízká fotbalu jako sportu. Fotbal je kombinací statické a dynamické zátěže, ale dochází při tomto sportu k převaze dynamických aktivit nad těmi statickými. A proto jsem se snažil při vytváření tréninkové intervence využít cvičení dynamického charakteru. Fotbalista se při zápase nenachází ve statické pozici, jeho cílem není zaujmout určitou polohu těla a vydržet v ní celou dobu fotbalového zápasu, aniž by došlo k pádu. Při tomto sportu dochází v průběhu času k neustálé změně polohy jeho těla. Běhá, chodí, skáče, přihrává, střílí a provádí další dynamické činnosti, které vyžadují dobrý stav dynamické posturální stability.

Při tréninkové intervenci byly tím pádem využity především cviky dynamického charakteru. K tréninkové intervenci byly využity dva cviky z tréninkových protokolů přístroje NeuroCom SMART EquiTest. První protokol, Custom training, se skládal z rozmístění cílových bodů na kružnici. Proband měl za úkol po zaznění zvuku přemístit COG svého těla do určeného cílového bodu a v této pozici vydržet do dalšího zaznění zvuku, který vyjadřoval začátek pohybu k dosažení dalšího cílového bodu. Z druhého protokolu s názvem Sequence Training byl vybrán obdobný cvik, ale na jedné noze, kdy měl proband za úkol opět po zaznění zvuku přemístit COG svého těla do určeného cílového. Tréninková intervence probíhala s aktuálním využitím vizuální zpětné vazby, a tak měl proband možnost kontrolovat COG svého těla na monitoru před sebou po celou dobu trvání cviku. Tréninková intervence experimentální skupiny trvala šest týdnů. Aby bylo docíleno progresivního cvičení, byla obtížnost jednotlivých cviků zvyšována. Postupovalo se od méně intenzivního nastavení cviku k nastavení intenzivnějšímu. V obou cvicích se zvyšovala obtížnost pro limity stability, pohyb silové plošiny a pohyb kabiny přístroje. To mělo způsobit obtížnější podmínky k udržení posturální stability. V protokolu Sequence Training byly využity při stožení na jedné noze i pěnová podložka. V ostatních studiích bylo využito mnoho efektivních typů tréninků a cviků k ovlivnění posturální stability. Používal se balanční trénink s využitím virtuální reality, konvenční balanční trénink (Yen et al., 2014), počítačový balanční trénink (Lajoie, 2004), balanční trénink s využitím pomůcky Bodyblade (Woods, 2000; Dingmann; 2000), konzole Wii Fit (Cone et al., 2015), balanční trénink s využitím limitů stability (Chen et al., 2002), trénink s použitím slackline (Pfusterschmied et al., 2013), Tai Chi (Wolf et al., 1997),

pilates (Yu a Lee, 2012), trénink stability středu těla (Szafraniec et al., 2018) a mnoho dalších.

Další důležitou součástí tréninkové intervence k ovlivnění posturální stability je její trvání. Tréninkové programy s delším trváním (6 a 12 týdnů) dosáhly vyšších účinků v posturálním vychylování těla a době stoje na jedné noze na nestabilním povrchu ve srovnání se studii trvajících 4 týdny. Na základě systematické review od Zech et al. (2010) lze předpokládat, že pro významnou senzomotorickou adaptaci je vyžadována minimální délka tréninku rovnováhy alespoň 6 týdnů. Nicméně, žádní autoři systematicky nezkoumali vliv trvání balančního tréninku, a proto jeho délka trvání stále zůstává otázkou pro další výzkumy. Příkladem toho, kdo se pokusil o srovnání doby trvání balančního tréninku jsou Hamman et al. (1992), kteří ale nezjistili u zdravých dobrovolníků žádný rozdíl ve statické stabilitě mezi pětidenním balančním tréninkem a balančním programem jednou týdně v průběhu 5 týdnů (Zech et al., 2010; Hamman et al., 1992).

U všech parametrů došlo k statistickému zlepšení mezi vstupním a výstupním vyšetření experimentální skupiny, ale je evidentní, že u některých parametrů neexistuje signifikantní zlepšení u experimentální skupiny vlivem tréninkové intervence v porovnání s kontrolní skupinou. Při výstupním vyšetření došlo i k pozitivním změnám hodnoty kontrolní skupiny, za možným důvodem zlepšení může stát vysoká úroveň motorického učení u fotbalistů této skupiny.

6.1 Diskuze k hypotéze č. 1

Znění hypotézy č. 1: Předpokládám, že po absolvování tréninkové intervence u experimentální skupiny dojde k zvýšení průměrné hodnoty parametru Equilibrium Composite Score (EQL-CMP) u Sensory Organisation Test (SOT) v porovnání s kontrolní skupinou.

Sensory Organisation Test je test sestávající se z šesti podmínek. Každá podmínka je testována třikrát a z každého jednoho měření je vypočítáno Equilibrium Score. Equilibrium Score sleduje při testování vychylování COG těla. Po každé podmínce je porovnán výsledek vyšetřovaného s obecnou zdravou populací ve stejném věku jako je vyšetřovaný. Váženým průměrem ze všech podmínek je vypočítáno Equilibrium Composite Score (EQL-CMP). Všichni fotbalisté účastníci se této diplomové práce (experimentální i kontrolní skupina) dosáhli lepších výsledků parametru EQL-CMP

při vstupním i výstupním vyšetření v porovnání s obecnou zdravou populací stejného věku. Výzkum Olchowik et al. (2020) potvrzuje, že fotbalistky dosáhly při SOT vyšších hodnot EQL-CMP a nižšího vychylování COG v porovnání s běžnou nesportující populací (Olchowik et al., 2020).

Software přístroje dokáže kvantifikovat využití vizuálního, somatosenzorického a vestibulárního systému k udržení rovnováhy. Velmi zajímavou otázkou je, který z výše zmíněných systémů využívá fotbalista, co nejvíce. Z předešlých výzkumů vychází, že podíl využívání systémů záleží na zkušenostech fotbalisty s daným sportem a tím pádem, na jaké soutěžní úrovni fotbal hraje (Paillard, 2006; Pau, 2019). Amatérští fotbalisté při jednoduchých aktivitách testující statickou a dynamickou posturální stabilitu využívají více proprioceptivní informace z oblasti chodidla než profesionálové. Profesionální fotbalisté mají větší citlivost senzorických receptorů, proto více k posturální kontrole využívají vestibulární aparát. Amatéři využívají k udržení posturální stability vizuální kontrolu více než profesionálové. Odůvodněno je to tím, že profesionální fotbalisté mají vyšší znalost o svém těle. Využívají místo vizuální kontroly vestibulární systém k udržení těla ve vertikále. Zrakovou kontrolu využívají více při náročnějších posturálních situacích jako je dribbling, kde kromě sledování míče musí vnímat prostor kolem sebe, snaží se překonat protihráče, přihrát míč anebo ho vystřelit (Paillard a Noé, 2006; Paillard et al., 2006). U 18 z 20 fotbalistů této diplomové práce, kteří se řadí do amatérské úrovně, bylo zjištěno největší využití somatosenzorického systému k udržení posturální stability při výstupním vyšetření testu SOT. U vstupního vyšetření byl více využit somatosenzorický systém u 19 z 20 fotbalistů.

Silová plošina při každé z 6 podmínek Sensory Organisation Test detekuje vychylování COG. Po absolvování tréninkové intervence jsem očekával snížení vychylování COG, které měří parametr EQL-CMP. Pokud dochází k menšímu vychylování COG, zvyšuje se hodnota parametru EQL-CMP a zlepšuje se tak stav statické posturální stability. U experimentální skupiny došlo vlivem tréninkové intervence k zvýšení parametru EQL-CMP z hodnoty 81,00 na hodnotu 84,50. I přes zlepšení experimentální skupiny nelze říct, že je výsledek signifikantní, protože p-hodnota vyjadřující rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením experimentální i kontrolní skupiny byla vyšší než hladina statistické významnosti ($\alpha=0,05$). Ve výzkumu Hamman et al. (1992) s využitím dynamického balančního cvičení s vizuální zpětnou vazbou podstoupila první skupina trénink rovnováhy denně v průběhu pěti dní a druhá

skupina podstoupila trénink rovnováhy jedenkrát týdně v průběhu 5 týdnů. Při výstupním vyšetření vyšlo najevo zmenšení plochy vychylování COG u obou skupin. Výzkum Hamman et al. (1992) se v mnohém liší od mého výzkumu. Ve své práci jsem porovnával vliv tréninku u experimentální skupiny s kontrolní skupinou. Výsledkem sice bylo zlepšení experimentální skupiny v parametru EQL-CMP, ale v porovnání s kontrolní skupinou tento výsledek nebyl statisticky významný. Také vyšetření v mé práci proběhlo na přístroji NeuroCom, byl hodnocen parametr EQL-CMP, ale ve studii Hamman et al. (1992) byla měřena oblast vychylování COG pomocí přístroje The Balance Master (Hamman et al., 1992).

Výsledky ze Sensory Organisation Test neprokázaly, že vlivem tréninkové intervence u experimentální skupiny došlo k statisticky významnému zlepšení parametru EQL-CMP v porovnání s kontrolní skupinou, která tréninkovou intervenci neabsolvovala. To znamená, že **hypotéza č. 1 nebyla potvrzena**.

Yen et al. (2014) zkoumali změny výsledků v testu Sensory Organisation Test u tří skupin: balanční trénink s využitím virtuální reality (VR skupina), konvenční balanční trénink a kontrolní. Sensory Organisation Test byl proveden na přístroji NeuroCom a v parametru Equilibrium Score došlo při výstupním vyšetření k signifikantní změně v Condition-6 (pohyby desky i kabiny při otevřených očích) mezi VR skupinou a kontrolní skupinou. V Condition-5 (pohyby plošiny při zavřených očích) došlo k signifikantnímu zlepšení skupiny, která podstoupila konvenční trénink v porovnání se skupinou kontrolní. Mezi skupinami, které podstoupily trénink žádný významný rozdíl zjištěn nebyl (Yen et al., 2014).

Lajoie (2004) ve svém výzkumu, který porovnával posturální výchylky těla v anterioposteriorním a laterolaterálním směru, nenašel signifikantní rozdíl mezi skupinou, která podstoupila osmitýdenní počítačový balanční trénink a skupinou kontrolní. Rozdílem v testování vychýlení těla mezi Lajoieho výzkumem a touto diplomovou prací je, že Lajoie využil silovou desku Kistler sledující Center of Pressure a SOT využívá v interpretaci výsledků Center of Gravity (Lajoie, 2004).

Myslím si, že kdyby tréninková intervence obsahovala více statických cvičení, došlo by k vyššímu a signifikantnímu zlepšení parametru EQL-CMP. Ale ve svém tréninku jsem využil kombinaci statické a dynamické složky posturální stability, např. cvičení cílené na přenášení COG, rychlost reakce, zvýšení rozsahu pohybu (limitů

stability). Kdybych využil více statických cvičení, efekt tréninkové intervence by mohl být výraznější.

6.2 Diskuze k hypotéze č. 2

Znění hypotézy č. 2: Předpokládám, že po absolvování tréninkové intervence u experimentální skupiny dojde k zmenšení průměrné hodnoty parametru Mean COG Sway Velocity při alespoň jedné podmínce testu Unilateral Stance (US) v porovnání s kontrolní skupinou.

K signifikantnímu zlepšení v testu Unilateral Stance došlo u 2 testů ze 4. Konkrétně se zlepšil parametr Mean COG Sway Velocity při stoji na levé noze s očima zavřenými (MSVL EC) a při stoji na pravé noze s očima otevřenými (MSVR EO). Hypotézy byla formulovaná tak, že dojde k zlepšení tohoto parametru alespoň v jedné podmínce. Nakonec došlo vlivem tréninkové intervence k statistickému zlepšení experimentální skupiny v porovnání s kontrolní skupinou u dvou podmínek. A proto se **hypotéza č. 2 potvrzuje**.

