

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Bc. Michaela Musilová

Vliv terapie ve vývojových polohách na
posturální kontrolu u hráčů florbalu

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Petra Gaul Aláčová, Ph.D.

Olomouc 2018

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Vliv terapie ve vývojových polohách na posturální kontrolu u hráčů florbalu

Název práce v AJ: The effect of developmental kinesiology on floorball players' postural control

Datum zadání: 2018-01-31

Datum odevzdání: 2019-05-13

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd
Ústav Fyzioterapie

Autor práce: Bc. Michaela Musilová

Vedoucí práce: Mgr. Petra Gaul Aláčová, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Jiří Stacho

Abstrakt v ČJ

Úvod: Terapie ve vývojových polohách pozitivně ovlivňuje nastavení jednotlivých segmentů těla a má vliv na posturální stabilitu

Cíl: Zhodnocení efektu šestitýdenní terapie ve vývojových polohách na parametry měřené na tlakové podložce WinFDM-S od firmy Zebris u aktivních hráčů florbalu.

Metodika: Výzkum probíhal ve Fakultní nemocnici Olomouc (FNOL) na oddělení lůžkové rehabilitace v kineziologické laboratoři. V kineziologické laboratoři proběhla dvě měření, vstupní a výstupní. Vstupní vyšetření proběhlo v úterý 23. 10. 2018, výstupní taktéž v úterý 4. 12. 2018. Rehabilitační intervence probíhala 3x týdně. 2x týdně jako součást tréninku, vždy po rozcvičení pod dohledem fyzioterapeuta a 1x týdně bez dohledu fyzioterapeuta v jakýkoli jiný den, který si proband určil sám. Podmínkou pro zařazení do výzkumu byla 90% účast na terapiích. Vstupní a výstupní měření se skládalo z kineziologického vyšetření a vyšetření na tlakové plošině WinFDM-s od firmy Zebris. Při kineziologickém vyšetření byli probandi ve spodním prádle. Další vyšetření probíhalo ve sportovním oblečení.

Výsledky: Z parametrů COP vyšli čtyři měřené testy statisticky signifikantně významné při porovnání hodnot před a po terapii. Statisticky signifikantní hodnoty vyšli u testu stoje, stoje na pravé dolní končetině, stoje na pravé dolní končetině se zavřenýma očima a stoje na balanční podložce se zavřenýma očima. Z parametrů zatížení chodidel vyšel statisticky signifikantní pouze jeden test, a to test stoje na balanční podložce, kde se statisticky signifikantně po terapii snížila asymetrie zatížení předonoží a zánoží na levé i pravé dolní končetině.

Závěr: Terapie ve vývojových polohách prokázala zlepšení v některých parametrech posturální stability a asymetrie zatížení dolních končetin u hráčů florbalu

Abstrakt v AJ:

Introduction: Therapy in developmental positions positively affects the setting of individual body segments and affects postural stability.

Aim: Evaluate the effect of six-weeks therapy in developmental positions on parameters measured on the pressure pad WinFDM-S from Zebris company for the active floorball players.

Methods: The research was conducted at the Faculty Hospital Olomouc (FNOL) in the department of inpatient rehabilitation in the laboratory of kinesiology. Input and output measurements were made in the laboratory of kinesiology. The entrance examination took place on Tuesday, 23th of October 2018, and also on Tuesday, 4th of December 2018. Rehabilitation intervention was implemented three times a week. Two times a week was intervention part of the training, always realized after warm-up under the supervision of a physiotherapist and once a week without the supervision of a physiotherapist on any other day that the proband has picked by himself. 90 % of participation in therapies was the condition for inclusion in the research. Input and output measurements were composed of the kinesiological examination and examination on the WinFDM-s pressure platform from Zebris company. The probands were in their underwear during the kinesiological examination, other examinations were in sportswear.

Results: From the COP parameters, four measured tests were statistically significant when comparing the values before and after therapy. Statistically significant values were found in the standing test, standing on the right leg, standing on the right leg with eyes closed and standing on the balance pad with eyes closed. From the foot load parameters, there was only one test statistically significant which was a standing test on a balance pad. In this standing test, the asymmetry of the forefoot load on the left and right lower limbs was significantly reduced after therapy.

Conclusion: Therapy in developmental positions showed improvement in some parameters of postural stability and asymmetry of lower limb load in floorball players.

Klíčová slova v ČJ: vývojová kineziologie, dynamická neuromuskulární stabilizace, bránice, hluboký stabilizační systém, posturální stabilita, center of pressure a florbal

Klíčová slova v AJ: developmental kinesiology, dynamic neuromuscular stabilisation, postural stability, center of pressure, floorball

Rozsah: 85 stran, 3 přílohy

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Petry Gaul Aláčové, Ph.D. a použila jsem jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje, které jsou uvedeny v referenčním seznamu.

Olomouc 13. května 2019

podpis

Poděkování

Tato diplomová práce by nevznikla bez podpory florbalového klubu FBS Olomouc a ochotných probandů, kteří se velmi zodpovědně výzkumu účastnili, za to jím patří mé velké díky. Neméně významné poděkování patří vedoucí práce Mgr. Petře Gaul Aláčové, Ph.D. a Mgr. Dagmar Tečové za odborné vedení práce a cenné rady. Děkuji Bc. Oliverovi Pekníkovi za ochotu být modelem při focení terapeutických cviků a děkuji rodině a přítelovi za motivaci a podporu během celého studia.

Obsah

Úvod.....	8
1 Přehled teoretických poznatků.....	9
1.1 Anatomie dýchání.....	9
1.2 Hluboký stabilizační systém.....	11
1.2.1 Funkce nohy a její role v hlubokém stabilizačním systému	17
1.3 Vývojová kineziologie z pohledu dynamické neuromuskulární stabilizace	19
1.3.1 Motorická ontogeneze dítěte	19
1.3.2 Dynamická neuromuskulární stabilizace a terapie	21
1.4 Posturální kontrola.....	22
1.5 Věda a florbal	26
2 Cíle a hypotézy diplomové práce.....	30
2.1 Cíle práce.....	30
2.2 Hypotézy	30
3 Metodika.....	31
3.1 Charakteristika zkoumaného souboru.....	31
3.2 Charakteristika vyšetřovacího zařízení	31
3.3 Průběh výzkumu	31
3.4 Metody statistického hodnocení	36
4 Výsledky výzkumu.....	37
5 Diskuze	49
5.1 Diskuze ke konceptu dynamická neuromuskulární stabilizace	51
5.2 Diskuze k parametrům center of pressure	53
5.3 Diskuze k parametrům zatížení chodidla	58
5.4 Limity výzkumu	60
5.5 Výstup pro praxi	61
Závěr	63
Referenční seznam.....	64
Seznam zkratk.....	76
Seznam obrázků.....	78

Seznam tabulek	79
Seznam příloh	80
Přílohy	81

Úvod

Působení ve florbalovém klubu FBS Olomouc jako fyzioterapeut a započetí kurzu Dynamické Neuromuskulární Stabilizace (DNS) se zaměřením na sportovce mě přivedlo k myšlence spojení DNS konceptu s kompenzačním cvičením v rámci tréninků. Lákalo mě objektivní zjištění, zda je reálné tento koncept využít k prevenci v rámci tréninku a jaké výsledky mi přinese.

Na základě těchto myšlenek byl sestaven cíl práce, kterým bylo zhodnocení efektu šestitýdenní terapie ve vývojových polohách na parametry měřené na tlakové podložce WinFDM-S od firmy Zebris, u aktivních hráčů florbalu.

Terapie ve vývojových polohách se snaží o centrované nastavení jednotlivých kloubů. Tato cesta vede k co možná nejideálnějšímu svalovému napětí, které ovlivňuje funkci kloubů a následnou efektivitu pohybu. Základem terapie je normalizace dechového stereotypu, který jde ruku v ruce s posturálním zajištěním jednice a umožněním pohybu v prostoru. Je tedy očividné, že u sportovců jde o důležitý faktor podílející se na sportovním výkonu a prevenci zranění (Frank, Kobesová et Kolář, 2013, s. 65).

Pro tuto práci byly použity on-line databáze vědeckých článků EBSCO, PubMed, ProQuest a Science Direct. Primárně byly vyhledávány články publikované od roku 2008 až do roku 2019, avšak na základě informací v odborných publikacích byly dohledávány relevantní zdroje, které byly publikovány i před rokem 2008. Tyto starší zdroje obsahovali teoretické informace, které se dodnes považují za platné a v terapii se běžně využívají. Pro vyhledávání odborných článků jsem využila anglické ekvivalenty klíčových slov: vývojová kineziologie, dynamická neuromuskulární stabilizace, bránice, hluboký stabilizační systém, posturální stabilita, center of pressure a florbal, tedy: developmental kinesiology, dynamic neuromuscular stabilisation, postural stability, center of pressure, floorball. Z vyhledaných článků jich bylo použito 69. Především teoretické zdroje byly čerpány i z knižních publikací, kterých bylo 15.

1 Přehled teoretických poznatků

1.1 Anatomie dýchání

Respirace, proces, který probíhá nepřetržitě, částečně bez volní kontroly, ale ne vždy fyziologicky správně. Mechanika dýchání je složitý proces závislý na mobilitě hrudníku, postuře a zapojení hlavních i pomocných dechových svalů (Véle, 2006, s. 227-230). Důležité je, si uvědomit, že nejen osoby se strukturální poruchou respiračního systému mohou mít nevhodný dechový stereotyp.

Jedním z nejdůležitějších svalů v procesu dýchání je bránice. Bránice, inervovaná z nervus (n.) phrenicus, je sval kruhovitěho tvaru s kopulovitým zakřivením kraniálně, rozděluje tělní dutinu na hrudní a břišní část. Podle místa úponu se dělí na část lumbální, kostální a sternální. **Lumbální část** bránice odstupuje od těl prvních třech bederních obratlů, v pravé části i od těla čtvrtého obratle, dále od ligamentum (lig.) arcuatum mediale et laterale. Stranová asymetrie je způsobena polohou jater. **Kostální část** se upíná na chrupavky sedmého až dvanáctého žebra a je největší částí bránice, zatímco **část sternální** je částí nejmenší, s úponem na dorzální straně processus (proc.) xyploideus a na zadním listu pochvy přímých břišních svalů (Dylevský, 2009, s. 94-95; Véle, 2006, s. 231).

Střed bránice tvoří tzv. centrum tendineum, šlachovitý střed ve tvaru trojlístku, od kterého se rozbíhají svalová vlákna k výše popsaným úponovým místům. Z vrchu na něj naléhá perikard a plíce, ze spodu játra. Bránicí prostupuje aorta, dolní dutá žíla, jícen, trunci vagales, vena (v.) azygos, v. hemiazygos, nervi (nn.) splanchnici, ductus thoracicus, truncus sympathicus a vasa epigastrica superiora (Páč, 2011, s. 82).

Bránice je hlavní nádechový sval. Při nádechu se její kopulovitý tvar oploští, kontrakcí svalových částí, kaudálně o 1,5 cm při klidném dýchání a až od 6 cm při usilovném dýchání (Grim, 1996, s. 84). Kocjan et al. (2017, s. 225) uvádí, že při maximálním výdechu může kopule bránice sahat až ke čtvrtému žebru, zatím co při maximálním nádechu až k žebro dvanáctému. V okamžiku, kdy se bránice začíná oplošťovat, stává se z centra tendinea punctum fixum. Svalová část bránice vykonává práci a zvedá dolní žebra a sternum. Vzhledem k poloze a ose otáčení dolních žeber se tato žebra zvedají v transversální rovině, spodní část hrudníku se tedy rozšiřuje laterolaterálně. Naopak sternum a s ním i horní žebra se pohybují anetroposteriorně (Kapandji, 2008, s. 160-161). Tím se zvětší objem hrudníku a zvýší se nitrobřišní tlak závislí na břišních svalech, které svojí excentrickou kontrakcí umožní punctum fixum centra tendinea. Mezi další hlavní nádechové svaly se řadí muscoli (mm.)

intercostales externi a mm. levatores costarum. Mezi pomocné nádechové svaly patří m. sternocleidomastoideus (m. SCM), mm. scaleni, mm. pectorales, m. serratus anterior a m. latissimus dorsi (Kapandji, 2008, s. 162, 164).

Při výdechu dochází k relaxaci bránice a poklesu žeber umocněným aktivací břišních svalů. Pro správnou mechaniku dýchání je důležitá dynamická rovnováha mezi břišními svaly a bránicí. Břišní svaly i bránice jsou neustále aktivní, ale při zvyšování aktivity bránice se snižuje aktivita břišních svalů a naopak (Kapandji, 2008, s. 164-165). Mezi hlavní výdechové svaly patří mm. intercostales interni a mm. intercostales intimi. K pomocným svalům se řadí zmíněné břišní svaly, m. serratus posterior inferior a m. quadratus lumborum

Bránice není však pouze sval, který se účastní respirace. Anatomicky se zdá být pouze jako určitá hranice mezi hrudní a břišní dutinou, funkčně je ale velmi pozoruhodná. Vedle respirační funkce má důležitou funkci při posturální kontrole, podílí se na fungování vaskulárního a lymfatického systému a stejně tak i na funkci gastrointestinální, například na polykání, zvracení a na gastroesofageální refluxní bariéře (Kocjan et al., 2017, s. 224). Skrze nerv inervující bránici, který komunikuje přes n. vagus s jádrem n. trigeminu a s n. hypoglossus dochází k neurologickým propojením mezi těmito částmi a dysfunkce v jedné části se poté přenáší do části druhé. Proto problémy jako polykání či spánková apnoe mohou vycházet z poruch bránice. Bránice je funkčně propojena i s pánevním dnem prostřednictvím intraabdominálního tlaku. Bez spolupráce bránice s pánevním dnem a břišními svaly by nebylo možné zajistit stabilizaci páteře pomocí intraabdominálního tlaku (Bordoni et Zanier, 2013, s. 283-285). Stone (1999, s. 240) ve své knize důležitost bránice popsala ve větě: „Bránice je jednou z nejpozoruhodnějších oblastí na lidském těle, která dokáže svojí dysfunkcí ovlivnit funkčnost jakékoliv části těla od hlavy až po palec na noze.“

Vzhledem k tématu práce se bude text dále zabývat převážně posturální funkcí bránice s návazností na funkci dechovou. Důležité je si uvědomit, že při nevhodné postuře se bránice nemůže zapojit efektivně. Její funkčnost je tedy závislá na anatomických strukturách každého jedince (Kolář et al., 2009, s. 238). Vhodné posturální nastavení je popsáno v kapitole 1.4 zabývající se posturální kontrolou. Míru efektivity zapojení bránice v posturální a dechové funkci ovlivňuje i její výchozí poloha. Při větším oploštění bránice již ve výchozí pozici dochází při následném nádechu k menšímu nasátí vzduchu do hrudní dutiny a k nižšímu napětí bránice. To se poté projeví na sníženém rozpětí hrudního koše a kompenzační prominencí břišní oblasti (Kocjan et al., 2017, s. 224). Při tomto dechovém vzoru dochází k přetížení pomocných nádechových svalů, které vedou k dalším patologickým obrazům, kterými mohou být například snížení dechové výkonnosti, snížení intraabdominálního tlaku,

a tím i snížení stabilizační funkce bederní páteře, zvětšení bederní lordózy, elevace sternu, protrakce ramen a mnoho dalšího (Kocjan et al., 2017, s. 227).

Posturální funkci bránice poprvé popsali v roce 1969 Skládal et al. (in Kocjan et al., 2017, s. 228). Nepřímo dokázali prioritní zapojení bránice před m. rectus abdominis při přípravě postury na zvednutí palců u nohy, což dokazuje stabilizační funkci bránice. Později byla snaha tuto funkci bránice prokázat objektivněji. To se povedlo Hodgesovi et al. (2000, s. 168), kteří pomocí elektromyografie (EMG) prokázali prioritní zapojení bránice při započetí pohybu horní končetinou do flexe. Bránice se kontrahovala o 20 ms dříve než flexory paže, nezávisle na momentální fázi dechového cyklu. Stejně tak se bránice kontrahuje během rychlého pohybu horních končetin při zadrženém dechu v end-expirační fázi.

Kolář et al. (2009, s. 388) ve studii, při které využívali snímky z magnetické rezonance (MRI), prokazují, že má bránice posturální funkci, kterou je možno volně kontrolovat, zároveň je tato funkce nezávislá na funkci respirační a obě funkce mohou probíhat současně. Poukázali i na individuální rozdíly v rozsahu pohybu bránice během klidného dýchání a v kapacitě udržení kontrakce bránice pro vykonání stabilizační funkce. Při omezené a nekoordinované aktivaci bránice je větší pravděpodobnost, že se objeví bolesti zad.

Janssens et al. (2013, s. 130) porovnávali probandy, kteří se potýkali s bolestmi v bederní oblasti zad se zdravými jedinci. Zjistili, že u první skupiny dochází k dřívější únavě bránice při zatížení nádechových svalů, které trvalo 45 minut. Během této doby se měřilo napětí bránice pomocí zavedených vzduchových balónků s tlakovým čidlem.

Bránice je tedy zjevně důležitou součástí posturální stability člověka. Je řazena do tzv. hlubokého stabilizačního systému (HSS), který stabilizuje střed těla (Véle, 2006, s. 114).

1.2 Hluboký stabilizační systém

Je-li funkční HSS, poskytuje přiměřenou oporu pro páteř, v každé postuře, kterou tělo zaujme. HSS je součástí kinetických řetězců, které vzájemně propojují segmenty těla. Jednotlivé prvky v řetězci se vždy vzájemně ovlivňují. Je-li HSS funkční, maximalizuje možnou funkčnost všech na něj napojených segmentů (Véle, 2006, s. 114).

