

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2.LF UK a FN Motol

Adéla Kramperová

**SROVNÁNÍ VYBRANÝCH FUNKČNÍCH A PŘÍSTROJOVÝCH
METOD TESTOVÁNÍ STABILITY U HRÁČEK FLORBALU**

Bakalářská práce

Praha 2018

Autor práce: Adéla Kramperová

Vedoucí práce: Mgr. Eliška Urbářová

Oponent práce: doc. PhDr. Ondřej Čákrť, Ph.D.

Datum obhajoby: 2018

Bibliografický záznam

KRAMPEROVÁ, Adéla. *Srovnání vybraných funkčních a přístrojových metod testování stability u hráček florbalu*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2018. 67s. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Eliška Urbářová.

Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá srovnáním vybraných funkčních a přístrojových testů stability. Je zaměřena na zjištění korelace mezi testy a srovnání z hlediska časové a prostorové náročnosti, nároků na vybavení, obtížnosti provedení a celkové využitelnosti v praxi u hráček florbalu.

V teoretické části je popsána problematika posturální stability ve florbalu. Jako první je uveden přehled odborných pojmů, které souvisí s pojmem stability ve fyzioterapii. Dále jsou popsána specifika florbalu se zaměřením na vztah úrazovosti a stability v tomto sportu a také je uveden přehled jednotlivých možností testování statické a dynamické stability, jak bez využití počítačových metod, tak s jejich využitím.

Metodika: Výzkumu se zúčastnilo celkem 40 hráček nejvyšší florbalové (ženské nebo juniorské) soutěže. Ke srovnání byly nakonec použity výsledky od 31 probandek. Průměrný věk hráček byl 22 let ($\pm 2,4$). Účastnice absolvovaly celkem tři testy stability, z toho dva testy měřené na silové plošině (mCTSIB – Modified clinical test of sensory interaction on balance, US – Unilateral stance test) a jeden funkční test (SEBT – Star excursion balance test).

Výsledky: V práci nebyla prokázána vzájemná korelace mezi standardizovaným US testem objektivizovaným pomocí silové plošiny a funkčním SEBT testem využívaným u sportovců. Průměrný celkový čas SEBT testu (17:18,27) byl výrazně delší oproti časům dalších dvou testů (mCTSIB - 8:40,29, US - 8:43,55). Z finančního hlediska a náročnosti na prostor byl SEBT test shledán nejméně náročným ze tří sledovaných testů.

Klíčová slova

ženský florbal, posturální stabilita, posturografie, SEBT

Bibliographical record

KRAMPEROVÁ, Adéla. Comparison of selected functional and computer methods for testing the stability in female floorball players. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine, 2018. 67p. Supervisor Mgr. Eliška Urbářová

Abstract

The bachelor thesis evaluates comparison of selected functional and computer methods for testing stability. It is focused on finding a correlation between tests and comparisons in terms of time and space demands, equipment requirements, difficulty of performance and overall usability in practice for female floorball players.

The theoretical part describes the problematics of postural stability in floorball. In the first part there is a summary of professional terms related to the term of stability in physiotherapy. Furthermore, the specifics of floorball are described with a focus on the relation of injury and stability in this sport and there is also a summary of possibilities of testing static and dynamic stability, without the use of computer methods as well as with their use.

Methodology: A total of 40 players of the highest floorball (women's or junior's) competition took part in the research. For comparison, results from 31 probands were used. The average age of the involved players was 22 years (± 2.4). The participants underwent a total of three tests of stability, two of them were measured on a force plate (mCTSIB – Modified clinical test of sensory interaction on balance, US – Unilateral stance test) and one was a functional test (SEBT – Star excursion balance test).

Results: The work did not show a correlation between the standardized US test objectivized by force plate and the functional SEBT test which is used by athletes. The mean total time of the SEBT test (17: 18.27) was significantly longer than the time of other two tests (mCTSIB - 8: 40.29, US - 8: 43.55). In terms of finance and a space demands, the SEBT test was found to be the least demanding of the three tests examined.

Keywords

women's floorball, postural stability, posturography, SEBT

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Elišky Urbářové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 23.4.2018

Adéla Kramperová

Poděkování

Děkuji Mgr. Elišce Urbářové za cenné rady, návrhy a pomoc při zpracování bakalářské práce. Dále pak doc. Ing. Ivanovi Nagymu, CSc. a Ing. Markovi Suchánkovi za pomoc se statistickým zpracováním dat a Jiřímu Rousovi za pomoc při úpravě obrazových materiálů. Děkuji pracovníkům Kliniky rehabilitace za možnost provést měření ve funkční laboratoři. Poděkování patří také spolužačce a zároveň spoluhráče Aničce Válkové za spolupráci při realizaci měření. V neposlední řadě bych chtěla poděkovat všem účastnicím měření za jejich ochotu dorazit do Motola a spolupráci při měření.

OBSAH

SEZNAM ZKRATEK	8
ÚVOD	9
1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	10
1.1 VYMEZENÍ POJMŮ	10
1.1.1 Postura	10
1.1.2 Posturální stabilita	10
1.1.3 Neurofyziologické faktory posturální stability	10
1.1.4 Biomechanické faktory posturální stability	12
1.1.5 Psychické vlivy ovlivňující posturální stabilitu	13
1.1.6 Posturální stabilizace	13
1.1.7 Posturální reaktibilita	14
1.1.8 Balance	15
1.2 CHARAKTERISTIKA FLORBALU	16
1.2.1 Fyziologie zátěže ve florbalu	17
1.2.2 Specifika ženského sportu	18
1.2.3 Role posturální stability ve florbalu	19
1.2.4 Akutní zranění ve florbalu	20
1.2.5 Chronické obtíže způsobené florballem	23
1.3 VYŠETŘENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY	25
1.3.1 Funkční testování	25
1.3.2 Přístrojové testování	28
1.3.3 Vyšetření posturální stability v praxi u sportovců	30
2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY	31
2.1 CÍLE PRÁCE	31
2.2 HYPOTÉZY	31
2.2.1 Hypotéza H1	31
2.2.2 Hypotéza H2	31
2.2.3 Hypotéza H3	31
3 METODIKA PRÁCE	32
3.1 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU	32
3.2 POSTUP PŘI TESTOVÁNÍ	32
3.2.1 Přístrojové testy	33
3.2.2 Star Excursion Balance Test (SEBT)	38
3.3 ANALÝZA ZPRACOVANÝCH DAT	41
4 VÝSLEDKY	42
4.1 HODNOCENÍ VÝSLEDKŮ TESTŮ	42
4.1.1 Modified Clinical Test For Sensory Interaction In Balance (mCTSIB)	42
4.1.2 Unilateral Stance Test (US)	43
4.1.3 Star Excursion Balance Test (SEBT)	43
4.1.4 Srovnání	46
4.2 HODNOCENÍ DÉLKY TRVÁNÍ TESTŮ	47
4.3 HODNOCENÍ NÁROČNOSTI PROVEDENÍ TESTŮ	48
4.4 HODNOCENÍ PROSTOROVÉ NÁROČNOSTI TESTŮ	48
4.5 HODNOCENÍ FINANČNÍ NÁROČNOSTI TESTŮ	49
4.6 VYHODNOCENÍ HYPOTÉZ	50
4.6.1 Hypotéza H1	50
4.6.2 Hypotéza H2	50
4.6.3 Hypotéza H3	50
5 DISKUZE	51
5.1 LIMITY PRÁCE	55

ZÁVĚR	57
REFERENČNÍ SEZNAM	58
SEZNAM GRAFŮ	63
SEZNAM OBRÁZKŮ	64
SEZNAM TABULEK.....	65
PŘÍLOHY.....	66

SEZNAM ZKRATEK

AC	Area of contact (plocha kontaktu)
AL	Area of load (úložná plocha)
AS	Area of support (opěrná plocha)
ATP	Adenosintrifosfát
BEST	Balance Evaluation Systems Test
BS	Base of support (opěrná báze)
CAI	Chronic ankle instability (chronická nestabilita hlezna)
CMP	Cévní mozková příhoda
CNS	Centrální nervová soustava
COG	Centre of gravity (průmět těžiště těla)
COM	Centre of mass (těžiště)
COP	Centre of pressure (působíště vektoru retrakční síly podložky)
CP	Kreatinfosfát
CTSIB	Clinical Test For Sensory Interaction In Balance
ČfBU	Česká florbalová unie
Deg/sec	stupeň za sekundu
DKK	Dolní končetiny
DGI	Dynamic Gate Index
FRT	Functional Reach test
IFF	International floorball federation
mCTSIB	Modified Clinical Test For Sensory Interaction In Balance
LDK	Levá dolní končetina
PDK	Pravá dolní končetina
SIAS	Spina iliaca anterior superior
SEBT	Star Excursion Balance test
TUG	Timed Up and Go test
US	Unilateral Stance test

ÚVOD

Význam posturální stability ve sportu je hojně zkoumaným tématem zejména v souvislosti s prevencí sportovních zranění. Autoři v rámci svých studií využívají testy stability ke zhodnocení vlivu specifických tréninkových programů na vybranou skupinu sportovců nebo přímo k predikci rizika úrazu u konkrétního jedince. Přestože se předpokládá souvislost mezi posturální stabilitou a úrazovostí, neexistuje v současné době jednotný postup, jak stabilitu u sportovců vyšetřovat a jak volit vhodnou obtížnost testů.

Florbal je v posledních letech v České republice jedním z nejrychleji se vyvíjejících sportů, který je zároveň dostupný pro širokou veřejnost. Součástí charakteristického pohybu při hře jsou rychlá zastavení či změny směru, stejně jako kontakty s protihráči nebo mantinely ohraničujícími hřiště. Tento sport je tak logicky spojen s velkou četností úrazů zejména dolních kočetin vzniklých při zápasech nebo během tréninku. Úrazovost ve florbalu se v posledních letech neustále zvyšuje.

Odhalit možnosti využití testování stability u hráčů a hráček florbalu je vzhledem k těmto okolnostem velmi důležité. Je nutné pokračovat ve výzkumech studujících vliv specifických tréninkových programů na sportovce a především na jejich úrazovost s cílem vyvinout účinný preventivní program. Vhodné vyšetření stability by tak bylo možné využít právě ke zhodnocení efektivity a správného nastavení těchto programů. Ke posouzení dlouhodobého efektu dané intervence je navíc nutné provádět testování pravidelně. Zvolený test by z těchto důvodů měl být co nejméně náročný na prostředky a čas, tak aby bylo možné jej zařadit například k testování fyzické výkonnosti, které ve většině florbalových klubů celoročně probíhá. Předpokládáme, že vhodný test by měl být dostatečně náročný pro populaci sportovců a zároveň by měl vykazovat korelaci s výsledky s v praxi využívaných standardizovaných objektivizovaných metod vyšetření stability. Správným určením takového testu můžeme docílit pokroku v prevenci a rehabilitaci sportovních zranění.

V teoretické části práce jsou uvedeny poznatky o posturální stabilitě ve florbalu a shrnutí možností testování stability. Praktická část práce se zabývá srovnáním tří testů stability z hlediska využitelnosti v praxi u hráček florbalu. Hodnocenými parametry jsou náročnost na čas, provedení, prostor a finance a současně zjištění korelace mezi testy.

1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

1.1 VYMEZENÍ POJMŮ

Pojem stabilita není zcela jednoznačný a v rámci fyzioterapie jsou používány i další pojmy podobného významu. Proto budou níže v textu rozebrány.

1.1.1 *Postura*

Posturou můžeme nazvat aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, v praxi zejména proti síle tíhové. Postura je často chybně chápána pouze jako součást určité polohy, zejména vzpřímeného stoje či sedu. Ve skutečnosti je součástí, ale také podmínkou jakéhokoli pohybu. Postura, která je nastavená tak, že umožňuje provedení plánovaného pohybu, se nazývá atituda. Nedostatek posturálního zajištění může způsobit narušení motorických programů (Kolář, 2009; Vařeka, 2002a).

1.1.2 *Posturální stabilita*

Shumway-Cook a Woollacott (2012) definují posturální stabilitu jako schopnost udržet těžiště v mezích opěrné báze. Posturální stabilita nám slouží k zajištění vzpřímeného držení těla proti působení zevních sil (postury).

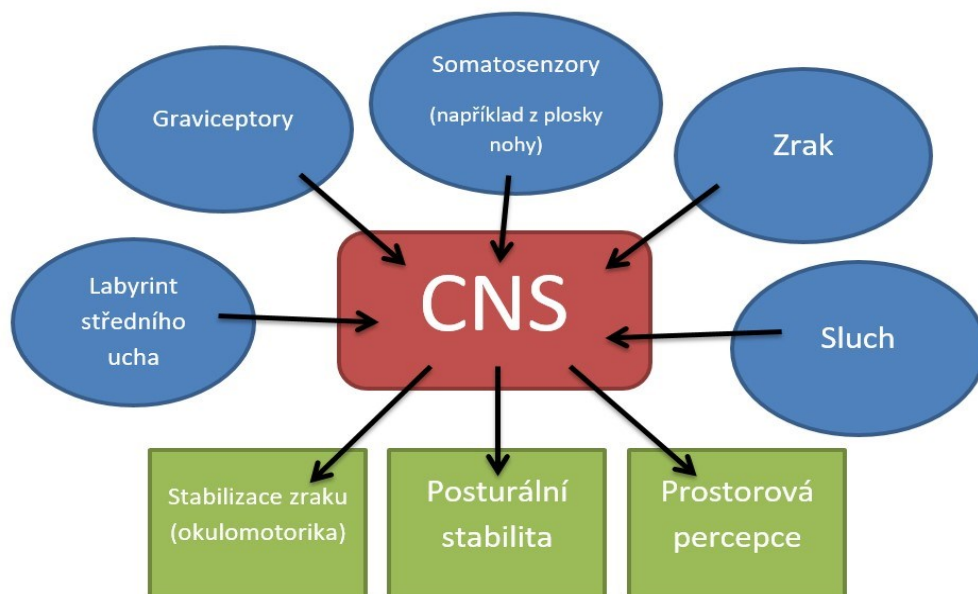
Posturální stabilitu je možné specifikovat jako vysoce specializovaný proces udržování rovnováhy, polohy těla a jeho částí ve stále se měnícím prostředí, tedy jako schopnost reagovat na působení vnějších, ale také vnitřních sil tak, aby nedošlo k neřízenému pádu. Každá statická poloha, jako například vzpřímený stoj nebo sed, ve skutečnosti obsahuje děje dynamické. V praxi tedy nezaujíkáme statickou polohu jednorázově, jde spíše o kontinuální děj, při kterém musíme čelit určité přirozené labilitě. Posturální stabilita tedy předchází a dále doprovází každý náš pohyb. Posturální stabilitu ovlivňují neurofyziologické, biomechanické a psychické faktory (Kolář, 2009; Pastucha, 2013).

1.1.3 *Neurofyziologické faktory posturální stability*

Pohybový regulační mechanismus posturální stability má tři hlavní složky – senzory, řídicí a výkonnou. Pokud je některá z těchto složek narušena, dochází k dysfunkci. Když dojde k narušení pouze části jedné ze složek, nemusí být deficit patrný hned, ale může se objevit například až s přibývajícím zátěží (Vařeka, 2002a).

Senzorická, nebo také aferentní složka, zprostředkovává vstupní informace pro organismus. Tyto informace získává jednak z proprioceptorů, dále pak přicházejí z vestibulárního systému (z labyrintu středního ucha), smyslových orgánů (zrak a sluch) a část je získána prostřednictvím exterocepce, např. z Ruffiniho (termorecepce, mechanocepce) a Meissnerových (vnímání povrchových vibrací) tělísek. Vestibulární systém se nejvíce uplatňuje při rychlých rotačních pohybech a změnách polohy hlavy. Zrak slouží spíše k celkové orientaci v prostoru. Při udržení posturální stability v klidném postoji má zase zásadní roli propriocepce z plosek nohou. Všechny tyto informace se dále třídí v řídicím orgánu, kterým je CNS. Aferentace vytváří určitý pohotovostní potenciál v CNS pro výběr vhodného motorického programu. Pohybové ústrojí tvoří poslední složku mechanismu. Výkonnou (eferentní) funkci zastávají zejména kosterní svaly. Činnost posturálního systému je hrubě naplánována v motorických programech, přesto dochází k jejich průběžnému přizpůsobení dle situace (Vařeka, 2002b; Věle, 2006).

Vařeka (2002a) uvádí, že kosterní svaly dokonce stojí na pomyslné křižovatce mezi řídicí a výkonnou složkou. Díky proprioceptci mají také důležitou roli v senzorické oblasti. Výsledkem souhry zmíněných složek není pouze řízení posturální stability, ale také řízení stabilizace zraku (okulomotoriky) a prostorové percepce. Kromě bezchybné multisenzorické integrace vestibulárních, zrakových, proprioceptivních a kožních informací se na řízení posturální stability podílí také míra excitability nervového systému a kvalita zpětnovazebných mechanismů (Čakrt, 2009).



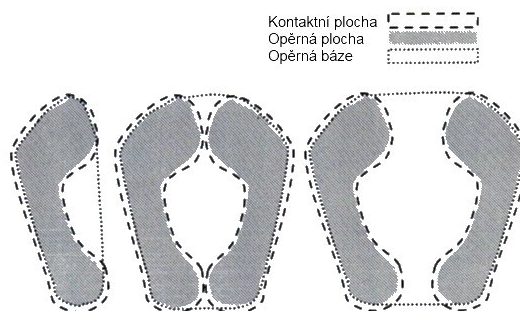
Obrázek 1: Schéma senzomotorické integrace (přepřacováno dle Shumway-Cook & Woollacott, 2012)

1.1.4 Biomechanické faktory posturální stability

Kromě zmíněných neurofyziologických mechanismů mají na naši stabilitu vliv také faktory biomechanické. Mezi biomechanické faktory řadíme polohu těžiště, plochu opěrné báze a průmět těžiště do opěrné báze, hmotnost a výšku jedince, dále způsob kontaktu těla s podložkou a postavení tělních segmentů (Véle, 1995).

Mezi klíčové termíny zde patří opěrná plocha (AS = area of support) a opěrná báze (BS = base of support). Opěrná plocha je ta část podložky, která se nachází v přímém kontaktu s tělem. Opěrná báze zpravidla představuje větší plochu, neboť je ohraničena vzdálenějšími hranicemi opěrné plochy nebo ploch. Prakticky tedy obsahuje opěrné plochy a vše mezi nimi. Toto nemusí platit vždy, např. při stožení na jedné končetině se AS téměř rovná BS. K udržení stability je potřeba udržet těžiště těla v mezích opěrné báze. Je třeba si uvědomit, že opěrná báze leží v rovině kolmé na výslednici zvažovaných zevních sil, nemusí být tedy vždy v horizontální rovině. Pro ujasnění vzájemného vztahu stability a opěrné báze můžeme konstatovat, že stabilita je přímo úměrná velikosti BS a dále také hmotnosti tělesa a naopak nepřímo úměrná výšce těžiště nad BS, vzdálenosti mezi průmětem těžiště a středem BS a sklonem BS k horizontální rovině (Kolář, 2009; Vařeka, 2002b).

Dále rozlišujeme tzv. plochu kontaktu (AC = area of contact) a plochu úložnou (AL = area of load). Pojem úložná plocha můžeme ve fyziologickém případě využít u novorozenců, v patologickém případě např. u pacientů v hlubokém bezvědomí, neboť se jedná o kontakt těla s podložkou v případě, kdy není zorganizován muskuloskeletální systém. Termín plocha kontaktu lze nejlépe vysvětlit ve vztahu k opěrné ploše. V aktivní opoře totiž nedokážeme prakticky využít celou plochu kontaktu, proto v určité chvíli využíváme pouze opěrnou plochu. AS je tedy aktuálně využívanou částí AC. Prakticky platí, že $BS \geq AC \geq AS$. Vzájemný vztah těchto tří parametrů je znázorněn na Obrázku 2 (Vařeka, 2002a; Winter, 1995).



Obrázek 2: Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Vařeka, 2002a)

Parametry centre of mass (COM), centre of gravity (COG) a centre of pressure (COP) využíváme v biomechanice k hodnocení stability. COM, neboli těžiště, je hypotetický bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla. Lze ho stanovit pomocí experimentálních, grafických nebo také matematických metod. Těžiště lze stanovit i pro jednotlivé segmenty těla zvlášť. COG je průmětem těžiště těla do opěrné báze a ve statické poloze, jako je stoj nebo sed, se musí vždy nacházet právě v opěrné bázi. Při činnosti dynamické například při bipedální lokomoci se může COG nacházet i mimo cyklicky se měnící BS, ale BS musí být cíleně zajištěna tak, aby se v ní COG vzápětí opět nacházelo. COG bývá často zaměňováno s COP, neboli působištem vektoru reakční síly podložky. Tyto dva parametry jsou si přitom rovny jenom v případě dokonale tuhého tělesa, jakým lidské tělo rozhodně není. COP je oproti COG více ovlivněno nejen polohou těžiště, ale také svalovou činností řízenou CNS (Vařeka, 2002a; Winter, 1995).