Během tréninkové intervence bylo použito cvičení z protokolu Sequence Training, jehož cílem bylo při stoji na jedné noze přemístit vlastní COG do cílového bodu. Obtížnost byla zvyšována pohybem plošiny, kabiny a cvičením na pěnové podložce. Vždy byly obě dolní končetiny zatíženy stejným počtem opakování. A proto je zajímavé, že došlo k zlepšení při stoji na levé noze s otevřenými očima a při stoji na pravé noze s očima zavřenými. 17 probandů označili jako svou kopající dolní končetinu pravou, zatímco levá dolní končetina je dominantní pouze u 3 probandů. Barone et al. (2010) ze svého výzkumu zjistili, že fotbalisti mají při stoji na jedné noze lepší rovnováhu na nedominantní (stojné) dolní končetině (Barone et al., 2010). Zatímco z výsledků výzkumu Noguchi et al. (2013) vychází, že při stoji na jedné noze na pohyblivé plošině je lepší posturální stabilita na dominantní (kopající) dolní končetině. Autoři studie toto zjištění vysvětlují tak, že dolní končetina při stoji na nestabilní plošině neslouží pouze k podpírání těla, ale také k udržení posturální stability. A proto v tomto případě je použití dominantní dolní končetiny lepší k zajištění stabilní posturální kontroly než použití nedominantní dolní končetiny. Je potřeba zmínit rozdílné testování stoje na jedné noze v těchto dvou výzkumech. Barone et al. (2010) využili k hodnocení pouze 5 sekund a Noguchi et al. (2013) hodnotili stoj na jedné noze po dobu 60 sekund. Fotbalista potřebuje k udržení posturální stability na jedné noze (přihrávka, střela) pouze velmi

krátký čas, a proto může být dosaženo různých výsledků při stožení na jedné noze po dobu 5 a 60 sekund (Barone et al., 2010; Noguchi et al., 2013)

Woods (2000) ve svém výzkumu, zkoumající efekt balančního tréninku u zdravých lidí zjistil, že balanční trénink s využitím pomůcky Bodyblade vedl k signifikantní změně Mean COG Sway Velocity při testu Unilateral Stance s očima zavřenými. Tréninkový program trval pět týdnů, dvakrát týdně a 30 minut denně. Skládal se z cvičení stožení na jedné noze, limitů stability, stožení na špičkách a patách, tandemového stožení (Woods, 2000). Dingmann (2000) zjistil, že po absolvování balančního tréninku u skupiny využívající pomůcku Bodyblade došlo k signifikantní změně ve stožení na jedné noze s očima otevřenými (Dingmann, 2000). Akbari et al. (2016) zkoumali efekt balančního tréninku na statickou a dynamickou posturální stabilitu po operaci ACL. Ve výsledcích stožení na jedné noze došlo u experimentální skupiny k zlepšení při otevřených i zavřených očích, ale výsledky nebyly v porovnání s kontrolní skupinou signifikantní ($p > 0,05$) (Akbari et al., 2016). Siriphorn et al. (2015) zkoumal vliv cvičení na balanční desce Wii na rovnováhu a sílu svalů dolních končetin. Výzkumu se účastnilo 16 mladých dospělých lidí, kteří po vstupním měření na přístroji NeuroCom Balance Master a dynamometru, podstoupili osmitýdenní trénink na balanční desce Wii (dvakrát týdně a 30 minut denně). Z výsledků vyplývá, že došlo k signifikantnímu zlepšení parametrů testu Limits of Stability a svalové síly čtyř skupin dolních končetin. Parametr Mean COG Sway Velocity se sice u experimentální skupiny zlepšil při zavřených očích, jak na pravé, tak na levé dolní končetině, ale signifikantní změna prokázána nebyla ($p > 0,05$) (Siriphorn et al., 2015).

6.3 Diskuze k hypotéze č. 3

Znění hypotézy č. 3: Předpokládám, že po absolvování tréninkové intervence u experimentální skupiny dojde k zmenšení průměrné hodnoty Reaction Time (RT) u testu Limits of Stability (LOS) v porovnání s kontrolní skupinou.

Cone et al. (2015) zkoumali efekt tréninku na parametr Response Time u skupiny, která podstoupila intervenci na konzoli Wii Fit. Response Time je ekvivalent pro Reaction Time. Testování tohoto parametru proběhlo prostřednictvím testu Limits of Stability na přístroji NeuroCom Balance Manager. Výsledkem výzkumu bylo signifikantní zlepšení ve vstupním měření experimentální skupiny. U kontrolní skupiny žádné zlepšení neproběhlo (Cone et al., 2015).

Woods (2000) ve svém výzkumu zkoumal efekt balančního tréninku u zdravých dospělých lidí. Po vyšetření, které proběhlo na přístroji NeuroCom Balance Master bylo 32 jedinců rozděleno do tří skupin. Kontrolní skupina nepodstoupila žádný druh tréninku, druhá skupina (BT) podstoupila balanční trénink a třetí skupina při stejných balančních cvičeních používala pomůcku Bodyblade (BBT). Tréninkový program skupin absolvující balanční trénink trval 30 minut denně dvakrát týdně po dobu pěti týdnů. Program obsahoval následující cviky, u kterých se v průběhu zvyšovala intenzita: stoj na jedné noze, limity stability, stoj na špičkách a patách, tandemový stoj. Výsledky ukazují, že mezi skupinové porovnání v parametru Reaction Time není signifikantně významné, to znamená, že u žádné skupiny (kontrolní, BT, BBT) vlivem balančního tréninku nedošlo k statisticky významnému zlepšení reakčního času (Woods, 2000).

Lajoie (2004) ve svém experimentu zkoumal efekt osmitýdenního počítačového balančního tréninku u starších jedinců. Výzkumu se zúčastnilo 12 lidí, kteří měli 65 a více let. Následně byli rozděleni do dvou skupin: kontrolní a experimentální. Experimentální skupina při každé tréninkové jednotce absolvovala 15 opakování cviku, jehož cílem bylo udržet červenou tečku, reprezentující jejich COP, ve středu obdélníku. Po absolvování balančního tréninku proběhlo výstupní měření, které ukázalo u experimentální skupiny signifikantní snížení hodnoty Reaction Time v porovnání se skupinou kontrolní. Tato signifikantní změna v parametru Reaction Time zůstala platná i po dvou týdnech po výstupním měření (Lajoie, 2004).

V mé diplomové práci došlo k signifikantnímu zlepšení RT mezi vstupním a výstupním vyšetřením experimentální skupiny. Ale efekt tréninkové intervence na parametr RT u experimentální skupiny v porovnání se skupinou kontrolní nebyl statisticky prokázán. Tím pádem **nelze hypotézu č. 3 potvrdit.**

6.4 Diskuze k hypotéze č. 4

Znění hypotézy č. 4: Předpokládám, že po absolvování tréninkové intervence u experimentální skupiny dojde k zvýšení průměrné hodnoty parametru Directional Control (DCL) u testu Limits of Stability (LOS) v porovnání s kontrolní skupinou.

Jackson et al. (2007) provedli výzkum, jehož cílem bylo zjistit efekt balanční intervence u lidí s roztroušenou sklerózou. Vstupní i výstupní vyšetření bylo provedeno na přístroji Smart Balance Master a balanční intervence byla pacienty prováděná v jejich domovech po dobu šesti týdnů. Intervence obsahovala celkem 11 cviků (např. stoj

se zavřenýma očima, dřepy, stoj s pohyby hlavou, pochodování na místě atd.) a jejich obtížnost se zvyšovala. Mimo jiné zde byl hodnocen při testu Limits of Stability parametr Directional Control. Z výsledků výzkumu vychází, že nedošlo k signifikantní změně mezi vstupním a výstupním vyšetřením (Jackson et al., 2007). Stejný efekt tréninku zjistil ve svém výzkumu Cone et al. (2015). U výstupního vyšetření skupiny, která podstoupila šestitýdenní trénink na konzoli Wii Fit, nebyly prokázány žádné signifikantní změny u parametru DCL a MXE. Autoři výzkumu zastávají názor, že většina her, které prováděla skupina na konzoli Wii Fit, vyžadovala pouze obecné směrové ovládání pohybu, místo toho, aby požadovaly přesné úhlové pohyby (Cone et al., 2015).

Chen et al. (2002) zkoumali efekt balančního tréninku na hemiplegické pacienty po cévní mozkové příhodě (CMP). Balanční trénink trval u experimentální skupiny 20 minut denně a probíhal pětkrát týdně po dobu dvou týdnů. Kontrolní skupina nepodstoupila žádný trénink. Jako trénink bylo využito cvičení na NeuroCom SMART Balance Master, kdy pacient má na monitoru rozmístěné cílové body a snaží se do nich přemístit COG svého těla, zatímco podmínka limitů stability byla stanovena na 50 %. Kromě balančního tréninku byla pacientům po CMP poskytnuta fyzikální terapie, ergoterapie, fyzioterapie, posilování svalů a nácvik ADL. Výstupní měření bylo provedeno 6 měsíců po absolvování tréninkového programu. Jedním z výsledků výzkumu je, že experimentální skupina v porovnání s kontrolní skupinou dosáhla signifikantního zlepšení ($p < 0,05$) v parametru DCL (Chen et al., 2002).

V této diplomové práci došlo k zlepšení parametru Directional Control u experimentální skupiny, ale efekt tréninkové intervence nebyl v porovnání s výsledkem kontrolní skupiny statisticky významný. Proto **hypotéza č. 4 nemůže být potvrzena.**

6.5 Diskuze k hypotéze č. 5

Znění hypotézy č. 5: Předpokládám, že po absolvování tréninkové intervence u experimentální skupiny dojde k zvýšení průměrné hodnoty parametru End Point Excursion (EPE) u testu Limits of Stability (LOS) v porovnání s kontrolní skupinou.

Z výsledků parametru EPE je patrné, že vlivem tréninkové intervence došlo k signifikantnímu zlepšení experimentální skupiny v porovnání se skupinou kontrolní, a proto se **hypotéza č. 5 potvrzuje.** Součástí tréninkové intervence bylo každý týden zvyšování limitů stability prostřednictvím zvětšování vzdálenosti od výchozí pozice

a následné výdrži v cílovém bodu. To mělo dle mého názoru největší vliv na zvýšení hodnoty EPE ve výstupním měření experimentální skupiny.

Výsledky z testování parametru EPE v této diplomové práci potvrzuje Woods (2000) ve svém výzkumu, který porovnával efekt balančního tréninku mezi 2 skupinami zdravých jedinců. Trénink probíhal dvakrát týdně po dobu pěti týdnů, první skupina využívala při cvičení pomůcku Bodyblade a druhá skupina prováděla stejné cvičení, ale bez pomůcky Bodyblade. Během pěti týdnů byly využity tyto cviky: stoj na jedné noze, limity stability, stoj na špičkách a patách, tandemový stoj. Cvičení byly postupem času obtížnější. Výsledky této studie ukazují, že došlo k signifikantnímu zlepšení ($\alpha=0,05$) parametru EPE u skupiny, která podstoupila tradiční balanční trénink bez pomůcky Bodyblade (Woods, 2000). Pozitivní efekt balančního tréninku potvrzuje Cone et al. (2015), kteří porovnávali výsledky EPE u skupiny, jež podstoupila šestitýdenní intervenci na konzoli Wii Fit od společnosti Nintendo a kontrolní skupiny. Parametr EPE, který je součástí testu Limits of Stability byl hodnocen na přístroji NeuroCom. Výsledky ukazují signifikantní zlepšení EPE u skupiny, která absolvovala Wii Fit intervenci. U skupiny kontrolní žádná signifikantní změna zjištěna nebyla (Cone et al., 2015).

6.6 Diskuze k hypotéze č. 6

Znění hypotézy č. 6: Předpokládám, že výsledné skóre výstupního vyšetření Star Excursion Balance Test (SEBT) bude korelovat s průměrnou hodnotou parametru Max Excursion (MXE) z testu Limits of Stability (LOS) z výstupního vyšetření.

Oba testy (LOS i SEBT) jsou populárním nástrojem k hodnocení posturální stability. To vyvolává otázku, zda výsledky dosažené v obou testech spolu budou souviset. Limits of Stability je test prováděný na přístroji NeuroCom, kdy se vyšetřovaný snaží přemístit vlastní COG do cílového bodu. Max Excursion při tomto testu hodnotí maximální vychýlení COG, aniž by člověk spadl. Max Excursion lze považovat za limity stability, které určují schopnost udržet tělo ve stoji na obou dolních končetinách. Star Excursion Balance Test je test posturální dynamické kontroly a slouží k měření exkurzních vzdáleností. Vyšetřovaný při něm stojí na jedné dolní končetině a druhou dolní končetinou se snaží na podložce The MAT dosáhnout, co nejdále. Vyšetřovaný ve výsledku provádí osm pohybů do osmi směrů.

Tyto dva diagnostické testy si jsou v určitých okolnostech podobné, ale i rozdílné. Hlavním rozdílem je, že test Limits of Stability se provádí ve stoji na obou dolních končetinách, ale SEBT hodnotí stoj na jedné dolní končetině. Při obou testech se provádí pohyb do osmi směrů, ale při LOS je dosaženo cílového bodu náklonem trupu a přemístěním vlastního COG a při SEBT je nejvzdálenější bod dosaženo nejdistančnější částí volné dolní končetiny. Horní končetiny jsou při LOS podél těla, ale při SEBT spočívají v bok. Myslím si, že kvůli tomu, že stoj na jedné noze je posturálně náročnější poloha, je SEBT mnohem komplexnější vyšetření než LOS. Kromě rovnováhy při SEBT záleží na svalové síle, protažení svalů a na něj navazujícím rozsahu pohybu stojné dolní končetiny. Oba testy vyhodnocují výsledek v procentech.

Korelace mezi výsledky MXE a SEBT ze vstupních i výstupních vyšetření byla v této diplomové práci hodnocena pomocí Pearsonova korelačního koeficientu. I když došlo ke kladným hodnotám korelačního koeficientu, p-hodnoty nebyly významné natolik, aby byla existence lineárního vztahu mezi MXE a SEBT prokázána, a proto se **hypotéza č. 6 nepotvrzuje**.

Souvislostí mezi výsledky limitů stability a Star Excursion Balance Test (SEBT) se zabýval ve svém výzkumu i Glave et al. (2016). Měření SEBT bylo provedeno dle stejné metodiky jako v mé diplomové práci. Ale limity stability byly měřeny v jejich studii na přístroji Biodex Balance System, v mém případě na přístroji NeuroCom SMART EquiTest. Z výsledků výzkumu není prokázáno, že výsledky limitů stability a SEBT spolu souvisí. Autoři uvádí důvody, které vedou k negativní korelaci mezi těmito dvěma testy. Prvním argumentem je, že test limitů stability je prováděn na obou dolních končetinách, zatímco SEBT ve stoji na jedné dolní končetině. Druhým problémem je, že každý test hodnotí jinou složku posturální stability. SEBT hodnotí statickou složku, ale limity stability měří dynamickou složku rovnováhy. Dále, při SEBT posturální kontrola vychází z proprioceptivní kontroly dolních končetin s nespécifickou vizuální kontrolou. Zatímco při testu limitů stability tělo podléhá proprioceptivní kontrole dolních končetin společně s vizuální zpětnou vazbou o jejich COG. Dle názoru autorů této studie je možné, že testy spolu nijak nesouvisí, protože mezi testy nebyl systematický nebo konzistentní vztah (Glave et al., 2016).