Panjabi (1992, s. 384) dělí HSS na navzájem se propojující systémy, a to na aktivní a pasivní muskuloskeletálního systému a systém neurální. Do aktivního systému řadí svaly okolo páteře, pasivní složkou jsou obratle, artikulující plošky, meziobratlové plotýnky, spinální ligamenta, kloubní pouzdra a pasivní složky svalu. Neurální systém tvoří proprioreceptory ve svalech, šlachách a vazech a k nim odpovídající nervové dráhy, které je

spojují s centrální nervovou soustavou. Tyto systémy jsou sice samostatné, ale pro správné fungování je zapotřebí jejich dokonalá spolupráce.

Základní myšlenku systému, kterou popsal Panjabi (1992, s. 384), další autoři již pouze doplňují. Fredericson et Moore (2005, s. 26) popisují aktivní část HSS podrobněji. Nazývají jej *lumbo-pelvic-hip komplex* a řadí do ní mimo svaly páteře i m. transversus abdominis, m. obliques internus abdominis a svaly pánevního dna.

Frank, Kobesová et Kolář (2013, s. 63) aktivní část HSS dále rozšířily o hluboké flexory krku, hluboké extensory krční a hrudní páteře. Připojení krční páteře k HSS je opodstatněné z pohledu vývojové kineziologie dítěte, které ve třetím měsíci začíná díky zapojení hlubokých extensorů páteře zvedat hlavičku a tím stabilizační systém aktivovat.

Warren et al. (2014, s. 29) dále dělí svaly, které se podílejí na HSS na lokální a globální. Mezi lokální svaly řadí mm. intertransversarii, mm. rotatores a mm. multifidus. Tyto svaly přímo spojují jednotlivé obratle, vytváří tak segmentální stabilizaci a kontrolují rozsah pohybu v jednotlivých kloubech páteře. Snaží se o zachování centrovaného postavení, tak aby došlo k co nejmenšímu přetížení okolních ligament. Globální svaly, mezi které se řadí břišní svaly, m. quadratus lumborum, bránice a svaly pánevního dna, mají za úkol zvyšovat intraabdominální tlak a tím zvýšit ochranu páteře (Kibler, Press et SciaScia, 2006, s. 190; Kolář et al., 2009, s. 233-234).

HSS je opora pro veškerý pohyb končetin. Ať už při skákání, běhání, plavání či házení, HSS je důležitou komponentou pro kvalitní provedení daného pohybu. Při chabém fungování HSS je odpovídající i zapojení končetin, snižuje se výkon a zvyšuje se riziko zranění. Zároveň s umožněním efektivního pohybu končetin má HSS i jinou důležitou funkci, kterou je ochrana páteře před poškozením (Warren et al., 2014, s. 28). Je zřejmé, že fungující HSS představuje stabilitu v pohybu, zatímco insuficientní HSS instabilitu. Pro pochopení správného fungování HSS je však podstatné znát všechny komponenty důležité pro pohyb. Těmi jsou svalová kapacita, motorická kontrola a koordinace spojená se stabilitou segmentu. Panjabi (1992, s. 385) je popsal v návaznosti na tři systémy HSS, které byly zmíněny výše. Později se těmto komponentám věnovali i další autoři.

Svalová kapacita se vyznačuje svalovou vytrvalostí a silou. Úlohou HSS tedy je jak dlouho a jak kvalitně svaly podílející se na HSS zabezpečí kvalitní oporu pro pohyb končetin v určité postuře. I přes to, že svaly HSS jsou silově i vytrvalostně dobře vytrénované, nemusí fungovat ideálně. Pro kvalitní funkci HSS je důležité, aby svaly dokázaly pracovat s přiměřenou dávkou síly, která je pro stabilizaci v daný moment potřeba. To již za pomoci nervové soustavy řídí tzv. motorická kontrola (Faries et Greenwood, 2007, s. 11).

Motorická kontrola je mimovolní sledování a řízení svalů centrální nervovou soustavou (CNS) na základě podnětů, které do CNS přijdou a impulsů, které CNS ke svalu vyšle (Vliet et Henegham, 2006, s. 209). Impulsy z vnějšího prostředí přichází do CNS pomocí exteroceptorů uložených v kůži a proprioreceptorů nacházejících se ve svalech, šlachách a kloubech. Podněty z těchto receptorů dále pokračují po aferentních drahách do CNS, kde jsou zpracovány a je-li vyslána odpověď, jde po eferentní dráze k efektorům, kterými jsou většinou svaly (Trojan, 2005, s. 32). Správné fungování HSS je tedy závislé na dokonalém příjmu informací zvenčí, kapacitě CNS informaci vyhodnotit a poslat relevantní odpověď. Tento proces lze v omezené míře zdokonalit pomocí motorického učení. Motorická kontrola je lepší vždy u pohybů, které jsou prováděny mimovolně. Pro zdokonalení určitého pohybu je potřeba natrénovat určitý program, jako u dítěte, které se učí chodit, je možné natrénovat i složitější pohyby, kterých využíváme například při sportu. Program, který natrénujeme, obsahuje veškeré koordinované pohyby těla a je možno ho provést bez vědomé kontroly, tedy subkortikálně (Ferreira et al., 2006, s. 33; Lewit, 1990, s. 150).

Pro fungující HSS se ke dvěma výše zmíněným položkám přidává ještě koordinace svalů podílejících se na HSS a jejich schopnost stabilizovat určité segmenty těla během pohybu. Správná svalová koordinace a následná přiměřená stabilita odpovídajících kloubů chrání páteř před poškozením (Arokoski et al., 2004, s. 823). Arokoski et al. (2004, s. 823 - 824) ve svém výzkumu popisuje důležitost koaktivace extensorů a flexorů trupu, díky kterým se zvýší nitrobřišní tlak a tím i stabilita bederní páteře, zároveň upozorňuje na častou insuficienci extensorů v této oblasti, jenž způsobí zhroucení stabilizačního systému, a tedy i ochrany páteře před poškozením z přetížení.

Při hodnocení problémů pohybového aparátu je důležité si uvědomit, že nelze hodnotit pouze jednotlivé pohyby, ale celé pohybové vzorce, které na sebe navazují a ovlivňují se. K vyšetření HSS se používá nesčetně testů, některé z nich popsal Kolář et al. (2009, s. 53-56), pro terapeutický koncept dynamická neuromuskulární stabilizace (DNS). Testy jsou vždy komplexní, nesleduje se pouze oblast, kde je zřejmé zapojení svalů HSS. Důležitá je svalová souhra všech svalů, zda se povrchové svaly zapojují v takové míře, která odpovídá zatížení, iradiace svalové aktivity nedosahuje do segmentů, které s pohybem nesouvisí, jednotlivé klouby jsou po celou dobu v centrovaném postavení a nedochází k asymetrii zapojení stabilizačních svalů. Při insuficienci můžeme sledovat ve všech testech podobné znaky. Nedochází k zapojení laterální skupiny abdominálních svalů, výrazně se zapojují paravertebrální svaly, povrchové flexory krku a přímý břišní sval, hrudník migruje kranálně a zároveň dochází k lordotizaci bederní páteře (Kolář et al., 2009, s. 53).

Mezi testy na funkčnost HSS Kolář et al. (2009, s. 53-56) řadí brániční dýchání, extenční test, test flexe trupu, test extenze v kyčlích, test flexe v kyčlích, test polohy na čtyřech a test hlubokého dřepu. Ve všech testech se sleduje valová souhra, která zajišťuje stabilizaci páteře a pánve. Nejdříve by mělo vždy dojít k zapojení hlubokých extenzorů trupu a až následně povrchových extenzorů. Zároveň funguje flekční synergie, která je tvořena hlubokými flexory krku, důležitá je i souhra mezi břišními svaly, bránicí a svaly pánevního dna.

HSS se začíná formovat již u miminek. Lewit (1990, s. 149) ve své knize popisuje úzký vztah vývoje dítěte s funkčností HSS. Popisuje jej jako program, který se u dětí vyvíjí automaticky a v hrubém provedení je ukončen ve čtvrtém měsíci vývoje, dotváří se však až do čtvrtého roku dítěte. Upozorňuje však na to, že u podstatného počtu dětí není vývoj HSS ideální a ty se v pozdějším věku potýkají s funkčními problémy pohybového aparátu.

Z výše zmíněných poznatků je tedy jasné, že funkční HSS chrání nejen páteř ale i ostatní segmenty těla a zároveň umožňuje dokonalejší, přesnější a efektivnější pohyb. Samozřejmostí ale je, že to funguje i opačně. Lewit (1990, s. 151) popisuje funkční řetězec při poruše HSS následovně: nejčastěji bývá centrum potíží v trigger pointu (TrP) v bránici, pánevním dnu, hlubokých břišních a zádových svalech a hlubokých flexorech krku. Na tyto změny reagují dále m. erector spinae, m. quadratus lumborum, m. iliopsoas a zřídka i m. rectus abdominis, kraniálně pak i mm. pectorales, m. subsapularis, mm. scaleni, m. sternocleidomastoideus a žvýkácí svaly. Kaudálně jsou to adduktory kyčelního kloubu, m. biceps femoris s typickou blokádu hlavičky fibuly a svaly chodidla. Se změnami ve svalech je důležité si uvědomit, že dochází i k změnám v kloubech a to přesněji ke kloubní blokádě, při které dochází k omezení joint play a tedy ke změně mechaniky kloubu s následným možným poškozením.

Propojení HSS se zbytkem těla se zabývalo několik studií. Blaiser et al. (2017, s. 48-57) v systematickém přehledu zabývali tím, zda může být příčina zranění na dolních končetinách v nefunkčním HSS. Sledovali vytrvalost svalů HSS, sílu svalů HSS, propriocepci z oblasti HSS a neuromuskulární kontrolu svalů HSS. Z pěti vybraných studií zabývajících se vytrvalostí svalů HSS tři nepotvrdily žádný rozdíl ve vytrvalosti svalů u zdravých jedinců a jedinců po úraze. Dvě studie, ale potvrdily nižší vytrvalostní výkon svalů přední skupiny HSS.

Raschner et al. (2012, s. 1067) u testovaných sledovali izometricky maximální absolutní sílu, maximální relativní sílu a svalovou rovnováhu flexorů a extenzorů trupu. Zjistili, že u

zdravých probandů byly lepší výsledky ve všech třech položkách v porovnání s probandy, kteří se v minulosti léčili s poraněním předního zkříženého vazů.

O úrazech spojených s nedokonalou propiocepcí pojednává studie od Zazulaka et al. (2007, s. 368-372), kteří popisují souvislosti propiocepce v oblasti bederní páteře s úrazem kolenního kloubu. Propriocepci testovali na speciální židli, která nejdříve pasivně rotovala bederní páteř o 20° a poté testovaný měl o stejný rozsah páteř rotovat sám. U žen, které dříve měly úraz kolenního kloubu, se prokázalo, že jejich informace z proprioceptorů a následné vyhodnocení nebylo dokonalé v porovnání s ženami, které úraz neměly. U mužů nebyla prokázána statisticky významná odchylka. Více studií zabývajících se propiocepcí v oblasti HSS námi nebylo dohledáno.

Z nám dostupných studií se čtyři zabývaly neuromuskulární kontrolou svalů HSS při hodnocení pohybové kontroly v oblasti beder a pánve během specifických úkolů. Dvě studie měřily výchylky pánve ve stupních při skákání na jedné noze a zjistily, že u žen, které mají výchylku pánve větší ipsilaterálně dochází k pozátěžové bolesti v proxomediální oblasti tibie. Další studie testovala vychýlení trupu po uvolnění externí síly, která na trup působila. Výchylky trupu byly opět vyšší u probandů, kteří dříve měli úraz kolene. Poslední studie se zabývala tanečnický, kteří podstoupili specifický test *lumbopelvic movement control tests*. U tanečnicků, kterým se v testu prokázala snížená motorická kontrola, byla zjištěna větší náchylnost ke zraněním na dolních končetinách. Z tohoto systematického přehledu lze vyvodit, že chabý HSS může být příčinou zranění a je tedy nutné zařadit do rehabilitace či preventivního cvičení terapii, která HSS správně zapojí do pohybových vzorců a sníží tak pravděpodobnost úrazu (Blaiser et al., 2017, s. 52-53).

Vzhledem ke složitosti fungování HSS i terapie musí zahrnovat veškeré dílčí komponenty tohoto systému. Ucelený model terapie aktivace HSS pojmenovaný DNS vytvořil profesor Pavel Kolář. Koncept vychází z poznatku, že motorické funkce dítěte jsou predeterminované a následují určitý předvídatelný vzor. Tyto vzory jsou formované CNS a jsou během vývoje batolete postupně automaticky spuštěné, dítě se tedy nepotřebuje učit jak a kdy zvednout hlavičku, uchopit předmět či začít lézt. Automatické spuštění vzorců pohybu je úzce spojené s vývojem CNS, struktury kostí, svalů a dalších měkkých tkání (Frank, Kobesová et Kolář, 2013, s. 63).

Terapie dle DNS je založená na zhodnocení kvality HSS a znovuoobnovení jeho správného fungování prostřednictvím funkčních cviků založených na pozicích z vývojové kineziologie zdravého dítěte. Díky těmto cvikům by se měly obnovit optimální vzorce nastavení jednotlivých segmentů nezbytné ke správnému zapojení HSS jak v uzavřeném, tak

i v otevřeném kinematickém řetězci. Při každém cviku je důležité dodržet základní principy, kterými jsou: obnovení bráničního dýchání a regulace intraabdominálního tlaku, zajištění kvalitní opory pro jakýkoli dynamický pohyb končetin a udržení centrovaného postavení ve všech kloubech po celou dobu pohybu (Frank, Kobesová et Kolář, 2013, s. 70).

Opakovaným nácvikem výše zmíněných principů v určitých polohách se daný program zautomatizuje a stane se základem pro každodenní fungování, pro každý pohyb a dovednost, která bude vykonávána. Důležité je i to, že správné nastavení pohybového aparátu nejen sníží riziko úrazu, ale může i zlepšit sportovní výkon (Frank, Kobesová et Kolář 2013, s. 70).

Nastavením segmentů těla a následným vlivem na pohyby bránice se zabývali ve své studii i Čumpelík et al. (2006, s. 62-70). Ve své studii poukazují na souvislost vadného držení těla s nevhodným zapojením bránice do dechové i posturální funkce. Uvádějí, že na základě jejich praktických zkušeností zlepšuje cílené cvičení, na zdokonalení zapojení bránice, chronické obtíže a zvyšuje pocit stability a lehkosti, to však nelze objektivně prokázat. Pro účel studie tedy využili zobrazení bránice pomocí MRI v pěti různých polohách. První polohou byl uvolněný návykový leh na zádech bez volní svalové aktivity. Druhá poloha byla s nastavením hrudníku do nádechového postavení. Třetí polohou bylo pomocí aktivace nožní klenby napřímení páteř a nastavení hlavy a krční páteř do neutrálního postavení. Ve čtvrté poloze se nacházela hlava v anteflexi a v páté naopak v retroflexi. Z obrazů MRI zjistili, že v porovnání s uvolněným lehem dojde v každé z poloh ke změně tvaru, polohy a pohybu bránice, hrudníku i břišní stěny. Pouze v poloze tři je zabezpečena sagitální stabilita, která je podmínkou pro kvalitní posturální funkci bránice. Ostatní polohy tuto podmínku nesplňují. Je tedy zřejmé, že nastavením segmentů těla je možné docílit lepšího zapojení bránice jak v její dechové, tak i posturální funkci. A nesmí se opomíjet pro zlepšení funkce bránice funkce nohy.

Cavaggioni et al. (2015, s. 3249-3253) se zaměřili na vliv tréninku správného zapojení bránice v posturálně dechové funkci. Zkoumali analytický pohyb flexe trupu za daný časový limit, a zda pro zlepšení výsledku je efektivnější posilování povrchových břišních svalů či správné zapojení bránice v posturálně dechové funkci. Probandi byli rozděleni do dvou skupin. Obě skupiny měly danou tréninkovou baterii. Testovaná skupina cvičila cviky s využitím bráničního dýchání. Kontrolní skupina cvičila běžné cviky na břišní svaly, jako jsou sed-lehy, vzpory a mostění. Probandi dané cviky prováděli dvakrát týdně po dobu šesti týdnů. Síla povrchových břišních svalů se testovala měřením počtu sed-lehů za minutu, celková pohybová zdatnost pomocí škály Functional Movement Screen, která zahrnuje

hodnocení určitých cviků. U testované skupiny došlo k signifikantně významnému zlepšení u obou testů, zatímco u kontrolní skupiny nebyly naměřeny žádné signifikantní změny.

1.2.1 Funkce nohy a její role v hlubokém stabilizačním systému

V kapitole o HSS bylo již zmíněna důležitost nastavení nohy a další vliv na celou posturu. Čumpelík et al. (2006, s. 63) za pomoci MRI potvrdil, že při aktivním nastavení klenby nohy vytvoří oporu pro páteř, která se díky tomu napřímí, krční páteř s hlavou se dostane do neutrální polohy a dojde tak ke stabilizaci trupu v sagitální rovině, což je důležité pro kvalitní zapojení posturálních funkcí.

Lewit et Lepšíková (2008, s. 100) přirovnali pružnou klenbu chodidla k páteři. Obě tyto struktury potřebují ke stabilizaci automatickou svalovou činnost. To prokázal Gutmann et Véle (1978 in Lewit et Lepšíková, 2008, s. 100) při měření svalové aktivity při klidovém stoji, kdy byla zjištěna největší svalová aktivita svalů chodidla a prstců.

Anatomicky se komplex noha-kotník skládá ze šesti segmentů: hlezenní kloub, zadonoží, středonoží, laterální předonoží a mediální předonoží. Na jejich spolupráci se podílí zevní faktory, jako je rychlost pohybu či míra zatížení, tak i vnitřní faktory, tedy komponenty důležité pro každý segment lidského těla – aktivní a pasivní složky stabilizace a jejich koordinace zajištěná CNS (Fraser, Feger et Hertel, 2016, s. 992).