1.1.5 Psychické vlivy ovlivňující posturální stabilitu

Určitý podíl na držení těla a řízení posturální stability, zejména pak volby vhodného motorického programu k udržení či obnovení posturální stability, má psychika. Vliv psychiky se projevuje jak vědomě, tak i podvědomě. Určitá míra soustředění při vyšetření může v dané situaci pomoci ke zlepšení stability, naopak nadměrná psychická tenze může působit kontraproduktivně (Vařeka, 2002b).

1.1.6 Posturální stabilizace

Posturální stabilizaci si můžeme představit jako svalovou aktivitu řízenou CNS, která zpevňuje jednotlivé segmenty těla tak, aby se naše kostra v prostoru nezhroutila. Tato svalová aktivita působí i v případě statických poloh, kdy nám pomocí koaktivace agonistických a antagonistických svalů umožňuje vzdorovat vnějším silám, především gravitaci (Kolář, 2009).

Posturální stabilizace je zapotřebí i v případě, že pohybujeme pouze určitým segmentem těla, v takovém případě je využita k fixaci ostatních segmentů. Žádný cílený pohyb není možné provést bez úponové stabilizace. Aktivita stabilizujících svalu generuje aktivitu v dalších svalech. Následně dochází ke zpevnění dalších segmentů a k „řetězení“ aktivity v pohybovém systému. Experimentálně bylo zjištěno, že aktivace bránice, pánevního dna, břišních, zádových a gluteálních svalů předbíhá pohybovou činnost horních a dolních končetin (Kolář, 2006).

Dynamická stabilizace je nezbytná nejen pro běžný pohyb, ale také pro sportovní výkon. K optimální stabilizaci nedochází pouze odpovídající silou břišních svalů, extenzorů páteře, gluteálních svalů nebo jakéhokoliv jiného svalstva. Záleží především na přesné koordinaci svalových skupin a regulaci intraabdominálního tlaku pomocí CNS (Frank, Kobesova & Kolar 2013).

Véle (2006) ve své knize rozeznává dva základní typy stabilizace – vnitřní a vnější. Vnitřní, pružnou nebo také segmentovou stabilizaci provádí krátké intersegmentální svaly páteře, které tvoří stabilizační systém a korigují zejména pozici jednotlivých páteřních obratlů ve vertikále. Během této stabilizace jsou neustále snímány a porovnávány informace přicházející z kortexu, vestibulárního aparátu, mozečku a zrakového aparátu. Na vnitřní stabilizaci navazuje vnější, celková stabilizace, které slouží ke zpevnění větších úseků, nebo dokonce celého osového orgánu. Na vnější stabilizaci se podílejí větší svaly propojující jednotlivé páteřní sektory nebo připojující jednotlivé končetiny přes jejich pletence k osovému orgánu. Tyto svaly se aktivují až při větší výchylce těla ze středního postavení.

Panjabi (1992) ve svém článku uvádí jako základní funkci stabilizačního systému schopnost zajistit dostatečnou stabilitu páteře tak, aby odpovídala okamžitě se měnícím nárokům na stabilitu v důsledku změn polohy páteře, statického a dynamického zatížení. Autor popisuje, že páteřní stabilizační systém je složen ze tří subsystémů. Pasivní pohybový subsystém zahrnuje obratle, kloubní plochy, meziobratlové ploténky, páteřní vazy a kloubní pouzdra. Aktivní pohybový subsystém se skládá ze svalů a šlach, které obklopují míchu a páteř. Subsystém zpětné vazby a nervových zakončení se skládá z receptorů, které se nacházejí ve vazech, šlachách a svalech. Tyto tři subsystémy vzájemně spolupracují na správné funkci stabilizačního systému.

1.1.7 Posturální reaktibilita

Chceme-li zvednout břemeno nebo pohnout segmentem těla proti většímu odporu, a tedy většímu silovému působení, je vždy generována kontrakční svalová síla, která je nutná pro překonání tohoto odporu. Tato síla následně vyvolává reakční svalovou sílu v celém lidském těle. Posturální reaktibilitou nazýváme právě tuto reakční stabilizační funkci. Účelem této reakce je vytvořit co nejstabilnější *punctum fixum*, aby segment odolával působení vnějších sil. *Punctum fixum* nazýváme zpevněnou část. Pohyblivá část segmentu se označuje *punctum mobile*. Pro vytvoření těchto pevných bodů je důležitá také schopnost diferenciací svalové funkce (Kolář, 2009).

1.1.8 Balance

Pod pojmem balance nebo také rovnováha si můžeme představit soubor určitých strategií, jak statických, tak dynamických, zajišťujících posturální stabilitu. Statickou bilanci si můžeme představit jako snahu o zachování stability na nepohyblivé ploše bez jakékoli lokomoce. Balanci dynamickou naopak využijeme v případě pohyblivé plochy nebo během lokomoce. Balanční strategie se aktivuje podle konkrétní situace na základě vnějšího nebo vnitřního podnětu. Rozeznáváme balanční strategie beze změny a se změnou opory. Aktivace konkrétní strategie záleží také na předchozí zkušenosti s podobnou situací a do jisté míry i na momentálním psychickém nastavení jedince. Pro detekci konkrétní situace využíváme informace ze senzorického systému, na jejich základě pak CNS vybere vhodný program a pošle informaci eferentně do příslušných svalových skupin (Vařeka, 2002b; Véle, 2006).

Mezi statické strategie patří zejména mechanismus hlezenní a kyčelní. Při stožení s nohama u sebe je v předozadním směru využívána především strategie hlezenní a v laterolaterálním směru strategie kyčelní. V klidném stožení v sagitální rovině tedy stabilitu zajišťuje zejména aktivita plantárních a částečně i dorzálních flexorů hlezenních kloubů, ale už při působení trochu výraznějších zevních sil se do kontroly zapojují i kyčle. Obecně je ale známo, že stabilita stožení v laterolaterálním směru je lepší nežli stabilita předozadní. Tento fakt vychází nejspíše z anatomického předpokladu, že pohyb do stran je více omezen nežli pohyb předozadní. Velká volnost v sagitální rovině pak pravděpodobně vyplývá ze skutečnosti, že právě v této rovině probíhá přirozená lokomoce (Vařeka, 2002b).

Mechanismus úkroku, uchopení se pevné opory a další způsoby, jak lze rychle zvětšit plochu opěrné báze, patří mezi strategie dynamické. Pokud je situace vyhodnocena tak, že posturální stabilitu nelze dále udržet pomocí statické strategie nebo znovu získat pomocí strategie dynamické, uplatní se tzv. program řízeného pádu. Jeho součástí je například pohyb končetin ve směru pádu ve snaze zmírnit dopad, ochránit hlavu a tak dále. Určitou podmínkou pro využití této strategie je dobrá koordinace pohybů. Zatímco cvičení statických strategií patří mezi základní součásti rehabilitačních technik v prevenci neřízeného pádu, nácvik řízeného pádu je opomíjen. Důvod je samozřejmě z části v obavě o poškození pacienta, toto však může být pouze otázka správně zvládnuté metodiky (Vařeka, 2002b; Véle, 2006).

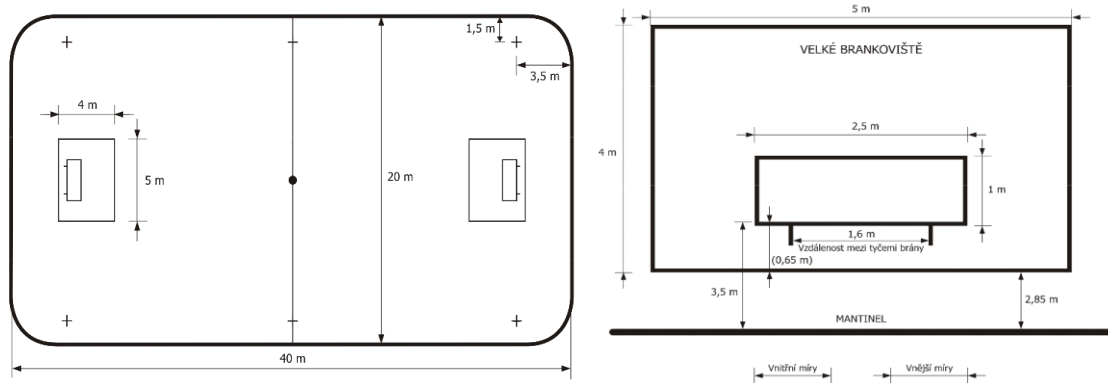
1.2 CHARAKTERISTIKA FLORBALU

Florbal je velmi mladým a stále se vyvíjejícím kolektivním sportem. Přesto si již dokázal po světě, zejména ve Skandinávii, získat značnou popularitu. Tento sport vznikl původně v USA, ale za jeho kolébku je považováno Švédsko, kde se počátky této hry, zvané místními innebandy, datují na začátek sedmdesátých let minulého století. V roce 1984 se florbal díky výměnnému pobytu studentů z VŠE v Praze dále rozšířil z Finska i do České republiky. O dva roky později byla založena Mezinárodní florbalová federace (IFF), která vzala pod svá křídla již existující národní florbalové svazy. Po přivezení prvních florbalových mantinelů do České republiky z Maďarska v roce 1992 vznikl na našem území první mezinárodní florbalový turnaj a začala se budovat početná hráčská základna. Ve stejném roce vznikla také Česká florbalová unie (ČFbU), která zastřešovala 40 oddílů s celkem 700 hráči (Kysel, 2010; Skružný, 2005).

Florbal i nadále pokračuje ve vysokém tempu rozvoje. Podle nejnovějších statistik z roku 2016 spadá pod ČFbU již 406 klubů s 38 833 registrovanými hráči. Vzrostl také počet rekreačních florbalistů v České republice, který byl odhadnut na 150 000 hráčů. Nárůst zaznamenává tento sport i celosvětově, počet členských států IFF se z původních tří zakladatelských (Švédsko, Finsko, Švýcarsko) rozrostl na 66 členských zemí s celkovým počtem 4 489 klubů a 320 829 hráčů (IFF, 2016).

Podstatou florbalu je, podobně jako v hokeji, vstřelit do konce hrací doby více branek než soupeř, s dodržením ustanovených pravidel. Přesné znění oficiálních pravidel vydává vždy na začátku sezóny IFF, jejich dodržování během soutěžních zápasů hlídá dvojice rozhodčích. Během hry smí být na hřišti pouze šestice hráčů (5 hráčů v poli + 1 brankář). Další členové družstva se během střídání, které probíhá hokejovým způsobem tzv. noha za nohu, mění s hráči na hřišti. Střídání může proběhnout kdykoliv během utkání, ani jejich počet není nijak omezen. Každé družstvo může využít na jedno utkání až 20 hráčů. Hrací doba je pro elitní kategorie stanovena na 3x20 minut čistého času (Bernaciková, Kapounová, Novotný & Hrazdíra, 2010; Kysel, 2010; Skružný, 2005).

Florbal je sportem halovým, provozuje se na tvrdém rovném povrchu. Dvěma nejvyužívanějšími typy hrací plochy jsou parkety - dřevěná, tvrdá podlaha a tarket, o něco měkčí gumový povrch. Hrací plocha o rozměrech 40x20 m je ohraničena mantinely o výšce 50 cm (Obrázek 3).

**Obrázek 3:** Schéma hrací plochy a brankoviště (ČFBU, 2014)

Jediným nářadím na hrací ploše jsou branky, do kterých se hráči snaží vstřelit plastový míček, který má v sobě 26 kulatých otvorů. Základním florbalovým vybavením je především florbalová hůl („florbalka“). Florbalka má v horní části omotávku, za kterou je držena, na jejím konci je čepel. Mezi vybavení brankáře patří speciální maska, chrániče, dres a kalhoty, vesta, suspensor nebo chránič krku, případně rukavice, nikoli však hůl (Obrázek 4) (Kysel, 2010; Skružný, 2005).

**Obrázek 4:** Vybavení hráče a brankáře (Archiv florbalového klubu Tatran Střešovice)

1.2.1 Fyziologie zátěže ve florbalu

Jak už bylo řečeno výše, herní čas je ve florbalu 3x20 minut čistého času. Každý hráč stráví na hřišti obvykle cca 40-70 sekund, na střídačce pak 40-140 sekund. Za jeden zápas hráč naběhá průměrně okolo 4-7 kilometrů. Intenzita herního zatížení se pohybuje od střední zátěže až po zátěž maximální. Jedná se převážně o zátěž intervalovou (Bernaciková et al., 2010).

Podle Máčka a Radvanského (2011), je při střídání krátkých intervalů práce a odpočinku prováděna stejná práce s menším úsilím oproti zátěži kontinuální. Stejnou zátěž, jakou je sportovec schopen vykonávat intervalově hodinu, zvládne kontinuálně podstatně kratší dobu, obvykle okolo 10 minut. Za tímto rozdílem stojí odlišný způsob energetického hrazení zátěže. Při krátkých intervalových úsecích tělo čerpá především ze zásob ATP a CP, které dokáže v následujícím klidovém období opět syntetizovat. Laktát se během tohoto období dostane do krve a aerobně se metabolizuje. Intervalovým způsobem lze proto zvládnout více práce. Specifickou adaptací organismu na tento typ zátěže, kterou můžeme u florbalistů očekávat, je zvýšení glykolytické kapacity. Při delších úsecích zátěže (např. v tréninku) se pak hráč částečně adaptuje i na zátěž vytrvalostní.

Pohyb hráčů v poli zahrnuje především rychlý běh plný náhlých zrychlení, zpomalení a častých změn směru, jehož součástí je také manipulace s holí a míčkem. Brankáři hrají převážně na kolenou a tělem a končetinami zasahují proti míčku (Pasanen et al., 2017).

1.2.2 Specifika ženského sportu

Máčková a Máček (2011) uvádějí, že ve většině sportovních odvětví se v uplynulých třiceti letech objevil velký vzestup výkonnosti žen. Dívky a ženy začaly ve stále větší míře pěstovat sporty, které byly dříve vyhrazeny mužům. Intenzita ženského tréninku se mnohdy neliší od tréninku mužů. Rozdíly ve stavbě a složení těla ženského a mužského jsou však patrné, jak ve fyziologických funkcích, tak v biomechanických předpokladech pohybu.

U žen je oproti mužům snížena především tělesná výkonnost. Dívky jsou při narození o něco menší, do 9-10 let jsou ale růstové křivky paralelní s chlapci. U dívek pak začíná růstový spurt o něco dříve než u chlapců, mezi 10.-11. rokem. V tomto věku proto převyšují chlapce a mají také větší hmotnost. Nástupem menarche mezi 12 a 14 lety se u dívek rychlost lineárního růstu snižuje. Dívky celkově rostou rychleji a kratší dobu a definitivní tělesné výšky dosahují průměrně mezi 16. a 17. rokem věku. Kosti žen mají menší hustotu nežli kosti muže. Muži mají v každém věku vyšší hustotu těla, tudíž méně tuku než ženy, a také vyšší hodnoty androgenů, které jsou odpovědné za značný přírůstek aktivní tělesné hmoty. Statická síla u žen tvoří 56 % statické síly u mužů pro horní končetiny a 72 % statické síly mužů pro dolní končetiny. Dynamická síla je nižší průměrně o 30 %. Je však samozřejmé, že cíleným tréninkem lze i u žen významně zvýšit

svalovou sílu. Základní rozdíl v oblasti fyziologie pak hraje kardiovaskulární systém. U žen je srdce menší, tím pádem je snížen systolický objem a minutový srdeční výdej, který je u žen kompenzován vyšší srdeční frekvencí. Díky menšímu množství krve mají ženy nižší transportní kapacitu pro kyslík. Při stejné spotřebě VO₂ tedy musí zvýšit minutovou ventilaci nebo extrahovat více kyslíku z krve. Hodnoty VO₂ max vyjádřena v hodnotách na kg tělesné hmotnosti činí mezi muži a ženami rozdíl asi 20-30 %. Rozdíly mezi trénovanými muži a ženami jsou obecně menší než u netrénovaných, ať jsou vyjádřené v hodnotách absolutních, nebo relativních (na kg tělesné hmotnosti) (Máčková & Máček, 2011).

Florbal je sportem pro každého bez ohledu na pohlaví nebo věk. Ženský florbal je sportem pomalejším v porovnání s mužským florballem. Kysel (2010) ve své knize uvádí, že trénink ženského týmu by měl být méně namáhavý hlavně zejména v kondiční složce. Technicko-taktická příprava by se od přípravy mužského týmu neměla nijak lišit. Větší důraz by měl být kladen na složku psychologickou. Herní čas v nejvyšších soutěžích v České republice se však u mužů a žen neliší. V pravidlech mužské superligy a ženské extraligy nalezneme jen malé rozdíly. Například od začátku sezóny 2017/18 se prodloužení mužské nejvyšší soutěže hraje pouze 3 na 3 hráče, v pravidlech ženské nejvyšší soutěže zůstává prodloužení 5 na 5.

1.2.3 Role posturální stability ve florbalu

Posturální stabilita je, jak už bylo zmíněno, součástí každého pohybu. Během jakékoli sportovní činnosti je význam senzoricke, řídicí i motorické složky ovlivňující stabilitu umocněn (oproti klidové situaci).

Elphiston (2008) uvádí, že prvky jako stabilita, pohyblivost, symetrie a rovnováha tvoří základ pro rozvoj sportovního pohybu a odolnosti proti úrazům. Kombinace těchto prvků je nutná k podání maximálního výkonu. V určitých sportovních disciplínách, jako je např. tenis nebo fotbal, musí být sportovci schopni okamžitě se přizpůsobit stále se měnícím situacím (změny směru apod.). Dále musí být schopni reagovat na tyto situace různými způsoby tak, aby jejich pohyb byl co nejefektivnější vzhledem k okolním silám.

Mezi sportovní disciplíny, kde zmíněné prvky hrají důležitou roli, můžeme zařadit také florbal. Ve florbalu je důležité stabilitu objektivně hodnotit a zároveň přemýšlet o možnostech specifického balančního tréninku, oboje zejména v rámci prevence sportovních úrazů. Ve florbalu se hojně uplatňuje schopnost hráče udržet tzv. dynamickou stabilitu v kloubech dolních končetin - kolenním a hlezenním kloubu.

V případě, že dojde k zatížení v patologickém postavení, totiž dochází k poranění kloubů nebo měkkých tkání (vazů, svalů, šlach). Schopnost sportovce udržovat tuto dynamickou stabilitu je založena, podobně jako je tomu v klidu, především na interakci senzorických a neuromuskulárních mechanismů zahrnujících smyslové orgány, neurální dráhy a muskuloskeletální aparát (Emery, 2003).

Neméně důležitá je také dynamická stabilita trupu, která je nezbytná pro dosažení optimálního atletického výkonu v řadě sportů. Přesto je u řady florbalistů nedostatečná. Jako příklad využití trupové stability ve florbalu lze uvést střelbu. Novák (2016) ve své práci, kde porovnává rychlost a přesnost střelby u mladých hráčů florbalu, dokazuje, že u skupiny, která zařadila do florbalové přípravy specifické cvičení zaměřené na práci s trupovou stabilitou, došlo k výraznému zlepšení přesnosti střelby (o 28,33 %). Kontrolní skupina hráčů ani skupina hráčů s nespecifickým posilováním trupového svalstva nevykázala statisticky významnou změnu v přesnosti střelby. Čímž lze podpořit fakt, že záleží především na přesné koordinaci svalových skupin, nikoliv pouze na jejich síle.

1.2.4 Akutní zranění ve florbalu

Pravidelná fyzická aktivita má prokazatelně pozitivní dopad na naše zdraví. Sportování na vrcholové úrovni s sebou ale přináší zvýšené riziko úrazu. Akutní úrazy dolních končetin, zejména ty, které postihující hlezenní a kolenní kloub, patří v halových týmových sportech (např. házená, basketbal nebo florbal) mezi významné a poměrně časté problémy. Akutní zranění mohou vést k dlouhodobějšímu postižení a tím pádem k déletrvajícím omezením hráče ve sportovních i nespportovních činnostech. U poranění kotníku prokazatelně dochází k opakovaným úrazům. Závažná poranění kolene se zase stávají podkladem urychlujícím průběh degenerativních změn (Pasanen et al., 2008a).