6.7 Diskuze k výzkumným otázkám

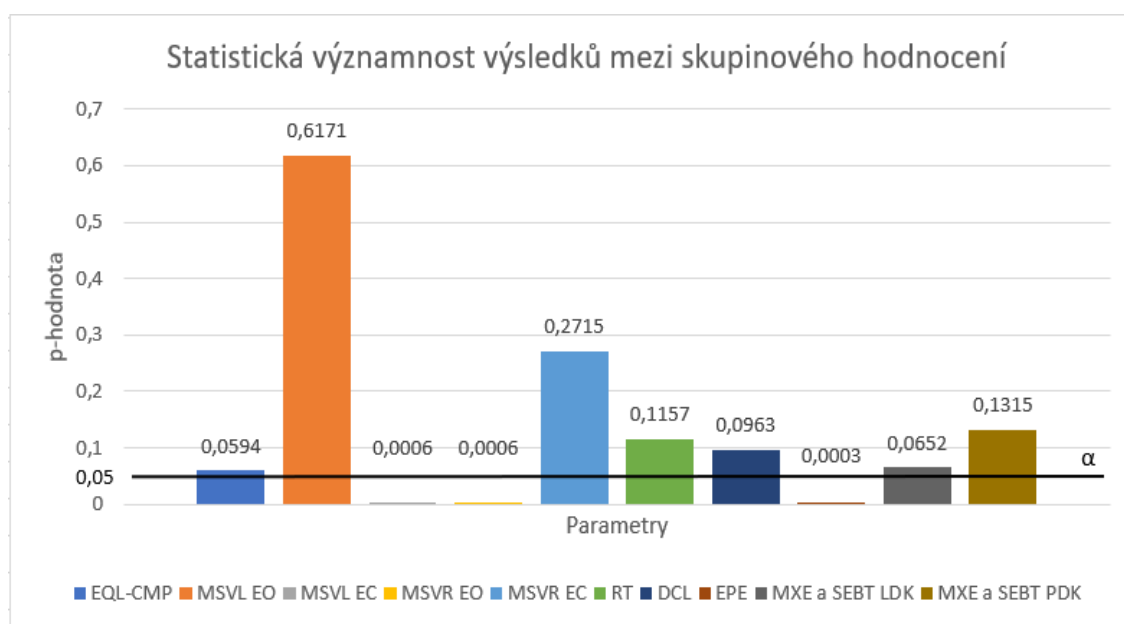
Znění výzkumné otázky č. 1: Jakým způsobem se budou lišit parametry statické a dynamické posturální stability u dospělých neprofesionálních fotbalistů experimentální skupiny po absolvování šestitýdenní tréninkové intervence s vizuální zpětnou vazbou na přístroji NeuroCom SMART EquiTest v porovnání se skupinou kontrolní?

Znění výzkumné otázky č. 2: Bude korelovat parametr MXE z testu Limits of Stability na přístroji NeuroCom SMART EquiTest s výsledným skóre Star Excursion Balance Test provedeném na podložce The MAT?

Z výsledků a diskuze k jednotlivým hypotézám diplomové práce vychází, že u experimentální skupiny došlo k zlepšení hodnoty u všech parametrů statické a dynamické posturální stability. Parametry statické posturální stability byly pouze Equilibrium Composite Score a Mean COG Sway Velocity. Dynamické parametry posturální stability byly následující: Reaction Time, Directional Control a End Point Excursion. Pouze u dvou hypotéz bylo vlivem tréninkové intervence prokázáno statistické zlepšení experimentální skupiny v porovnání s kontrolní skupinou, a to i s využitím Bonferroniho korekce, využívající se pro mnohonásobné testování hypotéz. Existence lineárního vztahu mezi MXE a SEBT prokázána nebyla.

Na grafu č. 12 lze pozorovat p-hodnotu každého parametru. Tato p-hodnota ukazuje na efekt tréninkové intervence u experimentální skupiny v porovnání se skupinou kontrolní. Signifikantní výsledky jsou ty, jejichž sloupce mají hodnotu $p < 0,05$ a nachází se tedy pod linií α , jejíž hodnota je 0,05.

Graf 12: Statistická významnost výsledků mezi skupinového hodnocení



Legenda ke grafu č. 12: p-hodnota– značí statistickou významnost parametru mezi experimentální (efekt tréninkové intervence) a kontrolní skupinou; EQL-CMP– Equilibrium Composite Score; MSVL EO– Mean COG Sway Velocity Left Eyes Opened; MSVL EC– Mean COG Sway Velocity Left Eyes Closed; MSVR EO– Mean COG Sway Velocity Right Eyes Opened; MSVR EC– Mean COG Sway Velocity Right Eyes Closed; RT– Reaction Time; DCL– Directional Control; EPE– End Point Excursion; MXE s SEBT LDK– Maximum Excursion Star Excursion Balance Test levá dolní končetina; MXE a SEBT PDK– Maximum Excursion Star Excursion Balance Test pravá dolní končetina

6.8 Limitace výzkumu

Výzkum v této diplomové práci měl mnoho limitací, patří mezi ně: 1) Délka trvání tréninkové intervence. I když z přechodných studií vychází, že délka balančního tréninku by měla trvat 6 týdnů, tato práce prokázala významný vliv tréninkové intervence experimentální skupiny v porovnání se skupinou kontrolní pouze u 2 parametrů. A proto by tréninkové intervence mohla trvat delší dobu, což by mohlo vést k více signifikantním výsledkům ve stavu posturální stability. 2) Nebyly zvoleny cvičení, které by byly účinnější k ovlivnění posturální stability. Doposud byl přístroj NeuroCom SMART EquiTest používán pouze k vyšetření posturální stability a jako pomůcka k tréninkové intervenci využit nebyl. Bylo tedy na mém rozhodnutí, které cviky budou k tréninku použity. Je tedy možné, že kdyby k tréninkové intervenci byly využity jiné či více cvičení došlo by k signifikantní změně u více parametrů než pouze u dvou. 3) Zvyšování obtížnosti nebylo dáno pro každého probanda individuálně, ale stejně pro celou experimentální skupinu. 4) Tréninková intervence probíhala dvakrát týdně po dobu šesti týdnů, ale kvůli výskytu onemocnění Covid-19 u probandů došlo k tomu, že takovéto

rozvržení tréninků se nepodařilo u každého probanda striktně dodržet. 5) Dalším limitem mohlo být to, že všichni probandi nebyli testováni ve stejný čas. Také se na výsledcích mohlo projevit to, že proband absolvoval fotbalový trénink před samotným měřením. Schopnost posturální stability mohla ovlivnit i psychická stránka probanda. 6) Výzkum byl navržen tak, aby balanční trénink podstoupila pouze experimentální skupina fotbalistů. Nicméně nebylo možné kontrolní skupině zakázat jejich fotbalové tréninky, které často obsahují posilování, protahování svalů a trénink rovnováhy. Výsledky kontrolní skupiny by mohly být zkresleny i touto skutečností. 7) V této diplomové práci nebyl proveden test normality dat z důvodu, že z předešlých prací na přístroji NeuroCom vychází normální rozdělení dat.

7 Závěr

Tato diplomová práce se v praktické části věnovala zjištění, zda tréninková intervence provedená na přístroji NeuroCom SMART EquiTest má vliv na stav posturální stability

u fotbalistů. Experimentální skupina podstoupila kromě svých fotbalových tréninků i šestitýdenní tréninkový program s vizuální zpětnou vazbou na výše zmíněném přístroji, na rozdíl od skupiny kontrolní, která pokračovala pouze ve fotbalových trénincích. Posturální stabilita byla při vstupním i výstupním vyšetření sledována v těchto vyšetřovacích protokolech posturografu NeuroCom: Sensory Organisation Test, Unilateral Stance, Limits of Stability. Také bylo hodnoceno výsledné skóre z testu Star Excursion Balance Test. V tréninkové intervenci byly využity dva tréninkové protokoly, které jsou součástí software přístroje NeuroCom. Custom Training bylo cvičení ve stoji na obou dolních končetinách, kdy proband musel prostřednictvím svého COG dosáhnout cílových bodů, které viděl před sebou na monitoru (využití vizuální zpětné vazby), a které se náhodně přepínaly. Na stejném principu fungoval Sequence Training, akorát proband stál na jedné noze.

Cílem práce bylo zjistit, jaký vliv bude mít tréninková intervence na tyto parametry: Equilibrium Composite Score (EQL-CMP), Mean COG Sway Velocity, Reaction Time (RT), Directional Control (DCL) a End Point Excursion (EPE). K signifikantnímu zlepšení ($p < 0,05$) mezi vstupním a výstupním vyšetřením v experimentální skupině došlo u těchto parametrů: EQL-CMP, Mean COG Sway Velocity Left Eyes Closed a Right Eyes Opened, RT, DCL, EPE. Nicméně v hypotézách č. 1, 2, 3, 4, 5 se předpokládalo, že vlivem tréninkové intervence dojde u experimentální skupiny k signifikantnímu zlepšení hodnoty parametrů v porovnání s kontrolní skupinou. Statisticky významného zlepšení ($p < 0,05$) bylo dosaženo v parametru Mean COG Sway Velocity (hypotéza č. 2) a End Point Excursion (hypotéza č. 5). Hypotéza č. 6 se zabývala korelací mezi výsledky parametru Maximum Excursion (MXE) a výsledného skóre Star Excursion Balance Testu (SEBT). Existence lineárního vztahu mezi MXE a SEBT prokázána nebyla, a proto se hypotéza č. 6 nepotvrzuje. Tento výsledek byl potvrzen i ve výzkumu Glave et al. (2019). Cíle této diplomové práce byly splněny.

Na závěr lze říct, že i když došlo k zamítnutí čtyř z šesti hypotéz, tréninková intervence na přístroji NeuroCom měla pozitivní vliv na statickou i dynamickou složku posturální stability. Zajímavé by bylo porovnat dva druhy balančních tréninků na posturální stabilitu a sledovat rozdíly mezi jejich výsledky. Příkladem porovnání by mohl být trénink s vizuální zpětnou vazbou provedenou na přístroji NeuroCom a tradiční balanční trénink s využitím nestabilních povrchů.

Tato diplomová práce by mohla najít využití jako inspirace k vytvoření tréninkového programu k zlepšení posturální stability fotbalistů, jiných sportovců, ale i zdravých lidí, či pacientů s poruchou rovnováhy. Bohužel přístrojem NeuroCom SMART EquiTest disponuje pouze málo klinických zařízení, a proto není jednoduché se k tomuto přístroji dostat a pracovat s ním.

8 Seznam použité literatury

1. About Movement Assessment Technologies, 2021. *MAT Assessment* [online]. [Cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://www.matassessment.com/mat>
2. AKBARI, Asghar, et al., 2016. The effects of balance training on static and dynamic postural stability indices after acute ACL reconstruction. *Global journal of health science* [online], 8(4): 68 [cit. 12. 4. 2021]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4873586/>
3. ÁNGYÁN, L., TÉCZELY, T. & ÁNGYÁN, Z., 2007. Factors affecting postural stability of healthy young adults. *Acta Physiologica Hungarica* [online], 94(4), 289–299 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1556/APhysiol.94.2007.4.1>
4. BADHEL, C. & KULKARNI, V., 2018. A Review on Posture Assessment. *IOSR Journal of Sports and Physical Education* [online], 5(5): 8-15 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: DOI: 10.9790/6737-05050815
5. BARONE, R., et al., 2010. Soccer players have a better standing balance in nondominant one-legged stance. *Open Access Journal of Sports Medicine* [online], [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.2147/OAJSM.S12593>
6. BERMEJO, Jose Luis, et al., 2015. The difficulty of postural tasks amplifies the effects of fatigue on postural stability. *European journal of applied physiology* [online], 115(3): 489-495 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00421-014-3038-z>
7. BERNACIKOVÁ, Martina, KALICHOVÁ, Miriam a BERÁNKOVÁ, Lenka, 2010. *Základy sportovní kineziologie*. Kineziologie [online]. Brno, Fakulta sportovních studií, Masarykova univerzita: e-learning na MÚ, [cit. 17. 4. 2021]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/analyza_pohybu.html
8. BIZOVSKÁ, Lucia, et al., 2017. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Univerzita Palackého v Olomouci, 1. vydání. ISBN: 978-80-244-5260-9
9. BLUM, L. & KORNER-BITENSKY, N., 2008. Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Physical therapy* [online],

- 88(5), 559-566 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.2522/ptj.20070205>
10. BRESSEL, Eadric, et al., 2007. Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastics athletes. *Journal of athletic training* [online], 42(1): 42 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1896078/>
 11. BRITO, J., FONTES, I., RIBEIRO, F., RAPOSO, A., KRUSTRUP, P., & REBELO, A., 2012. Postural stability decreases in elite young soccer players after a competitive soccer match. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine* [online], 13(3), 175–179 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.07.004>
 12. BROGLIO, S. P., GUSKIEWICZ, K. M., SELL, T. C. & LEPHART, S. M., 2004. No acute changes in postural control after soccer heading. *British Journal of Sports Medicine* [online], 38(5), 561–567 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1136/bjism.2003.004887>
 13. BUTLER, R. J., LEHR, M. E., FINK, M. L., KIESEL, K. B., & PLISKY, P. J., 2013. Dynamic Balance Performance and Noncontact Lower Extremity Injury in College Football Players. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach* [online], 5(5), 417–422 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/1941738113498703>
 14. CACCESE, J. B., BUCKLEY, T. A., TIERNEY, R. T., ROSE, W. C., GLUTTING, J. J. & KAMINSKI, T. W., 2018. Postural Control Deficits After Repetitive Soccer Heading. *Clinical Journal of Sport Medicine, Publish Ah* [online], [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000709>
 15. CONCORDIA, University, 2015. *Perform Operating Document NeuroCom ® SMART EquiTest® Computerized Dynamic Posturography (CDP)* [online]. 1-22 [cit. 12. 6. 2021]. Dostupné z: https://perform.concordia.ca/GettingStarted/pdf/compliance/PC-POD-FA-002-V04_NEUROCOM.pdf
 16. CONE, Brian L., LEVY, Susan S., GOBLE, Daniel J., 2015. Wii Fit exer-game training improves sensory weighting and dynamic balance in healthy young