Základními charakteristickým rysem nohy je klenba. Kapandji (2008, s. 218) ji přirovnává k architektonické klenbě, která je podporována třemi oblouky, které se země dotýkají ve třech bodech. Díky tomu vznik i název pro tzv. třibodovou oporu chodidla. Body této opory se nacházejí pod hlavičkou prvního (A) a pátého metatarsu (B) a na posteromediálním a laterálním tuberculu calcanea (C). Tyto body jsou navzájem propojované oblouky. Přední oblouk mezi bodem A a B je nejkratší a nejnižší. Mediální oblouk mezi body A a C je nejvyšší a nejdelší a podléhá největšímu zatížení, jak ve stoji, tak i při bipedální lokomoci (Vařeka et Vařeková, 2009, s. 43). Třetí oblouk, laterální, mezi body B a C je velikostně mezi dříve zmiňovanými. Klenba s pomocnými oblouky je dále zpevnována plantárními ligamenty a svaly. Véle (2006, s. 257) popisuje dvě klenby hlavní a jednu méně patrnou. Význam se však shoduje s oblouky, které popisuje Kapandji. Dvě hlavní klenby Véle nazývá jako klenba příčná (z bodu A do bodu B) a podélná (z bodu A do bodu B).

Funkce nohy je statická i dynamická. Noha musí být schopna zajistit stabilní stoj i být dostatečně pohyblivá pro bipedální lokomoci (Ozer et Barut, 2012, s. 8). Při stoji noha převádí tíhovou sílu těla a reakční sílu podložky. Zároveň je i důležitým komponentem v kontrole oscilujících pohybů těla při klidném stoji. Obsahuje mnoho exteroceptivních a

proprioceptivních receptorů, které posílají nespočet důležitých informací o pohybu a prostředí do CNS (Vařeka et Vařeková, 2009, s. 43).

Při zatížení nohy dochází k poklesu klenby a k určitým změnám v jednotlivých segmentech nohy. Pro dobrou funkčnost je důležité, aby svaly, vazy, kosti a řídicí složka byly v rovnováze. Výpadek byť jen v části jedné ze složek ovlivní celou funkčnost nohy. Dochází k přetížení vazů, které nadále nedokážou plnit svoji funkci a daný kloub se stává, hypermobilní. Na situaci reagují svaly, které se snaží udržet stabilitu kloubu, jejich práce není ekonomická a časem dojde také k jejich přetížení a omezení funkce. Tento proces vede ke změně postavení chodidla, na které reagují další segmenty, jako je koleno, kyčel, pánev a páteř (Vařeka et Vařeková, 2009, s. 46).

Správná funkce výše zmíněných složek vede nohu do postavení, které popsal Kapandji a je již výše zmíněno. Zatížení na takto nastavené noze je pod bodem C 50 % váhy, bodem B 17 % a pod bodem A 33 %. Při klidném stojí nohy vytváří opornou bázi. Tu tvoří spojnice pat, spojnice hlaviček metatarzů a laterální hrany chodidel. Chodidla jsou od středové čáry odchýlena 15-20° laterálně, paty jsou vzdáleny přibližně jednu stopu, která je u každého individuální. Úplná symetrie v pravolevém zatížení se téměř nevyskytuje, neměl by však rozdíl převyšovat 10-15 % hmotnosti testovaného či být v porovnání s druhou DK větší jak 5 % (Véle, 2006, s. 176-177; Dvořák et al. 2000, s. 102-105).

Časté funkční poruchy chodidla tkví v TrP vzniklých na plantě i dorsu nohy. Mění pak pohybové stereotypy chodidla a vzniká funkčně plochá noha. Nejčastější řetězec šíření funkční poruchy z chodidla způsobuje blokádu hlavičky fibuly, TrP v m. biceps femoris a rectus femoris a tím i nestabilitu pánve. Na nestabilitu pánve reaguje m. rectus abdominis, z přetížení opět vzniká TrP a navíc způsobuje změnu držení hrudního koše. Na tuto změnu reagují mm. erecte trunci, extenzory krční páteře a m. SCM, opět dojde k přetížení těchto svalů a předsunutému držení hlavy (Lewit et Lepšíková, 2008, s. 101-102; Ozer et Barut, 2012, s. 9). Z těchto popsaných změn je evidentní, že porucha v chodidle má vliv na posturální stabilitu jedince.

Správnou aktivací nohy lze dle výzkumu Čumpelíka et al. (2006, s. 69) zajistit správné nastavení postury a tím i zapojení bránice do funkce dechové i posturální. Nelze-li přes funkční problém nohu správně aktivovat, je možné k terapii využít aktivaci HSS. Lewit et Lepšíková (2008, s. 103) doporučují využití konceptu DNS, díky kterému se HSS aktivuje. V návaznosti vymizí z přetížených svalů, které insuficienci HSS kompenzovali, TrP a dojde k úpravě kloubních blokády.

Dynamická funkce nohy je neméně důležitá, avšak z důvodu zaměření práce zde nebude popsána.

1.3 Vývojová kineziologie z pohledu dynamické neuromuskulární stabilizace

Koncept DNS vytvořil známý český fyzioterapeut, profesor Pavel Kolář, který byl ovlivněn tzv. Pražskou školou manuální medicíny. Osobnostmi Pražské školy byli velikáni jako Karel Lewit, Vladimír Janda, František Vele či Václav Vojta. DNS je fyzioterapeutická metoda, které má obrovské pole působnosti. Veřejnosti nejvíce známé je její využití v oblasti sportovní rehabilitace, při rehabilitaci po úrazu pohybového systému či jako prevence zranění (Frank, Kobesová et Kolář, 2013, s. 63). Její využití je však mnohem rozsáhlejší. Son et al. (2017, s. 739-746) ve výzkumu popsali účinnost DNS metody u osob s dětskou mozkovou obrnou (DMO). Zabývali se vlivem DNS terapie na rovnovážné funkce a jejich výsledky byly velmi pozitivní již po čtyřech týdnech terapie. Fleischmann (2018, s. 40) využil metodiku DNS u pacientu s Parkinsonovou nemocí a zjistil také pozitivní vliv na stabilitu a snížení rizika pádu. DNS terapii je možno využít i u dalších neurologických onemocnění (Francio, Boesch et Tunning, 2015, s. 37-45; Oppelt et al., 2014, s. 17-22).

Základ této metody vychází z vývojové kineziologie, tedy z vývoje motorických dovedností člověka, které jsou predeterminované a objevují se v očekávaných vzorcích. Tyto motorické vzorce jsou formovány vývojem CNS v prvních měsících života. Umožňují dítěti kontrolovat posturu, překonat gravitaci a vytvořit cílený pohyb. Všechny tyto pohyby vznikají automaticky a ve specifických vývojových sekvencích, dle vývoje CNS. Zároveň na dozrávání CNS navazuje i strukturální a anatomický vývoj kostí, kloubů a měkkých tkání. Díky těmto vzorcům je možné v brzké době odhalit anomálie ve vývoji CNS a začít s časnou rehabilitací (Frank, Kobesová et Kolář, 2013, s. 63).

1.3.1 Motorická ontogeneze dítěte

Novorozenec má funkčně i anatomicky nevyzrálý CNS, objevují se primitivní pohyby, tzv. general movements (GM), které nejsou vyvolané žádným externím podnětem a neslouží k účelnému pohybu. Neobjevuje se volní úchop, úchop je pouze reflexní odpověď na podráždění taktilních receptorů a proprioceptorů (Kobesová et Kolář, 2017, s. 2). V pronační poloze dítě nemá opěrnou bázi, ale pouze úložnou plochu, dítě není schopno se opřít o horní a dolní končetiny. Do šestého týdne může mít predilekční postavení hlavičky, ta se ale při zakrytí výhledu musí otočit na střed či druhou stranu, součástí je i reakce celého

trupu. Od osmého týdne se v poloze na břicho dítě snaží o zvednutí hlavičky. Zvednutí není izolované, musí se upravit celá poloha trupu, začnou vznikat opěrné body a aktivují se posturální svaly. V poloze na zádech je již schopno na okamžik zvednout dolní končetiny od podložky. Postura je v poloze na břicho i na zádech symetrická a dítě dokáže fixovat pohledem (Kolář, 2009, s. 97-98). Na konci prvního trimenonu se začíná formovat opěrná funkce horních končetin. Dítě se v poloze na břicho začíná opírat o proximální část předloktí, paže s trupem svírají pravý úhel a lokty leží již před osou ramen, ruka je volně položená, dlaň rozevřená (Čápková, 2008, s. 31-33). Pánev je v neutrálním postavení, dolní končetiny zauímají semiflekční postavení (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 21-22).

Na začátku druhého trimenonu dítě již dokáže izolovaně rotovat hlavičkou. V lehu na břicho využívá oporu o horní končetiny a díky rotaci krční páteře má širší pole rozhledu a tím i více motivace k dalším pohybům. Ve čtvrtém měsíci si dítě vleže na zádech dokáže zvednout nožičky výše a dotkne se kolen. Začíná se formovat úchopová funkce ruky. Nejdříve dítě dokáže uchopit věc vleže na zádech. Uchopuje věci z laterální strany, postupně je schopné uchopit věci ze střední roviny. V půlce druhého trimenonu je dítě schopné využít úchopové funkce i v poloze pronační. Mění se i opora, dítě se opírá o mediální epikondyl humeru, stejnostrannou horní přední spinu a druhostranný mediální epikondyl femuru. Tímto nárokem dolní končetiny dochází k jejímu prvnímu využití v opěrné funkci a je to obraz kontralaterálního vzoru pohybu (Kolář et al., 2009, s. 99-101).

Na konci pátého měsíce dítě začíná uchopovat předměty přes střední rovinu a s tím se pojí i schopnost přetočení se ze zad na břicho. Otočka je vždy něčím motivována a proto začíná od hlavy. Dítě se podívá ve směru otáčení, otočí hlavičku, vytvoří si puntum fixum na stejnostranné lopatce, druhou horní končetinou se natahuje přes střed. Postupně zatěžuje pánevní část a dochází k abdukování a extendování dolní končetiny, která bude sloužit jako opěrná. Druhá dolní končetina je flektovaná až do polohy na břicho, poté se extenduje (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 23-24). Otočení z břicha na záda je dokončeno později, přibližně v sedmém měsíci (Čápková, 2008, s. 37-38).

V pátém měsíci dítě zaujímá na bříšku tzv. polohu plavce, kdy zvedne horní i dolní končetiny. Je to z důvodu, že se již umí opřít o dlaně, ale v této poloze neumí využít jednu horní končetinu k úchopu ani zaujmout jinou vyšší polohu. Dítě se tak ve snaze o další pohyb dostane zpátky na břicho a zvedne všechny končetiny (Orth, 2009, s. 58).

V šestém měsíci v poloze na zádech jsou dolní končetiny opět více flektované, dítě si dosáhne na nožičky a v sedmém měsíci je dokonce schopno si dát prstce do úst. Vleže na břicho má již dokonalou oporu o celou rozvinutou dlaň (Orth, 2009, s. 59-60). Při otáčení z lehu

na zádech se v sedmém měsíci začíná dítě dostávat do šikmého sedu, nejdříve do tzv. nízkého šikmého sedu, kdy se opírá o loket, později do vysokého šikmého sedu, kde je opora o rozvinutou dlaň. Jakmile dítě zvládne kvalitní vysoký šikmý sed, přibližně na přelomu 8. a 9. měsíce, je motivováno k rozšíření oblasti pro hru a dostává se do polohy na čtyřech. Šikmý sed je pro dítě přechodová poloha, dostává se přes něj jak do polohy na čtyřech, tak do vzpřímeného sedu. Zároveň s polohou šikmého sedu se rozvíjí úchop s opozicí palce, tzv. pinzetový úchop (Čápková, 2008, s. 40-41; Kolář et al., 2009, s. 103).

Vzpřímený sed umožní dítěti úchop hračky nad horizontální osou ramen. V osmém měsíci je to přibližně ve 100° flexe, na konci devátého už ve 120° flexe, což startuje proces vertikalizace. Na konci osmého měsíce dítě zvládne z polohy na čtyřech vysoký klek. Postupně jednu dolní končetinu dostává přes abdukci do opory o jednu nohu. Přes oporu o ruce si dítě nastaví obě nohy do opory a může plynule přejít do dřepu a stoje. Popřípadě se v poloze vysokého kleku s nakročením jedné dolní končetiny opře na vyvýšeném místě o kontralaterální dlaň a zvedne se do stoje. Při chůzi je nejdříve využívána opora o horní končetiny, kdy dítě chodí například kolem nábytku, o který se opírá rukama, není ještě schopné samostatné chůze. Ta se vyvíjí mezi 12. - 14. měsícem a již má charakter kontralaterálního vzoru (Kolář et al., 2009, s. 104-105).

1.3.2 Dynamická neuromuskulární stabilizace a terapie

Metoda DNS se zabývá pohybovým systémem jako celkem. Nesleduje jeden problematický sval či skupinu svalů, ale vždy pracuje v celkové posturálně lokomoční funkci svalu. Vychází ze zapojení svalu do kinematických řetězců, které jsou řízeny CNS. Princip DNS metody plyne z programů, které jsou založené a dozrávají v průběhu motorické ontogeneze. Základem je vždy centrované postavení jednotlivých kloubů, které reflexně podporuje jejich stabilizační funkci a využití ipsilaterálních a kontralaterálních vzorců pohybu a oporných funkcí, které se v motorickém vývoji vyskytují (Kolář et al., 2009, s. 234-235).

Jak již bylo zmíněno, DNS metoda se dá využít u širokého penza diagnóz. Vždy je však cílem obnova správného zapojení svalů v kinematických řetězcích a zajištění rovnováhy mezi velikostí svalové síly, která je nutná pro stabilizaci a velikostí zevní síly. Nevhodné svalové zapojení, a s tím spojená omezená stabilizační funkce svalů je způsobena třemi příčinami. První příčinou je **chybná neuromuskulární kontrola** způsobená buď poruchou motorické ontogeneze, habituací chybných pohybových návyků nebo ochranou pohybového aparátu centrální nervovou soustavou. Druhou příčinou je **silová nedostatečná stabilizátorů**. Tyto svaly nedokážou ve zvýšené zátěži udržet svoji fyziologickou funkci, tréninkem je však lze

vycvičit. Třetí příčinou jsou **nevratné strukturální poruchy**, které terapie neovlivní, ale dokáže stav udržet kompenzovaný a omezit progresy patologického stavu (Kolář, 2009, s. 234-235).

Terapie se zprvu zaměřuje na ovlivnění HSS, není-li totiž tento systém funkční, není funkční ani cílená funkce končetin. Svaly HSS jsou aktivovány reflexním vyvoláním programu z posturální ontogeneze. Pro cvičení ve vývojových posturálně lokomočních řadách dochází k úpravě a automatizaci začlenění svalů do správných kinematických řetězců. Důležité je si uvědomit, že je-li terapie zaměřena na stabilizaci určitého segmentu, nepodílejí se jen svaly v okolí daného segmentu, ale pracují globální svalové souhry. Pro aktivaci HSS je nezbytné správné nastavení a mobilita hrudního koše, páteře a pánve. Hrudní koš by měl být pohybově nezávislý na hrudní páteři a neměl by setrvávat v inspiračním postavení, páteř by měla mít schopnost izolované hybnosti v jednotlivých segmentech, pánev by měla být v neutrálním postavení (Kolář et al., 2009, s. 235-239).

Frank, Kobesová et Kolář (2013, s. 65) popisují důležitost intaktního HSS na příkladu funkce m. psoas major. Udávají, že v případě správné funkce HSS má m. psoas major minimální mechanický vliv na páteř, v opačném případě, ale působí na bederní páteř stříhovými silami a páteř je tak vystavena větší zátěži.

Pro terapii je možno využít jakoukoli polohu z vývojové kineziologie zdravého dítěte a zároveň i přechodové fáze mezi jednotlivými polohami, kterými si dítě projde. Terapie by však vždy měla začínat od jednodušších poloh, které jsou méně náročné na posturální nároky. Těmi jsou například leh na zádech či na břiše. Postupně se pacient může dostat do vyšších poloh a využívat další pomůcky, které zvýší posturální nároky. U sportovců je možno využít vyskytujících se ipsilaterálních a kontralaterálních vzorů pro zlepšení jednotlivých sportovních dovedností (Kolář et al., 2009, s. 240).

1.4 Posturální kontrola

Během každodenního fungování se je nutné vypořádat se se zevními silami, které na tělo působí. Aniž by si to člověk uvědomoval, musí neustále bojovat s vnějšími silami, aby udržel rovnováhu. K tomu je zapotřebí neustále aktivně, vlastními svaly, kontrolovat segmenty těla. Tato kontrolovaná pozice těla během každého pohybu se nazývá postura. Je milné myslet si, že postura je pouze bipedální stoj. Určitá postura je zaujata v každém momentu stabilní i dynamické pozice (Vařeka et Vařeková, 2009, s. 119; Kolář et Zounková 2011, s. 66).

Posturu nelze přesně definovat, jde o propojení mnoha dílčích systémů, které na sebe navazují. Postura závisí na anatomických, biomechanických a neurofyziologických principech. Pro vhodnou posturu je důležité, aby zabezpečila co nejekonomičtější a nejvhodnější postavení v kloubech během jakékoli aktivity (Kolář et Zounková 2011, s. 67). Jde o aktivní držení segmentů těla, které je zabezpečeno pomocí svalové síly řízené z CNS (Vařeka et Vařeková, 2009 s. 119). V okamžiku, kdy není toto vhodné nastavení zajištěno, dochází k méně efektivnímu pohybu, který může vést k funkčním poruchám v řízení motoriky. To vede k nevhodnému zatížení pohybového aparátu, ke vzniku mikrotraumat popřípadě až k vážnému poranění (Véle, 2006, s. 98).