Florbalový úraz je autory zabývajícími se touto problematikou (Leppänen, Pasanen, Kujala & Parkkari, 2015; Pasanen et al., 2015; Tranaeus, Götesson & Werner, 2016) definován jako jakékoliv traumatické zranění nebo zranění způsobené přetížením, ke kterému dojde během hry nebo tréninku a které činí hráče neschopným účastnit se další pohybové aktivity v plném nasazení během následujících 24 hodin.

Pasanen et al. (2008a) ve své studii týkající se úrazovosti elitních finských florbalistek uvádí incidenci zranění u těchto hráček 1,8 na 1000 hodin tréninku a 40,3 na 1000 hodin zápasového nasazení a poukazuje tak na fakt, že úrazovost je ve florbalu

vysoká a nadále dochází k jejímu zvyšování oproti výsledkům starších studií, kdy Wikström a Anderson (1997) uvádějí celkovou incidenci zranění u švédských florbalistek 2,5 na 1000 hodin. Snellman et al. (2001) uvádí incidenci zranění finských florbalistek 1,0 na 1000 hodin tréninku a 15,9 na 1000 hodin zápasového tempa. Příčinou zvyšování úrazovosti ve florbalu může být zvýšení celkové náročnosti tohoto sportu způsobené vyšší rychlostí hry nebo vyšším počtem tréninkových jednotek. Příspět mohou také ostré tělesné souboje mezi soupeři, které se v poslední době stávají čím dál tím častěji součástí hry.

Úrazovostí hráček české florbalové extraligy žen se ve své rešeršní práci věnuje Čermáková (2017). Na základě nestandardizovaného dotazníku hodnotí úrazovost českých florbalistek a florbalistů, dále také sleduje úrazovost ve vztahu k péči o hráče poskytované kluby ve smyslu kompenzačních cvičení, regenerace a role fyzioterapeuta v týmu. Autorka uvádí, že nejčastěji se ženy zraní během zápasu (57 %) a během herního tréninku (35,3 %). Méně častá jsou zranění během rozcvičky (5,9 %) nebo vyklusání či protažení (1,8 %). Jako nejfrekventovanější místo zranění pro obě pohlaví uvádí hlezenní kloub (20,9 %). Pasanen et al. (2008a) naopak uvádí, že u finských elitních florbalistek nejčastěji došlo k úrazu kolenního kloubu (27 %). Hlezenní kloub (22 %) byl v úrazovosti až na druhém místě a zranění elitních finských florbalistek byla převážně traumatická (70 %), zbylých 30 % zranění bylo způsobeno přetížením.

Kučera (2011) udává mezi nejčastějšími mechanismy vzniku úrazů ve vrcholovém sportu nechtěný pád způsobený druhou osobou nebo nezvládnutím vlastního pohybu, úder náradím, náraz do překážky, srážku dvou nebo více jedinců a chtěný pád, např. doskok či zákrok brankáře. Příčiny vzniku sportovního úrazu můžeme dle autora rozdělit na vnější (hluk, osvětlení, vina druhé osoby, povrch cvičební plochy) a vnitřní (myšlenková a fyzická připravenost jedince, aktuální zdravotní stav, koncentrace, vegetativní naladění, rozcvičení, únava).

Mezi kontaktním a „bezkontaktním“ mechanismem vzniku úrazu je potřeba rozlišovat zejména z hlediska prevence florbalových zranění. Ve florbalu je hrubý kontakt mezi protihráči považován za faul, ale vzhledem k tomu, že se tempo florbalu v posledních letech zvyšuje, stávají se součástí hry stále tvrdší souboje mezi protihráči. Florbal je spojován s mnoha dalšími potenciálně nebezpečnými situacemi, jakými jsou náhlá zrychlení, zastavení a otočky (Pasanen et al., 2008a).

V případě kontaktních zranění nalézáme poměrně jasnou vnější příčinu, tedy vlastní střet s protihráčem či náradím (mantinel, branková konstrukce) nebo následný pád na zem. U úrazů, které si hráč způsobí sám bez kontaktu s dalším hráčem, je hledání konkrétních příčin u jednotlivých zranění o něco složitější. Bylo navrženo několik rizikových faktorů pro zranění dolních končetin, včetně nedostatku správné kontroly těla během rychlých herních manévřů, nízké svalové síly, špatné rovnováhy a zvýšené laxicity vaziva, ale stále v tomto ohledu existuje mnoho nezodpovězených otázek (Pasanen et al., 2015).

Čermáková (2017) uvádí jako nejčastější příčinu zranění českých florbalistů a florbalistek špatné došlápnutí, které uvedlo 31 % hráčů. Dalšími nejčastějšími příčinami zranění jsou podle autorky srážka s protihráčem a únava (obojí 26,1 %).

1.2.4.1 Prevence akutních zranění ve florbalu

Preventivní protiúrazová opatření by měla, vzhledem k vysoké úrazovosti ve florbalu, být v zájmu trenérů, klubu, ale také samotných hráčů.

Podle Kučery (2011) by měl sportovec minimálně jednou za půl roku absolvovat komplexní lékařské vyšetření, aby byl detailně informován o svém zdravotním stavu a aktuální kondici. Dále by sportovec měl mít možnost konzultace s týmovým lékařem, fyzioterapeutem a psychologem. Do tréninku by mimo vlastní sportovní aktivity měla být zařazena kompenzační cvičení, která by měla zabrat až 20-50 % vlastního tréninku. Důraz klade autor také na regeneraci.

Komplexní lékařská vyšetření mají u florbalistů zajistit zejména pravidelné zákonem nařízené, předsezónní lékařské prohlídky. Ministerstvo zdravotnictví ČR vydalo vyhlášku (č. 391/2013 Sb., o zdravotní způsobilosti k tělesné výchově a sportu) která má za cíl chránit zdraví sportovců a předejít tak akutnímu zhoršení zdravotního stavu během sportovní činnosti. Veškeré sportovní organizace včetně Českého florbalu jsou tak zavázány tuto vyhlášku dodržovat. Tato vyhláška zavádí povinnost zdravotních prohlídek pro všechny sportovce účastníci se organizovaných soutěží. Na jejím základě je pak ČFbU povinna kontrolovat platnost těchto zdravotních prohlídek u svých členů hrajících soutěže (Pastucha, 2014).

Čermáková (2017) ve své práci uvádí, že v rámci týmu má možnost návštěvy fyzioterapeuta celkem 68,1 % florbalistů. Přítomnost fyzioterapeuta v mužském týmu uvedlo v nestandardizovaném dotazníku 91,6 % florbalistů, zatímco v ženském týmu je fyzioterapeut přítomen pouze ve 48,5 %. V tomto ohledu je tedy péče o florbalisty

výrazně lepší ve srovnání s florbalistkami. Autorka ve své práci dále potvrzuje pozitivní vliv týmového fyzioterapeuta na snížení úrazovosti hráčů, neboť incidence zranění u hráčů, kteří měli v klubu možnost návštěvy fyzioterapeuta byla 72,6 %, zatímco v týmech, kde fyzioterapeut nebyl k dispozici bylo zraněno až 86,2 % hráčů.

Nejnovější sportovní studie (Emery & Meeuwisse 2010; Olsen, Myklebust, Engebretsen, Holme & Bahr, 2005) ukazují, že jedním z efektivních prostředků ke snížení rizika vzniku typických úrazů dolních končetin u fotbalistů a házenkářů je specifický trénink koordinace a síly, který je třeba zařadit do kondiční přípravy sportovců. Pasanen et al. (2008b), uvádí, že po podobné intervenci došlo u florbalistů ke snížení rizika zranění dolní končetiny bez kontaktu o 66 % oproti kontrolní skupině. Specifické cvičení použité ve studii zabralo vždy 20-30 minut před tréninkem. Skládalo se z běžeckých cvičení, tréninku stability a kontroly těla, posilovacích cvičení na dolní končetiny a trup.

Pasanen K., Parkkari, Pasanen M. a Kannus (2009) dále uvádí, že po šestiměsíčním provádění speciálního rozvíjecího tréninkového programu, který se skládal z běžeckých technik, balančních cvičení a posilování, došlo u hráčů florbalu ke zlepšení statické stability. Také další studie potvrzuje fakt, že specifický trénink senzomotorické koordinace a svalové síly zařazený do tréninkového plánu florbalistů zlepšuje parametry stability stoje, a to zejména v náročnějších posturálních situacích (Levínská, Opršal & Čakrt, 2015). Ke zlepšení statických a dynamických balančních schopností došlo i ve studii McLeod, Armstrong, Miller a Sauers (2009) po zařazení specifického šestitýdenního proprioceptivního a silového tréninku do předsezónní přípravy u středoškolských basketbalistek. Dle zmíněných studií došlo vlivem zařazení specifických tréninkových programů do přípravy sportovců ke snížení incidence zranění a zlepšení stability. Ke zhodnocení dlouhodobého efektu dané terapie je však nutné provádět pravidelné testování, které nám napoví, zda je metoda efektivní, případně do jaké míry. Pravidelné testování je také nutné k dalšímu zkoumání souvislostí mezi posturální stabilitou a úrazovostí a potvrzení předpokladu, že na základě testování stability jsme schopni do jisté míry detekovat riziko zranění (Emery, 2003).

1.2.5 Chronické obtíže způsobené florballem

Kromě akutně vzniklých zranění má florbal i následky dlouhodobé. Florbal patří mezi jednostranné sporty. Následkem asymetrického zatížení svalů trupu (při držení florbalu na jednu stranu) se u hráčů florbalu objevují svalové dysbalance, které mohou vyústit ve vadné držení těla. Za další možnou příčinu vzniku svalových dysbalancí

můžeme považovat postavení v mírném předklonu, které je ve florbalu běžné. Tyto dlouhodobé následky sportovní aktivity mají současně vliv na akutní úrazy vzniklé z přetížení. Jako prevenci vzniku těchto dlouhodobých komplikací je vhodné trénink doplnit kompenzačními cvičeními (Bernaciková et al., 2010).

Lind (2012) se ve své práci zabývá dlouhodobým vlivem florbalu na pohybový aparát. Ke zhodnocení asymetrie využívá kineziologického rozboru a série funkčních testů (Romberg, Trendelenburg, Thomayer). Dle výsledků studie je u florbalistů svalová dysbalance nejvíce patrná na svalstvu trupu. Většina hráčů měla do jisté míry oslabené břišní svalstvo, nejvíce pak musculus transversus abdominis. K přetížení pak došlo v oblasti paravertebrálních svalů. Dysbalance těchto svalů vyústila u poloviny hráčů v tzv. syndrom otevřených nůžek. U hráčů se dále objevilo jednostranné zkrácení na musculus quadratus lumborum a musculus pectoralis major na straně držení florbalové hole. Vedle těchto dysbalancí byla u hráčů zjištěna značná instabilita v oblasti kolenního a hlezenního kloubu.

Kolář (2006) uvádí, že chronické přetěžování určitých částí pohybového aparátu během posturální stabilizace při aktivitě se podílí na zvýšeném vzniku sportovních zranění, které mají následně chronický charakter. Ve svém článku *Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika* uvádí: „*Jedním z hlavních kompenzačních a etiopatogenetických faktorů morfologického nálezu jsou vnitřní síly spojené s posturální svalovou stabilizací*“ (Kolář, 2006, s. 160). Právě tyto vnitřní síly, vyvolané činností svalů (jejich vektory) v reakci na vnější síly během dynamických situací, jsou z dlouhodobého hlediska působení na pohybovou soustavu člověka považovány za významnější činitele, nežli síly vnější (gravitace, rotační a střížné síly během pohybu). Působení vnitřních sil na pohybovou soustavu je často podceňováno, ale může zejména díky stereotypnímu opakování hrát významnou roli. Celý proces vzniku těchto svalových sil je přitom závislý na řídicích procesech v CNS, nelze na ně tedy pohlížet jako na pouhý výsledek mechanického působení svalů. Cíleným ovlivňováním těchto posturálních stabilizačních funkcí u florbalistů můžeme pozitivně ovlivnit nejen časté svalové dysbalance, ale také počet nově vzniklých zranění u sportovců.

1.3 VYŠETŘENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY.

Gribble a Hertel (2003) uvádí, že vyšetření posturální kontroly je důležitým nástrojem při hodnocení pediatrické, geriatrické a atletické populace pro stanovení úrovně neuromuskulární funkce za účelem prevence úrazů a rehabilitace. Schopnost kontroly posturální stability je velice komplexní proces, proto může dojít k jeho narušení z mnoha různých důvodů (neurologické onemocnění, svalová slabost, senzorický deficit, stárnutí atd.). Tak dochází k různým typům narušení rovnováhy, které vyžadují systematické klinické hodnocení, aby byla umožněna efektivní léčba. V některých případech je možné vyšetření posturální stability využít k určení základního problému či onemocnění, v tomto ohledu však nemusí být vyšetření zdaleka vždy spolehlivé. Vyšetření stability můžeme využít k identifikaci pacientů s narušenou stabilitou, určení rizika pádu a zhodnocení efektu terapie (Mancini & Horak, 2010).

Základní informace o postuře je možné získat kineziologickým rozbořením, při kterém zrakem hodnotíme nastavení tělesných segmentů v gravitačním poli, šíři opěrné báze, „hru šlach“ a velikost a směr případných titubací. V tomto případě se jedná o subjektivní metodu vyšetření, při které velmi záleží na teoretických znalostech i praktických dovednostech terapeuta. V praxi využíváme také standardizovaná vyšetření posturální stability. Standardizované klinické metody vyšetření posturální stability lze rozdělit na funkční testy a testy využívající techniku (přístrojové). Testy dále dělíme na statické a dynamické (Vařeka, 2002b; Véle, 2006).

Mancini a Horak (2010) navazují na ostatní autory a dále rozšiřují dělení klinických testů rovnováhy na testy kvalitativní a kvantitativní. Mezi kvalitativní řadí autoři funkční testy, které pomáhají zaznamenat aktuální stav posturální kontroly a případné změny přicházející s intervencí, a systémové testy, které se zaměřují na zjištění příčin patologie. Přístrojové způsoby měření jako posturografii řadí mezi testy kvantitativní.

1.3.1 *Funkční testování*

Fyzioterapeut může ve své praxi k vyšetření stability využít velké množství klinických funkčních testů. Funkční testy ve většině případů nevyžadují drahé vybavení a mají kratší délku trvání. Mají ale také své limity, například nedokážou vždy zachytit malé pokroky pacienta během terapie a oproti počítačovým metodám. S jejich využitím nelze tak přesně specifikovat o jaký problém se u pacienta jedná. Provedení těchto testů

velmi závisí na teoretických znalostech a praktických dovednostech terapeuta, který daný test provádí. Hodnocení výsledků funkčních testů je proto vždy do jisté míry subjektivně zatíženo (Mancini & Horak, 2010).

1.3.1.1 *Statické testy*

Véle (2006) uvádí mezi základními statickými testy vyšetření stability volného bipedálního stoje a jeho modifikaci. Rozsah poruchy je možné zvýraznit zúžením opěrné báze či vyloučením zrakové kontroly, proto využíváme stoj spatný a stoj na jedné noze, případně na špičce či patě jedné nohy. Zhoršení stability, mimo pád, značí také zvýšené titubace, zvýraznění „hry šlach“ nebo rozšíření opěrné báze. Autor uvádí vyšetření schopnosti udržet stoj na jedné noze jako zásadní. *„Vyšetření schopnosti udržet stoj na jedné noze je nutné, protože tento stoj normálně vyskytuje při chůzi ve švihové fázi kroku. Dospělý jedinec má udržet stoj na jedné noze s kontrolou zrakem přibližně 10s. S přibývajícím věkem se tento čas zkracuje. Stabilní stoj na jedné noze je umožněn přibližně až od třetího roku věku, kdy je již zaručena posturální stabilita při chůzi a tím její bezpečnost a jistota“* (Véle, 2006, s. 188).

Mancini a Horak (2010) uvádí, že lze testovat také výdrž na jedné noze se zavřenými očima, výsledky však mohou být proměnlivé i u lidí bez zjevné poruchy rovnováhy. Standardně se tedy používá zejména stoj na jedné noze s otevřenými očima. Kombinaci zužování opěrné báze a vyloučení zrakové kontroly využíváme při Rombergově testu, kdy stoj I. je stoj se vzdáleností chodidel na šířku ramen či jednu stopu, stoj II. je stoj spojný a stoj III. je stoj spojný se zavřenými očima. U poruch propiocepce je možné využít vyšetření na měkké podložce (např. molitanu) (Opavský, 2005).

Důležitou částí hodnocení posturální stability je testování schopnosti člověka organizovat a třídit informace přicházející ze sensorického systému v reakci na měnící se okolní podmínky. Tuto schopnost můžeme hodnotit pomocí Clinical Test For Sensory Interaction In Balance (CTSIB), během kterého modifikujeme informace přicházející z vestibulárního systému, zraku a propiocepce. Během testu se měří čas, po který je pacient schopen udržet výchozí pozici (maximálně 30 sekund) (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Existuje také modifikace tohoto testu (mCTSIB), která zkoumá pouze reakci na změnu zrakového vstupu a propiocepce pomocí zavřených očí a pěnové podložky. (Pérennou et al., 2005). Dalším testem, který využívá modifikace aferentních vstupů je Balance Error Scoring System (BESS). S využitím tohoto testu se setkáváme

také v rámci studií se sportovci (Bell, Guskiewicz, Clark & Padua, 2011; McLeod et al., 2009). V testu hodnotíme stabilitu ve třech postojích (bipedální stoj, stoj na nedominantní noze a stoj v tandemu s dominantní nohou vpředu) na pevné a pěnové podložce, tedy celkem 6 pozic u každé po dobu 20 sekund (Flanagan, 2012).

Statické testy využíváme u širokého spektra populace, nejčastěji u geriatrických a neurologických pacientů. Lze je však použít také u zdravých jedinců či sportovců. V takovém případě ale většinou volíme kombinaci s posturografickým vyšetřením, protože je nutné zachytit především pouhým okem málo patrné rozdíly (Zemková, 2011).

1.3.1.2 Dynamické testy

Výhodou posuzování posturální stability v dynamické situaci jsou zvýšené požadavky na senzorní systémy, rozsah pohybu a svalovou sílu, které jsou vyžadovány spolu se schopností udržet vzpřímenou stabilní pozici (Gribble & Hertel, 2003).

V praxi hojně využívaným dynamickým testem je Timed up and Go test (TUG), který patří mezi nejspolehlivější z testů a zároveň neklade velké nároky na terapeuta. TUG je jednoduchý prostředek k hodnocení poruch stability narušující každodenní pohyb u seniorů, pacientů s Parkinsonovou nemocí nebo pacientů po CMP. K vyšetření stability chůze můžeme využít také Dynamic Gait Index (DGI) neboli Indexu dynamické chůze, který se skládá z 8 úkolů (například pohled do strany či otočení během chůze, chůze do schodů) (Herman, Inbar-Borovsky, Brozgov, Giladi & Hausdorff, 2009; Shumway-Cook & Woollacott, 2012). V neurologii, zejména u podezření na poruchu vestibulárního systému, provádíme Utenbergovu zkoušku, kdy vyšetřovaná osoba pochoduje 30 vteřin na místě se zavřenými očima a zvedá nohy vysoko nad podložku. Podle změny úhlu podélné osy chodidel před a po provedení zkoušky lze detekovat případnou poruchu (Opavský, 2005).

Tinetti Balance and Gait test, je jeden z nejstarších komplexních klinických testů, který vyšetřuje jak stabilitu, tak chůzi. Je využíván především u seniorů. Mezi další využívané testy patří Berg Balance scale (BBS), který se skládá ze 14 úkolů a využívá se především k hodnocení rovnováhy a rizika pádu u pacientů po CMP. Jako doplňkové hodnocení maximálních limitů stability ve stoji lze využít Functional Reach Test (FRT). Pacient se během testu snaží dosáhnout rukama co nejdál dopředu, aniž by ztratil rovnováhu. Kombinaci většiny dosud zmíněných testů představuje Balance Evaluation Systems Test (BEST), který se skládá z 36 položek, seskupených do 6 systémů. BEST je unikátní citlivostí se kterou umožňuje lékařům určit typ problému a podle toho řídit

konkrétní léčbu pro své pacienty. Nevýhodou je dlouhá doba trvání testu (30 minut) (Mancini & Horak, 2010).