- adults. *Gait & posture* [online], 41(2): 711-715 [cit. 11. 4. 2022]. Dostupné z: https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0966636215000338?casa_token=PprcFcHksPgAAAAA:Seiup0PLeO_9Ym2rXjcqX715-kZADXdeNDv06LjCwAEjJmctfZgzZs3SGfpIIwIDbi9eXvRa7Dg
17. COPPIETERS, M., STAPPAERTS, K., JANSSENS, K., & JULL, G., 2002. Reliability of detecting ‘onset of pain’ and ‘submaximal pain’ during neural provocation testing of the upper quadrant. *Physiotherapy Research International* [online], 7(3), 146–156 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/pri.251>
18. DINGMANN, Steve, 2000. The Effects of Balance Training in Normal Young Adults as Assessed by the Neurocom Balance Master. *Physical Therapy Scholarly Projects* [online], 117 [cit. 11. 4. 2022]. Dostupné z: <https://commons.und.edu/pt-grad/117>
19. DVORAK, J., JUNGE, A. & GRIMM, K., 2005. *F-MARC*. Football medicine manual [online]. Zurich [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <http://static.onemansblog.com/wp-content/uploads/2016/06/FIFA-Medicine-Manual.pdf>
20. DYLEVSKÝ, Ivan, 2009. *Funkční anatomie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3240-4.
21. EKSTRAND, J., 2008. Epidemiology of football injuries. *Science & Sports* [online], 23(2), 73–77 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2007.10.012>
22. EMERY, C. A. & MEEUWISSE, W.H., 2010. The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer: a cluster-randomised controlled trial. *Br J Sports Med* [online], 44(8): 555–562 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: DOI: 10.1136/bjism.2010.074377
23. FONSECA, S. T., SOUZA, T. R., OCARINO, J. M., GONCALVES, G. P., & BITTENCOURT, N. F., 2011. Applied biomechanics of soccer. *Athletic and sport issues in musculoskeletal rehabilitation* [online], 315-329 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/304459545_Applied_Biomechanics_of_Soccer

24. GLAVE, A. P., et al., 2016. Testing Postural Stability: Are the Star Excursion Balance Test and Biodex Balance System Limits of Stability Tests Consistent? *Gait & Posture* [online], 43, 225–227 [cit. 5. 4. 2022]. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.gaitpost.2015.09.02
25. GONZÁLEZ-JURADO, José A., et al., 2014. Comparison of a proprioceptive training program on stable base and unstable base. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte* [online], 16(64) [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <http://193.147.26.104/handle/10952/3175>
26. GUNTHER, Paul a SCATAGLINI, Sofia, 2019. *DHM and Posturography*. Academic Press. ISBN 978-0-12-816713-7
27. GUSI, Narcis, et al., 2012. Balance training reduces fear of falling and improves dynamic balance and isometric strength in institutionalised older people: a randomised trial. *Journal of physiotherapy* [online], 58(2): 97-104. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S1836-9553\(12\)70089-9](https://doi.org/10.1016/S1836-9553(12)70089-9)
28. GRIBBLE, P. A. & HERTEL, J., 2003. Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test. *Measurement in Physical Education and Exercise Science* [online], 7(2), 89–100 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: DOI:10.1207/S15327841MPEE0702_3
29. HAMMAN, Ronnalea G., et al., 1992. Training effects during repeated therapy sessions of balance training using visual feedback. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online], 73(8): 738-744 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: DOI: <https://doi.org/10.5555/uri:pii:000399939290209F>
30. HARRISON, P.-L. & LITTLEWOOD, C., 2010. Relationship between pes planus foot type and postural stability. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy* [online], 4(3): 21-4 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Salwa-El-Sobkey/publication/235138385_Calisthenic_exercise-induced_changes_in_myocardial_oxygen_consumption_in_normotensive_healthy_subjects/links/0deec530c5f1646d6e000000/Calisthenic-exercise-induced-changes-in-myocardial-oxygen-consumption-in-normotensive-healthy-subjects.pdf#page=25

31. HELENO, L. R., DA SILVA, R. A., SHIGAKI, L., ARAÚJO, C. G. A., COELHO CANDIDO, C. R., OKAZAKI, V. H. A., FRISSELI, A. & MACEDO, C. de S. G., 2016. Five-week sensory motor training program improves functional performance and postural control in young male soccer players – a blind randomized clinical trial. *Physical Therapy in Sport* [online], [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.ptsp.2016.05.004
32. HENDL, Jan., 2015. *Přehled statistických metod zpracování dat: analýza a metaanalýza dat*. Portál, s.r.o. ISBN: 978-80-262-0981-2
33. HENDL, Jan, et al., 2014. *Statistika v aplikacích*. Portál. ISBN: 978-80-262-0700-9
34. HEWETT, T. E., LINDENFELD, T., RICCOBENE, J. & NOYES, F., 1999. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *Am J Sport Med* [online], 27(6): 699–706 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: DOI: 10.1177/03635465990270060301
35. HIEMSTRA, L. A., LO, I. K. Y., & FOWLER, P. J., 2001. Effect of Fatigue on Knee Proprioception: Implications for Dynamic Stabilization. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online], 31(10), 598–605 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.10.598>
36. HORAK, F. B., WRISLEY, D. M., & FRANK, J., 2009. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Deficits. *Physical Therapy* [online], 89(5), 484–498 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.2522/ptj.20080071>
37. How to perform the SEBT (Star Excursion Balance Test), 2018. *MAT Assessment* [online]. [Cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://www.matassessment.com/blog/How-to-SEBT>.
38. CHAUDHRY, H., BUKIET, B., JI, Z., & FINDLEY, T., 2011. Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods—A brief review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online], 15(1), 82–91 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.03.003>
39. CHOMIAK, J., JUNGE, A., PETERSON, L., & DVORAK, J., 2000. Severe Injuries in Football Players. *The American Journal of Sports Medicine* [online],

- 28(5_suppl), 58–68 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: https://doi.org/10.1177/28.suppl_5.s-58
40. CHOY, N. L., BRAUER, S. & NITZ, J., 2003. Changes in Postural Stability in Women Aged 20 to 80 Years. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online], 58(6), M525–M530 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/gerona/58.6.M525>
41. ISO 690: 2021. Information and documentation – Guidelines for bibliographic references and citations to information resources. Geneva: ISO, 2021. Dostupné z: <https://www.iso.org/standard/72642.html>
42. JACKSON, Kurt, et al., 2007. Home balance training intervention for people with multiple sclerosis. *International Journal of MS Care* [online], 9(3): 111-117 [cit. 11. 4. 2022]. Dostupné z: <https://doi.org/10.7224/1537-2073-9.3.111>
43. JANDA, D. H., BIR, C. A. & CHENEY, A. L., 2002. An evaluation of the cumulative concussive effect of soccer heading in the youth population. *Injury Control and Safety Promotion* [online], 9(1), 25–31 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1076/icsp.9.1.25.3324>
44. KACHANATHU, S., TYAGI, P., ANAND, P., HAMEED, U. & ALGARNI, A., 2014. Effect of core stabilization training on dynamic balance in professional soccer players. *Phys Medizin, Rehabil Kurortmedizin* [online], 24(6): 299–304 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: DOI: 10.1055/s-0034-1382060
45. KATZ-LEURER, M., FISHER, I., NEEB, M., SCHWARTZ, I. & CARMELI, E., 2009. Reliability and validity of the modified functional reach test at the sub-acute stage post-stroke. *Disability & Rehabilitation* [online], 31(3), 243–248 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: DOI: 10.1080/09638280801927830
46. KENDALL, Florence Peterson, et al., 2005. *Muscles: Testing and function, with posture and pain* (5th ed.). Philadelphia. ISBN: 0-7817-4780-5
47. KENDALL, F. P., MC CREARY, E. K. & PROVANCE, P. G., 1993. *Muscles, testing and functions*. Fourth Edition. Baltimore: Williams & Wilkins. ISBN: 0-6830-4576-8
48. KIRKENDALL, D. T., 2011. *Soccer anatomy*. Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-9569-3.

49. KOLÁŘ, Pavel, 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
50. KUREŠ, Jiří, 2016. *Pravidla fotbalu: platná od 1. 7. 2016*. Praha: Olympia. ISBN 978-80-7376-444-9.
51. LAJOIE, Yves, 2004. Effect of computerized feedback postural training on posture and attentional demands in older adults. *Aging clinical and experimental research* [online], 16(5): 363-368 [cit. 11. 4. 2022]. Dostupné z: <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/BF03324565.pdf>
52. LAKHANI, Bimal a Avril MANSFIELD, 2015. Visual feedback of the centre of gravity to optimize standing balance. *Gait & Posture* [online], 41(2), 499–503 [cit. 11. 4. 2022]. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.12.003
53. LEES, Adrian a Lee NOLAN, 1998. The biomechanics of soccer: a review. *Journal of sports sciences* [online]. 16 (3), 211-234 [cit. 17. 4. 2021]. ISSN 0264-0414.
54. MAHER, M. E., HUTCHINSON, M., CUSIMANO, M., COMPER, P., & SCHWEIZER, T. A., 2014. Concussions and heading in soccer: A review of the evidence of incidence, mechanisms, biomarkers and neurocognitive outcomes. *Brain Injury* [online], 28(3), 271–285 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3109/02699052.2013.865269>
55. MALINČÍKOVÁ, J., PASTUCHA, D. a BERÁNKOVÁ, J., 2011. Posturální stabilita u skupin dětí s obezitou a atletů. *Medicina sportiva Bohemica et Slovaca* [online], 20(1): 24-30 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: http://kramerius.medvik.cz/search/nimg/IMG_FULL/uuid:2ad226d4-69a6-11e3-9be7-d485646517a0#page=24
56. MALY, T., ZAHALKA, F., MALA, L., & P. CECH., 2015. The bilateral strength and power asymmetries in untrained boys. *Open Medicine* [online], 10(1) [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1515/med-2015-0034>
57. MARENCAKOVA, J., MALY, T., SUGIMOTO, D., GRYC, T., & ZAHALKA, F., 2018. Foot typology, body weight distribution, and postural stability of adolescent elite soccer players: A 3-year longitudinal study. *PLoS ONE* [online], 13(9) [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0204578>

58. MATSUDA, S., DEMURA, S., & UCHIYAMA, M., 2008. Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. *Journal of Sports Sciences* [online], 26(7), 775–779 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/02640410701824099>
59. MATSUDA, S., DEMURA, S., & DEMURA, T., 2010. Examining Differences between Center of Pressure Sway in One-Legged and Two-Legged Stances for Soccer Players and Typical Adults. *Perceptual and Motor Skills* [online], 110(3), 751–760 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.2466/pms.110.3.751-760>
60. MIYAMOTO, S. T., LOMBARDI JUNIOR, I., BERG, K. O., RAMOS, L. R., & NATOUR, J., 2004. Brazilian version of the Berg balance scale. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research* [online], 37(9), 1411–1421 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1590/S0100-879X2004000900017>
61. Natus Medical Incorporated, 2015. *Balance Assessment & Rehabilitation* [online]. 1-12 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://partners.natus.com/asset/resource/38466>
62. Natus Medical Incorporated, 2014. *Neurocom Balance Manager Systems. Clinical Integration Seminar Lecture Notes*. Natus Balance & Mobility, San Carlos, USA, 1-202 s. [cit. 17. 8. 2021].
63. Natus Medical Incorporated, 2013. *Clinical Interpretation Guide. Balance Manager Systems. Computerized Dynamic Posturography*. Seattle, USA, 1-171 s. [cit. 17. 8. 2021].
64. Natus Medical Incorporated, 2014. *NeuroCom® Clinical Operations Guide*. Seattle, USA, 1-238 s. [cit. 17. 8. 2021].
65. NeuroCom International Inc., 2008. *NeuroCom Clinical Research System (CRS)* [online]. Oregon, 1-9 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://techfee.fau.edu/approvedproposals/Download.cfm?sid=254&pid=217>
66. NOGUCHI, Takanori; DEMURA, Shin-Ichi; NAKAGAWA, Tomoharu, 2013. Postural stability during one-leg stance on an unstable moving platform and its relationship with each leg. *Perceptual and motor skills* [online], 116(2), 555-563

- [cit. 5. 4. 2022]. Dostupné z: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.2466/26.25.PMS.116.2.555-563>
67. OLCHOWIK, G., & CZWALIK, A., 2020. Effects of Soccer Training on Body Balance in Young Female Athletes Assessed Using Computerized Dynamic Posturography. *Applied Sciences* [online], 10(3), 1003 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/app10031003>
68. OLMSTED, L. C., et al., 2002. Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. *Journal of athletic training* [online], 37 (4), 501-506 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164384/>
69. ONDRA, L., NÁTĚSTA, P., BIZOVSKÁ, L., KUBOŇOVÁ, E., & SVOBODA, Z., 2017. Effect of in-season neuromuscular and proprioceptive training on postural stability in male youth basketball players. *Acta Gymnica* [online], 47(3), 144–149 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.5507/ag.2017.019>
70. ORR, Rhonda, 2010. Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly. *Eur J Phys Rehabil Med* [online], 46(2), 183-220 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: https://www.academia.edu/download/45496598/Contribution_of_muscle_weakness_to_postu20160509-22272-bjfiex.pdf
71. PAILLARD, T., & NOÉ, F., 2006. Effect of expertise and visual contribution on postural control in soccer. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* [online], 16(5), 345–348 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2005.00502.x>
72. PAILLARD, Thierry et al., 2006. Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition. *Journal of athletic training* [online], 41(2), 172 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1472651/>
73. PALM, H., P. LANG, J. STROBEL, H. RIESNER & FRIEMERT, B., 2014. Computerized Dynamic Posturography. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online], 93(1), 49-55 [cit. 17. 8 2021]. ISSN 0894-9115. Dostupné z: DOI: 10.1097/PHM.0b013e3182a39019.