V případě statické polohy (stoj, sed, apod.) je pozorována tzv. **posturální stabilita**. Zkoumá-li se však tato na první pohled statická poloha, je zřejmé, že jde o děj dynamický. Tělo neustále vyrovnává vlastní labilitu, která je přirozeným předpokladem pro pohyb. Véle (2006, s. 98) tento automatický stabilizační pohyb nazývá pohybem ereismatickým. Stabilitu je možno zvýšit ovlivněním biomechanických faktorů, a to širší bází či zvětšením opěrné plochy, popřípadě snížením těžiště. Vliv na stabilitu mají i faktory neurofyziologické, které nejsou tak snadno ovlivnitelné, jako první zmíněné. Neurofyziologické faktory jsou schopnosti zpracování, uchování a vybavení přijaté informace, v tomto kontextu jde o informace převážně ze svalů, šlach a kloubů, které zajišťují následný pohyb (Kolář et Zounková, 2011, s. 66).

Posturální stabilita se řadí do tzv. posturálních funkcí, mezi které se zařazuje i **posturální stabilizace** a **posturální reaktibilita**. Posturální stabilizace zahrnuje aktivní práci svalů, které drží segmenty těla proti působení zevních sil. Tato práce je řízena CNS (Véle, 2006, s. 102). Posturální reaktibilita navazuje na posturální stabilizaci. V případě vykonání pohybu je vždy nutno zdolat určitý odpor (gravitační síly, břemena, apod.). Jelikož jednotlivé segmenty těla spolu pracují na principu páky, při práci svalů vznikají momenty sil, díky kterým je daný odpor překonán. Přes pákový systém se svalová síla promítne do celého pohybového aparátu a vzniká děj, který se nazývá posturální reaktibilita (Kolář et Zounková, 2011, s. 66-67).

Svaly, které se podílejí na stabilizaci trupu při vzpřímené poloze se podle Véleho (2006, s. 103) dělí na dvě skupiny. Mezi první skupinu řadí krátké, slabé, hluboko uložené tonické svaly. Tyto svaly jsou blízko kloubu a působí v ose pohybového segmentu tak, aby dokázaly udržet určitou kloubní polohu. Druhou skupinu tvoří svaly silné, povrchní, fázické a jejich úlohou je pohyb v segmentu. Důležitou roli v udržení stability mají i svaly dechové (Véle, 2006, s. 102).

Jeden z velmi důležitých posturálních svalů je bránice. Její zapojení zkoumal Gandevia et al. (2002, s. 118-121). Ve svém výzkumu se zabývali zapojením bránice při klidném a prohloubeném dýchání, a také při pohybu horních končetin. Dle EMG aktivita bránice začala již 20ms před zahájením pohybu horních končetin do flexe, a to z důvodu vytvoření opěrného bodu pro jejich pohyb. Zároveň tím prokázali, že bránice může být aktivována bez ohledu na dýchání. Podle ultrazvuku se bránice nejdříve kontrahovala mírně koncentricky a poté excentricky. Patrně s břišními svaly a svaly pánevního dna zvyšovala nitrobřišní tlak a tím ovlivňovala stabilizaci bederní páteře.

V případě nedokonalé postury je i funkce bránice negativně ovlivněna, tělo funguje v nedokonalých pohybových stereotypch při nedokonalé stabilizaci a dochází k přetížení pohybového aparátu s následnými problémy. U sportovců se potíže, vzhledem ke zvýšeným nárokům na regeneraci, mohou objevit dříve.

Vztah dechového stereotypu a sportovní aktivity popisuje ve své studii Nelson (2012, s. 28-30). Ve svém článku poukazuje na vliv chabého dechového stereotypu na únavu svalů a celkový výkon sportovce. Především z důvodu nevhodného zapojení bránice, jako svalu hlubokého stabilizačního systému a zároveň hlavního nádechového svalu. Společně s m. transversus abdominis, mm. multifidi a svaly pánevního dna zabezpečují nitrobřišní tlak, který je oporou pro páteř a ideální punctum fixum pro pohyb končetin a hlavy. V případě nevhodného zapojení bránice dochází ke sklopení hrudníku posteriorně, elevaci a protrakci ramen a hyperextenzi krční páteře, tím se dostává celá páteř do nevhodné polohy a celý pohybový systém je více náchylný k poškození. Přetěžuje-li se poté celý pohybový systém jednostrannou zátěží, například sedavým zaměstnáním či stereotypním sportem, dochází k manifestaci bolestí především zad, ale dále i hlavy, ramen, třísel a později i dalších segmentů těla. Nelson také upozorňuje na důležitost zapojení respiračního tréninku do běžného života i u osob, které se neléčí s žádným onemocněním a pozitivně tak ovlivnit respirační funkci bránice.

Schopnost udržení rovnováhy nebo také zachování stability je možno měřit nejrůznějšími způsoby. Existují škály, které posuzují úroveň rovnovážných schopností, příkladem jsou škály *Dynamic Gait Index Test*, *Berg's Functional Balance Test* a *Subjective perception of body sway*. Objektivní diagnostika stability postojů využívá stabilografické systémy, stabilitu v dynamice je možno měřit pomocí dynamické posturografie (Zemková, 2009, s. 4). Vzhledem k zaměření praktické části práce, která využívá stabilografický systém se dále text bude zabývat touto problematikou.

Při měření rovnovážných schopností pomocí stabilografických systémů se využívá tlakových statických plošin. Ty bez ohledu na typ a jméno poskytují hodnoty tzv. center of pressure (COP). Hodnoty COP spočívají v měření výchylek COP během času na ose x a y. Osa x představuje latero-laterální výchylky, osa y antero-posteriorní. Tlakové plošiny pak z údajů měří parametry délky trajektorie COP, průměrné rychlosti COP či směrodatných odchylek COP na daných osách. Měla by splňovat daná technická kritéria, kterými jsou: přesnost lepší než 0,1 mm, rozlišení vyšší než 0,05 mm, frekvenční pásmo od 0,01 do 10 Hz, snímání váhy od 20 do 200 kilogramů, snímání výšky od 80 do 250 cm a s rozměry, které dokážou nasnímat chodidlo do délky 35 cm. Veškerá tato kritéria jsou popsána v manuálu k tlakové plošině (Scoppa et al., 2013, s. 290-291).

Tlakové plošiny umožňují měřit míru posturální kontroly, tedy schopnost udržení, dosažení a obnovení rovnováhy během jakékoli zaujaté postury (Pollock et al., 1999, s. 402). Udržení rovnováhy se děje mimovolně a podílí se na něm celý komplex procesů v těle, a to především procesy multisenzorické, biomechanické a motorické. Zároveň postižení těchto systémů posturální kontrolu negativně ovlivňuje. Hodnoty posturální kontroly se získávají z výše zmíněných hodnot COP. COP reflektuje vážený průměr všech tlaků působících na podložku a jeho výchylky jsou způsobené aktivitou svalů, která je pro udržení stability nutná (Ruhe, Fejer et Walker, 2010, s. 358). Z hodnot COP jsou odvozeny parametry střední hodnota výchylek COP, maximální a minimální výchylka COP, rozdíl maximální a minimální výchylky COP, délka trajektorie výchylek COP, rychlost titubací COP, směrodatná odchylka (SD) výchylka COP a SD rychlosti COP (Palmier et al., 2002, s. 51-52).

Parametrů získaných z hodnot COP je velké množství, otázkou je, jaká je jejich opravdová výtěžnost pro měření stability. Výtěžností dat se zabýval již v roce 1993 Geurts et al. (s. 1144-1149). U měření maxima, minima a rozdílu maximální a minimální výchylky, by logicky mělo platit, že vyšší hodnota maxima naznačuje nižší schopnost stability a naopak (Palmier et al., 2002, s. 56). Hodnota maxima i minima je ale pouze jeden jediný bod ze všech naměřených bodů a je tedy možné, že hodnota neodpovídá reálnému stavu. Může být však ukazatelem při zjišťování míry rizika pádu (Nagymáté, 2018, s. 12).

Střední hodnota výchylek COP představuje průměr všech naměřených bodů COP, zvláště na ose x a na ose y. Je to tedy údaj, který posturální kontrolu charakterizuje více. Jsou-li hodnoty vyšší, vyjadřují sníženou schopnost posturální kontroly. Přesnost těchto hodnot se zvýší, bude-li proveden průměr z více měření (Palmier et al., 2002, s. 57).

Geurts et al. (1993, s. 1448) ve svém výzkumu variability jednotlivých parametrů z tlakové plošiny udává, že parametr délky trajektorie výchylek COP není použitelným

parametrem v určení posturální kontroly, protože s ohledem na výsledky ostatních parametrů neodpovídá stavu posturální kontroly.

SD výchylek zobrazuje směrodatnou odchylku všech změn poloh COP. Tento parametr měří průměr odchýlení COP od jeho středu. Při zjišťování hodnoty SD rychlosti jsou zaznamenávány odchylky COP v čase (Palmier, 2002, s. 59). Geurts et al. (1993, s. 1448-1449) porovnávali variabilitu SD výchylky, SD rychlosti, střední hodnoty výchylek COP a rozdíl maximální a minimální výchylky COP. Výsledkem bylo zjištění, že SD rychlost je vhodný parametr na měření odchylek COP v sagitální rovině, zatímco v rovině frontální je výhodnější použít parametr SD výchylek COP. Hodnoty rozdílu maximální a minimální výchylky COP jsou signifikantní až při délce měření nad jednu minutu. Avšak takto dlouhé měření se provádí zřídka, u patologických stavů by jej většinou nebylo možno naměřit, u zdravých jedinců by měření ovlivnila únava (Van der Kooij, 2011, s. 23).

Palmier (2002, s. 61) doporučuje pro měření posturální kontroly prostřednictvím parametrů COP tyto hodnoty: průměrnou rychlost COP, SD výchylek COP a SD rychlosti COP. Ve studiích zabývajících se posturální kontrolou u sportovců, které jsou pro tuto práci nejužitečnější, hodnotí převážně střední hodnotu výchylek COP v ose x i y, průměrnou rychlost výchylek COP, SD výchylek COP a SD rychlosti (Matsuda, Demura et Uchiyama, 2007, s. 775-779; Ondra et al., 2017, s. 144-149; Appiah-Dwomoh, Müller et Mayer, 2018, s. 1-8). Thompson et al. (2017, s. 86-95) do studie zahrnuli i rozdíl maximální a minimální výchylky COP.

1.5 Věda a florbal

Florbal je velmi mladý sport, který se začal vyvíjet ve Švédsku v osmdesátých letech minulého století. Mezinárodní florbalová federace (IFF) byla založena v roce 1986 Švédskem, Finskem a Švýcarskem. Nyní čítá IFF přes 60 členských států a 310 000 licencovaných hráčů. Od roku 2011 je plně uznávanou organizací Mezinárodního olympijského výboru a může usilovat o zařazení do programu Olympijských her (Pasanen et al., 2017, s. 1).

Tento halový sport se hraje 3x20 minut na hřišti o rozměrech 40x20 m, které je ohraničené mantinely o výšce půl metru. Hraje se v šesti hráčích, pět hráčů v poli a brankář. Hráči v poli hrají s karbonovou hokejkou, která má plastovou čepel, brankář hokejku nemá. Hra se hraje s plastovým perforovaným míčkem o průměru 7,2 cm, cílem hry je vstřelit gól soupeři (Tervo et Norström, 2014, s. 249).

Během hry se střídá intenzita zatížení, od střední až po maximální. Přibližně 80 % hry je kryto anaerobně. Hráči jsou na hřišti přibližně 40-70 sekund, poté následuje pauza, která

může být až 2x tak dlouhá jako zatížení. Za celý zápas hráči naběhají až 7 km. Vzhledem k povaze hry je u hráčů důležitá aerobní i anaerobní zdatnost, explozivní síla nejen v dolních, ale i v horních končetinách a dobré motorické řízení pohybu (Bernaciková et al., 2010). Při hře je zakázaný agresivní kontakt mezi hráči, ale vzhledem k rychlým pohybům a relativně malé hrací ploše ke kontaktu dochází, jak mezi hráči navzájem tak i s mantinely či brankou, což může vést ke zranění hráče (Pasanen et al., 2017, s. 2).

Výzkumů v oblasti florbalu není mnoho. Čistě florbalových studií zabývajících se zraněními, prevencí zranění, fyziologií a patofyziologií tohoto sportu bylo do roku 2014 dle systematického přehledu autorů Tervo et Norström (2014, s. 250) vydáno v mezinárodních denících sedmnáct. Pasanen et al., (2017, s. 1-8) ve výzkumu zkoumajícím počet zranění během mezinárodních soutěží v letech 2012 až 2015 použil informace z dalších dvou novějších studií.

Přesto, že se florbal řadí mezi nekontaktní sporty, jsou traumatické úrazy či úrazy z přetížení poměrně časté. Pasanen et al. (2008, s. 803) uvádí, že ve třech nejvyšších ženských ligách finského florbalu je incidence úrazu 0.46 úrazu na hráčku. V 77% šlo o úrazy na dolních končetinách a v 70% to byly úrazy traumatické. Tranaeus et al. (2015, s. 900) uvádějí, že ve Švédské nejvyšší mužské i ženské lize je prevalence dokonce 0.49 úrazu na hráče a opět traumatické úrazy byly mnohem častější než úrazy z přetížení. Nemalou skupinu dysfunkce pohybového aparátu tvoří bolesti zad v bederní oblasti, tzv. low back pain (LBP). Ve výzkumu Pasanena et al. (2016, s. 378) se LBP za posledních dvanáct měsíců od testování objevilo u téměř 62 % dotazovaných hráčů florbalu. Většina z nich uvádí zhoršení bolestí během sezóny.

V rámci prevence se dle studií ukázalo efektivní využití neuromuskulárního tréninku. Trénink se zaměřuje na centrované postavení kloubů, což má dále za následek zlepšení proprioceptivních reflexů, svalové souhry a stability (Chang et Lai, 2014, s. 19). Tento typ tréninku nezapojuje svaly analyticky, ale v rámci svalových smyček a řetězců, které jsou řízené CNS. V rámci zjišťování svalové kondice sportovce, která se může zdát, jako určitá míra prevence před zraněním je chybné se zaměřit pouze na analytickou sílu určitého svalu či skupiny svalů. I přes to, že v anatomické funkci se sval může zdát nadprůměrně silný, jeho funkce v rámci zapojení do pohybového vzorce je nedostačující. Tento fakt vysvětluje možnou příčinu zranění nejen u sportovců. (Kolář et al., 2009, s. 233-234).

Účinnost neuromuskulárního tréninku ve své studii potvrdili Hewett et al. (2017, s. 2144-2145). Studie se zabývala vlivem neuromuskulárního tréninku na snížení rizika vzniku poškození kolenního kloubu u mladých sportovkyň. Probandi byli vybíráni podle

biomechanického nastavení kloubu u výskoku, u podřepu na jedné DK a u podřepu na jedné dolní DK, kde volná končetina směřuje přes osu těla. Do intervenční skupiny byli vybráni jen ti, kteří podle biomechanických zákonitostí mají zvýšené riziko úrazu kolenního kloubu. Kontrolní skupinu tvořili probandi s nižším rizikem úrazu kolenního kloubu. Po desetitýdenním neuromuskulárním tréninku se u intervenční skupiny rizikové faktory snížily tak výrazně, že byly nižší než u skupiny kontrolní.

Pouze jedna studie zkoumala vliv neuromuskulárního tréninku u florbalu. Pasanen et al. (2008, 802-806) zkoumali účinnost neuromuskulárního tréninku na prevenci proti zranění dolních končetin, které je u florbalu jedno z nejčastějších. Výzkumu se účastnilo 457 hráček. Neuromuskulární tréninkový program trval po dobu šesti měsíců, dvakrát až třikrát týdně během začátku sezóny a během pauzy v prosinci a jedenkrát týdně během zbytku sezóny. Trénink vedl zaškolený člen klubu a obsahl trénink správné techniky běhu, stability a plyometrická a silová cvičení. Cílem u všech cviků bylo správné nastavení zad, kolen a kotníků. Prokázali signifikantní snížení zranění v následující sezoně u skupiny, která se účastnila výzkumu v porovnání s kontrolní skupinou.

Jak již bylo zmíněno, neuromuskulární trénink pozitivně ovlivňuje posturální stabilitu. Snaží se o zapojení svalů do pohybových vzorců tak, aby byli segmenty těla správně stabilizované. To je možné jen za předpokladu, že je správný timing zapojení svalů či jejich jednotlivých částí (McLeod, 2009, s. 466). Posturální stabilitu, jako součást posturální kontroly lze objektivně měřit hodnotami COP, jak bylo popsáno v kapitole o posturální kontrole. Chabá posturální kontrola je spojována s vyšším rizikem úrazu a to především na dolních končetinách (Lesinski et al., 2015, s. 558)

DNS se používá často jako nástroj rehabilitace při funkčních poruchách pohybového systému, vhodné je ale jej použít i u sportovců pro zlepšení jejich výkonu, v tomto případě jde o neuromuskulární trénink (Davidek, Andel et Kobesova, 2018, s. 15). Během florbalového tréninku či zápasu hráči využívají kontralaterální i ipsilaterální model pohybu, jak jej nazývá koncept DNS (Kobesová et Kolář, 2013, s. 5). Kontralaterální model pohybu je využíván při chůzi a běhu, ipsilaterální se objevuje při nahrávce, otočce či střele. Tento aspekt pohybu ve florbalu je třeba brát v úvahu při sestavování neuromuskulárního rehabilitačního či preventivního programu hráče. Sestavování plánu by vždy měl předcházet kineziologický rozbor, který může být specifický danému sportu. Na základě kineziologického rozboru jsou zjištěna problematická místa hráče a plán je tak možný dělat na míru (Davidek, Andel et Kobesova (2018, s. 15-16). Koncept DNS využívá k nácviku ipsilaterálního vzoru fáze otáčení, šikmé sedy, přechod ze šikmého sedu do polohy na čtyři a zpět, popřípadě ve stoje

otáčení trupu vůči opěrné noze. Kontralaterální model je využíván v pohybech vpřed, například tedy při lezení a chůzi. Při cvičení je možno využít jednotlivé fáze pohybu. Vzhledem k povaze pohybu, který je plynulý, by se nemělo zapomínat při cvičení i na fáze změny polohy z ipsilaterálního modelu na model kontralaterální a naopak (Kolář, 2009, s. 240-243; Kobesová et Kolář, 2013, s. 5-6).