Výše uvedené testy patří mezi nejvíce využívané v rámci fyzioterapeutické praxe u pacientů. Jejich využití u sportovců je však velmi omezené. Star Excursion Balance test (SEBT) je dalším z klinických funkčních testů dynamické stability. Zajímavý pro tuto práci je zejména proto, že je využíván u sportovců (Gribble, Hertel & Plisky, 2012; McLeod et al., 2009). Testovaný se při něm snaží dosáhnout jednou nohou co nejdál do celkem osmi směrů, zatímco druhá noha se nesmí nijak vychýlit ze základního postavení, při kterém testovaný stojí uprostřed hvězdy tvořené z osmi pásek svírajících vzájemně úhel 45° . Dosažená délka v cm se následně normalizuje podle délky dolní končetiny testovaného (vzdálenosti SIAS – maleolus medialis), kterou je potřeba ve výsledcích zohlednit. (Flanagan, 2012; Gribble & Hertel, 2003; Gribble et al., 2012). Srovnání vybraných dynamických testů stability se stručným popisem jejich průběhu je uvedeno v tabulce v Příloze 1.

1.3.2 Přístrojové testování

Přístrojové testování se v praxi využívá k doplnění funkčního klinického vyšetření, neboť dokáže objektivně zachytit tělesné děje a následně je vyjádřit v číselné formě. Ke kvantitativnímu zhodnocení balančního deficitu v praxi využíváme zejména posturografii. Ta ve srovnání s funkčními metodami měření posturální stability vyžaduje nákladné přístroje a speciální prostory pro jejich umístění. Často bývá také časově náročnější (Emery, 2003; Mancini & Horak, 2010).

1.3.2.1 Posturografie

Posturografie (resp. stabilografie) se jako přístrojová metoda testování stability uplatňuje zejména při monitorování dlouhodobého vývoje poruchy rovnováhy nebo také při sledování vlivu určité terapie. Je však nutné si uvědomit, že se nejedná o samostatnou diagnostickou metodu, je vždy třeba porovnávat výsledky posturografie s výsledky ostatních vyšetření a se základní diagnózou pacienta (Čakrt, 2009).

Při posturografickém vyšetření využíváme různé typy silových (tenzometrických) plošin. Silové plošiny zaznamenávají reakční sílu pomocí snímačů v rozích plošiny. Primární akční síla působící na plošinu je tíhová síla pacienta, plošina zaznamenává reakční sílu. Ta reaguje na tíhovou sílu pacienta dle zákona akce a reakce. Síly neustále reagují na oscilace těžiště. Matematickou úpravou lze ze snímaných hodnot vypočítat

polohu COP, která je určena souřadnicemi v anteroposteriorním a mediolaterálním směru. Tenzometrická plošina tedy registruje pohyb a polohu COP v čase. Základním výstupem z posturografického vyšetření je stabilogram, tedy záznam trajektorie COP. Dalšími výstupními parametry jsou délka trajektorie, frekvence oscilací COP, rychlost změny COP v průběhu balančních reakcí, velikost amplitudy vychýlení COP (jak v anterioposteriorním, tak v mediolaterálním směru) nebo obsah plochy konfidenční elipsy. Obecně můžeme získané parametry rozdělit na parametry trajektorie COP a parametry plochy COP. V některých případech jsou ve výsledcích posturografického vyšetření uvedeny obdobné parametry GOG. Čakrt et al. (2012, s. 89) uvádí: *Tyto parametry však můžeme použít pouze pro kvantifikaci poruchy rovnováhy, popřípadě jako objektivní nástroj pro sledování vývoje poruchy v čase. Diagnostická specifita těchto kvantitativních parametrů je bohužel limitovaná (...) pro stanovení topické diagnózy jsou tudíž tyto parametry málo použitelné.* Mezi v praxi nejvyžívanější systémy patří Kister, AMTI, Bertec a NeuroCom. Většina plošin umožňuje díky integrovanému modulu také trénink rovnováhy s využitím vizuální zpětné vazby (Čakrt, 2009; Vařeka, 2002b).

V praxi využíváme statická a dynamická posturografická vyšetření. Při statickém vyšetření se pacient ani tenzometrická plošina nepohybují. Základem statického vyšetření je testování stability bipedálního stoje případně stoje spojného (Romberg I. a II.), některé plošiny umožňují také vyšetření náročnějších posturálních situací jako je stoj v tandemu nebo stoj na jedné noze. Testovaný se snaží stát co nejklidněji a minimalizovat stranové výchylky, které jsou snímány plošinou. Vyšetření tedy není zcela statické v pravém slova smyslu. Během vyšetření je možné selektivně testovat jednotlivé senzorní systémy např. vyloučením zrakové kontroly nebo změnou proprioceptivní informace (mollitanová podložka), situaci lze také ztížit zadáním kognitivního úkolu (Čakrt, 2009; Mancini & Horak, 2010).

O dynamické vyšetření se jedná v případě, že dochází k pohybu testovaného po plošině nebo k pohybu plošiny pod testovaným. V prvním případě vyšetřujeme stabilitu chůze nebo udržení rovnováhy během náročnějších dynamických situací. V druhém případě rovnovážnou reakci na situaci, kdy došlo ke změně vnějších podmínek. Nejčastěji využíváme k vyšetření rychlé krátké translační pohyby plošiny pro hodnocení reakčních časů balanční reakce. Latence balančních reakcí by měla být přibližně 150 ms, zpoždění ale závisí na počátečním zrychlení a rychlosti pohybu. Dále můžeme využít oscilační

pohyby pro zjištění schopnosti adaptace a předvídání mechanismů posturální kontroly (Mancini & Horak, 2010; Visser, Carpenter, Van der Kooij & Bloem, 2008).

1.3.3 Vyšetření posturální stability v praxi u sportovců

V praxi existuje jen velmi málo testů, které skutečně prověřují schopnost udržet stabilitu v posturálně náročných situacích, která je u zdravé, atletické populace velmi často vyžadována (Gribble & Hertel, 2003).

Schopnost měřit rovnováhu pomocí vhodného klinického testu je nezbytná pro další zkoumání efektivnosti specifického balančního tréninku využívaného v rehabilitaci a v preventivních protiúrazových programech ve sportovní medicíně. Pomocí testování stability bychom také měli být do jisté míry schopni určit riziko zranění u konkrétního sportovce.

Statické podmínky nemusí vždy představovat dostatečnou výzvu pro zdravé aktivní sportovce. Většina statických testů byla, jak bylo již zmíněno, původně používána výhradně k hodnocení rovnováhy u neurologických nebo starších pacientů pro určení rizika pádu. Počítačové metody měření stability jsou vhodné k objektivizaci výsledků jak statických, tak dynamických testů, jsou však nákladné a technika je často nepřenosná, proto nejsou vhodné pro použití a výzkum v terénu. Dynamické testy představují pro sportovce náročnější situaci. Při výběru vhodného dynamického testu posturální stability pro sportovce při rehabilitaci nebo v rámci výzkumu prevence úrazů je ale také důležité zohlednit faktory, které mohou potenciálně ovlivnit rovnováhu. Mezi tyto faktory patří například věk, pohlaví, dominance nohy, výška, váha, velikost chodidla, obuv, předchozí zranění, úroveň sportovní účasti, druh sportu, vizuální zpětná vazba, schopnost učení a únava (Emery, 2003).

Emery (2003) dále uvádí, že v současné době neexistuje vhodný test, který by se dal globálně využít napříč sportovními odvětvími. Dodává, že vhodné by bylo vyvinout různé sportovní testy specifické vždy pro podobná sportovní odvětví, využívající během sportovního výkonu podobné balanční strategie, jako například basketbal, fotbal a volejbal. Snahou by v takovém případě bylo také, aby test byl levný a snadno proveditelný, a tím pádem co nejvíce využitelný v praxi v terénu.

2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

2.1 CÍLE PRÁCE

Hlavním cílem bakalářské práce je srovnat tři testy stability z hlediska využitelnosti v praxi u elitních hráček florbalu, konkrétně dva testy prováděné na stabilometrické plošině Balance Master® - Modified Clinical Test For Sensory Interaction In Balance (mCTSIB), Unilateral Stance test (US) a jeden funkční test - Star Excursion Balance test (SEBT). Dílčí cíle jsou zhodnocení výsledků testů, tedy jak jsme prostřednictvím těchto testů schopni detekovat odchylku od normy u testované skupiny florbalistek, vypočítání vzájemné korelace výsledků jednotlivých testů, změření času, který je průměrně potřeba k provedení testů a zhodnocení náročnosti testů na prostor, provedení a prostředky z finančního hlediska.

Jednou z myšlenek, která vedla k sepsání této práce, je hledání vhodného vyšetření stability, které by bylo využitelné u florbalistek v rámci pravidelného testování fyzické výkonnosti a zároveň vedlo k dalšímu výzkumu významu stability v rehabilitaci a prevenci sportovních zranění. Takový test by měl být dostatečně náročný pro sportovní populaci, měl by vykazovat jistou korelaci s v praxi využívanými standardizovanými testy a zároveň by měl být co nejméně náročný na prostředky a čas.

2.2 HYPOTÉZY

2.2.1 Hypotéza H1

Předpokládám, že Modified Clinical Test For Sensory Interaction In Balance (mCTSIB) neodhalí u hráček žádné významné odchylky od normy.

2.2.2 Hypotéza H2

Předpokládám, že Unilateral Stance test (US) bude méně časově náročný, nežli Star Excursion Balance test (SEBT).

2.2.3 Hypotéza H3

Předpokládám, že výsledky Unilateral Stance testu (US) budou korelovat s výsledky Star Excursion Balance testu (SEBT).

3 METODIKA PRÁCE

3.1 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU

Skupina probandek, která se zúčastnila měření, se skládala především z hráček florbalové extraligy žen, tedy nejvyšší ženské soutěže v České republice, dále také z hráček 1. ligy juniorek, tedy nejvyšší juniorské dívčí soutěže v České republice. Celkem bylo naměřeno 40 hráček ze čtyř pražských týmů (Únětická 12° Tatran Střešovice, Ivanti Tigers FK Jižní Město, FAT PIPE FLORBAL CHODOV a TJ Sokol Královské Vinohrady), 9 účastnic bylo následně vyřazeno z důvodu přítomnosti akutního zranění v průběhu testování. Finální zkoumaný počet je tedy celkem 31 probandek.

Průměrný věk zúčastněných hráček byl 22 let ($\pm 2,4$). Nejmladší účastníci bylo 17 let, nejstarší 27 let. Hráčky průměrně dosahovaly výšky 166,4 cm (± 5) a váhy 61,2 kg ($\pm 6,7$). BMI účastnic bylo v průměru 22,1 ($\pm 2,1$). Průměrná délka hraní florbalu byla u probandek 8,9 let ($\pm 3,7$), střední hodnota byla 9 let. Nejkratší délka hraní florbalu byla 3 roky, nejdelší 15 let. V době měření hráčky průměrně trénovaly čtyřikrát týdně. Přehledná charakteristika celého souboru je uvedena v Tabulce 1.

Celkový počet hráček n = 31	Věk (roky)	Výška (cm)	Váha (kg)	BMI	Hraní florbalu (roky)
Průměr	22,0	166,4	61,2	22,1	8,9
Směrodatná odchylka	2,4	5,0	6,7	2,1	3,7
Střední hodnota	22,0	166,5	60,7	21,8	9,0

Tabulka 1: Charakteristika sledovaného souboru

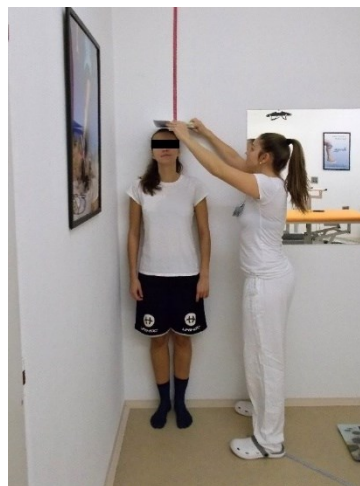
3.2 POSTUP PŘI TESTOVÁNÍ

Všechny tři zvolené testy - mCTSIB, US a SEBT byly u všech hráček měřeny ve funkční laboratoři Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol. K přístrojovému měření (u prvních dvou zmíněných testů) byla využita silová plošina Balance Master®, patřící do výbavy funkční laboratoře.

Před pozváním do funkční laboratoře na měření zvolených tří testů byla každá z účastnic požádána o vyplnění krátkého elektronického dotazníku. V dotazníku každá z hráček uvedla své datum narození, délku hraní florbalu (v letech), počet tréninkových jednotek (který pravidelně absolvuje), preferovaný post ve hře, případně také preferovanou stranu hokejky a zda během kariéry prodělala závažnější úraz nebo úrazy.

Pokud hráčka v dotazníku uvedla, že prodělala úraz musela v další otázce úraz krátce specifikovat a dodat rok, ve kterém se zranění událo nebo udála.

Před zahájením samotného testování byly všechny účastnice změřeny (Obrázek 5), zváženy, byla jim změřena délka obou dolních končetin (měřená od SIAS k malleolus medialis) a podepsaly informovaný souhlas (Příloha 2) s účastí na testování, jehož výsledky budou sloužit pro zpracování bakalářské práce (v případě hráčky mladší osmnácti let, byl tento informovaný souhlas zaslán elektronicky a hráčka ho na měření přinesla již podepsaný zákonným zástupcem). Následovalo provedení jednotlivých testů. V rámci úspory času ve Funkční laboratoři, se vždy po třiceti minutách dostavily dvě hráčky. Jedna zahájila měřením na stabilometrické plošině, druhá funkčním testem bez využití plošiny a zhruba po patnácti minutách se hráčky vyměnily. Měření probíhalo ve dvou obdobích, týden od 29.5 do 2.6.2017 a 14 dní od 13.10 do 27.10.2017, většinou v dopoledních hodinách od 7:00 do 10:00. Testování jedné skupinky šesti hráček proběhlo výjimečně v odpoledních hodinách od 15:00 do 17:00. Všechna měření probíhala pod vedením a kontrolou dvou stejných testujících. Testování prováděla autorka práce společně s kolegyní studentkou 3. ročníku bakalářského studia fyzioterapie na 2.LF.



Obrázek 5: Měření výšky hráčky

3.2.1 *Přístrojové testy*

Přístrojová měření byla prováděna na silové plošině Balance Master® od firmy NeuroCom, která se nachází ve funkční laboratoři Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol, se zabudovanými senzory propojenými s počítačem vybaveným příslušným softwarem (Obrázek 6). Přístroj lze ovládat prostřednictvím

počítače s nainstalovaným softwarem tedy pomocí myši a klávesnice. Součástí příslušenství přístroje jsou různé typy dřevěných podložek a schůdků a také čtvercová podložka z pěnové gumy, která byla v našem měření využita při mCTSIB testu.



Obrázek 6: Přístroj Balance Master® a příslušenství ve funkční laboratoři Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol

Dva přístrojové testy srovnávané v této práci (mCTSIB a US) byly vybrány z možností přednastavených testů stability, které přístroj Balance Master® nabízí. Představují základní vyšetření posturální stability ve statických polohách, které lze na této silové plošině provést bez potřeby časově náročnější změny parametrů před každým měřením. Tyto testy jsou zároveň pravidelně využívány u lůžkových i ambulantních pacientů Kliniky rehabilitace.

Vždy před začátkem testování bylo nutné zadat účastníci do programu, tedy vyplnit základní anamnestické údaje hráčky, jako je jméno, věk, výška a váha. Tyto parametry jsme si již zjistili a naměřili před zahájením samotného měření. Poté je nutné v programu zvolit, jaké testy chceme provést, tedy mCTSIB test a US test. Následně proběhla instruktáž hráčky ohledně průběhu obou testů a zaujetí správné pozice na plošině. Průběh instruktáže je rozebrán podrobněji u každého z testů. Během obou přístrojových vyšetření byly hráčky naboso.

1.3.3.1 Modified Clinical Test For Sensory Interaction In Balance (mCTSIB)

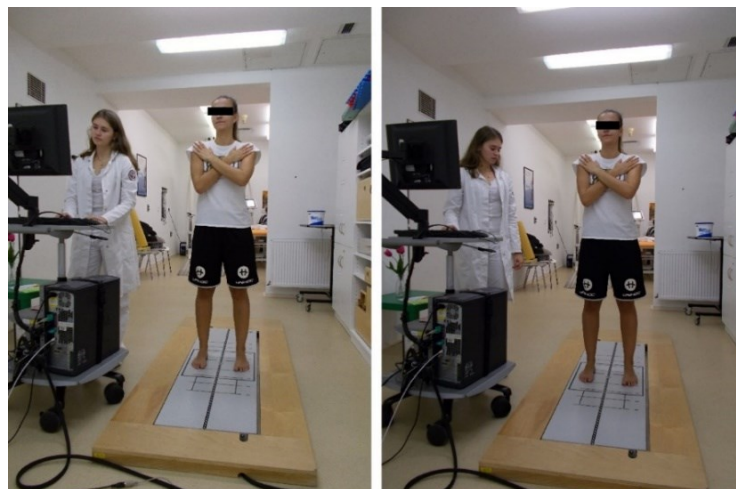
Test mCTSIB se skládá z hodnocení stability ve čtyřech pozicích. Vyšetření každé pozice trvá 10 sekund a v testu se vždy třikrát za sebou opakuje. Začíná se pozicí vstoje na pevné podložce s otevřenými očima, v každé další pozici dochází k modifikaci

vizuální nebo propioceptivní percepce a tím pádem ke ztížení podmínek pro udržení stability stoje.

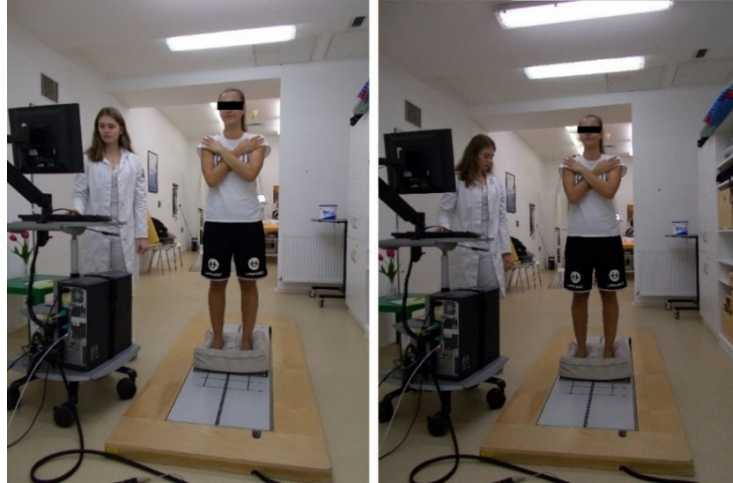
Před začátkem testu (po zadání anamnestických údajů účastnice a svolení potřebných testů) byla každá hráčka instruována, aby během všech čtyř situací, se kterými byla také předem seznámena, stála co nejklidněji a nejvyrovnaněji. Hráčky byly dále seznámeny s počtem pokusů a délkou trvání každého pokusu a podmínkami přerušení pokusu. Pokus by byl přerušen v případě pádu hráčky nebo odlepení nohy od podložky, dále v případě odlepení rukou od těla a dřívějšího otevření očí během pokusu se zavřenými očima. Každý přerušovaný pokus je do výsledků zaznamenán jako pokus s pádem. Následně byla každá z účastnic postavena naboso na plošinu tak, aby vnitřní kotníky hráčky byly na tlusté vodorovné čáře, laterální části chodidel na jedné ze tří svislých čar S, M nebo L (jednu z těchto tří čar zvolí systém pro každou testovanou osobu na základě zadané výšky) a ruce zkřížené přes prsa. Do tohoto postavení byla hráčka znovu navedena v druhé polovině testu při pokusech na pěnové podložce (pěnová podložka na sobě má stejné příslušné čáry jako vlastní balanční plošina).