74. PASTUCHA, Dalibor, et al., 2013. Porucha posturální stability u dětí s obezitou. *Interní medicína pro praxi* [online], 15(6-7), 229-232 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <http://solen.cz/pdfs/int/2013/06/09.pdf>
75. PAU, M., ARIPPA, F., LEBAN, B., CORONA, F., IBBA, G., TODDE, F. & SCORCU, M., 2015. Relationship between static and dynamic balance abilities in Italian professional and youth league soccer players. *Physical Therapy in Sport* [online], 16(3), 236–241 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.ptsp.2014.12.003
76. PAU, M., PORTA, M., ARIPPA, F., PILLONI, G., SORRENTINO, M., CARTA, M., MURA, M., & LEBAN, B., 2019. Dynamic postural stability, is associated with competitive level, in youth league soccer players. *Physical Therapy in Sport* [online], 35, 36–41 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.11.002>
77. PFUSTERSCHMEID, J., BUCHECKER, M., KELLER, M., WAGNER, H., TAUBE, W. & MÜLLER, E., 2013. Supervised slackline training improves postural stability. *European Journal of Sport Science* [online], 13(1), 49–57 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: DOI:10.1080/17461391.2011.583991
78. Physio sensing. *Clinical Practice Manual*, 2018. *BALANCE Assessment & Training* [online]. 1-31 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: https://www.fisaude.fr/files/ClinicalPracticeManual_PhysioSensing_April18.pdf
79. POWDEN, Cameron J., DODDS, Teralyn K., GABRIEL, Emily H., 2019. The reliability of the star excursion balance test and lower quarter Y-balance test in healthy adults: a systematic review. *International journal of sports physical therapy* [online], 14(5), 683 [cit. 5. 4. 2022]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6769278/>
80. RAHNAMA, N., REILLY, T. & LEES, A., 2002. Injury risk associated with playing actions during competitive soccer. *British Journal of Sports Medicine* [online], 36(5), 354–359 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1136/bjism.36.5.354>
81. RAGNARSDÓTTIR, M., 1996. The concept of balance. *Physiotherapy* [online], 82(6), 368–375 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)66484-X](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)66484-X)

82. REILLY, Thomas & WILLIAMS, Mark, 2003. *Science and Soccer*. USA: Routledge. ISBN 0-415-26231-3
83. RIEMANN, B. L., GUSKIEWICZ, K. M., & SHIELDS, E. W., 1999. Relationship between Clinical and Forceplate Measures of Postural Stability. *Journal of Sport Rehabilitation* [online], 8(2), 71–82 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1123/jsr.8.2.71>
84. SANTOS, T. R. T., J. A. de ANDRADE, B. L. da SILVA, A. F. A. GARCIA, J. G. W. PERSICHINI FILHO, J. de M. OCARINO & SILVA, P. L., 2014. Active control stabilization of pelvic position in the transverse plane: An evaluation of soccer players' performance. *Physical Therapy in Sport* [online], 15(3), 189-193 [cit. 17. 8. 2021]. ISSN 1466853X. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.ptsp.2013.11.003.
85. SHUMWAY-COOK, A. & WOOLLACOTT, M., 2011. *Translating Research Into Clinical Practice*. 4th ed. Philadelphia, London: Wolters Kluwer, Lippincott Williams & Wilkins.
86. SIRIPHORN, A. & CHAMONCHANT, D., 2015. Wii balance board exercise improves balance and lower limb muscle strength of overweight young adults. *Journal of physical therapy science* [online], 27(1), 41-46 [cit. 12. 4. 2022]. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/27/1/27_jpts-2014-309/_article/-char/ja/
87. SÖDERMAN, K., WERNER, S., PIETILÄ, T., ENGSTRÖM, B., & ALFREDSON, H., 2000. Balance board training: prevention of traumatic injuries of the lower extremities in female soccer players? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online], 8(6), 356–363 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s001670000147>
88. SPRINGER, B. A., MARIN, R., CYHAN, T., ROBERTS, H. & Gill, N. W., 2007. Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed. *Journal of Geriatric Physical Therapy* [online], 30(1), 8–15 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1519/00139143-200704000-00003>
89. SUNG, P. S., ZIPPLE, J. T., ANDRAKA, J. M., & P. DANIAL, 2017. The kinetic and kinematic stability measures in healthy adult subjects with and without flat foot. *The Foot* [online], 30, 21–26 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.foot.2017.01.010>

90. SZAFRANIEC, R., BARAŃSKA, J. & KUCZYŃSKI, M., 2018. Acute effects of core stability exercises on balance control. *Acta of bioengineering and biomechanics* [online], 20(3), 145-151 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://yadda.icm.edu.pl/yadda/element/bwmeta1.element.baztech-5ee8898b-8e20-406c-b7a5-40f62db26f47>
91. TROPP, H., EKSTRAND, J., & GILLQUIST, J., 1984. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online], 16(1), 64–66 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1249/00005768-198401000-00013>
92. VAŘEKA, I., 2002a. Posturální stabilita (I. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. [online]. 9(4), 115-121 [cit. 17. 8. 2021]. ISSN 1211-2658. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1
93. VAŘEKA, I., 2002b. Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 9(4), 122-129 [cit. 17. 8. 2021]. ISSN 1805-4552.
94. VÉLE, F., 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton. ISBN 80-725-4837-9.
95. VÉLE, F., 1995. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum. ISBN 80-718-4100-5.
96. VOMÁČKOVÁ, H., D. PAVLŮ a PÁNEK, D., 2020. Hodnocení dynamické posturální stability – tvorba referenčních hodnot pro běžnou, mladou populaci v ČR. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 27(2), 43-51 [cit. 17. 8. 2021].
97. VOMÁČKOVÁ, Helena, 2020. *Možnosti hodnocení vlivu výkonností zátěže na posturální funkce organismu-stanovení norem CDP pro sportující populaci*. Praha. Disertační práce. Univerzita Karlova. Fakulta tělesné výchovy a sportu. Katedra fyzioterapie. Vedoucí práce: doc. PaedDr. Dagmar Pavlů. CSc. Dostupné z: <https://dspace.cuni.cz/bitstream/handle/20.500.11956/122204/140088756.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.

98. VOTÍK, Jaromír a ŠRÁMKOVÁ, Petra, 2011. Fotbalová cvičení a hry. 2., dopl. vyd. Ilustrovala Zdeňka MARVANOVÁ a Daniela BENEŠOVÁ. Praha: Grada. Děti a sport. ISBN 978-80-247-3576-4.)
99. WATKINS, James, 2009. *Structure and function of the musculoskeletal system* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
100. WEBBE, F. M. & OCHS, S. R., 2003. Recency and frequency of soccer heading interact to decrease neurocognitive performance. *Applied Neuropsychology* [online], 10(1), 31–41 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: https://doi.org/10.1207/S15324826AN1001_5
101. WOODS, Joshua, 2000. The effect of balance training in healthy subjects as assessed by the Neurocom Balance Master. *Physical Therapy Scholarly Projects* [online], [cit. 11. 4. 2022]. Dostupné z: <https://commons.und.edu/pt-grad/486/>
102. WOLF, S. L., BARNHART, H. X., ELLISON, G. L. & COOGLER, C.E., 1997. The Effect of Tai Chi Quan and Computerized Balance Training on Postural Stability in Older Subjects. *Physical Therapy* [online], 77(4), 371–381 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: DOI:10.1093/ptj/77.4.371
103. WINTER, David A, 1995. *ABC (anatomy, biomechanics and control) of balance during standing and walking*. Waterloo Biomechanics.
104. WONG, P., & HONG, Y., 2005. Soccer injury in the lower extremities. *British Journal of Sports Medicine* [online], 39(8), 473–482 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1136/bjism.2004.015511>
105. YAMADA, R., ARLIANI, G., ALMEIDA, G., VENTURINE, A., DOS SANTOS, C., ASTUR, D., & COHEN, M., 2012. The effects of one-half of a soccer match on the postural stability and functional capacity of the lower limbs in young soccer players. *Clinics* [online], 67(12), 1361–1364 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: [https://doi.org/10.6061/clinics/2012\(12\)036](https://doi.org/10.6061/clinics/2012(12)036)
106. YEN, Chang-Yi, et al., 2011. Effects of virtual reality–augmented balance training on sensory organization and attentional demand for postural control in people with parkinson disease: a randomized controlled trial. *Physical therapy*

- [online], 91(6): 862-874 [cit. 11. 4. 2021]. Dostupné z:
<https://academic.oup.com/ptj/article/91/6/862/2735014?login=true>
107. YU, J.-H., & LEE, G.-C, 2012. Effect of core stability training using pilates on lower extremity muscle strength and postural stability in healthy subjects. *Isokinetics and Exercise Science* [online], 20(2), 141–146 [cit. 17. 8. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3233/IES-2012-0462>
108. ZAHÁLKA, F., P. HANUŠ, T. MALÝ, M. BUZEK, P. HRÁSKÝ, L. MALÁ a GRYC, T, 2010. Analýza pohybu hráče fotbalu při kopu do míče. *Studia kinanthropologica* [online]. 69-76 [cit. 17. 8. 2021]. ISSN 1213-2101. Dostupné z:
http://www.pf.jcu.cz/stru/katedry/tv/studia_kinanthropologica/documents/magazine/SK_vol_11_2010_2.pdf
109. ZECH, A., HÜBSCHER, M., VOGT, L., BANZER, W., HÄNSEL, F., & PFEIFER, K, 2010. Balance Training for Neuromuscular Control and Performance Enhancement: A Systematic Review. *Journal of Athletic Training* [online], 45(4), 392–403 [cit. 5. 4. 2022]. Dostupné z: <https://doi.org/10.4085/1062-6050-45.4.392>

9 Přílohy

Příloha 1: Potvrzená žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS	110
Příloha 2: Vzor informovaného souhlasu	112
Příloha 3: Vzor dotazníku pro fotbalisty.....	114
Příloha 4: Seznam obrázků	115
Příloha 5: Seznam tabulek	115
Příloha 6: Seznam grafů.....	115
Příloha 7: Výsledky z vstupního vyšetření Sensory Organization Test.....	117
Příloha 8: Výsledky z výstupního vyšetření Sensory Organization Test.....	118
Příloha 9: Výsledky z vstupního vyšetření Unilateral Stance.....	119
Příloha 10: Výsledky z výstupního vyšetření Unilateral Stance.....	120
Příloha 11: Aritmetické průměry parametrů z vstupního vyšetření testu Limits of Stability.....	121
Příloha 12: Aritmetické průměry parametrů z výstupního vyšetření testu Limits of Stability.....	122
Příloha 13: Výsledky z vstupního vyšetření Star Excursion Balance Test LDK.....	123
Příloha 14: Výsledky z výstupního vyšetření Star Excursion Balance Test LDK.....	124
Příloha 15: Výsledky z vstupního vyšetření Star Excursion Balance Test PDK.....	125
Příloha 16: Výsledky z výstupního vyšetření Star Excursion Balance Test PDK.....	126
Příloha 17: Charakteristika experimentální skupiny.....	127
Příloha 18: Charakteristika kontrolní skupiny	127

Příloha 1: Potvrzená žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Efekt fyzioterapeutické intervence na přístroji NeuroCom Smart Equitest System k ovlivnění posturální stability fotbalistů

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: březen 2021 až leden 2022

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Předkladatel: Bc. David Filip

Hlavní řešitel: Bc. David Filip

Místo výzkumu (pracoviště): Kinesiologická laboratoř, UK FTVS, Josef Martího 269, 162 52 Praha 6

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Mgr. Helena Vomáčková, Ph.D.

Popis projektu: Cílem této diplomové práce je diagnostikovat a následně provést fyzioterapeutickou intervenci posturální stability u fotbalistů pomocí přístroje Neurocom Smart Equitest System. Nejdříve dojde k vyplnění dotazníku s anamnézou a následnému objektivnímu vyšetření posturální stability u 20 dospělých fotbalistů pomocí speciálních testů, které obsahuje Neurocom Smart Equitest System. Získaná data z měření budou sbírána a zpracována softwarem tohoto přístroje. Výzkumný vzorek bude rozdělen do dvou skupin po 10 fotbalistech. Jedná se o kvantitativní typ studie, přesněji experimentální výzkum. Obě skupiny absolvují přibližně 45 až 60minutové vyšetření a stejně časově náročné terapeutické jednotky na počítačovém posturografu Neurocom. První skupina, která je experimentální, absolvuje 10 terapií na dynamickém posturografu Neurocom k zlepšení posturální stability ve stoje. Druhá skupina bez podstoupení terapie bude sloužit pouze jako kontrolní skupina. Po absolvování fyzioterapeutické intervence první skupiny dojde ke kontrolnímu vyšetření posturální stability obou skupin na počítačovém posturografu Neurocom. Z výsledných dat budou známy rozdíly mezi skupinami.