2 Cíle a hypotézy diplomové práce

2.1 Cíle práce

Cílem práce bylo zhodnocení efektu šestitýdenní terapie ve vývojových polohách na parametry měřené na tlakové podložce WinFDM-S od firmy Zebris u aktivních hráčů florbalu.

2.2 Hypotézy

Z tlakové plošiny byly použity data týkající se změn COP, stranový rozdíl zatížení dolních končetin při bipedálním stoji, předozadní rozdíl zatížení nohy při bipedálním stoji a stoji na jedné dolní končetině. Z těchto dat byly stanoveny tyto hypotézy:

H₀1: Šestitýdenní terapie ve vývojových polohách nemá vliv na hodnoty COP u aktivních hráčů florbalu.

H_A1: Šestitýdenní terapie ve vývojových polohách má vliv hodnoty COP u aktivních hráčů florbalu.

H₀2: Šestitýdenní terapie ve vývojových polohách nemá vliv na stranový rozdíl zatížení dolních končetin při bipedálním stoji u aktivních hráčů florbalu.

H_A2: Šestitýdenní terapie ve vývojových polohách má vliv na stranový rozdíl zatížení dolních končetin při bipedálním stoji u aktivních hráčů florbalu.

H₀3: Šestitýdenní terapie ve vývojových polohách nemá vliv na předozadní rozdíl zatížení dolních končetin při bipedálním stoji u aktivních hráčů florbalu.

H_A3: Šestitýdenní terapie ve vývojových polohách má vliv na předozadní rozdíl zatížení dolních končetin při bipedálním stoji u aktivních hráčů florbalu.

H₀4: Šestitýdenní terapie ve vývojových polohách nemá vliv na předozadní rozdíl zatížení dolních končetin při stoji na jedné dolní končetině u aktivních hráčů florbalu.

H_A4: Šestitýdenní terapie ve vývojových polohách má vliv na předozadní rozdíl zatížení dolních končetin při stoji na jedné dolní končetině u aktivních hráčů florbalu.

3 Metodika

3.1 Charakteristika zkoumaného souboru

Výzkumu se zúčastnilo deset hráčů florbalu ze sportovního klubu FBS Olomouc z mužské kategorie. Věkové rozmezí bylo 18-33 let, průměrný věk probandů byl 22,5 +/- 5,2 let, průměrná výška 177,1 +/- 5,2 cm a průměrná hmotnost 72,6 +/- 6,4 kg. Dominantní dolní končetinu (končetina, kterou proband preferuje při kopu do míče) měli všichni hráči pravou, sedm hráčů hrálo s hokejkou na levou stranu.

Zda se hráči zúčastní výzkumné části diplomové práce, bylo jejich dobrovolné rozhodnutí. Podmínky účasti výzkumu byly následující: věková hranice 18-35 let, aktivní účast na tréninzích bez zdravotního omezení, kvůli kterému by měl hráč trénink pozměněný vzhledem k ostatním spoluhráčům a 80% účast na terapiích. Probandům zařazeným do výzkumu byla přiřazena čísla 1-10, pod těmito čísly ve výzkumu vystupovali.

3.2 Charakteristika vyšetřovacího zařízení

Vyšetření probíhalo na přístroji WinFDM-S od firmy Zebris. Jedná se o tlakovou plošinu o rozměrech 710 x 400 x 15 mm, se senzorickou oblastí o rozměrech 542 x 339 mm, která čítá 2 560 senzorů. Frekvence snímání je 200 Hz, rozsah tlaku se rovná 120 Nm², přesnost je +/- 5%.

3.3 Průběh výzkumu

Výzkum probíhal ve Fakultní nemocnici Olomouc (FNOL) na oddělení lůžkové rehabilitace v kineziologické laboratoři.

Probandi byli seznámeni s průběhem výzkumu a svým podpisem *Informovaného souhlasu* (příloha 1, s. 81-82) souhlasili s účastí a použitím naměřených dat pro účel této práce.

V kineziologické laboratoři proběhla dvě měření, vstupní a výstupní. Vstupní vyšetření proběhlo v úterý 23. 10. 2018, výstupní v úterý 4. 12. 2018. Rehabilitační intervence probíhala 3x týdně. 2x týdně jako součást tréninku, vždy po rozcvičení pod dohledem fyzioterapeuta a 1x týdně bez dohledu fyzioterapeuta v jakýkoli jiný den, který si proband určil sám. Probandi cvičili ve skupinkách po 2-3 probandech. Podmínkou pro zařazení do výzkumu byla 80% účast na terapiích. Účast byla kontrolována pomocí tabulky v programu Microsoft Excel (příloha 2, s. 83). V tabulce byla zaznamenávána data terapií uskutečněných v rámci tréninku i terapie prováděné bez dozoru terapeuta. Účast na terapiích v rámci tréninku

se zaznamenávala do odpovídajícího řádku dle data, terapie bez terapeuta (TBT) byly zaznamenávané taktéž do odpovídajícího řádku s označením TBT.

Vstupní a výstupní měření se skládalo z kineziologického vyšetření a vyšetření na tlakové plošině WinFDM-s od firmy Zebris. Při kineziologickém vyšetření byli probandi ve spodním prádle. Další vyšetření probíhalo ve sportovním oblečení.

Při kineziologickém vyšetření byly provedeny tyto testy: brániční test, test flexe trupu, elevace horních končetin a test flexe dolních končetin vleže. Všechny tyto testy byly vyšetřovány dle konceptu DNS (Kolář, 2009, s. 52-56) a jednotlivé znaky byly zaznamenávány do tabulky (příloha 3, s. 84-85).

Brániční test se prováděl vsedě, s oporou o dolní končetiny, s pravými úhly v kyčelních a kolenních kloubech a napřímeným držením páteře. Při testu byla prováděna palpace pod dolními žebry dorzolaterálně a kontrolovala se reakce dané oblasti. Proband byl vyzván, aby rozpětím hrudníku provedl protitlak vůči terapeutovým prstům. Při insuficientním zapojení bránice dochází k flexi hrudní páteře, souhybu ramen a lopatek a kraniálnímu posunu žeber, pacient aktivuje svaly v dané oblasti asymetricky nebo vůbec a nedojde k laterálnímu rozšíření hrudníku (Kolář, 2009, s. 53-54).

Při **testu flexe trupu** testovaný ležel na zádech s napnutými dolními končetinami. Terapeut vyzval probanda, aby se nejdříve podíval na špičky u nohou, poté aby se zvedl do sedu. Na insuficienci HSS poukazují určité znaky, pozorovatelné při provádění pohyby. Těmi jsou protrakce ramen, zvýšená aktivita auxilárních dechových svalů nebo m. rectus abdominis, kraniální posun hrudníku, nekompaktnost trupu, který má za následek výpadek laterální porce břišních svalů, diastáza či konkávní vyklenutí v oblasti třísel (Kolář, 2009, s. 53).

Výchozí pozice u **testu elevace paží** je obdobná jako u testu předchozího. Proband elevoval paže přibližně do 120°. U správně fungujícího stabilizačního systému nedochází k retrakci hlavy, protrakci a elevaci ramen, hyperaktivitě m. sternocleidomastoideus, kraniálnímu posunu hrudníku, lordotizaci thoracolumbálního přechodu, hyperaktivitě m. rectus abdominis a anteverzi pánve (Kolář, 2009, s. 53-54).

Posledním testem byl **test flexe v kyčlích**, který byl prováděn vleže na zádech s pokrčenými dolními končetinami v kolenních i kyčelních kloubech, chodidla byla podložce. Manuálně byl před testem pacientovi nastaven hrudník do kaudálního postavení, pacient byl relaxován. Poté byl dán pokyn pacientovi, ať flektuje kyčelní klouby proti manuálnímu odporu, který dával terapeut. Při insuficienci HSS se hrudník posouvá kraniálně, dochází k převaze zapojení m. rectus abdominis a pupík je táhnut kraniálně, nedojde k zapojení

laterální porce břišních svalů a je viditelná protrakce ramen a zvýšená aktivita auxilárních dechových svalů.

Na tlakové plošině byly měřeny různé modifikace stoje. Všechny testy byly statické, měření trvalo vždy 10 s, jednotlivé testy se opakovaly třikrát. Z tří měření se vypočítala průměrná hodnota. Extrémní hodnoty byly s jednotlivých měření vyřazeny a do průměru se nezapočítávaly. Byl měřen stoj, stoj se zavřenýma očima, stoj na jedné dolní končetině (DK), stoj na jedné DK se zavřenýma očima. Byla využita i balanční podložka (BP), na které se testoval stoj, stoj se zavřenýma očima a stoj na jedné DK. Při stoji pohled směřoval vpřed, horní končetiny byly volně podél těla, stojná báze odpovídala šířce pánve měřeného jedince. Při stoji na jedné DK byla nezatížená DK v 90° flexi v kyčelním a kolenním kloubu. Při stoji na jedné DK byla první měřená stojná DK dominantní, poté nedominantní. Z tlakové plošiny byla použita data délky trajektorie COP (mm), průměrné rychlosti titubací COP (mm/s), středních hodnot výchylek na ose x a y (mm), procentuálního zatížení levé a pravé DK a přednoží a zánoží.

Terapeutické cviky byly vybírány z konceptu DNS (Kolář, 2009, s. 233-246) a konceptu Lucie Kinclové, Diagnostika a funkce nohy z pohledu vývojové kineziologie (Kinclová, 2016, s. 33-37). Na základě těchto konceptů se v celé terapii dbá na centrované postavení kloubů horní a dolní končetiny, neutrální postavení pánve a napřímení páteře (Kolář, 2009, s. 53-55; Kinclová, 2016, s. 34-35).

Cvičení probíhalo v tělocvičně během tréninku mužské kategorie klubu FBS Olomouc. Proband cvičil ve sportovním oblečení, bez obuvi a ponožek. Při prvním cviku proband zaujal polohu třetího měsíce na zádech s oporou chodidel o stěnu. Při centrovaném postavení chodidel, hlezenních, kyčelních a ramenních kloubů, neutrálním postavení pánve a napřímené páteři trénoval brániční dýchání (obrázek 1, s. 34). Obtížnější variantou bylo odlehčení vždy jedné dolní končetiny s udržení výchozího nastavení s výjimkou kyčelního kloubu, který se v centrovaném postavení více flektoval. Nejtěžší variantou cviku byla poloha třetího měsíce na zádech bez opory chodidel o stěnu s pohybem horních a dolních končetin v rozsahu, kdy si proband udržel centrované postavení v ramenním kloubu (obrázek 2, s. 34).



Obrázek 1 První cvik, nejtěžší varianta



Obrázek 2 První cvik, nejtěžší varianta

Výchozí poloha druhého cviku byla pozice na čtyřech (obrázek 3, s. 35). Z této polohy probandi přešli do polohy medvěda, kterou zdravé dítě zaujímá kolem 10. měsíce (Cíbochová, 2004, s. 296). Při obtížnější variantě bylo v pozici medvěda přidáno odlehčení jedné z končetin (obrázek 4, s. 35). Nejtěžší variantou bylo přidání elastické gumy, jejíž odpor při pohybu končetin museli probandi překonat. Celý cvik byl trénován opět s důrazem na správné postavení v kloubech, napřímení páteře a neutrální nastavení pánve.



Obrázek 3 Druhý cvik, výchozí pozice



Obrázek 4 Druhý cvik, nejtěžší varianta

Třetím cvikem byl hluboký dřep (obrázek 5, s. 36), který se u dětí objevuje přibližně v 12. měsíci života (Cíbochová, 2004, s. 296). V hlubokém dřepu proband, stejně jako u předchozích cviků, dodržoval centrované postavení v kloubech, neutrální nastavení pánve a napřímení páteře. Těžší variantou byl přechod z hlubokého dřepu do pozice medvěda. Při nejsložitější variantě proband prováděl cvik stejně jako v předchozím stupni, s tím rozdílem, že kolem kolen byla obvázána elastická guma, jejíž sílu musel proband překonat pro udržení centrování postavení v kloubech dolní končetiny.



Obrázek 5 Třetí cvik, hluboký dřep

Každý cvik v dané obtížnosti byl prováděn 5x, vždy po dobu, kdy proband udržel fyziologické nastavení všech segmentů.

3.4 Metody statistického hodnocení

Pro statistické zhodnocení výsledků výzkumné části diplomové práce byl využit program Statistica. Byly popsány základní popisné statistické veličiny průměr, minimální a maximální hodnota a směrodatná odchylka. Vzhledem k malému počtu probandů byl použit Wilcoxonův test, který se řadí mezi neparametrické statistiky. Porovnávaly se vždy dvě na sobě závislé proměnné. Statistická významnost se potvrdila v okamžiku, kdy byla hodnota p menší než 0,05. V případě statistické významnosti byla nulová hypotéza zamítnuta. U signifikantně významných hodnot byly výsledky zpracované do krabicových grafů.

4 Výsledky výzkumu

Následující text se zabývá zhodnocením výše stanovených hypotéz. Výsledky byly zpracovány do jednotlivých tabulek a signifikantně významné hodnoty byly dále zobrazeny v krabicových grafech. Díky získaným hodnotám je možné potvrdit či zamítnout zvolené hypotézy.

H₀₁: Šestitýdenní terapie ve vývojových polohách nemá vliv na hodnoty COP u aktivních hráčů florbalu.

H_{A1}: Šestitýdenní terapie ve vývojových polohách má vliv hodnoty COP u aktivních hráčů florbalu.

Tabulky 1-4 (s. 38-44) znázorňují hodnoty COP, a to trajektorii COP v mm (COP path length), průměrnou rychlost COP v mm/s (COP average velocity), směrodatnou odchylku výchylek na ose x a y v mm (SD osa X, SD osa Y). Hladina statistické významnosti byla stanovená na hodnotu 0,05.

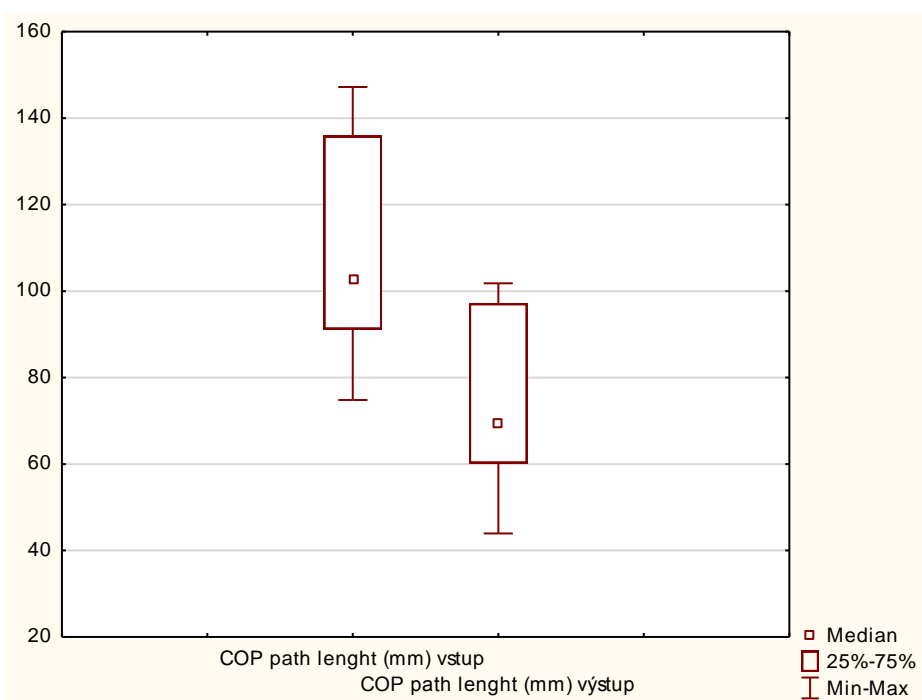
Pomocí Wilcoxonova párového testu byly v testu stoje zjištěny statisticky významné hodnoty u parametrů COP trajektorie, průměrná rychlost COP a směrodatné odchylky na ose y (tabulka 1, s. 38). Po terapii byla u probandů zjištěna signifikantně nižší hodnota trajektorie COP ($p = 0,005$), průměrné rychlosti COP ($p = 0,009$) a směrodatné odchylky na ose y ($p = 0,036$). Graficky byly signifikantně významné hodnoty zpracovány pomocí krabicového grafu (obrázek 6-8, s. 38-39)

V testu stoje zamítáme nulovou hypotézu **H₀₁** u zmíněných parametrů ve prospěch hypotézy alternativní **H_{A1}**.