Vyšetření pozic probíhalo v následujícím pořadí: (Obrázek 7 a 8)

1. stoj na pevné podložce, otevřené oči (FI-Firm Surface, EO-Eyes Open)
2. stoj na pevné podložce, zavřené oči (FI-Firm Surface, EC-Eyes Closed)
3. stoj na pěnové podložce, otevřené oči (FO-Foam Surface, EO-Eyes Open)
4. stoj na pěnové podložce, zavřené oči (FO-Foam Surface, EC-Eyes Closed)



Obrázek 7: mCTSIB test, 1. část - stoj na pevné podložce, vlevo: otevřené oči, vpravo: zavřené oči



Obrázek 8: mCTSIB test, 2. část – stoj na pěnové podložce, vlevo: otevřené oči, vpravo: zavřené oči

Jako hlavní parametr pro srovnání výsledků hráček byla zvolena Composite COG sway velocity (deg/sec). Průměrná rychlost výchylky COG (COG sway velocity) ve stupních za sekundu udává poměr vzdálenosti, kterou urazí pacientovo COG za dobu 10 sekund. Platí, že čím je naměřená COG sway velocity nižší, tím lépe je pacient schopný minimalizovat pohyby COG a držet stabilitu v dané pozici. Composite COG sway velocity představuje průměr naměřených COG sway velocity ze všech čtyř testovaných pozic, tedy z dvanácti pokusů, které každá hráčka provedla. Dále budeme u testu posuzovat hodnotu Mean COG sway velocity, která představuje průměr COG sway velocity pro každou pozici, tedy průměr ze tří pokusů. Další veličiny, se kterými budeme ve výsledcích pracovat, jsou celková délka trvání testu (min:s,ms) a počet pokusů s pádem během celého testu, které přístroj zaznamenává.

3.2.1.1 *Unilateral Stance Test (US)*

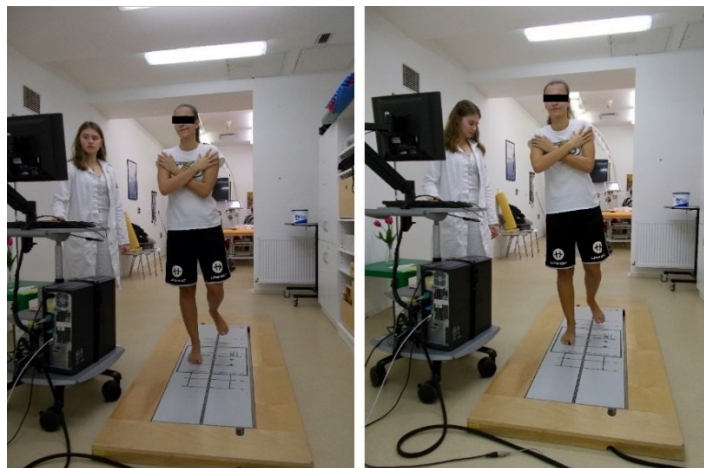
Pomocí US testu hodnotíme stabilitu stoje na jedné dolní končetině ve dvou situacích, a to se zrakovou kontrolou a s jejím vyloučením. Měříme tedy opět stabilitu ve čtyřech různých pozicích. Každá pozice je provedena celkem třikrát a délka jednoho pokusu je 10 sekund.

US test při měření plynule navazoval na mCTSIB test. Zadání anamnestických údajů a volba testu proto proběhla již předtím. Po provedení mCTSIB testu byla hráčka seznámena s průběhem US testu a jednotlivými pozicemi, s počtem pokusů, délkou jejich trvání a s podmínkami přerušení pokusu. Pokus by byl přerušen v případě pádu hráčky nebo odlepení nohy od podložky, v případě, že došlo ke kontaktu zvednuté nohy s podložkou nebo s druhou nohou, dále v případě odlepení rukou od těla a dřívějšího otevření očí během pokusu se zavřenými očima. Každý přerušený pokus je do výsledků

zaznamenán jako pokus s pádem. Následně byla každá z účastnic postavena naboso na plošinu tak, aby vnitřní kotníky hráčky byly na tlusté vodorovné čáře, laterální části chodidel na svislé čáře M a ruce zkřížené přes prsa. Na povel pak hráčka vždy zvedla danou nohu do vzduchu, případně ještě následně zavřela oči, a pokus byl změřen. Mezi jednotlivými pokusy hráčka vždy položila nohu zpět na plošinu a případně také otevřela oči.

Vyšetření pozic probíhalo v následujícím pořadí:

1. Stoj na levé noze, otevřené oči (L-Left, EO-Eyes Open)
2. Stoj na levé noze, zavřené oči (L-Left, EC-Eyes Closed)
3. Stoj na pravé noze, otevřené oči (R-Right, EO-Eyes Open) – (Obrázek 9)
4. Stoj na pravé noze, zavřené oči (R-Right, EC-Eyes Closed) – (Obrázek 9)



Obrázek 9: US test, pravá dolní končetina, vlevo: otevřené oči, vpravo: zavřené oči

Jako hlavní parametr pro srovnání výsledků hráček byla zvolena Mean COG sway velocity (deg/sec). Tento parametr představuje průměr COG sway velocity pro každou ze čtyř pozic, tedy průměr jednotlivých poměrů vzdálenosti ve stupních za sekundu, kterou urazí pacientovo COG za dobu 10 sekund. Čím je tento parametr nižší, tím lépe je pacient schopný minimalizovat pohyby COG a držet stabilitu v dané pozici. Dále budeme u testu posuzovat celkovou délku trvání testu (min:s,ms) a počet pokusů s pádem během celého testu, které přístroj zaznamenává.

3.2.2 *Star Excursion Balance Test (SEBT)*

Pomocí SEBT testu hodnotíme posturální stabilitu v dynamické situaci. Během testu účastnice stojí na jedné dolní končetině uprostřed vytvořené „testovací hvězdy“. Cílem testu je udržet stabilitu stoje na jedné dolní končetině a zároveň dosáhnout druhou co nejdál v daném směru. Měří se celkem osm různých směrů pro obě dolní končetiny. Osm směrů je pojmenováno dle orientace ke stojné končetině jako anteriorní, posteriorní, mediální, laterální, anteromediální, anterolaterální, posteromediální a posterolaterální. Účastnice měření provedly tři pokusy na obě dvě dolní končetiny, dohromady tedy šest pokusů do všech osmi směrů. Po každém z pokusů byla vystřídána stojná končetina.

Před zahájením testování bylo tedy nutné zajistit prostor a prostředky pro vytvoření testovací hvězdy. Měření SEBT testu probíhalo opět ve funkční laboratoři, kde jsme pomocí krejčovských metrů na zemi vytvořily testovací hvězdu (Obrázek 10). K vytvoření hvězdy jsme využily osm krejčovských metrů a širokou průhlednou lepicí pásku. Ze čtyř metrů jsme nejprve vytvořily kříž (s úhly 90° mezi jednotlivými liniemi), následně jsme do každé mezery nalepily jeden ze zbylých metrů tak, aby byl úhel mezi liniemi vždy 45°.



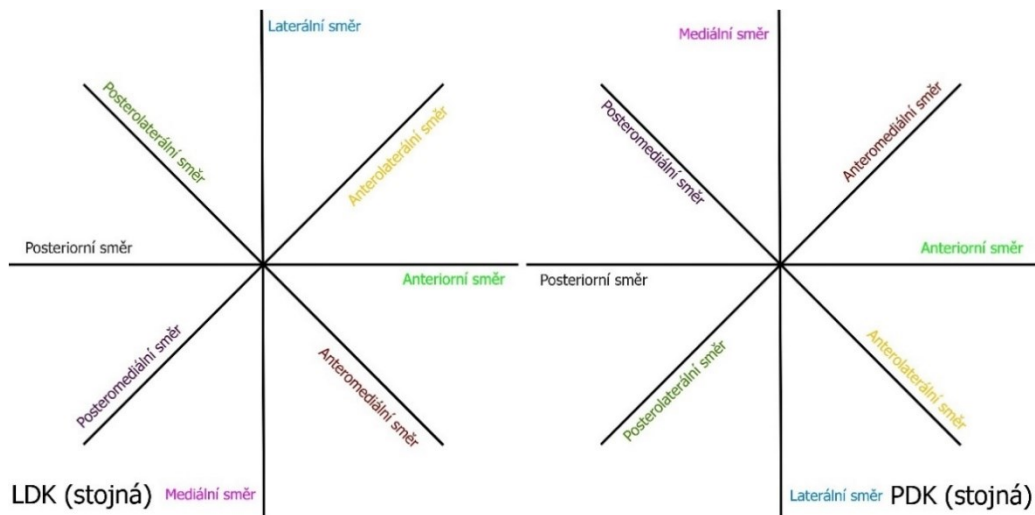
Obrázek 10: Testovací hvězda připravená pro provedení SEBT testu

Před zahájením testování, jak bylo již řečeno v úvodu kapitoly, byla u každé hráčky změřena funkční délka obou dolních končetin (vzdálenosti od SIAS k malleolus medialis), potřebná ke standardizaci výsledků testu. Účastnice byly následně instruovány o průběhu testu, počtu pokusů a podmínkách jejich přerušení: v případě pádu hráčky nebo odlepení stojné nohy od podložky, v případě přenesení váhy na druhou („dosahovou“) nohu mimo výchozí postavení, dále při odlepení rukou od těla. Hráčky měly možnost si

vyzkoušet na každou nohu jednou požadovaný pohyb pod kontrolou testujícího. Během testu měly hráčky na nohou ponožky. Ve výchozím postavení před začátkem testování nebo v jeho průběhu mezi měřeními jednotlivých směrů je stejná dolní končetina hráčky uprostřed testovací hvězdy srovnána se špičkou a patou na jedné z linií (kde budeme následně měřit rozsah v anteriorním a posteriorním směru), druhá dolní končetina je vedle stejné dolní končetiny volně položena na podlaze.

Dosah do jednotlivých směrů byl během pokusu testován v následujícím pořadí: (při každém dalším pokusu se vždy vyměnila stejná dolní končetina, testování začínalo levou dolní končetinou) - (Obrázek 11)

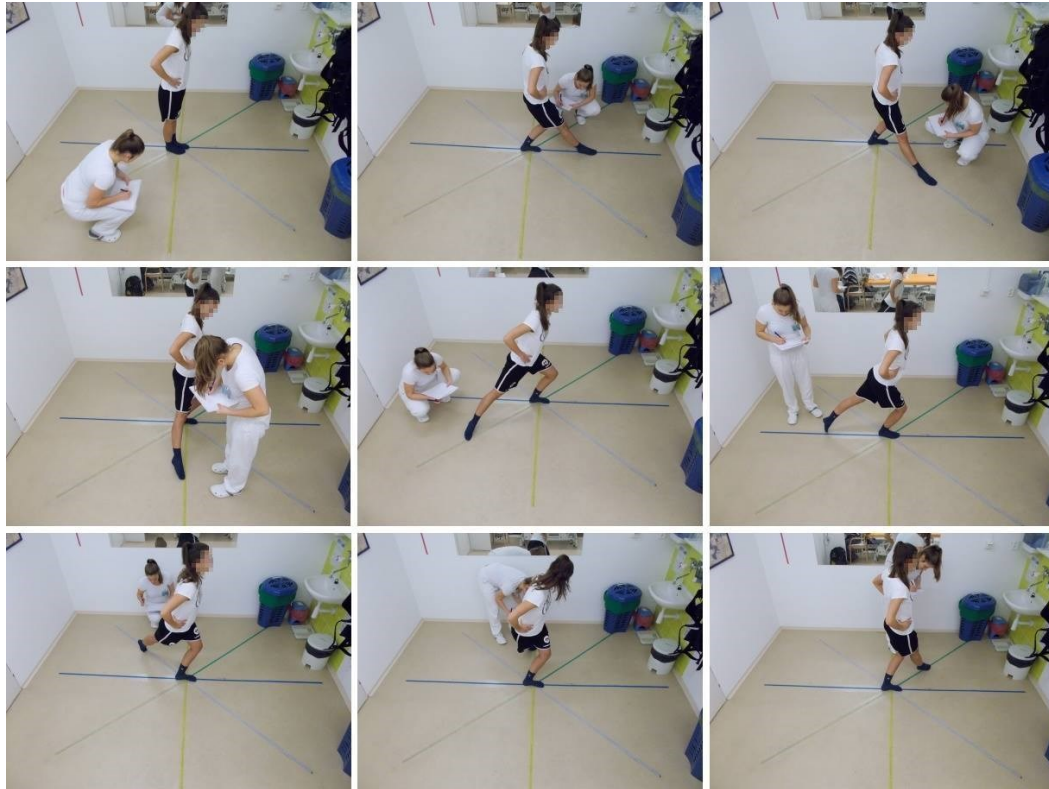
1. Anteriorní
2. Anteromediální
3. Mediální
4. Posteromediální
5. Posteriorní
6. Posterolaterální
7. Laterální
8. Anterolaterální



Obrázek 11: Popis osmi směrů využitých při testování SEBT testu pro obě DKK (pohled na pravý bok testovaného)

Pokud byla levá dolní končetina stojná, postupovaly hráčky po nalepených liniích od anteriorního směru po směru hodinových ručiček, pokud stály na pravé dolní končetině, postupovaly po nalepených liniích proti směru hodinových ručiček. Laterálně šly hráčky

směrem za stojnou nohou, anterolaterálním směrem pak před stojnou nohou. Do všech ostatních směrů postupovaly plynule od stojné končetiny (Obrázek 12). Mezi měřeními jednotlivých směrů se testovaná hráčka vždy vrátila do výchozího postavení, nesetřvala v něm však příliš dlouho, hned následovalo měření do dalšího směru.



Obrázek 12: Provedení SEBT testu na levou dolní končetinu
Horní řada: výchozí postavení; anteriorní směr; anteromediální směr
Střední řada: mediální směr, posteromediální směr, posteriorní směr
Dolní řada: posterolaterální směr, laterální směr, anterolaterální směr

Hlavním parametrem pro srovnání výsledků hráček byla vybrána celková průměrná délka dosahu (% délky DKK). Ve výsledcích budeme pracovat také s průměrnou délkou dosahu do jednotlivých směrů (% délky DKK). Pro získání těchto parametrů jsme postupovaly následujícím způsobem. Délky dosahu ze všech tří pokusů pro každou dolní končetinu byly zprůměrovány pro získání výsledné délky dosahu pro končetinu do daného směru. Průměrná délka dosahu do jednotlivých směrů v centimetrech byla následně přepočítána dle délky nohy účastnice (vzdálenosti od SIAS k malleolus medialis), aby byla zohledněna délka nohy, tím pádem také výška jedince a jednotlivé výsledky byly tak vzájemně lépe srovnatelné. Naměřenou jsme tak přepočítaly na procenta délky dolní končetiny. Dále budeme u testu hodnotit a srovnávat celkovou délku trvání testu (min:s,ms), naměřenou pomocí digitálních stopek.

3.3 ANALÝZA ZPRACOVANÝCH DAT

Výsledky všech tří testů a anamnestická data testovaného souboru probandek byly zpracovány v programu Microsoft Excel 2016, který byl následně využit také k vytvoření tabulek a grafů. K provedení pokročilejších statistických metod bylo využito prostředí R. K výpočtu korelace dvou testů bylo po konzultaci s docentem FD ČVUT v Praze využito regresní analýzy. Pro ověření hypotéz byla využita pomoc doktoranda FIT ČVUT v Praze. Pro testování rozdělení pravděpodobnosti u hypotézy H1 bylo využito chí-kvadrát testu, u hypotézy H2 párového t-testu. Hypotéza H3 byla ověřována pomocí Fisher–Snedecorova testu, chí-kvadrát testu a Pearsonova korelačního koeficientu.

4 VÝSLEDKY

4.1 HODNOCENÍ VÝSLEDKŮ TESTŮ

4.1.1 *Modified Clinical Test For Sensory Interaction In Balance (mCTSIB)*

V testu mCTSIB byly u hráček zaznamenány odchylky od normy jen v první polovině testu, tedy v jednodušších pozicích. Composite COG sway velocity u všech hráček opět splňuje limit stanovený softwarem přístroje pro danou pozici dle příslušné věkové kategorie. U hráček nebyl zaznamenán ani jeden pád v žádné ze čtyř testovaných pozicích.

Ve stoji na pevné podložce s otevřenými očima byla u 7 z 31 hráček zaznamenána vyšší Mean COG sway velocity než je stanovený limit pro danou pozici, tedy 0,3 deg/sec. U 3 hráček byla pak vyšší hodnota Mean COG sway velocity i v další pozici, tedy ve stoji na pevné podložce s otevřenými očima. Během stoje na molitanové podložce s otevřenými i zavřenými očima nebyla naměřena žádná Mean COG sway velocity, která by překračovala limit pro dané pozice.

Průměr Composite COG sway velocity je u testované skupiny roven 0,4 deg/sec, a je tedy výrazně nižší nežli limit (0,9 deg/sec). V 10 ze 124 hodnocených (8,1%) Mean COG sway velocity byla nalezena odchylka od normy. Nadlimitní Mean COG sway velocity v některé z pozic byla zaznamenána u 7 z 31 účastnic (22,6%). V Tabulce 2 jsou uvedeny výsledky testované skupiny a limity pro jednotlivé pozice a v posledním sloupci celkové skóre a limit pro všechny čtyři pozice dohromady.

mCTSIB test	EOFI	ECFI	EOFO	ECFO	COMP
Průměrný výsledek (deg/sec)	0,3	0,3	0,4	0,5	0,4
Střední hodnota výsledku (deg/sec)	0,3	0,2	0,4	0,5	0,4
Nejnižší dosažená hodnota (deg/sec)	0,2	0,1	0,2	0,3	0,3
Nejvyšší dosažená hodnota (deg/sec)	0,5	0,6	0,6	0,9	0,6
Směrodatná odchylka	0,09	0,12	0,11	0,18	0,10
Limit testu (deg/sec)	0,3	0,4	0,6	1,8	0,9
Počet hráček nad limitem (n =31)	7	3	0	0	0
Počet hráček nad limitem (%)	22,6	9,7	0,0	0,0	0,0

Tabulka 2: Statistické zpracování výsledků mCTSIB testu

4.1.2 *Unilateral Stance Test (US)*

V US testu byly u hráček zjištěny odchylky od normy pouze ve stoji na jedné dolní končetině se zavřenými očima. V pozicích s otevřenými očima byly Mean COG sway velocity pro obě dolní končetiny u všech hráček nižší než limit stanovený softwarem přístroje pro danou pozici dle příslušné věkové kategorie. Celkem bylo u hráček zaznamenáno 38 pádů. Všechny pády proběhly během pokusů se zavřenými očima. Konkrétně 20 % pokusů se zavřenými očima (10 % všech pokusů) bylo s pádem. Většina pádů (53 %) se odehrála během prvního pokusu pro danou končetinu.

S otevřenými očima byla Mean GOG sway velocity testované skupiny 0,7 deg/sec pro levou dolní končetinu a 0,8 deg/sec pro pravou dolní končetinu, se zavřenými očima je pak tento průměr shodně 3,8 deg/sec pro obě dolní končetiny. Ve stoji na levé dolní končetině byla u 14 z celkového počtu 31 hráček (45 %) vyšší Mean COG sway velocity, nežli je stanovený limit. Ve stoji na pravé noze překračuje Mean COG sway velocity limit u 15 hráček (48 %). Průměrně tedy vychází, že účastnice měření měly horší stabilitu ve stoji na pravé dolní končetině. V Tabulce 3 jsou uvedeny výsledky testované skupiny pro jednotlivé pozice pro obě dolní končetiny, v prvních dvou sloupcích pro levou ve třetím a čtvrtém sloupci pro pravou dolní končetinu.