Charakteristika účastníků výzkumu: Počet účastníků výzkumu bude 20 osob mužského pohlaví. Jejich věk bude v rozmezí 19 až 35 lety. Jedná se o neprofesionální fotbalisty pohybující se na úrovni třetí nejvyšší fotbalové ligy v České republice. Tento sport všichni provozují přibližně od svých 5 let. Po odebrání vyšetření budou rozděleni účastníci výzkumu do dvou skupin po 10 probandech, první skupina absolvuje terapii, druhá skupina bude pouze kontrolní bez terapie. Účastníci výzkumu mají platnou zdravotní prohlídku. Projektu se nemohou účastnit osoby, které v nedávné době prodělaly operaci, osoby trpící artrózou či neurologickým onemocněním, osoby s mentálním postižením s akutním (zejména infekčním) onemocněním či úrazu a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu. K účasti do výzkumu bude vybírat hlavní řešitel projektu na základě dotazníku s anamnézou. Dotazník účastníkům výzkumu bude předán osobně po domluvě nebo zaslán e-mailem. Účastníci výzkumu budou mít dostatečný čas na vyplnění dotazníku. Jestli některá z osob uvede výše zmíněnou kontraindikaci v dotazníku s anamnézou, nebude se účastnit výzkumu. Získaná data v dotazníku budou uchována a publikována v diplomové práci v anonymní podobě.

Zajištění bezpečnosti: Ve výzkumu budou použity pouze neinvazivní metody. Rizikem při vyšetření a následné fyzioterapeutické intervenci by mohl být pád, ale ten je prostřednictvím přístroje, ve kterém je účastník výzkumu připevněn, a který je připnut ke kovové konstrukci přístroje, vyloučen. Testování proběhne za standardních bezpečnostních podmínek proškolenými pracovníky laboratoře dle instrukcí výrobce zaškolenu obsluhou při dodržení bezpečnostních pravidel. Budou zajištěny adekvátní podmínky prostředí a adekvátní příprava účastníků k provádění aktivit v rámci daného výzkumu. V průběhu výzkumu bude přítomný odborný pracovník, který bude dohlížet na bezpečnost. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu.

Etické aspekty výzkumu: Přínos tohoto výzkumu samotným účastníkům, kterými jsou aktivní sportovci, vidím v prevenci zranění, na které má posturální stabilita velký vliv. Dále zvýšená posturální stabilita může vést k zvýšení výkonnosti při sportu.

Potenciální střet zájmů: Já ani vedoucí práce či ostatní účastníci výzkumu nemají soukromý zájem vedoucí k osobnímu prospěchu. Není mi známa žádná skutečnost, která by mohla narušit objektivitu výzkumu. V tomto výzkumu se snažím objektivně, pomocí přístroje a jeho software, zhodnotit posturální stabilitu u fotbalistů. Následně dojde k objektivnímu zhodnocení efektu přístrojem a jeho softwarem, jaký měla fyzioterapeutická intervence na posturální stabilitu experimentální skupiny.

Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: iniciály, věk, e-mail, anamnéza, data získaná výše uvedenými metodami, které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít David Filip Bc.

Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby – budu dbát na to, aby jednotliví účastníci nebyli rozpoznatelní v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou do 1 dne po testování anonymizována. Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Pořizování fotografií účastníků: Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou uloženy v zahaslovaném počítači řešitele Bc. Davida Filipa v uzamčeném prostoru a budou bezprostředně do 1 týdne po vyfotografování osob smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

Pořizování videí/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebudou pořizovány žádné audionahrávky ani videozáznamy.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Text informovaného souhlasu (IS): přiložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 15. 3. 2021

Podpis předkladatele: 

Datum a podpis odpovědného pracovníka z místa výzkumu:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. MUDr. Jan Heller, CSc.	Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.
prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.	Mgr. Tomáš Ruda, Ph.D.
PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.	MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 014/2021

dne: 18.3.2021

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise UK FTVS.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6
– 20 –


podpis předsedkyně EK UK FTVS

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu na UK FTVS v rámci diplomové práce s názvem Efekt fyzioterapeutické intervence na přístroji NeuroCom Smart Equitest System k ovlivnění posturální stability fotbalistů prováděné v kineziologické laboratoři UK FTVS, José Martího 269, 162 52 Praha 6.

1. Projekt bude probíhat v období: březen 2021 až únor 2022.
2. Projekt je bez finanční podpory.
3. Cílem diplomové práce je zjistit, jaký efekt má fyzioterapeutická intervence na přístroji Neurocom Smart Equitest System na posturální stabilitu fotbalistů.
4. Způsob zásahu bude neinvazivní. Budete se účastnit vyšetření a následné terapie na přístroji Neurocom Smart Equitest System. Při vyšetření a terapii budete podstupovat sérii testů, které budou cílit na Vaši rovnováhu. Vaším úkolem bude udržet rovnováhu tak, aby nedošlo k vymizení kontaktu chodidel s pohyblivou plošinou. Nemusíte se bát. Aby nedošlo k pádu, budete zavěšen do postroje popruhy, které jsou pevně připevněny ke kovové konstrukci přístroje.
5. Časová náročnost projektu: Výzkum bude probíhat v rozmezí března roku 2021 a února roku 2022. Podstoupíte vstupní vyšetření, 10 terapeutických jednotek a výstupní vyšetření. Celkem tedy absolvujete 12 opakování. Trvání jednoho vyšetření či terapeutické jednotky bude 45 až 60 minut.
6. Před absolvováním výzkumu vyplníte dotazník s anamnézou. Před započítím měření budete poučen o principu a postupu měření. Rizikem výzkumného projektu a následného měření by mohl být pád, ale ten je prostřednictvím popruhů, které jsou připnuté k účastníkovi výzkumu a ke kovové konstrukci přístroje, vyloučen. Měření i terapie jsou bezpečné a bezbolestné. Na Vaši bezpečnost bude dohlížet odborný pracovník. Výzkum bude probíhat v kineziologické laboratoři na UK FTVS.
7. Projektu se nemohou účastnit osoby, které v nedávné době prodělaly operaci, osoby trpící artrózou či neurologickým onemocněním nebo osoby s mentálním postižením. Jestli některá z osob uvede výše zmíněnou kontraindikaci v dotazníku s anamnézou, nebude se účastnit na výzkumu.
8. Přínosem tohoto výzkumného projektu pro Vás bude zhodnocení a následné zlepšení rovnováhy, která je úzce spojená s posturální stabilitou. Zvýšená posturální stabilita slouží k prevenci před zraněními a vyšší výkonnosti při sportu. Přínosem výzkumu pro společnost je zhodnocení posturální stability fotbalistů a zjištění efektu fyzioterapeutické intervence pomocí přístroje NeuroCom Smart Equitest System na posturální stabilitu fotbalistů.
9. Vaše účast ve výzkumu nebude finančně ohodnocena.
10. Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování

osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje iniciály, věk, anamnéza, které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít Bc. David Filip. Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby – budu dbát na to, aby jednotliví účastníci nebyli rozpoznatelní v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou do 1 dne po testování anonymizována. Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

11. V průběhu výzkumu budou pořizovány fotografie. Fotografie budou publikovány v diplomové práci. Ihned po pořízení budou fotografie anonymizovány. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít David Filip Bc. a budou po ukončení výzkumu po smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.
12. S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se můžete seznámit na e-mailové adrese: david.filip4@gmail.com
13. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele projektu: Bc. David Filip

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. David Filip

Podpis: 

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu. Dále potvrzuji, že mi byl předán jeden originál vyhotovení tohoto informovaného souhlasu.

Místo, datum:

Jméno a příjmení účastníka: Podpis:

Příloha 3: Vzor dotazníku pro fotbalisty

Dotazník pro fotbalisty

Diplomová práce: Vliv tréninkové intervence na přístroji NeuroCom Smart EquiTest na posturální stabilitu fotbalistů

Jméno a příjmení:

Datum narození:

Email:

Výška:

Hmotnost:

Zápasový post:

Odrazová dolní končetina:

Dominantní (kopající) dolní končetina:

Otázky k fotbalu:

- 1) Od kolika let se aktivně věnujete fotbalu?
- 2) Kolikrát týdně absolvujete fotbalový trénink či zápas? Kolikrát týdně trénujete individuálně kvůli současným vládním opatřením související s pandemií Covid-19?
- 3) Věnujete se, ať už individuálně nebo týmově cvičení na zlepšení rovnováhy? Pokud ano, jaké pomůcky používáte?

Otázky k anamnéze:

- 1) Trápí Vás v současné době bolest některé části těla?
- 2) Prodělal/a jste nějaké zranění, úraz nebo operaci? Pokud ano, jaké a kdy jste zranění, úraz nebo operaci prodělal?
- 3) Podstoupil jste RHB po daném zranění, úrazu, či operaci? Jaké byly účinky?
- 4) Trpíte dlouhodobě nějakou nemocí? Pokud ano, jak se léčíte?
- 5) Užíváte momentálně nebo dlouhodobě nějaké léky?

Příloha 4: Seznam obrázků

Seznam obrázků

Obrázek 1: Postavení chodidel při stoji na silové plošině	43
Obrázek 2: Nastavení pro Custom Training v 6. týdnu tréninkové intervence	62
Obrázek 3: Nastavení pro Sequence Training v 3. týdnu tréninkové intervence	63

Příloha 5: Seznam tabulek

Seznam tabulek

Tabulka 1: Rozpis tréninkové intervence	64
Tabulka 2: Výsledky Equilibrium Composite Score	67
Tabulka 3: Výsledky MSVL EO	69
Tabulka 4: Výsledky MSVL EC.....	70
Tabulka 5: Výsledky MSVR EO	71
Tabulka 6: Výsledky MSVR EC	72
Tabulka 7: Výsledky Reaction Time	73
Tabulka 8: Výsledky Directional Control.....	75
Tabulka 9: Výsledky End Point Excursion.....	76
Tabulka 10: Výsledky korelace mezi MXE a SEBT LDK.....	78
Tabulka 11: Výsledky korelace mezi MXE a SEBT PDK.....	79

Příloha 6: Seznam grafů

Seznam grafů

Graf 1: Porovnání průměrů experimentální a kontrolní skupiny	58
Graf 2: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v parametru EQL-CMP.....	67
Graf 3: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v parametru MSVL EO.....	68
Graf 4: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v parametru MSVL EC	69

Graf 5: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v parametru MSVR EO.....	70
Graf 6: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v parametru MSVR EC.....	71
Graf 7: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v parametru Reaction Time.....	73
Graf 8: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v parametru Directional Control	74
Graf 9: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v parametru End Point Excursion	76
Graf 10: Porovnání výsledků experimentální a kontrolní skupiny v parametru MXE a skóre SEBT LDK.....	77
Graf 11: Porovnání výsledků experimentální a kontrolní skupiny v parametru MXE a skóre SEBT PDK.....	78
Graf 12: Statistická významnost výsledků mezi skupinového hodnocení.....	91

Příloha 7: Výsledky z vstupního vyšetření Sensory Organization Test

Proband	Sensory Organization Test									
	ES COND1	ES COND2	ES COND3	ES COND4	ES COND5	ES COND6	Compo site	SOM	VIS	VES
č. 1	94,33	90,67	91,33	88,67	65,67	74,33	82,00	97,00	95,00	70,00
č. 2	93,67	92,33	89,33	80,00	54,00	70,00	76,00	98,00	85,00	57,00
č. 3	95,33	91,00	93,00	89,33	70,00	77,67	84,00	96,00	94,00	74,00
č. 4	93,00	89,33	83,33	79,67	56,67	71,67	75,00	96,00	86,00	61,00
č. 5	94,00	94,00	92,33	92,00	74,33	78,67	86,00	100,00	98,00	79,00
č. 6	92,33	94,33	82,67	89,67	67,67	79,67	82,00	102,00	98,00	74,00
č. 7	95,33	94,00	95,67	86,00	64,33	75,00	82,00	99,00	91,00	67,00
č. 8	97,33	94,00	95,33	91,67	63,67	60,00	80,00	97,00	95,00	66,00
č. 9	94,67	89,00	91,00	86,00	70,67	74,00	82,00	94,00	91,00	75,00
č. 10	97,00	93,67	95,00	90,00	64,33	64,67	81,00	97,00	93,00	66,00
č. 11	94,33	89,67	89,67	85,67	65,33	66,33	79,00	96,00	91,00	69,00
č. 12	95,67	91,33	94,33	88,33	62,67	76,00	82,00	95,00	92,00	66,00
č. 13	96,33	94,33	94,33	87,67	68,00	69,67	82,00	98,00	92,00	71,00
č. 14	95,33	94,33	95,33	91,33	63,00	79,33	84,00	99,00	96,00	66,00
č. 15	97,00	94,67	95,67	91,00	71,33	83,00	87,00	98,00	94,00	73,00
č. 16	96,67	95,00	91,33	89,00	81,33	73,33	86,00	98,00	92,00	84,00
č. 17	95,33	94,33	92,00	89,00	49,67	54,00	74,00	99,00	94,00	83,00
č. 18	95,67	90,33	88,67	86,33	80,33	71,67	83,00	94,00	90,00	83,00
č. 19	96,33	92,00	94,67	92,33	68,00	75,67	84,00	96,00	96,00	71,00
č. 20	91,67	92,00	90,67	84,00	74,67	64,33	80,00	100,00	91,00	82,00

Legenda k příloze č. 6: ES– Equilibrium score, COND– Condition (Podmínka), SOM– Somatosenzory, VIS– Visual, VES– Vestibular