Tabulka 1 Hodnoty COP při stojí před a po terapii

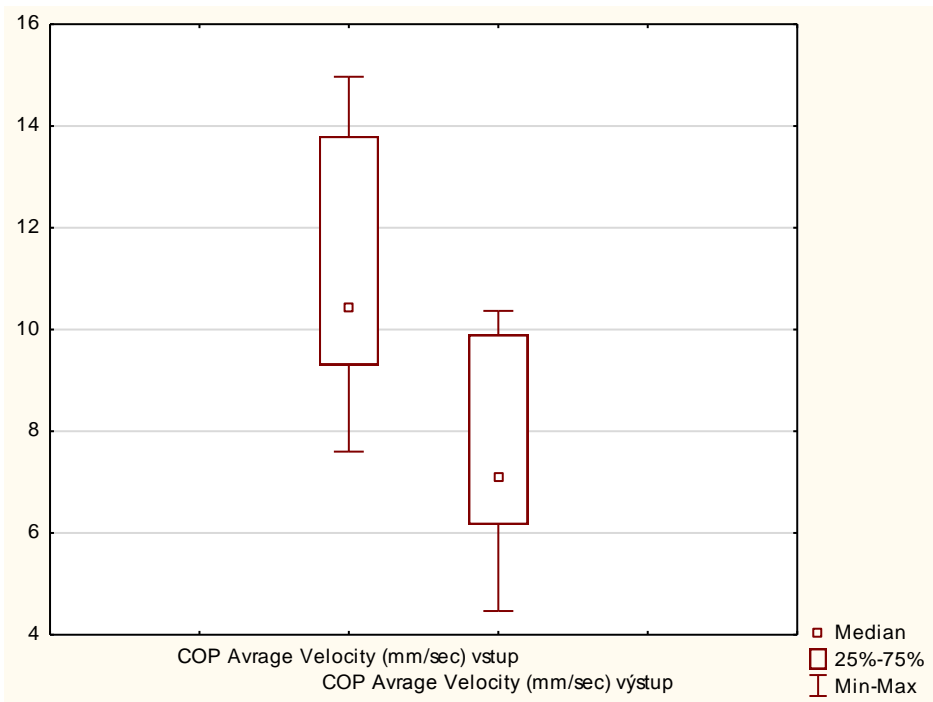
parametr	před terapií (n=10)				po terapii (n=10)				P
	průměr	min	max	SD	průměr	min	max	SD	
COP path length	108,4	74,8	147,2	24,5	75,7	44	101,8	21,7	0,005
COP average velocity	11	7,6	15	2,5	7,7	4,5	10,4	2,2	0,009
SD osa X	16,3	6,1	36,4	9,7	17,2	8	31,4	8,6	0,721
SD osa Y	29,1	7,9	51,5	13,4	20,7	7	36,4	9,5	0,036

Legenda: min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, SD – směrodatná odchylka, COP path length – délka trajektorie COP, COP average velocity – průměrná rychlost COP, SD osa x – směrodatná odchylka COP na ose x, SD osa y – směrodatná odchylka COP na ose y



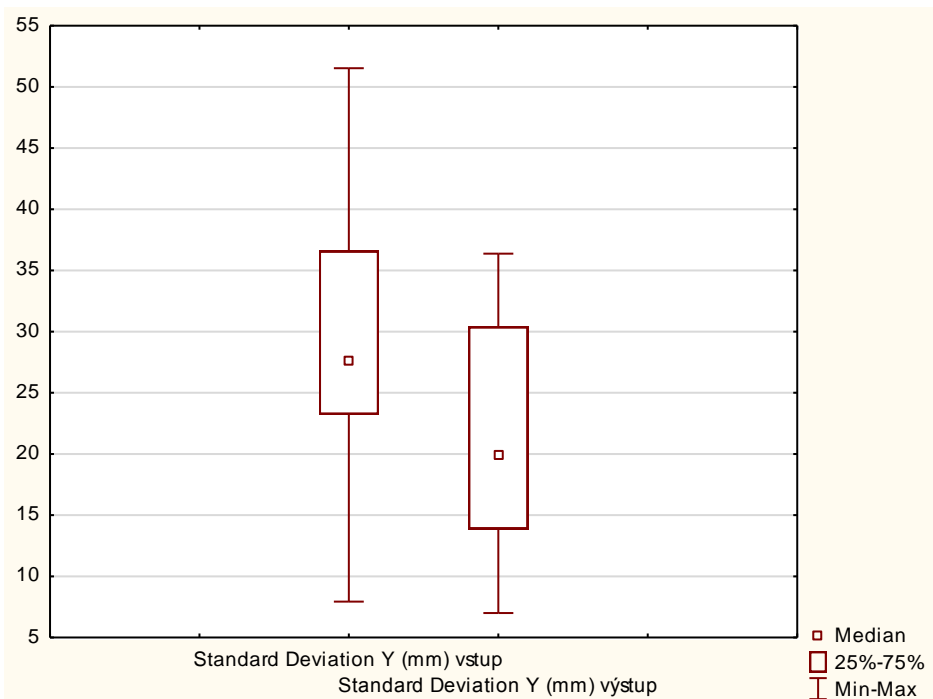
Obrázek 6 Krabicový graf významného parametru délky trajektorie COP ve stojí před a po terapii

Legenda: min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, COP path length – délka trajektorie COP



Obrázek 7 Krabicový graf signifikantně významného parametru průměrné rychlosti COP ve stoji před a po terapii

Legenda: min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, COP average velocity – průměrná rychlost COP



Obrázek 8 Krabicový graf signifikantně významného parametru směrodatné odchylky na ose y ve stoji před a po terapii

Legenda: min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, Standard Deviation Y – směrodatná odchylka na ose y

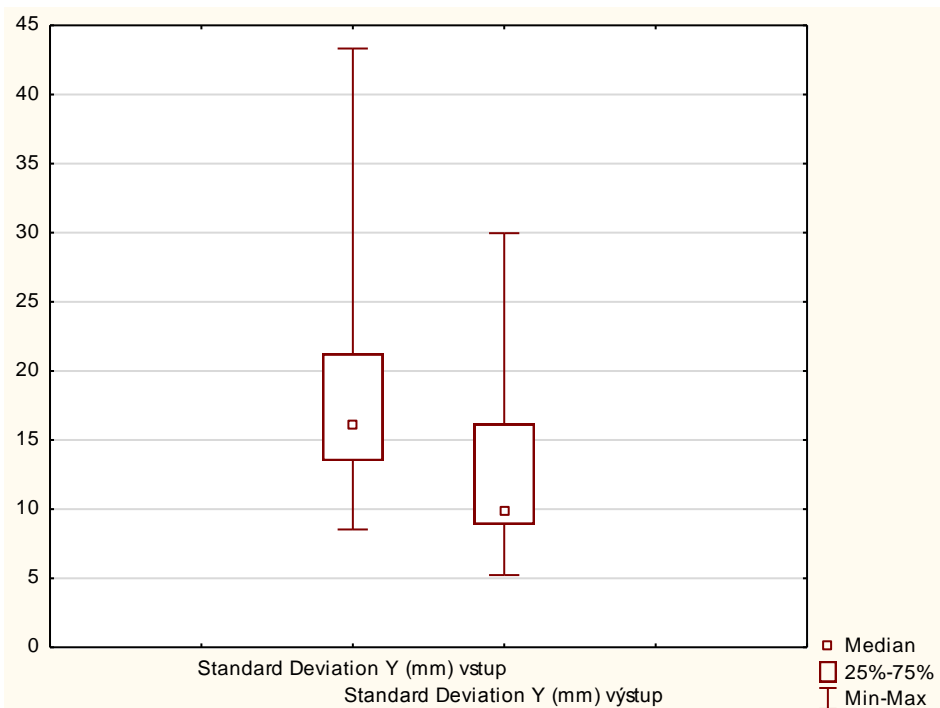
Pomocí Wilcoxonova párového testu byly u testu stoje na pravé dolní končetině (PDK) zjištěny statisticky významné hodnoty parametru směrodatné odchylky na ose y (tabulka 2). Po terapii byla u probandů zjištěna signifikantně nižší hodnota směrodatné odchylky na ose y ($p = 0,017$). Graficky byla signifikantně významná hodnota zpracována pomocí krabicového grafu (obrázek 9, s. 41)

V testu stoje na PDK zamítáme nulovou hypotézu H_0 u zmíněného parametru ve prospěch hypotézy alternativní H_A .

Tabulka 2 Hodnoty COP při stoji na PDK před a po terapii

parametr	před terapií (n=10)				po terapii (n=10)				P
	průměr	min	max	SD	průměr	min	max	SD	
COP path length	229,9	161,4	348,3	58,7	219,1	93,7	349,9	76,4	0,241
COP average velocity	23,4	16,4	35,5	6	22,3	9,6	35,7	7,8	0,241
SD osa X	149	103,2	182	26,5	138,4	86,7	185,4	37,9	0,168
SD osa Y	19,4	8,5	43,3	10,5	12,3	5,2	30	7,3	0,017

Legenda: PDK – pravá dolní končetina, min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, SD – směrodatná odchylka, COP path length – délka trajektorie COP, COP average velocity – průměrná rychlost COP, SD osa x – směrodatná odchylka COP na ose x, SD osa y – směrodatná odchylka COP na ose y



Obrázek 9 Krabicový graf signifikantně významného parametru směrodatné odchylky na ose ve stoji na PDK před a po terapii

Legenda: PDK – pravá dolní končetina, min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, Standard Deviation Y – směrodatná odchylka na ose y

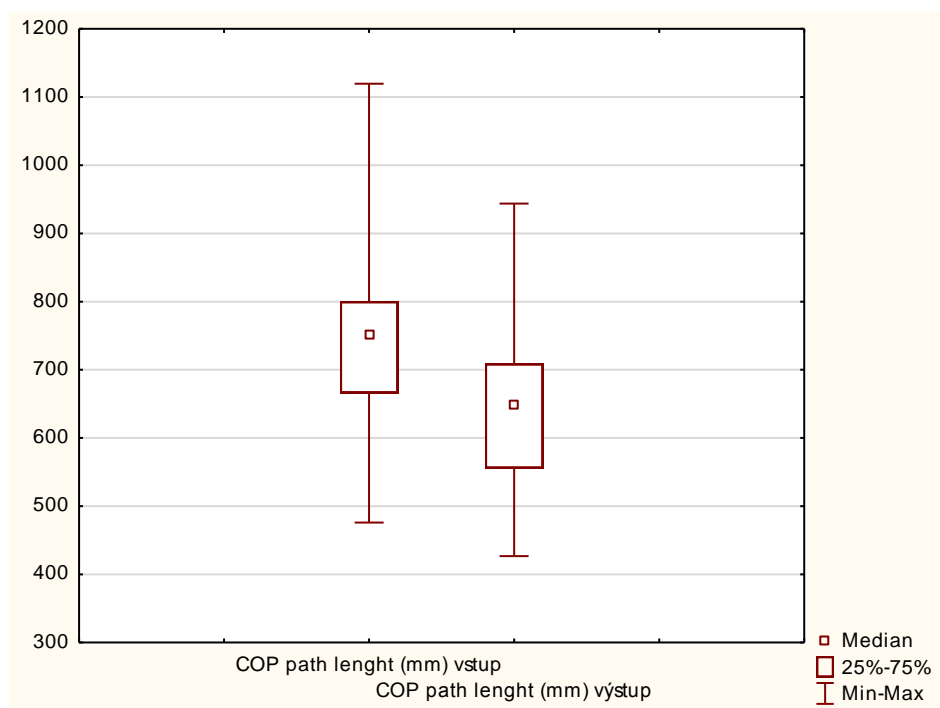
Pomocí Wilcoxonova párového testu byly u testu stoje na PDK se zavřenýma očima zjištěny statisticky významné hodnoty parametrů délky trajektorie COP a průměrná rychlost COP (tabulka 3, s. 42). Po terapii byly u probandů zjištěny signifikantně nižší hodnoty délky trajektorie COP ($p = 0,028$) a průměrné rychlosti COP ($p = 0,028$). Graficky byly signifikantně významné hodnoty zpracovány pomocí krabicového grafu (obrázek 10-11, s. 42-43)

V testu stoje na PDK se zavřenýma očima zamítáme nulovou hypotézu H_01 u zmíněných parametrů ve prospěch hypotézy alternativní H_A1 .

Tabulka 3 Hodnoty COP při stoji na PDK se zavřenými očima před a po terapii

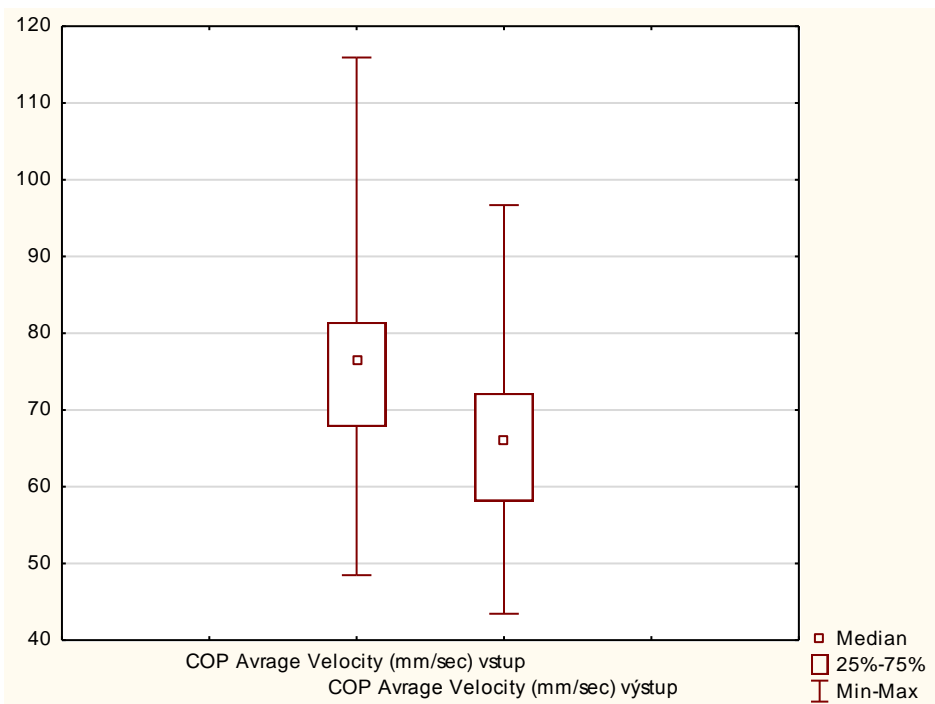
parametr	před terapií (n=10)				po terapii (n=10)				P
	průměr	min	max	SD	průměr	min	max	SD	
COP path lenght	761	476	1119,7	169,1	640,9	426,8	943,8	141,4	0,028
COP average velocity	77,7	48,5	115,9	17,7	65,5	43,5	96,7	14,5	0,028
SD osa X	156,4	118,2	177	17,7	151	104	185,6	24,6	0,575
SD osa Y	17,5	3,8	40	11	13,3	1,05	28,8	9,4	0,092

Legenda: PDK – pravá dolní končetina, min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, SD – směrodatná odchylka, COP path lenght – délka trajektorie COP, COP average velocity – průměrná rychlost COP, SD osa x – směrodatná odchylka COP na ose x, SD osa y – směrodatná odchylka COP na ose y



Obrázek 10 Krabicový graf signifikantně významného parametru délky trajektorie COP ve stoji na PDK se zavřenými očima před a po terapii

Legenda: min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, COP path lenght – délka trajektorie COP



Obrázek 11 Krabicový graf významného parametru průměrné rychlosti COP ve stoji na PDK se zavřenými očima před a po terapii

Legenda: min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, COP average velocity – průměrná rychlost COP, PDK – pravá dolní končetina

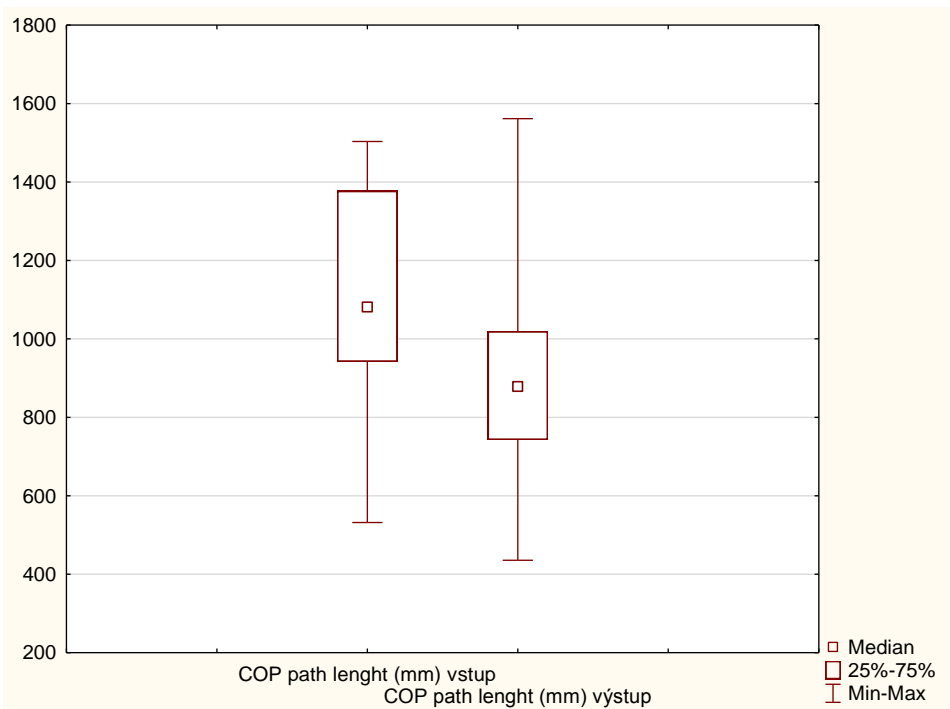
Pomocí Wilcoxonova párového testu byly u testu stoje na BP se zavřenými očima zjištěny statisticky významné hodnoty parametrů délky trajektorie COP a průměrná rychlost COP (tabulka 4, s. 44). Po terapii byly u probandů zjištěny významně nižší hodnoty délky trajektorie COP ($p = 0,028$) a průměrné rychlosti COP ($p = 0,028$). Graficky byly významné hodnoty zpracovány pomocí krabicového grafu (obrázek 12-13, s. 44-45)

V testu stoje na BP se zavřenými očima zamítáme nulovou hypotézu H_01 u zmíněných parametrů ve prospěch hypotézy alternativní H_A1 .