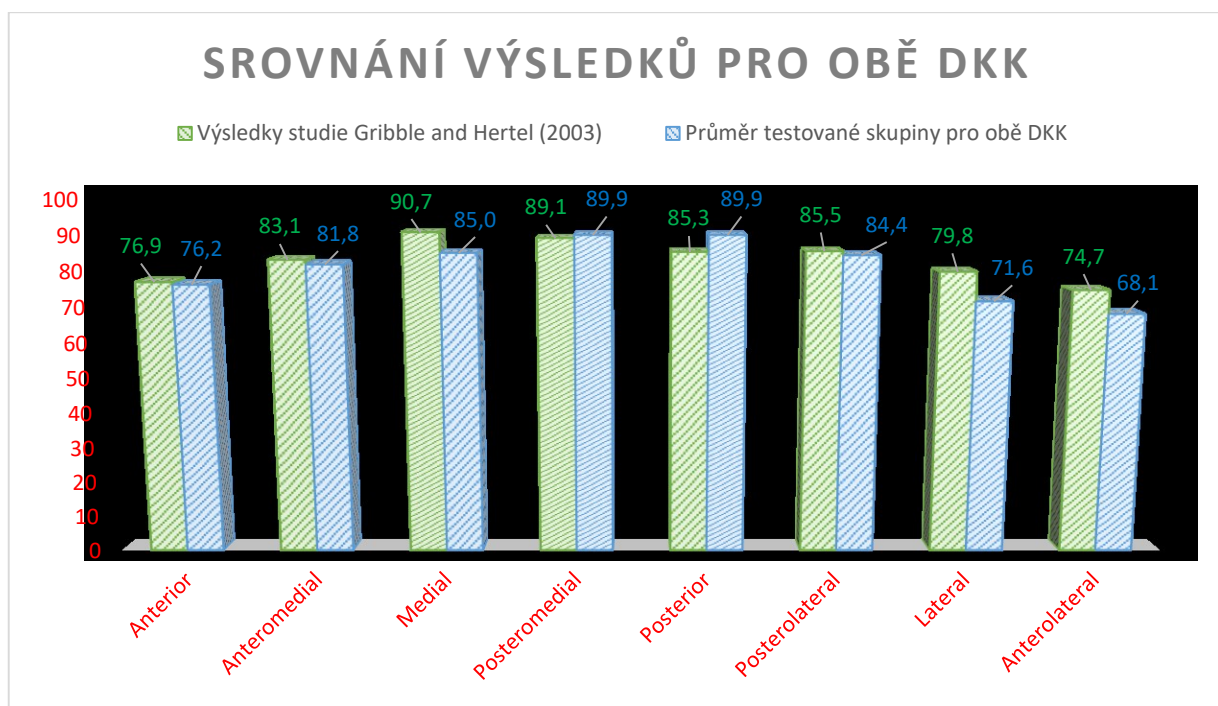
US test	LEO	LEC	REO	REC
Průměrný výsledek (deg/sec)	0,7	3,8	0,8	3,8
Střední hodnota výsledku (deg/sec)	0,7	2,2	0,8	2,2
Nejnižší dosažená hodnota (deg/sec)	0,4	1,0	0,5	1,2
Nejvyšší dosažená hodnota (deg/sec)	1,0	12,0	1,0	12,0
Směrodatná odchylka	0,16	2,87	0,12	2,62
Limit testu (deg/sec)	1,0	3,0	1,0	3,0
Počet hráček nad limitem (n =31)	0	14	0	15
Počet hráček nad limitem (%)	0,0	45,0	0,0	48,0

Tabulka 3: Statistické zpracování výsledků US testu

4.1.3 *Star Excursion Balance Test (SEBT)*

V SEBT testu (podobně jako v US testu) hodnotíme výsledky pro každou dolní končetinu zvlášť. Výsledky testované skupiny jsou uvedeny ve dvou tabulkách (Tabulka 4 – levá dolní končetina, Tabulka 5 - pravá dolní končetina). Limity testu byly stanoveny podle výsledků studie autorů Gribbla a Hertela Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test z roku 2002 a v tabulkách jsou uvedeny pro průměrnou délkou dosahu do jednotlivých směrů i pro celkovou průměrnou délka dosahu.

V uvedené studii stejně jako v této práci jsou naměřené délky přepočítány na procenta délky dolní končetiny. Srovnání průměrných délek dosahu do jednotlivých směrů pro obě dolní končetiny testované skupiny a výsledků uvedených ve zmíněné studii z roku 2002 jsou uvedeny v Grafu 1. Průměrné délky dosahu do jednotlivých směrů pro obě dolní končetiny jsou u testované skupiny florbalistek, kromě posteromediálního a posteriorního směru, vždy o něco nižší nežli výsledky zdravých jedinců ze studie Gribbla a Hertela (2002). Největší rozdíl je pak v celkové průměrné délce dosahu pro obě DKK, který je pro testovanou skupinu florbalistek 646,9 a pro skupinu ze studie 665,1.



Graf 1: Srovnání průměrných délek dosahu do jednotlivých směrů pro obě DKK testované skupiny florbalistek a skupiny zdravých jedinců ze studie Gribble a Hertel (2003)

Celková průměrná délka dosahu byla u hráček 661,3 pro levou dolní končetinu a 650,1 pro pravou dolní končetinu. Limit pro celkovou průměrnou délku dosahu byl stanoven na 665,1. Pro levou dolní končetinu nesplnilo stanovený limit pro celkovou průměrnou délku dosahu 18 z celkového počtu 31 hráček (58 %). Pro pravou dolní končetinu zůstalo pod tímto limitem 19 hráček (61 %). Průměrně tedy u testované skupiny vycházela mírně horší stabilita ve stoji na pravé dolní končetině. Nejhorší oproti stanovenému limitu byly u testované skupiny délky dosahu do mediálního, laterálního a anterolaterálního směru. Naopak nejlepší byly délky dosahu do posteriorního a posteromediálního směru.

SEBT test - LDK	ANT	AMED	MED	PMED	POST	PLAT	LAT	ALAT	COMP
Průměrný výsledek (% délky DKK)	76,0	82,0	85,0	89,8	89,5	83,1	70,9	67,5	661,3
Střední hodnota výsledku (% délky DKK)	76,8	82,0	86,6	91,0	91,3	83,0	71,1	67,7	650,9
Nejnižší dosažená hodnota (% délky DKK)	62,5	72,1	73,1	76,2	74,3	71,2	56,8	53,5	556,2
Nejvyšší dosažená hodnota (% délky DKK)	88,0	93,9	95,1	100,0	100,4	96,5	83,7	79,5	725,2
Směrodatná odchylka	6,31	5,79	6,31	7,28	7,27	6,89	6,97	5,63	45,60
Limit testu (% délky DKK)	76,9	83,1	90,7	89,1	85,3	85,5	79,8	74,7	665,1
Počet hráčů pod limitem (n =31)	16	18	27	13	9	21	29	27	18
Počet hráčů pod limitem (%)	52,0	58,0	87,0	42,0	29,0	68,0	94,0	87,0	58,0

Tabulka 4: Statistické zpracování výsledků SEBT testu pro levou dolní končetinu

SEBT test - PDK	ANT	AMED	MED	PMED	POST	PLAT	LAT	ALAT	COMP
Průměrný výsledek (% délky DKK)	76,4	81,6	85,0	90,1	90,4	85,7	72,2	68,7	650,1
Střední hodnota výsledku (% délky DKK)	75,8	83,0	87,0	91,4	90,8	85,9	71,5	68,9	653,1
Nejnižší dosažená hodnota (% délky DKK)	66,7	72,5	71,7	73,5	72,0	71,2	61,0	56,4	572,3
Nejvyšší dosažená hodnota (% délky DKK)	85,2	90,9	96,9	104,4	105,6	102,4	87,8	82,1	738,1
Směrodatná odchylka	4,99	4,84	6,61	7,63	7,90	7,94	7,35	6,81	46,77
Limit testu (% délky DKK)	76,9	83,1	90,7	89,1	85,3	85,5	79,8	74,7	665,1
Počet hráčů pod limitem (n =31)	17	16	28	11	7	15	25	24	19
Počet hráčů pod limitem (%)	55,0	52,0	90,0	35,0	23,0	48,0	81,0	77,0	61,0

Tabulka 5: Statistické zpracování výsledků SEBT testu pro pravou dolní končetinu

4.1.4 Srovnání

Nejnáročnějším ze tří posuzovaných testů se ukázal být SEBT test, který ani na jednu dolní končetinu nezvládla více než polovina hráček. Limit testu nesplnilo konkrétně 18 hráček (58 %) na levou nohu a 19 účastnic (61 %) na pravou nohu. Těsně nad polovinou se pak zastavila úspěšnost hráček v části US testu se zavřenými očima, kterým pro levou dolní končetinu neprošlo 14 hráček (45 %) a pro pravou nohu 15 účastnic (48 %). Naopak všechny hráčky byly úspěšné na obě dvě dolní končetiny v části US testu s otevřenými očima a také v celkovém skóre mCTSIB testu. Porovnáním výsledků testů US testu a SEBT testu pro levou a pravou dolní končetinu zjistíme, že většina z testovaných hráček vykazovala mírně zhoršenou stabilitu na pravé dolní končetině. V tomto se shodují výsledky US testu s otevřenými a zavřenými očima i celkové skóre SEBT testu. Srovnání hlavních zkoumaných parametrů ze všech tří měřených testů je uvedeno v Tabulce 6.

	mCTSIB (COMP)	US - LEO	US - LEC	SEBT - LDK (COMP)	US - REO	US - REC	SEBT - PDK (COMP)
Průměrný výsledek	0,4	0,7	3,8	661,3	0,8	3,8	650,1
Střední hodnota výsledku	0,4	0,7	2,2	650,9	0,8	2,2	653,1
Nejnižší dosažená hodnota	0,3	0,4	1	556,2	0,5	1,2	572,3
Nejvyšší dosažená hodnota	0,6	1	12	725,2	1	12	738,1
Směrodatná odchylka	0,10	0,16	2,87	45,60	0,12	2,62	46,77
Limit testu	0,9	1	3	665,1	1	3	665,1
Počet hráček nad/pod limitem (n =31)	0	0	14	18	0	15	19
Počet hráček nad/pod limitem (%)	0,0	0,0	45,0	58,0	0,0	48,0	61,0

Tabulka 6: Srovnání výsledků testů - Composite COG sway velocity (mCTSIB), Mean GOG sway velocity pro stoj na levé a pravé noze s otevřenými a zavřenými očima (US) a celková průměrná délka dosahu pro obě DKK (SEBT)

Dílním cílem této práce bylo zjistit, zda existuje korelace mezi US testem a SEBT testem. Test mCTSIB byl z tohoto srovnání vyjmut, neboť se předpokládá, že celkový výsledek tohoto testu neodhalí u účastnic žádné významné odchylky od normy.

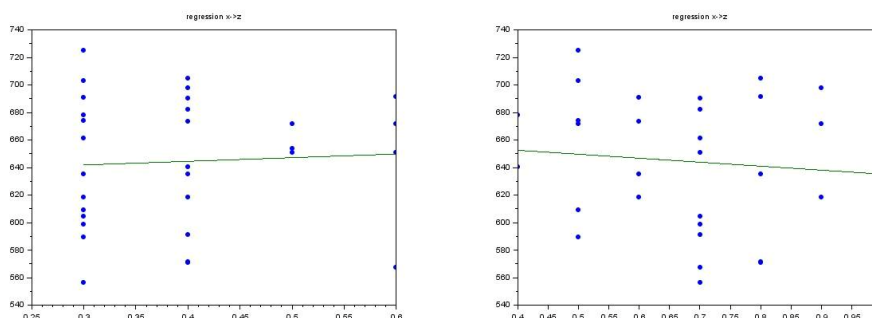
US test jsme si pro usnadnění srovnání rozdělili na dva subtesty (stoj na levé a pravé noze s otevřenými očima-USEO a stoj na levé a pravé noze se zavřenými očima-USEC). Cílem bylo tedy porovnat 3 testy stability (USEO, USEC a SEBT), a to ve dvou variantách (při první variantě stojí testovaná osoba na levé noze, při druhé na pravé noze). Předpokládáme, že testy jsou ekvivalentní, jestliže výsledky jednoho z testů lze s určitou přesností předpovědět z výsledků druhých dvou testů. Tuto otázku předpovědi řeší

regresní analýza. Výsledky lineární regrese posuzujeme pomocí hodnoty chyby predikce (SE). Ideální SE se blíží nule. Pro SE blížící se jedné je chyba v predikci stejná jako velikost výstupu, korelace mezi testy tedy neexistuje nebo je velmi malá. Všechny hodnoty se blíží jedné. Korelace mezi testy proto vychází velmi malá. Hodnoty chyby predikce SE pro USEO a SEBT a USEC a SEBT pro levou a pravou dolní končetiny jsou uvedeny v Tabulce 7.

LDK	SE	PDK	SE2
USEO -> SEBT	0.9898434	USEO -> SEBT	0.9912022
USEC -> SEBT	0.9790895	USEC -> SEBT	0.9804428

Tabulka 7: Chyba predikce (SE) pro US s otevřenými očima a SEBT a US se zavřenými očima a SEBT pro obě DKK

Výsledky lze znázornit také pomocí regresní přímky (Graf 2). Pokud mezi srovnávanými testy existuje lineární korelace, nachází se body na znázorněné přímce nebo blízko v jejím okolí.



Graf 2: Regresní přímka pro US s otevřenými očima a SEBT a pro US se zavřenými očima a SEBT.

4.2 HODNOCENÍ DÉLKY TRVÁNÍ TESTŮ

V průběhu měření testů byla u každé hráčky zaznamenávána délka trvání testu. U přístrojových měření byla zaznamenána prostřednictvím softwaru přístroje Balance Master®. U funkčního testu pomocí digitálních stopky. Nejkratší průměrná délka trvání 8:40,29 byla zaznamenána u přístrojového testu mCTSIB. Nejdelší průměrnou délku trvání 17:18,27 měl SEBT test, tedy jediný funkční test. Celková průměrná délka trvání obou přístrojových testů byla zhruba o 4 sekundy delší než délka trvání funkčního testu. Funkční test tedy trval průměrně výrazně delší dobu ve srovnání s počítačovými testy. Nejkratší čas SEBT testu byl změřen na 14:07,51 a je kratší než nejdelší časy počítačových testů, ty byly změřeny pro US test 16:46,23 a pro mCTSIB test 16:41,25.

Průměrné délky trvání testů, nejkratší a nejdelší zaznamenané časy hráček jsou uvedeny v Tabulce 8.

	mCTSIB test	US test	SEBT test
Průměrná délka trvání testu	8:40,29	8:43,55	17:18,27
Nejdelší čas	16:41,25	16:46,23	25:09,40
Nejkratší čas	7:08,09	7:04,13	14:07,51

Tabulka 8: Délka trvání testů

4.3 HODNOCENÍ NÁROČNOSTI PROVEDENÍ TESTŮ

K provedení tří zkoumaných testů není nezbytně nutná přítomnost fyzioterapeuta. Obsluha přístroje Balance Master® je velice jednoduchá. Všechny potřebné pokyny jsou v postupně jdoucích krocích vždy uvedeny na monitoru počítače obsahujícího software k přístroji. Počítačový test tedy může provést školený personál, který pouze přerušuje pokusy pokud dojde k pádu nebo k porušení jedné z předem daných podmínek testování.

O něco náročnější je provedení funkčního SEBT testu, neboť hodnotící osoba musí důsledně hlídat správné provedení testu a zároveň odečítat výsledné hodnoty. Instruktaž ke správnému provedení funkčního testu je složitější než v prvních dvou testech, protože se jedná o test dynamický. K provedení funkčního testu je také potřeba nejprve vytvořit testovací hvězdu. Proto je v tomto případě potřeba delší zaškolení testujících osob.

4.4 HODNOCENÍ PROSTOROVÉ NÁROČNOSTI TESTŮ

První dva ze srovnávaných testů (mCTSIB, US), které byly měřeny na tenzometrické plošině, není v našem případě možné provést v běžné ordinaci lékaře či fyzioterapeuta. K měření zmíněných dvou testů jsme využili silovou plošinu Balance Master® od firmy NeuroCom, která je dohromady s dřevěnými okraji 89 cm široká, 292 cm dlouhá a 5 cm vysoká. Pro provedení měření je tedy potřeba vyhradit si v místnosti prostor o velikosti minimálně 95x300 cm (2,6 m²) pro umístění vlastní plošiny. K tomu je potřeba ještě prostor pro umístění počítače se softwarem na ovládání přístroje nejlépe na vyvýšeném místě, jako je stůl nebo pult, abychom během testování vše pohodlně ovládat. Pult s počítačem v našem případě zabral prostor zhruba 0,5 m². Tolik volného prostoru, který by nebyl vyhrazen např. na cvičení na zemi v běžné terapeutické místnosti nenajdeme. Nutné je zmínit fakt, že na trhu se nachází řada stabilometrických plošin mnohem menších rozměrů, na kterých je možné testy provést. Příkladem může být silová plošina od stejného výrobce BASIC Balance Master®, jejíž

rozměry jsou pouze 48x48 cm (0,23 m²). V takovém případě by bylo možné provádět měření v běžné ordinaci (Natus Medical Incorporated, 2018).

K provedení třetího funkčního testu (SEBT) jsme vytvořily testovací hvězdu z osmi krejčovských metrů o délce 150 cm. Pro testování stačilo vytvořit jednotlivé linie 120 cm dlouhé. Prostor pro vytvoření testovací hvězdy musí tedy mít velikost minimálně 240×240 cm (5,8 m²), což je o 2,7 m² více než u přístrojových testů. Výhodou testovací hvězdy ale je, že zabraný prostor musí být volný pouze v případě testování. Jinak může být přes hvězdu umístěn lehce přemístitelný nábytek jako židle či mobilní terapeutické lehátko. Tak tomu bylo i v našem případě. Za určitých podmínek (máme možnost narázově, za účelem provedení testu, udělat v místnosti dostatek prostoru) je možné provést test v běžné ordinaci fyzioterapeuta.

4.5 HODNOCENÍ FINANČNÍ NÁROČNOSTI TESTŮ

Největší rozdíl mezi srovnávanými testy nalézáme ve finančním hledisku. Výrobce na svých webových stránkách nezveřejňuje cenu silové plošiny Balance Master®, která byla k měření prvních dvou testů (mCTSIB, US) využita. Její odhadovaná cena se ale pohybuje okolo 50 000 USD, tedy v přepočtu zhruba 1 milion CZK (Chaudhry, Bukiet, Ji & Findley, 2011). Nemocnice Tábor zveřejnila v dubnu 2018 smlouvu o nákupu posturografického systému Balance Master® za 978 890 CZK (Nemocnice Tábor, a.s., 2018). Předpokládáme tedy cenu v řádu statisíců korun českých. Náklady pro vytvoření testovací hvězdy k třetímu testu (SEBT) spočívají pouze v nákupu osmi krejčovských metrů a jedné široké průhledné lepící pásky, jejichž cenu odhadujeme na částku okolo 150 CZK, tedy o částku nesrovnatelně nižší. Opět je nutné zmínit, že přístrojové testy je možné provést na běžných silových plošinách, jejichž cena se pohybuje okolo 6500 USD, v přepočtu zhruba 135 000 CZK.

4.6 VYHODNOCENÍ HYPOTÉZ

4.6.1 Hypotéza H1

Předpokládám, že Modified Clinical Test For Sensory Interaction In Balance (mCTSIB) neodhalí u hráček žádné významné odchylky od normy.

Empiricky lze vyčíst, že k odchýlkám dochází ve větší míře jen u první pozice z testu (stoj na pevné podložce s otevřenýma očima), kde je 19,3 % (6 z 31) nad limitem o jednu desetinu a 3,2 % (1 z 31) o dvě desetiny. U stoje na pevné podložce s otevřenýma očima byla p-hodnota chí-kvadrát testu pro rozptyl vyčíslena na 0,46, hypotézu tedy nelze ani vyvrátit, ani potvrdit. Mimo této pozice můžeme ale s pravděpodobností vyšší než 99,5 % hypotézu potvrdit.

4.6.2 Hypotéza H2

Předpokládám, že Unilateral Stance test (US) bude méně časově náročný, nežli Star Excursion Balance test (SEBT).

Hypotéza byla potvrzena párovým T-testem. P-hodnota je rovna $p = 2,03e-16$ (je menší než $<0,0001$), tím pádem je hypotéza potvrzena s pravděpodobností vyšší než 99,9 %.

4.6.3 Hypotéza H3

Předpokládám, že výsledky Unilateral Stance testu (US) budou korelovat s výsledky Star Excursion Balance testu (SEBT).

Výsledky lineární regrese ukazují spíše na fakt, že korelace mezi testy je velmi malá. Pro potvrzení vhodnosti metody regresní analýzy byl využit F-test. Výsledek F-testu však nebyl jednoznačný, p-hodnoty se pohybovaly v rozmezí od 0,44 do 0,62. Pearsonův korelační koeficient (výběrový) neodhaluje žádnou významnou korelaci. Pomocí Pearsonova chí-kvadrát testu nezávislosti se nepodařilo hypotézu ani potvrdit, ani vyvrátit na dostatečné hladině významnosti. Hypotézu tedy nemůžeme na základě shromážděných dat s jistotou potvrdit, ani vyvrátit.

5 DISKUZE

Téma posturální stability a možnosti jejího testování jsou v současné době velmi zkoumané, což nepochybně souvisí s vyšším povědomím odborné veřejnosti o významu postury, stejně jako s vývojem nových technologií a vyšetřovacích metod.