Příloha 8: Výsledky z výstupního vyšetření Sensory Organization Test

Proba nd	Sensory Organization Test									
	ES COND1	ES COND2	ES COND3	ES COND4	ES COND5	ES COND6	Compo site	SO M	VI S	VE S
č. 1	96,33	94,00	91,33	93,00	68,33	72,00	83,00	0,9 8	0,9 7	0,7 1
č. 2	94,67	93,67	92,00	88,67	80,67	79,00	86,00	0,9 9	0,9 4	0,8 5
č. 3	94,67	93,67	90,67	87,67	68,00	82,33	84,00	0,9 9	0,9 3	0,7 2
č. 4	94,67	90,33	87,33	80,67	63,00	71,67	78,00	0,9 5	0,8 5	0,6 6
č. 5	96,00	94,67	92,33	91,67	74,33	81,67	86,00	0,9 7	0,9 6	0,7 7
č. 6	94,00	93,00	93,00	87,33	70,67	76,33	84,00	0,9 9	0,9 3	0,7 6
č. 7	95,00	94,67	95,00	90,00	70,67	86,67	87,00	1,0 0	0,9 5	0,7 5
č. 8	96,33	94,00	92,67	87,00	82,67	83,67	88,00	0,9 8	0,9 0	0,8 6
č. 9	95,33	90,67	90,00	86,33	78,67	77,67	85,00	0,9 5	0,9 1	0,8 3
č. 10	96,33	93,00	93,33	83,67	73,33	79,33	84,00	0,9 7	0,8 7	0,7 6
č. 11	95,00	93,33	93,00	87,33	67,67	60,00	79,00	0,9 8	0,9 2	0,7 1
č. 12	94,67	91,33	93,00	93,00	76,00	75,67	86,00	0,9 6	0,9 8	0,8 0
č. 13	95,67	93,67	93,67	85,33	71,00	65,00	81,00	0,9 8	0,8 9	0,7 4
č. 14	95,00	93,67	94,67	90,00	67,33	64,33	81,00	0,9 9	0,9 5	0,7 1
č. 15	96,00	93,00	93,67	91,00	76,00	79,00	86,00	0,9 7	0,9 5	0,7 9
č. 16	94,67	95,33	94,33	93,67	83,33	66,00	86,00	1,0 1	0,9 9	0,8 8
č. 17	96,00	95,00	86,00	90,00	77,67	65,67	82,00	0,9 9	0,9 4	0,8 1
č. 18	95,33	92,67	92,67	88,33	65,67	78,00	83,00	0,9 7	0,9 3	0,6 9
č. 19	95,33	90,33	95,00	92,00	72,33	68,67	84,00	0,9 5	0,9 7	0,7 6
č. 20	94,67	91,67	90,00	79,33	65,33	73,33	79,00	0,9 7	0,8 4	0,6 9

Legenda k příloze č. 7: ES– Equilibrium score, COND– Condition (Podmínka), SOM– Somatosenzory, VIS– Visual, VES– Vestibular

Příloha 9: Výsledky z vstupního vyšetření Unilateral Stance

Pr ob an d	Unilateral Stance															
	Tri al 1- LE O	Tri al 2- LE O	Tri al 3- LE O	Tri al 1- LE C	Tri al 2- LE C	Tri al 3- LE C	Tri al 1- RE O	Tri al 2- RE O	Tri al 3- RE O	Tri al 1- RE C	Tri al 2- RE C	Tri al 3- RE C	MC OG - LE O	MC OG - LE C	MC OG - RE O	MC OG - RE C
č. 1	0,5 0	0,4 0	0,5 0	1,0 0	1,0 0	1,3 0	0,5 0	0,5 0	0,4 0	1,2 0	0,8 0	1,1 0	0,5 0	1,1 0	0,50	1,0 0
č. 2	0,5 0	0,5 0	0,3 0	1,4 0	1,2 0	1,5 0	0,7 0	0,6 0	0,6 0	1,5 0	1,2 0	0,9 0	0,4 0	1,4 0	0,70	1,2 0
č. 3	0,5 0	0,4 0	0,6 0	1,3 0	1,4 0	1,4 0	0,6 0	0,5 0	0,4 0	1,2 0	1,0 0	1,0 0	0,5 0	1,4 0	0,50	1,1 0
č. 4	0,5 0	0,4 0	0,4 0	1,8 0	1,7 0	1,5 0	0,7 0	0,6 0	0,7 0	1,3 0	1,6 0	1,5 0	0,5 0	1,7 0	0,70	1,5 0
č. 5	0,7 0	0,6 0	0,5 0	1,5 0	1,2 0	1,2 0	1,5 0	0,4 0	0,4 0	1,7 0	1,3 0	1,2 0	0,6 0	1,3 0	0,40	1,4 0
č. 6	0,8 0	0,5 0	0,6 0	2,2 0	1,7 0	1,0 0	0,6 0	0,6 0	0,6 0	4,2 0	1,8 0	1,6 0	0,6 0	1,7 0	0,60	2,5 0
č. 7	0,4 0	0,3 0	0,4 0	0,5 0	0,7 0	1,1 0	0,4 0	0,5 0	0,6 0	1,0 0	1,0 0	0,7 0	0,4 0	0,8 0	0,50	0,9 0
č. 8	0,2 0	0,3 0	0,4 0	0,8 0	1,0 0	2,7 0	0,3 0	0,3 0	0,3 0	1,1 0	0,4 0	0,5 0	0,3 0	1,5 0	0,30	0,7 0
č. 9	0,5 0	0,6 0	0,4 0	0,7 0	1,1 0	1,0 0	0,4 0	0,4 0	0,5 0	1,1 0	1,2 0	0,6 0	0,5 0	0,9 0	0,50	1,0 0
č. 10	0,5 0	0,5 0	0,4 0	0,8 0	0,9 0	1,1 0	1,0 0	1,1 0	0,5 0	1,1 0	1,2 0	1,1 0	0,5 0	0,9 0	0,90	1,1 0
č. 11	0,7 0	0,6 0	0,6 0	1,1 0	1,1 0	0,9 0	0,5 0	0,5 0	0,5 0	0,8 0	1,0 0	1,1 0	0,6 0	1,0 0	0,50	1,0 0
č. 12	0,5 0	0,4 0	0,5 0	1,7 0	1,5 0	1,4 0	0,4 0	0,7 0	0,6 0	1,5 0	1,9 0	1,7 0	0,5 0	1,5 0	0,60	1,7 0
č. 13	0,6 0	0,8 0	0,6 0	0,9 0	1,1 0	1,0 0	0,6 0	0,6 0	0,8 0	1,6 0	1,8 0	1,6 0	0,7 0	1,0 0	0,70	1,7 0
č. 14	0,5 0	0,5 0	0,4 0	1,4 0	1,5 0	1,5 0	0,4 0	0,5 0	0,6 0	1,4 0	1,4 0	1,7 0	0,5 0	1,5 0	0,50	1,5 0
č. 15	0,9 0	0,5 0	0,7 0	1,4 0	1,1 0	1,3 0	0,8 0	0,8 0	0,8 0	3,5 0	1,5 0	1,5 0	0,7 0	1,3 0	0,80	2,2 0
č. 16	0,4 0	0,5 0	0,4 0	2,4 0	1,3 0	1,1 0	0,3 0	0,5 0	0,4 0	1,0 0	1,3 0	0,9 0	0,4 0	1,6 0	0,40	1,1 0
č. 17	0,5 0	0,6 0	0,5 0	1,9 0	2,0 0	1,6 0	0,6 0	0,7 0	0,6 0	1,5 0	1,5 0	1,5 0	0,5 0	1,8 0	0,60	1,5 0
č. 18	0,6 0	0,5 0	0,6 0	1,8 0	2,3 0	1,3 0	0,6 0	0,6 0	0,6 0	2,7 0	1,3 0	1,0 0	0,6 0	1,8 0	0,60	1,7 0
č. 19	0,4 0	0,5 0	0,4 0	1,6 0	1,5 0	1,4 0	0,6 0	0,7 0	0,5 0	1,5 0	1,6 0	1,9 0	0,4 0	1,5 0	0,60	1,7 0
č. 20	0,7 0	0,6 0	0,6 0	1,1 0	1,1 0	0,9 0	0,5 0	0,5 0	0,5 0	0,8 0	1,0 0	1,1 0	0,6 0	1,0 0	0,50	1,0 0

Legenda k příloze č. 8: Trial– Pokus, LEO– left eyes open (levá dolní končetina, oči otevřené), LEC– left eyes closed (levá dolní končetina, oči zavřené, REO– right eyes opened (pravá dolní končetina, oči otevřené), REC– right eyes closed (pravá dolní končetina, oči zavřené), MCOG– Mean COG Sway Velocity (průměrná rychlost vychylování COG)

Příloha 10: Výsledky z výstupního vyšetření Unilateral Stance

Pr ob an d	Unilateral Stance															
	Tri al 1- LE O	Tri al 2- LE O	Tri al 3- LE O	Tri al 1- LE C	Tri al 2- LE C	Tri al 3- LE C	Tri al 1- RE O	Tri al 2- RE O	Tri al 3- RE O	Tri al 1- RE C	Tri al 2- RE C	Tri al 3- RE C	MC OG - LE O	MC OG - LE C	MC OG - RE O	MC OG - RE C
č. 1	0,3 0	0,4 0	0,4 0	0,7 0	0,5 0	0,5 0	0,4 0	0,4 0	0,3 0	1,0 0	0,6 0	0,3 0	0,4 0	0,6 0	0,40	0,6 0
č. 2	0,4 0	0,6 0	0,4 0	1,0 0	0,4 0	0,4 0	0,3 0	0,5 0	0,4 0	1,2 0	0,8 0	0,6 0	0,5 0	0,6 0	0,40	0,9 0
č. 3	0,4 0	0,3 0	0,6 0	1,1 0	1,1 0	1,1 0	0,5 0	0,4 0	0,4 0	1,3 0	1,2 0	1,2 0	0,4 0	1,1 0	0,40	1,2 0
č. 4	0,5 0	0,4 0	0,4 0	1,2 0	1,2 0	1,1 0	0,6 0	0,5 0	0,5 0	1,2 0	1,1 0	1,0 0	0,5 0	1,2 0	0,50	1,1 0
č. 5	0,2 0	0,4 0	0,4 0	0,5 0	0,3 0	0,3 0	0,2 0	0,1 0	0,2 0	0,5 0	0,3 0	0,2 0	0,3 0	0,4 0	0,20	0,3 0
č. 6	0,2 0	0,5 0	0,5 0	0,4 0	0,4 0	0,6 0	0,6 0	0,3 0	0,5 0	0,6 0	0,5 0	0,4 0	0,4 0	0,5 0	0,40	0,5 0
č. 7	0,6 0	0,5 0	0,4 0	0,6 0	0,5 0	0,8 0	0,5 0	0,5 0	0,4 0	0,8 0	0,8 0	0,8 0	0,5 0	0,7 0	0,50	0,8 0
č. 8	0,5 0	0,3 0	0,4 0	0,7 0	0,9 0	1,1 0	0,3 0	0,4 0	0,3 0	1,0 0	1,4 0	1,0 0	0,4 0	0,9 0	0,30	1,1 0
č. 9	0,4 0	0,5 0	0,5 0	1,3 0	0,9 0	0,6 0	0,6 0	0,4 0	0,3 0	0,6 0	0,9 0	1,1 0	0,5 0	0,9 0	0,40	0,9 0
č. 10	0,3 0	0,5 0	0,6 0	0,7 0	0,6 0	0,5 0	0,9 0	0,5 0	0,8 0	0,6 0	1,0 0	0,6 0	0,5 0	0,6 0	0,70	0,7 0
č. 11	0,5 0	0,4 0	0,5 0	1,4 0	1,1 0	1,1 0	0,6 0	0,5 0	0,6 0	1,7 0	1,4 0	1,2 0	0,5 0	1,2 0	0,60	1,4 0
č. 12	0,5 0	0,5 0	0,4 0	1,9 0	1,4 0	1,4 0	0,6 0	0,7 0	0,6 0	0,6 0	0,7 0	0,6 0	0,5 0	1,6 0	0,70	1,9 0
č. 13	0,7 0	0,4 0	0,4 0	1,5 0	1,0 0	0,9 0	0,7 0	0,6 0	0,7 0	1,0 0	1,3 0	0,9 0	0,5 0	1,1 0	0,70	1,1 0
č. 14	0,4 0	0,5 0	0,3 0	1,0 0	2,1 0	1,3 0	0,4 0	0,6 0	0,4 0	1,8 0	2,2 0	2,4 0	0,4 0	1,5 0	0,50	2,1 0
č. 15	0,6 0	0,4 0	0,5 0	0,8 0	2,9 0	0,9 0	0,9 0	0,6 0	0,6 0	3,2 0	1,1 0	1,2 0	0,5 0	1,5 0	0,70	1,8 0
č. 16	0,5 0	0,4 0	0,4 0	1,4 0	1,6 0	3,0 0	0,6 0	0,4 0	0,5 0	1,0 0	1,2 0	1,2 0	0,4 0	2,0 0	0,50	1,1 0
č. 17	0,6 0	0,6 0	0,6 0	1,3 0	1,6 0	1,9 0	0,5 0	0,7 0	0,6 0	1,4 0	1,9 0	1,6 0	0,6 0	1,6 0	0,60	1,6 0
č. 18	0,4 0	0,6 0	0,6 0	1,6 0	1,5 0	1,3 0	0,6 0	0,6 0	0,8 0	2,4 0	1,1 0	2,0 0	0,6 0	1,5 0	0,70	1,8 0
č. 19	0,5 0	0,4 0	0,7 0	1,6 0	1,5 0	1,2 0	0,6 0	0,7 0	0,7 0	1,2 0	1,4 0	1,2 0	0,5 0	1,5 0	1,70	1,3 0
č. 20	1,0 0	0,6 0	0,7 0	1,7 0	1,4 0	1,4 0	0,7 0	0,6 0	0,6 0	1,6 0	1,5 0	1,7 0	0,8 0	1,5 0	0,70	1,6 0

Legenda k příloze č. 9: Trial– Pokus, LEO– left eyes open (levá dolní končetina, oči otevřené), LEC– left eyes closed (levá dolní končetina, oči zavřené, REO– right eyes opened (pravá dolní končetina, oči otevřené), REC– right eyes closed (pravá dolní končetina, oči zavřené), MCOG– Mean COG Sway Velocity (průměrná rychlost vychylování COG)

Příloha 11: Aritmetické průměry parametrů z vstupního vyšetření testu Limits of Stability