Tabulka 4 Hodnoty COP při stoji na balanční podložce se zavřenými očima před a po terapii

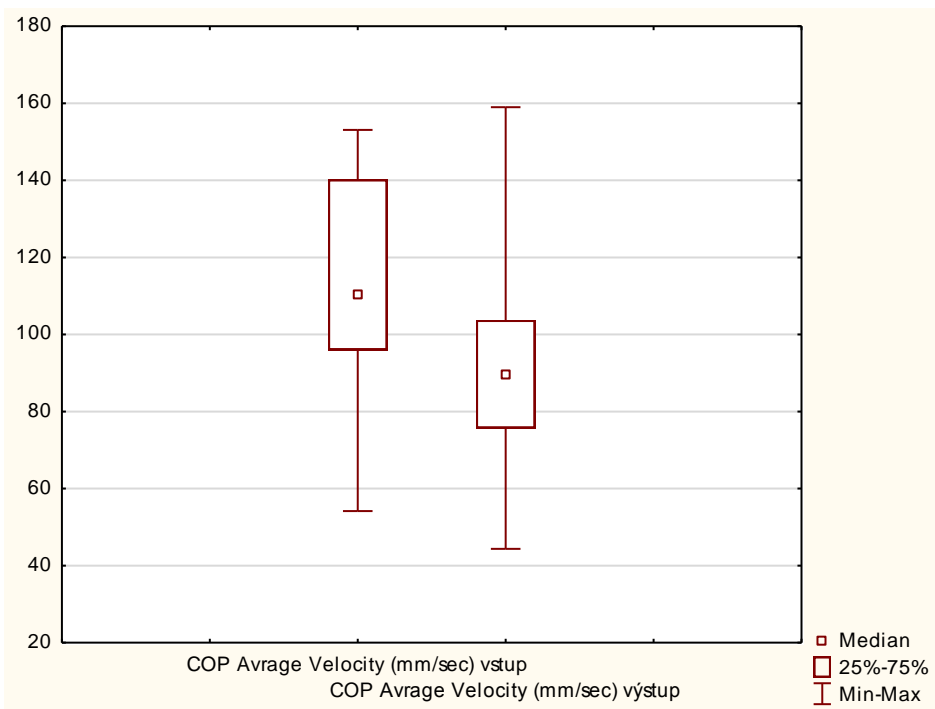
parametr	před terapií (n=10)				po terapii (n=10)				P
	průměr	min	max	SD	průměr	min	max	SD	
COP path lenght	1106,6	532	1503	317,4	945	435,8	1561,6	354,2	0,028
COP average velocity	112,6	54,2	159	32,3	96,3	44,4	159	36,2	0,028
SD osa X	27,1	9	49,1	11,7	19	7,2	34,8	9,7	0,169
SD osa Y	25,3	3,2	47,4	15,4	18,6	9,2	38,4	8,3	0,241

Legenda: min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, SD – směrodatná odchylka, COP path lenght – délka trajektorie COP, COP average velocity – průměrná rychlost COP, SD osa x – směrodatná odchylka COP na ose x, SD osa y – směrodatná odchylka COP na ose y



Obrázek 12 Krabicový graf signifikantně významného parametru délky trajektorie COP ve stoji na balanční podložce se zavřenými očima před a po terapii

Legenda: min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, COP path lenght – délka trajektorie COP



Obrázek 13 Krabicový graf signifikantně významného parametru průměrné rychlosti COP ve stoji na balanční podložce se zavřenými očima před a po terapii

Legenda: min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, COP average velocity – průměrná rychlost COP

Pro následující hypotézy se hodnotily parametry, které byly měřeny procentuálně. Aby bylo možno parametry statisticky vyhodnotit a porovnat, byla vypočítána absolutní hodnota rozdílu naměřené procentuální hodnoty zatížení od 50 % (ideální zatížení jedné DK v bipedálním stoji či ideální zatížení předonoží/zánoží u stojné/stojných DK/DKK). Byly měřeny hodnoty zatížení levé a pravé dolní končetiny při bipedálním stoji a u všech měřených testů byly měřeny hodnoty zatížení předonoží a zánoží na každé DK.

Tabulka 5 (s. 46) obsahuje absolutní hodnoty rozdílu naměřené procentuální hodnoty zatížení chodidla od ideálních 50 % zatížení. Znázorňuje parametry zatížení levého a pravého předonoží, levého a pravého zánoží a celkové zatížení levého a pravého chodidla. Hladina statistické významnosti byla stanovena na hodnotu 0,05.

H₀₂: Šestitýdenní terapie ve vývojových polohách nemá vliv na stranový rozdíl zatížení dolních končetin při bipedálním stoji u aktivních hráčů florbalu.

H_{A2}: Šestitýdenní terapie ve vývojových polohách má vliv na stranový rozdíl zatížení dolních končetin při bipedálním stoji u aktivních hráčů florbalu.

Pomocí Wilcoxonova párového testu nebyly zjištěny žádné statisticky významné hodnoty. Na základě výsledků není možné **H₀₂** zamítnout.

H₀₃: Šestitýdenní terapie ve vývojových polohách nemá vliv na předozadní rozdíl zatížení dolních končetin při bipedálním stoji u aktivních hráčů florbalu.

H_{A3}: Šestitýdenní terapie ve vývojových polohách má vliv na předozadní rozdíl zatížení dolních končetin při bipedálním stoji u aktivních hráčů florbalu.

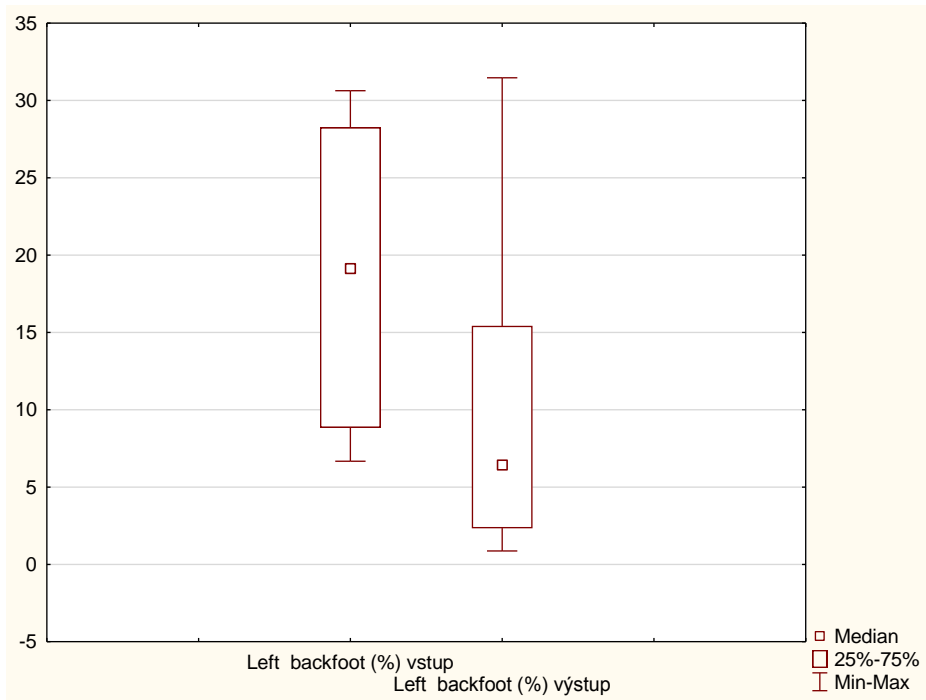
Pomocí Wilcoxonova párového testu byly u testu stoje na BP zjištěny statisticky významné hodnoty parametrů zatížení předonoží a zánoží na levé (LDK) i pravé dolní končetině (PDK) (tabulka 5). Po terapii byly u probandů zjištěny signifikantně nižší hodnoty odchylek od 50% zatížení předonoží/zánoží na LDK ($p = 0,046$) a PDK ($p = 0,013$). Graficky byly signifikantně významné hodnoty zpracovány pomocí krabicového grafu (obrázek 14-15, s. 47-48)

V testu stoje na BP zamítáme nulovou hypotézu **H₀₃** u zmíněných parametrů ve prospěch hypotézy alternativní **H_{A3}**.

Tabulka 5 Absolutní hodnoty rozdílu naměřených hodnot a 50 % u stoje na balanční podložce

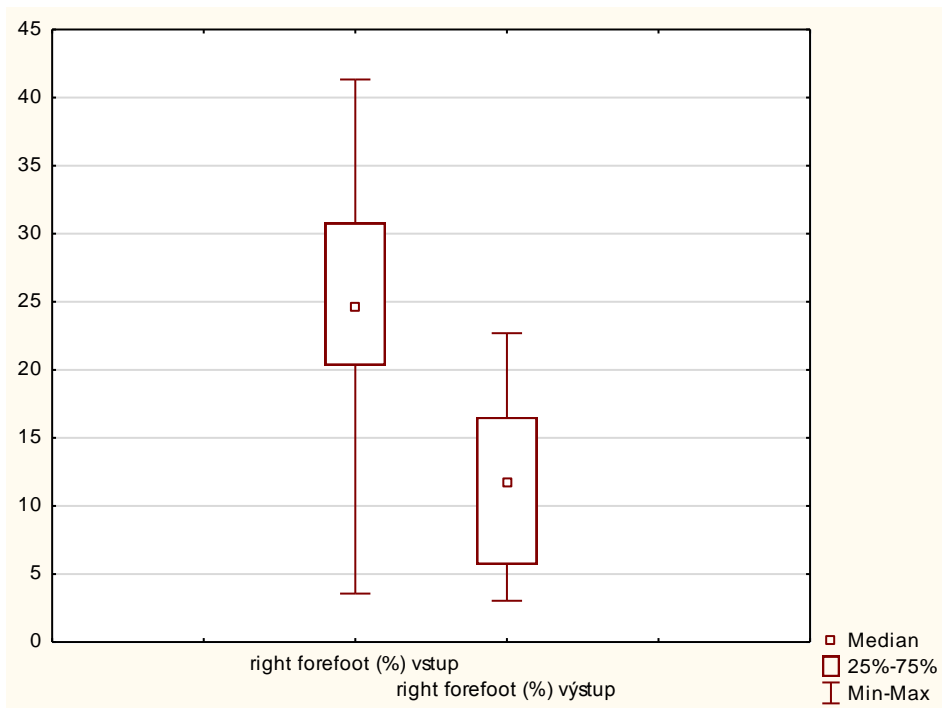
parametr	před terapií (n=10)				po terapii (n=10)				P
	průměr	min	max	SD	průměr	min	max	SD	
left ff	18,6	6,7	30,7	8,8	10	9,6	0,9	31,5	0,046
left bf	18,6	6,7	30,7	8,8	10	9,6	0,9	31,5	0,046
right ff	23,7	3,6	41,3	11	11,2	3	22,7	6,7	0,013
right bf	23,7	3,6	41,3	11	11,2	3	22,7	6,7	0,013
left total	8,48	0,2	13,6	4,2	10,2	0,1	33,1	10,2	0,646
right total	8,48	0,2	13,6	4,2	10,2	0,1	33,1	10,2	0,646

Legenda: min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, SD – směrodatná odchylka, left ff – levé předonoží, left bf – levé zánoží, right ff – pravé předonoží, right bf – pravé zánoží, left total – levá celkem, right total – pravá celkem



Obrázek 14 Krabicový graf signifikantně významného parametru absolutní hodnoty rozdílu zatížení předonoží a zánoží na LDK od 50 % ve stoji na balanční podložce před a po terapii

Legenda: min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, left backfoot – levé zánoží, LDK – levá dolní končetina



Obrázek 15 Krabicový graf signifikantně významného parametru absolutní hodnoty rozdílu zatížení předonoží a zánoží na PDK od 50 % ve stoji na balanční podložce před a po terapii

Legenda: min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, right forefoot – pravé zánoží, PDK – pravá dolní končetina

H₀4: Šestitýdenní terapie ve vývojových polohách nemá vliv na předozadní rozdíl zatížení dolních končetin při stoji na jedné dolní končetině u aktivních hráčů florbalu.

H_A4: Šestitýdenní terapie ve vývojových polohách má vliv na předozadní rozdíl zatížení dolních končetin při stoji na jedné dolní končetině u aktivních hráčů florbalu.

Pomocí Wilcoxonova párového testu nebyly zjištěny žádné statisticky významné hodnoty. Na základě výsledků není možné **H₀4** zamítnout.

5 Diskuze

Pozitivní vliv pohybové aktivity je nesčetněkrát prokázáný, zda je tomu tak i u vrcholového sportu je otázkou. Vysoká specializace na určitý sport vykonávaný pod sportovním klubem již od mladého věku zvyšuje počet úrazů oproti sportovcům, kteří nejsou členy sportovního klubu (Ristolainen et al., 2019, s. 21). Vědecké práce zabývající se prevencí v rámci sportu se v posledních letech objevují čím dál častěji a pozitivní vliv preventivních programů je bez diskuze. Problémem je však zařazení do tréninkových jednotek jednotlivých klubů a absence studií, které by se zabývaly vznikem úrazů z multifaktoriálního hlediska, tedy z pohledu biomechaniky, kliniky a tréninkového zatížení (Desai et al., 2018, s. 1-2). Důraz na trénink, který cíleně zvyšuje výkonnost sportovce, stále převyšuje nad tréninkem, který by se zabýval prevencí zranění a kompenzací vzniklých dysbalancí (O'Brien et al., 2019, s. 77). Leppänen et al. (2017, s. 847-856) zkoumali výskyt a rizikové faktory zranění z přetížení u mladých hráčů florbalu a basketbalu ve Finsku. Během tří let se tato zranění vyskytla téměř u 54 % hráčů a týkalo se především kolenních kloubů a bederní části zad. Výzkum potvrzuje dřívější studii, která na základě dotazníku u vrcholových sportovců zjistila u florbalistů také nejčastější zranění z přetížení v oblasti kolene a bederní části zad a to u 56 % hráčů (Clarsen et al., 2015, s. 323). Tranaeus, Götesson et Werner (2016, s. 224-230) zjišťovali typ poranění u Švédských elitních florbalistů. Rok sledovali 12 florbalových týmů a zaznamenávali typy zranění u hráčů. Rozdělovali je do skupin traumatické poranění a poranění z přetížení. Z 238 hráčů bylo zraněno 34 již před začátkem sezóny a 101 během sezóny. Počet zranění bylo celkem 186, což je 0,8 zranění na hráče. Opět nejčastější zranění z přetížení bylo u mužů v oblasti beder. Studie nevyhodnocovala poměr traumatického zranění a zranění z přetížení, avšak tyto výsledky studií mohou poukazovat na insuficienci HSS u hráčů a tím zvýšené riziko úrazu.

Roussel et al. (2009, s. 1066-1037) ve své studii popisují schopnost duální funkce bránice, respirační a stabilizační, u zdravých jedinců a zároveň zkoumají, zda je tomu tak i u pacientů s diagnózou LBP. Cílem práce bylo zhodnotit dechový vzor u pacientů s LBP a u zdravých pacientů při spontánním dýchání a při hlubokém dýchání. Obě modifikace dechu se prováděly vleže na zádech a ve stoji. Vleže na zádech probandi dále prováděli abdukci v kyčelním kloubu, abdukovaná DK byla při cviku flektovaná v kolenním a kyčelním kloubu a chodidlo bylo opřené o podložku. Dalším cvikem byla flexe v kyčelním kloubu s nataženou DK. Tyto testy se prováděly z důvodu ztížení stabilizačních nároků na bederní páteř a ztížení motorické kontroly v lumbopelvicke oblasti. Domněnka byla, že u zdravých jedinců nedejde

při testování ke změně dechového vzoru a zároveň dokáží lépe oddělit hybnost kyčelních kloubů a bederní páteře. Měření bylo prováděno pomocí biofeedback tlakového zařízení, které bylo upevněno na bedra testovaného a pomocí aspekce dechového vzoru. Signifikantní změny mezi pacienty a kontrolní skupinou byly již při hlubokém dýchání v poloze na zádech. Při situacích vyžadujících větší motorickou kontrolu a stabilizaci se projevíly změny v dechovém vzoru u skupiny pacientů, a to při aspekčním vyšetření i ve změně tlaku na tlakovém zařízení. Tyto změny signifikantně nastaly u pozice, kdy probandi prováděli abdukci v kyčelním kloubu na pravé dolní končetině, u levé dolní končetiny jsou výsledky velmi blízko k signifikantní hodnotě. Z výsledků autoři zjistili, že u pacientů s LBP při posturálně náročnější aktivitě dochází ke změně dechového vzoru a bederní páteř není stabilní, ale zmiňují nutnost využití EMG záznamu z bránice pro verifikaci jejich práce. Výzkum do naší diplomové práce měl sice velmi odlišnou metodiku než popsaný výzkum, ale vycházel ze studií zabývajících se zraněním ve florbalu, které potvrdily u hráčů vyšší výskyt bolestí v oblasti bederní páteře, a tedy poukázaly na možnost insuficience duální funkce bránice. Po šestitýdenní aktivaci duální funkce bránice terapií ve vývojových polohách se signifikantně zvýšila posturální stabilita u čtyř testů z deseti. Dalo by se tedy předpokládat, že po terapii může být snížený výskyt bolestí v oblasti bederní páteře u hráčů florbalu.