Stabilita je obecně považována za důležitou složku sportovní aktivity (Frank et al., 2013). Sportovci musí být schopni přizpůsobit se a adekvátně reagovat na proměnlivé situace průběžně nastávající během aktivity tak, aby jejich pohyb byl stále co nejefektivnější. Prvky jako stabilita a rovnováha tvoří základ pro rozvoj sportovního pohybu a odolnosti proti úrazům (Elphinston, 2008). Specifické tréninkové programy zařazené do přípravy sportovců vedly dle výsledků studií k ovlivnění balanční složky a tím ke snížení incidence zranění. Předpokládá se, že pomocí testování stability bychom měli být schopni do jisté míry určit riziko zranění u konkrétního sportovce (Emery, 2003; McLeod et al., 2009; Pasanen et al., 2008b; Pasanen et al., 2009; Plisky, Rauh, Kaminski & Underwood, 2006). Přesto nalezneme pouze omezené množství článků, které by se vyšetření stability ve sportu či sportovní medicíně věnovalo. Hlavním problémem testování stability u populace sportovců je fakt, že běžně využívané testy nemusí vždy představovat dostatečnou výzvu pro zdravé aktivní sportovce. U zdravých trénovaných jedinců je třeba vyšší náročnost balančních testů, aby se zvýšila jejich senzitivita (Emery, 2003; Zemková, 2011). Emery (2003) ve své rešeršní práci popisuje, že neexistuje vhodný test, který by se dal aplikovat globálně u všech sportovců. Uvádí, že vhodné by bylo vyvinout různé testy specifické vždy pro podobná sportovní odvětví. Snahou by v takovém případě bylo, aby test byl levný, snadno proveditelný a co nejvíce využitelný v praxi v terénu.

Velká část autorů v rámci výzkumu napříč sportovními odvětvími využívá k hodnocení efektivity specifických rehabilitačních programů stanovení rizika vzniku úrazu u sportovců Star Excursion Balance Test (SEBT) (Gribble & Hertel, 2012; Plisky et al., 2006). SEBT test je funkčním klinickým testem dynamické stability. Pro normalizované délky dosahu do tří směrů (anteriorní, postromediální a postreolaterální) byly zjištěny hodnoty reliability v rozmezí od 0,82 do 0,92, mělo by se tedy jednat o spolehlivý test (Gribble, Kelly, Refshauge & Hiller 2013; Plisky et al., 2006). Je to nástroj, který lze použít v klinickém prostředí, zejména pro ty s omezeným rozpočtem a prostorem. Test vyžaduje jen málo vybavení a je poměrně snadný na provedení (Gribble et al., 2012; McLeod et al., 2009).

Tato práce se zabývá srovnáním tohoto funkčního testu s vybranými standardizovanými počítačovými metodami vyšetření stability z hlediska využitelnosti v praxi u hráček florbalu. Jako srovnávací testy byly použity standardizovaná počítačová vyšetření Modified Clinical Test For Sensory Interaction In Balance (mCTSIB) a Unilateral Stance test (US). Tyto testy byly zvoleny vzhledem k možnostem zapůjčeného přístroje.

V rámci práce se snažíme odhalit možnosti využití testování stability u florbalistek. V této souvislosti bych zmínila zejména případné zařazení testování stability do pravidelné testovací baterie nebo jeho zavedení jako korelační jednotky pro zhodnocení správně nastaveného tréninkového programu pro prevenci sportovních zranění, neboť úrazovost ve florbalu stále stoupá (Snellman et al., 2001; Pasanen et al., 2008a). Předpokládáme, že aby byl SEBT test byl využitelný právě v těchto ohledech, měl by vykazovat jistou korelaci s v praxi využívanými standardizovanými testy a zároveň by měl být co nejméně náročný na prostředky a čas. Dílčím cílem práce proto bylo zjistit, zda-li mezi výsledky počítačového a funkčního testu existuje vzájemná korelace. Vhodnost testu byla dále posuzována na základě časové, prostorové a finanční náročnosti a obtížnosti provedení testů.

Účastnicemi testování byly elitní hráčky florbalu, převážně ženské florbalové extraligy nebo výjimečně 1. ligy juniorek (nejvyšší soutěže ve své kategorii). Přestože je florbal velmi mladým sportem, je jeho expanze až neuvěřitelná. Česká florbalová unie (ČFbU) při svém založení v roce 1992 zastřešovala 40 oddílů se 700 hráči. Podle nejnovějších statistik z roku 2016 spadá pod ČFbU již 406 klubů s 38 833 registrovanými hráči. Početnou hráčskou základnou čítající 320 829 registrovaných hráčů se florbal pyšní také celosvětově (IFF, 2016; Kysel, 2010; Skružný, 2005). Pohyb hráčů v poli zahrnuje především rychlý běh plný náhlých zrychlení, zpomalení a častých změn směru. Hráči musí být zároveň schopni reagovat na tyto situace různými způsoby tak, aby jejich pohyb byl co nejefektivnější (Elphinston, 2008; Pasanen et al., 2017). K florbalu, jako je každé sportovní aktivitě, patří neodmyslitelně riziko zranění. To se s postupným vývojem tohoto sportu stále zvyšuje. Snellman et al. (2001) uvádí incidenci zranění finských elitních florbalistek 1,0 na 1000 hodin tréninku a 15,9 na 1000 hodin zápasového tempa. Pasanen et al. (2008a) v o sedm let novější studii uvádí incidenci zranění finských elitních florbalistek 1,8 na 1000 hodin tréninku a 40,3 na 1000 hodin zápasového nasazení, tedy výrazně vyšší. Příčinou zvyšování úrazovosti ve florbalu může být jednak zvýšení

celkové náročnosti tohoto sportu, způsobené vyšší rychlostí hry nebo také vyšší počet tréninkových jednotek. Příspěť mohou také ostré tělesné souboje mezi soupeři, které se v poslední době stávají čím dál tím častěji součástí hry. Florbal v České republice nemá statut profesionálního sportu, avšak míra zatížení tomu zcela neodpovídá.

Jedním ze základních předpokladů našeho výzkumu bylo, že test mCTSIB, který se skládá z vyšetření bipedálního stoje s modifikacemi aferentního vstupu (zavřené oči, pěnová podložka), neodhalí u hráček žádné odchylky od normy, tedy že výsledky hráček budou nižší než přístrojem stanovený limit rychlosti výchylky COG pro jednotlivé pozice. Tento předpoklad se nám potvrdil s výjimkou nejjednodušší pozice ve stoji na pevné podložce s otevřenými očima, kde jsme zaznamenaly 22,6 % výsledků vyšších, než je stanovený limit pro Mean COG sway velocity. Tento výsledek se tedy zdánlivě neshoduje s tvrzením, že u zdravých trénovaných jedinců je potřeby vyšší náročnost balančních testů (Emery, 2003; Zemková, 2011). Možné vysvětlení můžeme nalézt ve studii Loughran, Tennant, Kishore a Swan (2005), která se zabývá ověřením reliability mCTSIB. V závěru studie je uvedeno: hodnoty inter-rater reliability byly vysoké (0,53-0,81) pro všechny podmínky mCTSIB s výjimkou nejjednodušší pozice (stoje na pevném povrchu s otevřenými očima), kde byly tyto hodnoty spíše nízké. Celkové výsledky mCTSIB (Composite COG sway velocity) byly u všech opět hráček v mezích stanoveného limitu, což potvrzuje naše primární tvrzení.

Srovnávaly jsme tedy pouze výsledky US testu, který jsme pro tyto účely rozdělily na dva subtesty s otevřenými a zavřenými očima (které byly srovnávány zvlášť), a SEBT testu pro obě dolní končetiny. Otázkou bylo, zdali SEBT test využívaný ve studiích k hodnocení výsledků sportovců (Gribble et al., 2012) vykazuje odpovídající hodnoty ve výsledcích se standardizovaným testem objektivizovaným měřením na silové plošině. Na základě statistických výsledků nebyla odhalena významná korelace mezi těmito dvěma testy. Naši hypotézu se na dostatečné hladině významnosti nepodařilo ani potvrdit ani vyvrátit. Srovnání bylo limitováno zejména nedostatečným počtem shromážděných dat. Faktem však zůstává, že korelace mezi testy je dle našeho výzkumu velmi malá. Jako objektivní test stability by SEBT test z našeho pohledu v této podobě nebyl pro predikci rizika zranění u sportovců testem úplně ideálním. SEBT test byl ale zároveň nejnáročnějším ze tří posuzovaných testů, který ani na jednu dolní končetinu nezvládla více než polovina hráček. Limit SEBT testu nesplnilo konkrétně 18 hráček (58 %) na levou nohu a 19 účastnic (61 %) na pravou nohu. Pro srovnání, v části US testu se

zavřenýma očima pro levou dolní končetinu neprošlo 14 hráček (45 %) a pro pravou nohu 15 účastnic (48 %). V části US testu s otevřenýma očima a také v celkovém skóre mCTSIB testu byly všechny hráčky úspěšné. SEBT test se tedy jeví jako nejvíce specifický pro sportovní populaci ze zkoumaných testů. Otázkou je, zda-li by se tento test nedal lépe využít při měření jen do některých směrů.

Hertel, Braham, Hale a Olmsted-Kramer (2006), který ve své studii provádí SEBT test u probandů s a bez chronické nestability hlezna (CAI) uvádí, že posteromediální složka SEBT testu je nejvíce vypovídající ze všech 8 měřených směrů testu pro testování končetin s a bez CAI. Tento výzkum dále naznačuje redundanci měření délek dosahu do 8 směrů. Autoři navrhuji měřit jen směr anteromediální, mediální a posteromediální. Uvádí však, že je potřeba provést další studie pro potvrzení. Verze SEBT testu, využívající měření jen do tří směrů, někdy zvaná jako Y-test, je použita i v dalších studiích. Tyto studie se věnují různým problematikám, například souvislosti stability a svalové síly (Ambegaonkar, Mettinger, Caswell, Burt & Cortes, 2014), rozdílům v dynamické stabilitě u žen různého věku (Bouillon & Baker, 2011) nebo souvislosti stability a úrazovosti u hráček basketbalu (Plisky et al., 2006). Otázkou tedy zůstává, zda-li by nedošlo ke korelaci s US testem, pokud bychom porovnávaly jednotlivé délky dosahu zvláště, případně provedly pouze kratší verzi SEBT testu (Y-test) a následně porovnávaly celkové skóre. Podmínkou by ovšem bylo na práci navázat s větším vzorkem dat získaných za delší období, aby došlo ke zvýšení výpovědní hodnoty statistických testů. Souvislost SEBT testu a svalové síly ve své práci zkoumají Ambegaonkar et al. (2014). Autoři uvádí, že síla svalů kyčelního kloubu (měřená pomocí dynamometru) souvisela s výsledky SEBT testu u kolektivních ženských sportovců. Konkrétně, sportovkyně s větší silou flexorů, extenzorů a abduktorů kyčle měly lepší délku dosahu do anteriorního a posterolaterálního směru SEBT testu. Potvrzený vliv dalších faktorů na výsledky SEBT testu můžeme také považovat za částečný důvod vzájemné nezávislosti srovnávaných testů. Baghbaninaghadehi, Reza Ramezani & Hatami (2013) zkoumá ve své práci vliv únavy na měření statické a dynamické stability. V závěru potvrzuje, že celková dynamická stabilita, měřená pomocí SEBT testu u sportovců (ženské basketbalistky), není ovlivněna únavou, zatímco jejich statická stabilita, měřená ve stoji na jedné dolní končetině, je tímto faktorem ovlivněna. Pokud tedy vezmeme v potaz, že účastnice našeho výzkumu byly testovány v průběhu probíhající tréninkové přípravy,

mohla mít na výsledky jednotlivých měření i závěrečného srovnání vliv právě únava hráček.

Měření potvrdilo, že SEBT test je nejvíce časově náročným testem ze tří zkoumaných. Jeho průměrná délka trvání činí 17 minut a necelých 19 sekund. Jedná se tedy o poměrně časově náročný test oproti funkčním testům jejichž průměrné délky trvání se pohybují okolo 8 minut 40 sekund. Ke snížení časové náročnosti by mohlo vést například vytvoření instruktážního videa, na kterém by byly jasně vysvětleny a názorně ukázány podmínky testování. Dále předpokládáme, že pokud by se měření opakovalo u stejné skupiny probandek, došlo by k výraznému snížení naměřených časů. Celková délka trvání testu by se eventuálně dala snížit provedením zkrácené verze (Y-testu), který byl již zmíněn společně se studiiemi, které právě této verze SEBT testu využívají (Ambegaonkar et al., 2014; Bouillon & Baker, 2011; Plisky et al., 2006).

K provedení tří zkoumaných testů není nezbytně nutná přítomnost fyzioterapeuta, může je provádět i školený personál. Mírně náročnější je provedení funkčního SEBT testu, zejména proto, že hodnotící osoba musí důsledně hlídat správné provedení testu a zároveň odečítat výsledné hodnoty. Hodnocení finančního hlediska nám komplikuje fakt, že výrobce na svých webových stránkách nezveřejňuje cenu systému Balance Master®. Jeho odhadovaná cena se ale pohybuje v řádu statisíců korun českých. Náklady pro vytvoření testovací hvězdy odhadujeme na částku okolo 150 CZK. Jedná se tedy částku nesrovnatelně nižší. Existuje možnost provést přístrojové testy na běžných silových plošinách, jejichž cena se pohybuje v přepočtu okolo 135 000 CZK. I tak však cena zůstává mnohonásobně vyšší. Z hlediska náročnosti na prostor je SEBT test proveditelný v běžné lékařské ambulanci, či v běžném prostoru šatny sportovní haly (Chaudhry et al., 2011; Natus Medical Incorporated, 2018). Z těchto hledisek shledáváme test vhodný a využitelný v praxi u sportovců.

5.1 LIMITY PRÁCE

Ve své práci shledávám několik limitujících faktorů. Nedostatky nacházím v měření funkčního testu. Zaznamenávání délek dosahu do jednotlivých směrů by mělo být v dalším výzkumu prováděno přesněji. Vhodné by bylo například vyznačovat během testu dosažené délky na metry na testovací hvězdě a až následně po provedení testu je odečíst a zaznamenat. Dále by bylo vhodné natočit pro účastníky dalších výzkumů instruktážní video se správným provedením SEBT testu, které by dle mého názoru

výrazně usnadnilo počáteční instruktáž, a hlavně snížilo počet neplatných pokusů a tím i délku trvání testu. V rámci hodnocení náročnosti na provedení testů by bylo při dalším měření dobré zaznamenávat počet těchto neplatných pokusů u probandek.

Při provádění testů došlo k rozdílným podmínkám, které mohly do jisté míry ovlivnit vzájemné srovnání testů. SEBT test byl měřen v ponožkách, z důvodu snadnějšího provedení testu, ve smyslu snížení neplatných pokusů z důvodu přenesení váhy ze stejné končetiny na druhou „dosahovou“ končetinu. Přístrojové testy byly prováděny naboso. U srovnávaných testů tak dochází k rozdílnému senzomotorickému vstupu během testu, který může mít vliv na výsledky.

Počet účastnic měření byl navzdory všem snahám nízký, zejména z důvodu omezené možnosti přístupu do funkční laboratoře. Abychom získaly více dat pro srovnání, byly jsme nuceny uskutečnit k původnímu termínu měření na přelomu května a června 2017 dalších 14 dní v říjnu 2017. Termíny se nachází v jiné části florbalové sezóny - první období spadá do letní přípravy, druhé je v první polovině sezóny. Tento fakt může být limitující. Testování jedné skupinky navíc proběhlo v odpoledních hodinách, zatímco všechna ostatní měření probíhala vždy výhradně v ranních hodinách. Do příštích studií by bylo vhodné lépe sjednotit a zorganizovat sběr dat. Počet shromážděných dat byl limitující pro statistické srovnání a zjištění vzájemné korelace testů. Statistické vyjádření korelace US a SEBT testu dále komplikují následující fakta. Výsledky z jednotlivých testů jsou hodnoty, které nepochází z populace se stejnou střední hodnotou ani rozptylem. Hodnoty US testu jsou spíše diskrétní než spojité. Každý test nabývá u testovaného souboru různý počet hodnot - US test s otevřenýma očima má 7 různých hodnot, US test se zavřenýma očima jich má 19 a SEBT test 31. I z těchto důvodů jsme srovnávali části US testu vždy s celkovou průměrnou délkou dosahu SEBT testu. Nemohly jsme tak detekovat případné korelace s průměrnými délkami dosahu do jednotlivých směrů.

ZÁVĚR

Tato práce měla v teoretické části za cíl přinést ucelený pohled na problematiku stability ve florbalu. V prvních kapitolách se proto věnujeme vymezení důležitých pojmů souvisejících s posturální stabilitou a jejím řízením. V další části bylo snahou přiblížit florbal jako sport, ať už z pohledu zátěžové fyziologie, charakteristického pohybu hráčů na hřišti nebo negativních vlivů tohoto sportu na pohybový aparát a posturu jedince. Významná část teorie se soustředí také na problematiku úrazovosti ve florbalu a možnostem její prevence, neboť právě využití testování stability v této oblasti bylo jednou z prvotních myšlenek, které vedly k sepsání práce. V jedné z kapitol jsou uvedena specifika ženského sportu, vzhledem ke zvolené skupině probandek. V závěrečných kapitolách teoretické části je uveden přehled jednotlivých možností testování statické a dynamické stability, jak bez využití počítačových metod, tak s jejich využitím. Z počítačových metod jsme se zaměřili na posturografii.

Z přehledu teoretických poznatků vyplývá, že florbal je rizikový z hlediska vzniku úrazů. Tento fakt by neměl být přehlížen vzhledem k neustálému zvyšování incidence úrazů, patrnému z výsledků studií prováděných ve Skandinávii. Existují také studie věnující se vlivu specifických tréninkových programů na úrazovost a stabilitu. Vzhledem k závěrům těchto studií existuje předpoklad, že pomocí testování stability bychom měli být schopni do jisté míry určit riziko zranění u konkrétního sportovce. Přesto není popsáno příliš testů nebo metod využívaných k měření stability u populace sportovců.

Praktická část je zaměřena na srovnání výsledků dvou testů měřených na silové plošině – mCTSIB a US a jednoho funkčního testu - SEBT z hlediska využitelnosti v praxi u sportovců, konkrétně u skupiny hráček nejvyšší ženské a juniorské florbalové soutěže v České republice. Test mCTSIB byl označen jako málo citlivý pro vyšetřování sportovců, což bylo ve větší míře potvrzeno. Hlavním dílčím cílem bylo zjistit korelaci US testu a SEBT testu. V práci nebyla prokázána vzájemná korelace mezi standardizovaným US testem objektivizovaným pomocí silové plošiny a funkčním SEBT testem využívaným u sportovců. Ve srovnání délek trvání jednotlivých testů byl čas SEBT testu oproti dalším dvěma testům výrazně delší. Z hlediska ostatních sledovaných parametrů (provedení, prostor, finance) byl SEBT test shledán vhodným pro využití u sportovců.

REFERENČNÍ SEZNAM

- Archiv florbalového klubu Tatran Střešovice. *Tatran Střešovice - flickr* [online]. 2015 - 2018 [cit. 2018-03-31]. Dostupné z:
<https://www.flickr.com/photos/130368650@N08/albums/>
- AMBEGAONKAR, J., L. METTINGER, S. CASWELL, A. BURTT a N. CORTES, 2014. Relationships between core endurance, hip strength, and balance in collegiate female athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. **9**(5), 604-616. ISSN 21592896.
- BAGHBANINAGHADEHI, F., A. REZA RAMEZANI a F. HATAMI, 2013. The effect of functional fatigue on static and dynamic balance in female athletes. *International SportMed Journal* [online]. **14**(2), 77-85. ISSN 15283356.
- BELL, D. R., K. M. GUSKIEWICZ, M. A. CLARK a D. A. PADUA. Systematic Review of the Balance Error Scoring System. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach* [online]. 2011, **3**(3), 287-295. ISSN 19417381.
- BERNACIKOVÁ, M., K. KAPOUNOVÁ, J. NOVOTNÝ a E. HRAZDÍRA, 2010. *Fyziologie sportovních disciplín: Florbal* [online]. FSpS, Masarykova Univerzita, Brno [cit. 2018-03-31]. Dostupné z:
<https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/fsps/ps10/fyziol/web/sport/hry-florbal.html>
- BOUILLON, L. a J. BAKER, 2011. Dynamic Balance Differences as Measured by the Star Excursion Balance Test Between Adult-aged and Middle-aged Women. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach* [online]. **3**(5), 466-469. DOI: 10.1177/1941738111414127. ISSN 19417381.
- ČAKRT, O., 2009. Kinetická analýza (posturografie) in KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání. Praha: Galén, s. 198-199. ISBN 978-80-7262-657-1.
- ČAKRT, O., T. FUNDA, R. ČERNÝ, P. KOLÁŘ, J. MUŽÍK a J. JEŘÁBEK, 2012. Diagnosticky specifické nálezy při posturografickém vyšetření – dvě kazuistiky. *Cesk Slov Ne urol N* [online]. **75108**(1), 88-91. ISSN 1210-7859.
- ČERMÁKOVÁ, E., 2017. *Úrazovost ve vrcholovém florbalu pro sezónu 2015/2016*. Praha. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze, 2. lékařská fakulta. Vedoucí práce Mgr. E. Geržová.
- ČFBU, 2014. Pravidla florbalu a jejich výklad - edice 2014. *Český Florbal (ČFBU)* [online]. [cit. 2018-03-31]. Dostupné z:
<https://www.ceskyflorbal.cz/cfbu/predpisy/pravidla-florbalu>
- ELPHINSTON, J., 2008. *Stability, sport and performance movement: great technique without injury*. First Edition. Chichester, England: Lotus publishing. ISBN 978-1-905376-09-2.
- EMERY, C.A., 2003. Is there a clinical standing balance measurement appropriate for use in sports medicine? A review of the literature. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. **6**(4), 492-504. DOI: 10.1016/S1440-2440(03)80274-8. ISSN 14402440.