Proband	Limits of Stability				
	RT	MV	EPE	MXE	DCL
č. 1	0,42	5,10	81,00	94,00	83,00
č. 2	0,68	4,10	87,00	99,00	87,38
č. 3	0,56	5,50	82,00	99,00	83,13
č. 4	0,60	5,00	73,00	91,00	78,25
č. 5	1,14	2,10	94,00	99,00	91,75
č. 6	0,52	5,80	69,00	91,00	81,63
č. 7	0,65	7,70	80,00	100,00	85,50
č. 8	0,46	7,50	93,00	104,00	78,25
č. 9	0,59	4,70	63,00	97,00	82,00
č. 10	0,62	5,10	57,00	84,00	80,25
č. 11	0,56	4,10	85,00	101,00	86,88
č. 12	0,53	9,30	93,00	99,00	75,13
č. 13	0,58	6,20	86,00	102,00	78,75
č. 14	0,64	4,50	81,00	95,00	85,38
č. 15	0,46	8,70	72,00	91,00	75,50
č. 16	0,78	3,40	71,00	90,00	75,88
č. 17	0,48	5,40	85,00	100,00	81,75
č. 18	0,58	6,50	74,00	93,00	76,88
č. 19	0,72	4,80	8,00	97,00	87,75
č. 20	0,45	5,00	87,00	100,00	81,63

Legenda k příloze č. 10: RT– Reaction Time, MV– Movement Velocity, EPE– Endpoint Excursion, MXE– Maximum Excursion

Příloha 12: Aritmetické průměry parametrů z výstupního vyšetření testu Limits of Stability

Proband	Limits of Stability				DCL
	RT	MV	EPE	MXE	
č. 1	0,42	9,06	106,88	108,38	81,13
č. 2	0,45	9,08	97,50	106,38	89,88
č. 3	0,42	10,19	107,13	109,38	84,25
č. 4	0,51	8,51	92,13	103,38	82,63
č. 5	0,57	7,26	102,50	106,88	91,38
č. 6	0,49	5,94	98,63	103,75	91,38
č. 7	0,51	7,03	101,13	104,00	85,38
č. 8	0,58	6,29	99,75	103,25	89,00
č. 9	0,48	9,45	99,75	99,75	87,25
č. 10	0,39	8,66	103,38	106,50	89,25
č. 11	0,50	6,45	88,50	103,38	81,88
č. 12	0,48	6,80	94,00	102,00	81,88
č. 13	0,78	5,50	91,00	99,00	82,88
č. 14	0,55	3,60	86,00	96,00	84,50
č. 15	0,47	5,80	64,00	89,00	82,00
č. 16	0,54	6,20	77,00	97,00	81,25
č. 17	0,53	8,80	79,00	98,00	78,38
č. 18	0,64	7,50	86,00	101,00	78,38
č. 19	0,53	5,50	81,00	93,00	80,25
č. 20	0,45	5,00	87,00	100,00	81,63

Legenda k příloze č. 11: RT– Reaction Time, MV– Movement Velocity, EPE– Endpoint Excursion, MXE– Maximum Excursion

Příloha 13: Výsledky z vstupního vyšetření Star Excursion Balance Test LDK

Proband	Star Excursion Balance Test LDK							
	A	AM	M	PM	P	PL	L	AL
č. 1	58,00	78,00	85,00	85,00	85,00	88,00	80,00	65,00
č. 2	67,71	72,92	83,33	83,33	82,29	81,25	67,71	67,71
č. 3	62,65	72,29	90,36	91,57	91,57	87,95	78,31	60,24
č. 4	64,52	69,89	80,65	86,02	77,42	80,65	64,52	59,14
č. 5	65,93	76,92	87,91	93,41	87,91	87,91	76,92	60,44
č. 6	59,38	72,92	83,33	88,54	93,75	78,13	57,29	59,38
č. 7	58,14	69,77	81,40	87,21	81,40	79,07	62,79	50,00
č. 8	67,35	71,43	85,71	86,73	86,73	85,71	84,69	56,12
č. 9	68,75	75,00	93,75	93,75	93,75	88,54	81,25	59,38
č. 10	59,57	62,77	79,79	82,98	79,79	82,98	79,79	53,19
č. 11	68,18	73,86	96,59	90,91	90,91	89,77	73,86	62,50
č. 12	65,93	76,92	97,80	98,90	93,41	95,60	82,42	63,74
č. 13	70,65	78,26	89,13	91,30	91,30	92,39	84,78	67,39
č. 14	70,41	81,63	96,94	95,92	96,94	92,86	91,84	63,27
č. 15	58,33	72,92	86,46	88,54	86,46	84,38	81,25	59,38
č. 16	60,42	67,71	87,50	89,58	91,67	79,17	62,50	57,29
č. 17	68,82	77,42	90,32	91,40	91,40	90,32	80,65	59,14
č. 18	63,54	69,79	83,33	86,46	86,46	79,17	68,75	62,50
č. 19	74,49	81,63	96,94	96,94	96,94	91,84	76,53	73,47
č. 20	64,13	76,09	91,30	90,22	82,61	77,17	73,91	54,35

Legenda k příloze č. 12: A– Anteriorní, AM– Anteromediální, M– Mediální, PM– Posteromediální, P– Posteriorní, PL– Posterolaterální, L– Laterální, AL– Anterolaterální

Příloha 14: Výsledky z výstupního vyšetření Star Excursion Balance Test LDK

Proband	Star Excursion Balance Test LDK							
	A	AM	M	PM	P	PL	L	AL
č. 1	72,00	79,00	90,00	90,00	90,00	90,00	81,00	65,00
č. 2	67,71	76,04	88,54	88,54	91,67	87,50	72,92	67,71
č. 3	62,65	72,29	91,57	96,39	91,57	87,95	78,31	60,24
č. 4	64,52	75,27	86,02	91,40	86,02	86,02	66,67	62,37
č. 5	65,93	76,92	87,91	93,41	87,91	87,91	76,92	60,44
č. 6	67,71	78,13	89,58	89,58	92,71	90,63	78,13	57,29
č. 7	63,95	72,09	87,21	90,70	90,70	81,40	81,40	62,79
č. 8	67,35	77,55	91,84	90,82	90,82	86,73	86,73	59,18
č. 9	71,88	83,33	98,96	98,96	98,96	100,00	88,54	64,58
č. 10	61,70	67,02	85,11	88,30	87,23	85,11	80,85	55,32
č. 11	68,18	71,59	88,64	90,91	88,64	87,50	79,55	63,64
č. 12	65,93	82,42	98,90	102,20	101,10	98,90	85,71	67,03
č. 13	70,65	78,26	92,39	95,65	92,39	92,39	76,09	64,13
č. 14	64,29	78,57	95,92	101,02	100,00	96,94	86,73	56,12
č. 15	58,33	72,92	86,46	88,54	87,50	85,42	79,17	62,50
č. 16	57,29	67,71	87,50	91,67	92,71	89,58	67,71	57,29
č. 17	69,89	79,57	89,25	90,32	91,40	93,55	84,95	64,52
č. 18	62,50	72,92	83,33	88,54	89,58	78,13	67,71	64,58
č. 19	72,45	86,73	100,00	97,96	96,94	86,73	77,55	63,27
č. 20	61,96	78,26	89,13	90,22	84,78	76,09	70,65	56,52

Legenda k příloze č. 13: A– Anteriorní, AM– Anteromediální, M– Mediální, PM– Posteromediální, P– Posteriorní, PL– Posterolaterální, L– Laterální, AL– Anterolaterální

Příloha 15: Výsledky z vstupního vyšetření Star Excursion Balance Test PDK

Proband	Star Excursion Balance Test PDK							
	A	AM	M	PM	P	PL	L	AL
č. 1	70,00	72,00	85,00	85,00	85,00	88,00	80,00	65,00
č. 2	73,68	75,79	94,74	94,74	89,47	89,47	78,95	65,00
č. 3	60,24	69,88	84,34	90,36	90,36	81,93	72,29	55,42
č. 4	64,52	69,89	75,27	80,65	78,49	80,65	66,67	59,14
č. 5	65,22	76,09	89,13	89,13	86,96	86,96	81,52	59,78
č. 6	57,29	67,71	81,25	88,54	83,33	88,54	70,83	57,29
č. 7	62,35	70,59	80,00	76,47	88,24	82,35	70,59	54,12
č. 8	61,22	73,47	86,73	87,76	86,73	83,67	81,63	61,22
č. 9	67,71	77,08	90,63	91,67	93,75	83,33	68,75	57,29
č. 10	58,51	69,15	79,79	84,04	89,36	88,30	85,11	53,19
č. 11	68,18	71,59	85,23	90,91	90,91	85,23	79,55	60,23
č. 12	65,93	78,02	98,90	100,00	100,00	98,90	93,41	63,74
č. 13	67,39	78,26	88,04	96,74	92,39	89,13	82,61	65,22
č. 14	75,51	76,53	91,84	95,92	93,88	96,94	94,90	61,22
č. 15	67,71	80,21	93,75	86,46	83,33	83,33	83,33	62,50
č. 16	65,63	68,75	83,33	88,54	90,63	82,29	58,33	58,33
č. 17	67,74	75,27	91,40	92,47	91,40	89,25	83,87	60,22
č. 18	65,63	75,00	90,63	86,46	86,46	83,33	81,25	67,71
č. 19	79,59	86,73	96,94	96,94	96,94	91,84	78,57	71,43
č. 20	70,65	76,09	95,65	95,65	93,48	94,57	86,96	59,78

Legenda k příloze č. 14: A– Anteriorní, AM– Anteromediální, M– Mediální, PM– Posteromediální, P– Posteriorní, PL– Posterolaterální, L– Laterální, AL– Anterolaterální

Příloha 16: Výsledky z výstupního vyšetření Star Excursion Balance Test PDK

Proband	Star Excursion Balance Test PDK							
	A	AM	M	PM	P	PL	L	AL
č. 1	73,00	78,00	90,00	92,00	93,00	90,00	78,00	64,00
č. 2	73,68	81,05	91,58	94,74	89,47	90,53	77,89	68,42
č. 3	60,24	69,88	90,36	89,16	87,95	87,95	73,49	56,63
č. 4	64,52	69,89	86,02	86,02	86,02	87,10	73,12	61,29
č. 5	65,22	76,09	89,13	89,13	86,96	86,96	81,52	59,78
č. 6	67,71	72,92	88,54	90,63	89,58	93,75	86,46	67,71
č. 7	68,24	76,47	88,24	94,12	94,12	94,12	94,12	69,41
č. 8	66,33	79,59	93,88	91,84	91,84	92,86	86,73	61,22
č. 9	70,83	83,33	97,92	98,96	98,96	96,88	83,33	65,63
č. 10	63,83	74,47	87,23	89,36	90,43	90,43	85,11	58,51
č. 11	68,18	75,00	86,36	90,91	87,50	94,32	82,95	61,36
č. 12	68,13	82,42	102,20	104,40	103,30	101,10	93,41	65,93
č. 13	65,22	76,09	86,96	81,52	82,61	81,52	81,52	59,78
č. 14	65,31	77,55	96,94	96,94	96,94	97,96	96,94	57,14
č. 15	67,71	78,13	91,67	86,46	86,46	83,33	83,33	59,38
č. 16	63,54	69,79	88,54	93,75	90,63	87,50	68,75	62,50
č. 17	67,74	77,42	92,47	92,47	91,40	90,32	83,87	65,59
č. 18	67,71	72,92	88,54	86,46	88,54	83,33	83,33	68,75
č. 19	73,47	87,76	96,94	95,92	94,90	88,78	79,59	65,31
č. 20	68,48	76,09	96,74	94,57	91,30	91,30	88,04	57,61

Legenda k příloze č. 15: A– Anteriorní, AM– Anteromediální, M– Mediální, PM– Posteromediální, P– Posteriorní, PL– Posterolaterální, L– Laterální, AL– Anterolaterální

Příloha 17: Charakteristika experimentální skupiny

Experimentální skupina (n=10)					
	Průměr	SD	Min	Medián	Max
Věk	23,02	1,73	20,86	23,51	26,64
Hmotnost (v kg)	74,80	10,46	67,00	77,50	93,00
Výška (v cm)	180,20	6,26	169,00	183,00	191,00
BMI	24,10	1,75	21,20	24,19	27,06
Doba hraní fotbalu (v letech)	17,50	2,11	14,00	17,50	20,00
Doba fotbalového tréninku (v hod/týden)	9,20	0,98	8,00	10,00	10,00
Funkční délka DK (v cm)	93,00	4,84	76,00	94,50	100,00
Počet pravá dominantní (kopající) DK	8				
Počet levá dominantní (kopající) DK	2				

Legenda k tabulce č. 1: n – počet probandů, Min – minimum (nejnižší hodnota), Max – maximum (nejvyšší hodnota), DK – dolní končetina, BMI – Body Mass Index

Příloha 18: Charakteristika kontrolní skupiny

Kontrolní skupina (n=10)					
	Průměr	SD	Min	Medián	Max
Věk	24,68	3,22	20,22	24,19	30,11
Hmotnost (v kg)	77,20	7,77	62,00	79,00	87,00
Výška (v cm)	179,90	7,12	170,00	182,00	189,00
BMI	24,19	1,75	21,20	24,19	27,06
Doba hraní fotbalu (v letech)	17,82	2,86	12,00	17,00	23,00
Doba fotbalového tréninku (v hod/týden)	8,70	1,90	6,00	8,00	12,00
Funkční délka DK (v cm)	94,00	3,13	88,00	94,50	98,00
Počet pravá dominantní (kopající) DK	9				
Počet levá dominantní (kopající) DK	1				

Legenda k tabulce č. 2: n – počet probandů, Min – minimum (nejnižší hodnota), Max – maximum (nejvyšší hodnota), DK – dolní končetina, BMI – Body Mass Index