EMERY, C.A. a W.H. MEEUWISSE, 2010. The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer: a cluster-randomised controlled trial. *British Journal Of Sports Medicine* [online]. **44**(8), 555-62. DOI: 10.1136/bjism.2010.074377. ISSN 14730480.

FLANAGAN, S., 2012. Balance and Stability in MILLER, T. et al. *NSCA's guide to tests and assesment*. Colorado, USA: National Strength and Conditioning Association, s. 275-295. ISBN 978-0-7360-8368-3.

FRANK, C., A. KOBESOVA a P. KOLAR, 2013. Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *International Journal Of Sports Physical Therapy* [online]. **8**(1), 62-73. ISSN 2159-2896.

GRIBBLE, P. a J. HERTEL, 2003. Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test. *Measurement in Physical Education* [online]. **7**(2), 89-100. DOI: 10.1207/S15327841MPEE0702_3. ISSN 1091367X.

GRIBBLE, P., J. HERTEL a P. PLISKY, 2012. Using the Star Excursion Balance Test to Assess Dynamic Postural-Control Deficits and Outcomes in Lower Extremity Injury: A Literature and Systematic Review. *Journal of Athletic Training (Allen Press)* [online]. **47**(3), 339-357. DOI: 10.4085/1062-6050-47.3.08. ISSN 10626050.

GRIBBLE, P., S. KELLY, K. REFSHAUGE a C. HILLER, 2013. Interrater Reliability of the Star Excursion Balance Test. *Journal of Athletic Training (Allen Press)* [online]. **48**(5), 621-626. DOI: 10.1589/jpts.26.1139. ISSN 10626050.

HERMAN, T., N. INBAR-BOROVSKY, M. BROZGOL, N. GILADI a J. HAUSDORFF, 2009. The Dynamic Gait Index in healthy older adults: The role of stair climbing, fear of falling and gender. *Gait & Posture* [online]. **29**(2), 237-241. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.08.013. ISSN 09666362.

HERTEL, J., R. BRAHAM, S. HALE a L. OLMSTED-KRAMER, 2006. Simplifying the Star Excursion Balance Test: Analyses of Subjects With and Without Chronic Ankle Instability. *Journal of Orthopaedic* [online]. **36**(3), 131-132. DOI: 10.2519/jospt.2006.2103. ISSN 01906011.

CHAUDHRY, H., B. BUKIET, Z. JI a T. FINDLEY, 2011. Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods—A brief review. *Journal of Bodywork* [online]. **15**(1), 82-91. DOI: 10.1016/j.jbmt.2008.03.003. ISSN 13608592.

IFF, 2016. Member statistics 2016. *International Floorball Federation* [online].[cit. 2018-03-31]. Dostupné z: <http://www.floorball.org/pages/EN/Member-Statistics-2016>

KOLÁŘ, P., 2006. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů - diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **2006**(4), 155-170. ISSN 1211-2658.

KOLÁŘ, P., 2009. Vyšetření posturálních funkcí in KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání. Praha: Galén, s. 35-48. ISBN 978-80-7262-657-1.

KUČERA, M., 2011. Pohybový aparát a tělesná zátěž in MÁČEK, M., RADVANSKÝ J. a kol. *Fyziologické aspekty pohybové aktivity*. 1. vydání. Praha: Galén. s. 163-175. ISBN 978-80-7262-695-3.

KYSEL, J., 2010. *Florbal: kompletní průvodce*. 1. vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3615-0.

LEPPÄNEN, M., K. PASANEN, U. KUJALA a J. PARKKARI, 2015. Overuse injuries in youth basketball and floorball. *Open Access Journal of Sports Medicine* [online]. **2015**(6), 173-179. ISSN 11791543.

LEVÍNSKÁ, K., J. OPRŠAL a O. ČAKRT, 2015. Vliv tréninku senzomotorické koordinace a svalové síly na stabilitu stoje u hráčů florbalu. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca* [online]. **24**(2), 83-91. ISSN 12105481.

LIND, K., 2012. *Therapeutical exercises based on findings from kinesiological analysis: knowhow for floorball A-juniors and their coaches*. Lahti. Bakalářská práce. Lahti University of Applied Sciences, Faculty of Social and Health Care. Vedoucí práce Neznámý.

LOUGHRAN, S., N. TENNANT, A. KISHORE a I. SWAN, 2005. Interobserver reliability in evaluating postural stability between clinicians and posturography. *Clinical Otolaryngology* [online]. **30**(3), 255-256. DOI: 10.1111/j.1365-2273.2005.00988.x. ISSN 03077772.

MÁČEK, M. a J. RADVANSKÝ, 2011. Fyziologie tělesné zátěže in MÁČEK, M., RADVANSKÝ J. a kol. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. 1. vydání. Praha: Galén. s. 1-19. ISBN 978-80-7262-695-3.

MÁČKOVÁ, J. a M. MÁČEK, 2011. Žena a spor in MÁČEK, M., RADVANSKÝ J. a kol. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. 1. vydání. Praha: Galén. s. 151-161. ISBN 978-80-7262-695-3.

MANCINI, M. a J. HORAK, 2010. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. **46**(2), 239-248. ISSN 1827-1804.

MCLEOD, T., T. ARMSTRONG, M. MILLER a J. SAUERS, 2009. Balance Improvements in Female High School Basketball Players After a 6-Week Neuromuscular-Training Program. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. **18**(4), 465-481. ISSN 10566716.

Natus Medical Incorporated, 2018. *Balance and Mobility: NeuroCom® Balance Master® Systems* [online]. [cit. 2018-03-31]. Dostupné z: <http://www.natus.com/>

NEMOCNICE TÁBOR, A.S. Kupní smlouva číslo 20170724 na posturografický systém Balance Master (TM) s dlouhou plošinou: zodpovědná osoba - MUDr. Pavel Čelakovský - lékařská elektronika. *Registr smluv* [online]. 2018, publikováno:19.03.2018 [cit. 2018-03-31]. Dostupné z: <http://smlouvy.gov.cz/smlouva/4996340>

- NOVÁK, J., 2016. *Vliv trupové stabilizace na mladé hráče florbalu*. Praha. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze, 2. lékařská fakulta. Vedoucí práce Mgr. E. Geržová.
- OLSEN, OE., G. MYKLEBUST, L. ENGBRETSSEN, I. HOLME a R. BAHR, 2005. Exercises To Prevent Lower Limb Injuries In Youth Sports: Cluster Randomised Controlled Trial. *BMJ: British Medical Journal* [online]. **330**(7489), 449-452. DOI: 10.1136/bmj.38330.632801.8F. ISSN 09598138.
- OPAVSKÝ, J., 2005. *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, FTK. ISBN 80-244-0625-X.
- PANJABI, M.M., 1992. The stabilizing system of the spine: Part I. function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders* [online]. **5**(4), 383-389. DOI: 10.1097/00002517-199212000-00001. ISSN 08950385.
- PASANEN, K., J. HIETAMO, T. VASANKARI, P. KANNUS, A. HEINONEN, U. KUJALA, V. MATTILA a J. PARKKARI, 2017. Original research: Acute injuries in Finnish junior floorball league players. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. **21**(3), 268-273. DOI: 10.1016/j.jsams.2017.06.021. ISSN 14402440.
- PASANEN, K., J. PARKKARI, P. KANNUS, L. ROSSI, M. PALVANEN, A. NATRI a M. JÄRVINEN, 2008a. Injury risk in female floorball: a prospective one-season follow-up. *Scandinavian Journal of Medicine* [online]. **18**(1), 49-54. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2007.00640.x. ISSN 09057188.
- PASANEN, K., J. PARKKARI, M. PASANEN, H. HIILLOSKORPI, T. MÄKINEN, M. JÄRVINEN a P. KANNUS, 2008b. Neuromuscular training and the risk of leg injuries in female floorball players: cluster randomised controlled study. *British Medical Journal* [online]. **337**(7661), 96-99. DOI: 10.1136/bmj.a295. ISSN 0959-8146.
- PASANEN, K., J. PARKKARI, M. PASANEN a P. KANNUS, 2009. Effect of a neuromuscular warm-up programme on muscle power, balance, speed and agility: a randomised controlled study. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **43**(13), 1073-1074. DOI: 10.1136/bjsem.2009.061747. ISSN 03063674.
- PASANEN, K., M. ROSSI, J. PARKKARI et al., 2015. Predictors of lower extremity injuries in team sports (PROFITS-study): a study protocol. *BMJ Open Sport* [online]. **1**(1), 1-7. DOI: 10.1136/bmjsem-2015-000076. ISSN 20557647.
- PASTUCHA, D., 2013. Porucha posturální stability u dětí s obezitou. *Interní medicína pro praxi*. **15**(6-7), 229-232. ISSN 1803-5256.
- PASTUCHA, D., 2014. Legislativa posuzování zdravotní způsobilosti ke sportu v ordinaci PLDD. *Pediatric pro praxi*. **15**(2), 111-112. ISSN 1803-5264.
- PÉRENNOU, D., P. DECAVEL, P. MANCKOUDIA, Y. PANVEN, F. MOUREY, F. LAUNAY, P. PFITZENMEYER a J.M. CASILLAS, 2005. Evaluation of balance in neurologic and geriatric disorders. *Annales de réadaptation et de médecine physique* [online]. **48**(6), 317-335. DOI: 10.1016/j.annrmp.2005.04.009. ISSN 0168-6054.

- PLISKY, P., M. RAUH, T. KAMINSKI a F. UNDERWOOD, 2006. Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School Basketball Players. *Journal of Orthopaedic* [online]. **36**(12), 911-912. DOI: 10.2519/jospt.2006.2244. ISSN 01906011.
- SHUMWAY-COOK, A. a M. WOOLLACOT, 2010. *Motor control: Translating research into clinical practise*. Fourth Edition. Philadelphia: Lippincot Williams and Wilkins. ISBN 978-1-60831-018-0.
- SKRUŽNÝ, Z., 2005. *Florbal: technika, trénink, pravidla hry*. 1. vydání. Praha: Grada. ISBN 80-247-0383-1.
- SNELLMAN, K., J. PARKKARI, P. KANNUS, J. LEPPÄLÄ, I. VUORI a M. JÄRVINEN, 2001. Sport injuries in floorball: a prospective one-year follow-up study. *International journal of sport medicine* [online]. **22**(7), 508-536. DOI: 10.1055/s-2001-17609. ISSN 0172-4622.
- TRANAËUS, U., E. GÖTESSON a S. WERNER, 2016. Injury Profile in Swedish Elite Floorball: A Prospective Cohort Study of 12 Teams. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach* [online]. **8**(3), 224-229. DOI: 10.1177/1941738116628472. ISSN 19417381.
- VAŘEKA, I., 2002a. Posturální stabilita (1.část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **9**(4), 115-121. ISSN 1211-2658.
- VAŘEKA, I., 2002b. Posturální stabilita (2.část): Řízení, zjištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **9**(4), 122-129. ISSN 1211-2658.
- VÉLE, F., 1995. *Kineziologie posturálního systému*. 1. Praha: Karolinum. ISBN 80-7184-297-4.
- VÉLE, F., 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.
- VISSER, J., M. CARPENTER, H. VAN DER KOOIJ a B. BLOEM, 2008. Invited review: The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology* [online]. **119**(11), 2424-2436. DOI: 10.1016/j.clinph.2008.07.220. ISSN 13882457.
- WIKSTRÖM, J. a C. ANDERSSON, 1997. A prospective study of injuries in licensed floorball players. *Scandinavian Journal Of Medicine* [online]. **7**(1), 38-42. ISSN 09057188.
- WINTER, D., 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* [online]. **3**(4), 193-214. DOI: 10.1016/0966-6362(96)82849-9. ISSN 0966-6362.
- ZEMKOVÁ, E., 2011. Assessment of balance in sport: science and reality. *Serbian Journal of Sport Sciences* [online]. **5**(4), 127-139. ISSN 1820-6301.

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Srovnání průměrných délek dosahu do jednotlivých směrů pro obě DKK testované skupiny florbalistek a skupiny zdravých jedinců ze studie Gribble a Hertel (2003).....	44
Graf 2: Regresní přímka pro US s otevřenými očima a SEBT a pro US se zavřenými očima a SEBT.	47

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Schéma senzomotorické integrace (přepřacováno dle Shumway-Cook & Woollacott, 2012)	11
Obrázek 2: Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Vařeka, 2002a)	12
Obrázek 3: Schéma hrací plochy a brankoviště (ČFBU, 2014).....	17
Obrázek 4: Vybavení hráče a brankáře (Archiv florbalového klubu Tatran Střešovice) 17	
Obrázek 5: Měření výšky hráčky	33
Obrázek 6: Přístroj Balance Master® a příslušenství ve funkční laboratoři Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol.....	34
Obrázek 7: mCTSIB test, 1. část - stoj na pevné podložce, vlevo: otevřené oči, vpravo: zavřené oči	35
Obrázek 8: mCTSIB test, 2. část – stoj na pěnové podložce, vlevo: otevřené oči, vpravo: zavřené oči	36
Obrázek 9: US test, pravá dolní končetina, vlevo: otevřené oči, vpravo: zavřené oči ...	37
Obrázek 10: Testovací hvězda připravená pro provedení SEBT testu	38
Obrázek 11: Popis osmi směrů využitých při testování SEBT testu pro obě DKK (pohled na pravý bok testovaného)	39
Obrázek 12: Provedení SEBT testu na levou dolní končetinu Horní řada: výchozí postavení; anteriorní směr; anteromediální směr Střední řada: mediální směr, posteromediální směr, posteriorní směr Dolní řada: posterolaterální směr, laterální směr, anterolaterální směr.....	40

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Charakteristika sledovaného souboru	32
Tabulka 2: Statistické zpracování výsledků mCTSIB testu.....	42
Tabulka 3: Statistické zpracování výsledků US testu	43
Tabulka 4: Statistické zpracování výsledků SEBT testu pro levou dolní končetinu	45
Tabulka 5: Statistické zpracování výsledků SEBT testu pro pravou dolní končetinu	45
Tabulka 6: Srovnání výsledků testů - Composite COG sway velocity (mCTSIB), Mean GOG sway velocity pro stoj na levé a pravé noze s otevřenýma a zavřenýma očima (US) a celková průměrná délka dosahu pro obě DKK (SEBT).....	46
Tabulka 7: Chyba predikce (SE) pro US s otevřenýma očima a SEBT a US se zavřenýma očima a SEBT pro obě DKK.....	47
Tabulka 8: Délka trvání testů.....	48

PŘÍLOHY

Příloha 1: Srovnání vybraných dynamických testů stability (Gribble et al., 2012; Herman et al., 2009; Mancini & Horak, 2010)

Test	První popsaní	Popis testu	Výhody	Nevýhody	Délka trvání	Reliabilita
Time up and Go test (TUG)	Mathias, 1986	Test spočívá v několika úkolech jdoucích po sobě v následujícím pořadí: vstání ze židle, chůze 3 m, otočka, chůze zpět k židli, posazení se na židli. K měření času se používají stopky. Čas delší než 14 s značí riziko pádu.	krátká doba trvání, dobrá reliabilita, hojně využívaný test, koreluje s BBS, nenáročný na prostor a pomůcky	nejedná se o komplexní test	3 minuty	(inter-rater, test-retest) ICC=0,99
Dynamic Gate index (DGI)	Shumway-Cook, Woolacot, 1997	Test hodnotí funkční stabilitu chůze a riziko pádu. Obsahuje položky jako chůze se změnou rychlosti, změnou pozice hlavy, s otočkou, přes překážku, a nakonec chůzi po schodech. Celkem má 8 položek. Každý úkol se hodnotí na škále od 0 do 3. Celkové skóre nižší než 19 značí riziko pádu.	krátká doba trvání, dobrá reliabilita, dobrá senzitivita a predikce pádů, využívány u pacientů s řadou diagnóz	výsledek ovlivněn nejen stabilitou, ale i dalšími faktory	10 minut	(inter-rater) ICC=0,96; (test-retest) ICC=0,98
Functional Reach test (FRT)	Duncan et al., 1992	Při testu měříme maximální vzdálenost, kterou je osoba schopna dosáhnout paží při zachování stejné výchozí pozice. Dosah méně než 15 cm je považován za rizikový.	krátká doba trvání, validní předpověď pádů	Reliabilita závislá na provedení, nejedná se o komplexní test, nekoreluje s testy limitů stability/COM a COP	1 minuta	(inter-rater) ICC=0,98; (test-retest) ICC=0,90
Star Excursion Balance test (SEBT)	Grey, 1995	Cílem účasníka tohoto testu je dosáhnout jednou dolní končetinou co nejdál do celkem osmi směrů, zatímco druhá noha se nesmí nijak vychýlit ze základního postavení. Měříme délku dosahu do jednotlivých směrů.	dobrá reliabilita, hodnotí stabilitu v náročnější situaci	málo dostupných informací ohledně nastavení limitů testu, je potřeba mít připravený prostor pro provedení testu	nezná-má	(inter-rater) ICC=0,89-0,94; (test-retest) ICC=0,96
Tinetti balance and Gait	Tinetti, 1986	Obsahuje čtrnácti položkový test stability a deseti položkový test chůze. Riziko pádu znamená skóre menší než 37.	dobrá senzitivita (93% pádů bylo rozpoznáno), hodnotí více složek (jak chůzi, tak stabilitu)	poměrně dlouhá doba trvání, špatná specifita (11 % nepadajících bylo chybně označeno)	20 minut	(inter-rater) ICC=0,85
Berg Balance scale (BBS)	Berg et al., 1992, 1996	Během testu hodnotíme celkem 14 aktivit včetně sedu, stojí a přechodu mezi jednotlivými pozicemi. Hodnotící škála je od 0 do 4. Skóre méně než 45 je spojeno s rizikem.	dobrá reliabilita a specifita (98% nepadajících bylo správně zařazeno)	poměrně dlouhá doba trvání, špatná senzitivita (53 % pádů bylo chybně zařazeno)	15 minut	(inter-rater) ICC=0,98

Příloha 2: Vzor informovaného souhlasu s účastí na testování pro bakalářskou práci**INFORMOVANÝ SOUHLAS S ÚČASTÍ NA TESTOVÁNÍ PRO BAKALÁŘSKOU PRÁCI**

NÁZEV: Srovnání vybraných funkčních a přístrojových metod testování stability u hráček florbalu

AUTOR BAKALÁŘSKÉ PRÁCE: Adéla Kramperová

VEDOUcí BAKALÁŘSKÉ PRÁCE: Mgr. Eliška Urbářová

POPIS MĚŘENÍ: Probandi budou dohromady absolvovat tři testy stability s využitím počítačových metod a bez jejich využití. Konkrétně test mCTSIB (stoj na obou nohách s otevřenýma a zavřenýma očima, stoj na obou nohách na měkké podložce s otevřenýma a zavřenýma očima), test US (stoj na jedné noze s otevřenýma a zavřenýma očima), měřené na stabilometrické plošině a SEBT test (dynamický test stability), měřený bez využití stabilometrické plošiny. Testování na stabilometrické plošině proběhne ve funkční laboratoři Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol.

Ve výzkumu nebudou použity žádné invazivní metody, tento typ výzkumu neobsahuje zvláštní etické aspekty. Měření budou prováděna za účelem sepsání bakalářské práce.

Účastnice, níže podepsaná,
narozená....., po přečtení popisu měření souhlasí s účastí na testování pro bakalářskou práci „Srovnání vybraných funkčních a přístrojových metod testování stability u hráček florbalu“. V jeho průběhu může testovaná kdykoli testování opustit.

Svým podpisem stvrzuji, že jsem byla informována o způsobu a postupu měření (viz výše), včetně možnosti následného anonymního použití naměřených dat v bakalářské práci.

V.....dne.....

Podpis účastnice (nebo zákonného zástupce):