Výzkum, který se svojí metodikou více podobá výzkumu pro tuto diplomovou práci a zabývá se taktéž důležitostmi bránice a její funkcí v HSS je od autorů Stephense et al. (2017, s. 169-175). Ti se zaměřili na trénink správného bráničního dýchání a jeho vlivu na posturální stabilitu, jak statickou tak dynamickou. Během osmi týdnů provádělo 13 probandů pětkrát týdně dané cviky, které zahrnovaly brániční dýchání vleže na zádech s flexí v kolenních kloubech, v pozici třetího měsíce na zádech i na břiše, vsedě a vsedě s odporem therabandu okolo dolních žeber. Pro měření posturální stability byla využita modifikovaná škála *Balance Error Scoring System*, která hodnotila stoj na obou dolních končetinách, stoj na nedominantní dolní končetině a tandemový stoj s nedominantní dolní končetinou vpřed. Všechny tyto testy byly prováděny se zavřenýma očima po dobu 20 s. Po tuto dobu se zaznamenávaly chyby, mezi které patřilo otevření očí, zvednutí rukou, změna postoje a pád. Dynamická stabilita byla měřena pomocí přístroje OptoGait. Testovaný prováděl chůzi na místě po dobu 40 s, nejdříve s otevřenýma, poté se zavřenýma očima. Přístroj měřil vychýlení trupu, dobu kontaktu chodidla s podložkou a stranové rozdíly. Poslední měření bylo zaměřeno na posturu a funkční pohyby dle Leibensona, ve kterém je zahrnuto hodnocení bráničního dýchání v poloze třetího měsíce na zádech. Hodnocení bráničního dýchání bylo za pomoci škály od nuly do tří. Nula představovala nemožnost provedení testu z důvodu bolesti, jednička nemožnost provedení

testu správně, při hodnocení dvojkou proband byl schopný test provést, ale s určitými kompenzačními mechanismy a trojka vyjadřovala provedení testu zcela správně. Po osmi týdnech tréninku se signifikantně zlepšilo brániční dýchání a došlo ke snížení počtu chyb při stoji na nedominantní končetině a při tandemovém stoji. Dynamická rovnováha se nijak výrazně nezměnila. V porovnání s výzkumem v naší diplomové práci je terapeutická intervence velmi podobná, ale trvala déle a byla intenzivnější. Je tedy otázkou, zda při delší terapeutické intervenci by nebyly výsledky signifikantně významné u více testů. Je však očividné, že u obou výzkumů se posturální stabilita zlepšila a terapie zaměřená na navození správného bráničního dýchání má efekt na posturální stabilitu.

5.1 Diskuze ke konceptu dynamická neuromuskulární stabilizace

Pro terapeutickou intervenci ve výzkumu byl zvolen koncept DNS, který dle výzkumů má pozitivní vliv na posturální stabilitu a to nejen u sportovců. Son et al. (2017, s. 739-746) zkoumali efekt DNS u pacientů s DMO. Šestnáct dospělých probandů se účastnilo DNS terapie třikrát týdně po dobu čtyř týdnů. V terapii byla využita stimulace reflexních zón, brániční dýchání vleže na zádech a poloha třetího měsíce vleže na zádech s dynamikou dolních končetin. Individuálně byl pak probandům přidán manuální odpor. Výzkum hodnotil míru spasticity dle modifikované Ashwortovy škály, vyšetření změny hrubé motoriky, především chůze dle testu *Gross Motor Function Measure* (GMFM) a zapojení svalů HSS, které se hodnotilo pomocí ultrazvukové zobrazovací metody v oblasti bránice a EMG signálů z mm. obliqui externi et interni abdominis a m. transversus abdominis. Pro význam této práce budou dále popsány výsledky z GMFM ultrazvuku a EMG. Hlavním hodnotícím prvkem u GMFM je chůze, která není proveditelná bez dobré posturální kontroly. Díky terapii se statisticky signifikantně zlepšily výsledky z tohoto testování. U ultrazvukového vyšetření se měřily pohyby bránice, přesněji pohyby apexu bránice při dýchání. Po terapii se pohyby bránice statisticky signifikantně zvýšily, což poukazuje na lepší zapojení bránice do dechové funkce. Stejně tak i aktivita v m. obliquus internus abdominis a m. transversus abdominis byla po terapeutické intervenci signifikantně vyšší. Terapeutická intervence zde byla o dva týdny kratší než u výzkumu pro naši práci a přesto došlo k signifikantnímu zlepšení v oblasti HSS. Rozmanitost skupiny probandů u výzkumu autorů Son et al. a výzkumu pro tuto práci poukazuje na široké spektrum využití konceptu DNS s pozitivními výsledky na posturální stabilitu člověka.

Studii, která je svým vzorkem probandů více podobná studii v této diplomové práci a využívala k terapii koncept DNS zpracovali Kobesová et al. (2014, s. 21-31). Dvacet

zdravých probandů bylo rozděleno do dvou skupin. První skupina se podrobila pětikrát týdně po dobu šesti týdnů terapii metodou DNS, druhá skupina byla skupinou kontrolní. Za pomoci digitálního dynamometru byla měřena maximální síla válcového úchopu v neutrální pozici, pronaci a supinaci a úchop špetkou v neutrální pozici. Měření probíhalo v předem definovaném sedu u všech probandů stejně, nejdříve byla měřena dominantní ruka, poté nedominantní. Výzkum zkoumal, zda se po terapii svalová síla zvýší oproti kontrolní skupině či nikoliv. Do terapie byly zařazeny čtyři cviky a jedna terapeutická jednotka trvala 25-30 min. Změna svalové síly byla u první skupiny ve všech měření signifikantně vyšší než u kontrolní skupiny. Největší rozdíl byl při válcovém úchopu v neutrální pozici. Zaměření výsledků v této studii bylo oproti studii v naší diplomové práci sice odlišné, ale na základě znalostí shrnutých v teoretické části práce, lze odvodit, že má-li terapie pozitivní vliv na zvýšení svalové síly ve svalech ruky, je to díky zajištění stabilního trupu, tedy správně fungujícího HSS.

Vzhledem k tomu, že koncept je novodobý a propojení rehabilitace s prevencí ve sportu nemá také sáhodlouhou historii, téměř neexistují studie, které by se zabývaly propojením určitého sportu a metody DNS. V dohledatelném výzkumu od autorů Davidek, Andel et Kobesová (2018, s. 15-27) byl koncept DNS propojen s kayakingem. Ve výzkumu se zabývali změnou maximální síly pádlování a subjektivními pocity bolesti v oblasti ramenního kloubu po DNS terapii, která byla součástí tréninku. Srovnávali intervenční skupinu, která po dobu šesti týdnů, vždy po tréninku (5x týdně), cvičila vybrané cviky z DNS, se skupinou kontrolní. Měření probíhalo pomocí kajakového ergometru, který dokáže změřit maximální sílu pádlování. V rámci terapie probandi cvičili čtyři cviky, cvičení trvalo 20-30 min. Měřená maximální síla pádlování byla při závěrečném měření u intervenční skupiny signifikantně vyšší. Subjektivní pocit bolesti se signifikantně snížil u obou skupin v porovnání se vstupními a výstupními testy. To mohlo být způsobeno ukončením sezóny na začátku výzkumu, tedy snížením zátěže na ramenní kloub po dobu výzkumu. Stejně jako u předchozího výzkumu, cíl výzkumu nebyl zaměřen na posturální stabilitu, ale vzhledem k výsledkům a teoretickým znalostem se dá předpokládat, že šestitýdenní terapie konceptem DNS má vliv na posturální stabilitu, díky které se následně zvýší efektivnost práce končetin.

DNS je koncept, který je založený na neurofyziologickém podkladě. Jelikož je to koncept nový, a proto zatím nejsou dohledatelné studie, které by systematicky shrnovali účinnost jednotlivých parametrů terapie, jako je délka terapie, délka jedné intervence, počet terapií během týdne, apod. byl výzkum diskutován se systematickým přehledem autorů Brachman et al. (2017, s. 45-59), kteří zpracovali 2395 článků z období od roku 2000 do roku

2016 zabývajících se obecně tréninkem na neurofyziologickém podkladě. Pouze 50 z nich splňovalo jejich kritéria. Většina studií se zabývala kolektivními sporty, výsledky tedy jsou přínosem i pro tuto práci. Cílem jejich práce bylo stanovit kritéria pro efektivní trénink na neurofyziologickém podkladě, který bude mít vliv na zlepšení rovnováhy, motorické kontroly a zvýšení prevence zranění. Většina studií měla výsledky, které potvrzují efektivnost tohoto tréninku. Na základě informací z těchto studií, jako je délka výzkumu, doba trvání jedné tréninkové intervence a frekvence intervencí, autoři uvádí, že délka jedné intervence může být různorodá od 10 minut po 50 minut. Nejefektivnější dobu trvání výzkumu uvádí osm týdnů, s frekvencí jednotlivé intervence dvakrát týdně. Výzkum pro tuto diplomovou práci měl sice kratší trvání, než je doporučení, které vychází ze systematického přehledu, a to z důvodu ročního tréninkového plánu klubu, což mohlo způsobit snížení efektivity terapie. Určitou kompenzaci mohlo přinést navýšení počtu terapeutických jednotek během týdne ze dvou doporučených na tři. Je důležité přemýšlet nad tím, zda je více terapeutických jednotek opravdu přínosem a nebude to naopak pro probanda příliš zatěžující. Avšak vzhledem ke dvěma výše zmíněným studiím, které využily koncept DNS po dobu šesti týdnů u zdravých či sportujících jedinců, kde byla četnost terapeutických intervencí 5x týdně, není v našem případě pochyb o pozitivním vlivu navýšení jednotlivých terapeutických jednotek. Časový limit jednotlivých terapií v systematickém přehledu má široké rozpětí, výzkum pro tuto práci se časem terapie blížil spíše ke spodní hranici, opět z důvodu nenarušení tréninkového plánu klubu.

5.2 Diskuze k parametrům center of pressure

Pro tuto diplomovou práci byla zvolena metoda měření posturální stability za pomoci stabilografické plošiny, která snímala hodnoty COP a tlakové zatížení nohou. Matsuda, Demura et Uchiyama (2008, s. 775-779) sledovali u sportovců z různých sportovních odvětví a u nespportovců výchylky COP v závislosti na dominantní dolní končetině. Dominantní končetina byla definována jako končetina, kterou proband preferuje při kopu do míče. Ve výzkumu pro naši diplomovou práci uvedli všichni hráči jako svoji dominantní dolní končetinu pravou dolní končetinou. Zároveň byly signifikantně významné změny při testech stoje na jedné dolní končetině pouze na končetině pravé (tabulka 6 a 7, s. 54-55). Matsuda, Demura et Uchiyama měřili čtyřicet mužů, kteří byli dle zaměření rozděleni do čtyř skupin, a to do skupiny plavců, fotbalistů, basketbalistů a nespportovců. Zkoumali výchylky COP při stoji na jedné dolní končetině po dobu 60 s a nepotvrdili statisticky významnou změnu hodnot COP mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. Podobný výzkum provedl i kolektiv

autorů z Itálie. Barone et al. (2010, s. 1-6) opět zkoumali hodnoty COP u čtyř různých skupin, z toho tři skupiny byly se sportovním zaměřením (fotbal, basketbal a windsurfing) a čtvrtá skupina zahrnovala probandy, kteří mají sedavý styl života. Významným rozdílem oproti výzkumu Matsuda, Demura et Uchiyama byla délka měření. Nyní na tlakové plošině autoři měřili stoj na jedné dolní končetině pouze po dobu 5 s, což je více podobné výzkumu pro tuto diplomovou práci. Ze zjištěných hodnot délky trajektorie COP a průměrné rychlosti COP se signifikantní významností potvrdila vyšší posturální stabilita na nedominantní dolní končetině pouze u hráčů fotbalu. Autoři dané výsledky vysvětlují charakteristikou sportu, kdy pouze u fotbalu je nutná výborná posturální stabilita na jedné dolní končetině, aby bylo možné kvalitně odehrát míč. U probandů pro výzkum k diplomové práci byla však lepší dominantní dolní končetině. Výsledek může být opačný právě ze zmíněného důvodu charakteristiky sportu. 70 % hráčů uvedlo, že hraje s hokejkou na levou stranu a tedy při střelbě zatíží více pravou dolní končetinu, která poté řeší posturální stabilitu.

Tabulka 6 Hodnoty COP při stoji na PDK před a po terapii

parametr	před terapií (n=10)				po terapii (n=10)				P
	průměr	Min	Max	SD	průměr	min	max	SD	
COP path lenght	229,9	161,4	348,3	58,7	219,1	93,7	349,9	76,4	0,241
COP average velocity	23,4	16,4	35,5	6	22,3	9,6	35,7	7,8	0,241
SD osa X	149	103,2	182	26,5	138,4	86,7	185,4	37,9	0,168
SD osa Y	19,4	8,5	43,3	10,5	12,3	5,2	30	7,3	0,017

Legenda: PDK – pravá dolní končetina. min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, SD – směrodatná odchylka, COP path lenght – délka trajektorie COP, COP average velocity – průměrná rychlost COP, SD osa x – směrodatná odchylka COP na ose x, SD osa y – směrodatná odchylka COP na ose y

Tabulka 7 Hodnoty COP při stojí na PDK se zavřenýma očima před a po terapii

parametr	před terapií (n=10)				po terapii (n=10)				P
	průměr	Min	max	SD	průměr	min	max	SD	
COP path length	761	476	1119,7	169,1	640,9	426,8	943,8	141,4	0,028
COP average velocity	77,7	48,5	115,9	17,7	65,5	43,5	96,7	14,5	0,028
SD osa X	156,4	118,2	177	17,7	151	104	185,6	24,6	0,575
SD osa Y	17,5	3,8	40	11	13,3	1,05	28,8	9,4	0,092

Legenda: PDK – pravá dolní končetina, min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, SD – směrodatná odchylka, COP path length – délka trajektorie COP, COP average velocity – průměrná rychlost COP, SD osa x – směrodatná odchylka COP na ose x, SD osa y – směrodatná odchylka COP na ose y

Výzkum pro naši diplomovou práci vztahoval hodnoty COP k účinnosti terapie ve vývojových polohách, která měla za cíl zlepšit posturální stabilitu. Vlivem terapie HSS na změny hodnot COP se zabývalo několik studií. Studie autorů Szafraniec, Barańska et Kuczyński (2018, s. 145-150) zkoumala náhlý vliv terapie na změny COP a to před terapií, minutu po terapii, 30 minut po terapii a 24 hodin po terapii. Šestnáct žen se zúčastnilo tohoto výzkumu. Terapeutická jednotka se skládala z patnácti cvičení, mezi cviky se objevovaly i cviky vycházející z konceptu DNS a trvala 40 min. Měřena byla pouze jedna posturální situace a to stoj na balanční podložce se zavřenýma očima, měření na tlakové plošině trvalo 20 s. Studie potvrdila domněnku okamžitého pozitivního vlivu terapie na zlepšení HSS. Při porovnání měření před terapií s měřeními po terapii v různém časovém horizontu došlo ke snížení amplitudy a rychlosti COP výchylek. Pozitivní vliv se projevil i na výchylkách ve frontální rovině, které se po terapii snížily. Tato studie poukazuje na efektivnost terapie zaměřené na HSS v krátkodobém horizontu a může být dalším vodítkem při sestavování preventivního programu či předzápasové přípravy sportovců. Porovná-li se odpovídající měření pro tuto diplomovou práci, tedy stoj a balanční podložce se zavřenýma očima s touto studií, najdeme určité shody. Přesněji ve snížení průměrné rychlosti výchylek COP. I výchylky COP ve frontální rovině se po terapii snížily, ale bez statisticky významné signifikance (tabulka 8, s. 56), což může být způsobeno kratší dobou měření na talové plošině a menším počtem probandů. Díky této studii je nutné si uvědomit, že terapie má okamžitý vliv na posturální stabilitu probanda a je-li cílem zjištění efektu dlouhodobé terapie, mělo by se kontrolní měření dělat po více jak 24 hodinách od poslední terapie.

Tabulka 8 Hodnoty COP při stoji na balanční podložce se zavřenými očima před a po terapii

parametr	před terapií (n=10)				po terapii (n=10)				P
	průměr	min	max	SD	průměr	min	max	SD	
COP path length	1106,6	532	1503	317,4	945	435,8	1561,6	354,2	0,028
COP average velocity	112,6	54,2	159	32,3	96,3	44,4	159	36,2	0,028
SD osa X	27,1	9	49,1	11,7	19	7,2	34,8	9,7	0,169
SD osa Y	25,3	3,2	47,4	15,4	18,6	9,2	38,4	8,3	0,241

Legenda: min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, SD – směrodatná odchylka, COP path length – délka trajektorie COP, COP average velocity – průměrná rychlost COP, SD osa x – směrodatná odchylka COP na ose x, SD osa y – směrodatná odchylka COP na ose y

Zajímavý výzkum, který se zabýval vlivem terapie na zlepšení práce HSS a posturální stabilitou měřenou pomocí zjišťování odchylek COP měřených na stabilografické plošině provedli autoři Hsu et al. (2018, s. 1014-1018). V námi dohledaných studiích to byla jediná studie, která výchylky COP neměřila při různých modifikacích stoje ale v sedu bez opory chodidel. Probandi této studie byli rozděleni do dvou skupin. První skupina se podrobila čtyřtýdenní terapeutické intervenci, druhá skupina byla skupinou kontrolní. Terapeutická intervence zahrnovala cviky na zlepšení funkce m. transversus abdominis, mm. multifidi, bránice a svalů pánevního dna. Testovali čtyři situace: klidný sed, zvedání 5kg činky vsedě, test funkčního dosahu vsedě a nečekané vychýlení zevní silou. Ačkoliv byl výzkum zajímavě pojat, bohužel nepřinesl příliš signifikantně významných výsledků. Signifikantně významná bylo pouze zkrácení trajektorie COP po terapii při čtvrtém testu. Autoři uvádí možnou příčinu neprůkaznosti výsledků z důvodu malého počtu probandů, nízké frekvence terapeutických intervencí, délky výzkumu a vybraného vzorku probandů, který se skládal ze sportujících studentů a je tedy možné, že dané zatížení pro ně nebylo terapeuticky významné. Pro výzkum naší diplomové práce je však údaj, který byl signifikantně významný v této studii důležitý. Jelikož při florbalovém utkání dochází k nečekaným nárazům, terapie zaměřená na HSS může dopomoc k lepšímu zvládnutí vzájemných soubojů, snížit riziko úrazu a zvýšit úspěšnost ve hře.

Výsledky výzkumu naší diplomové práce potvrzují výsledky studie autorů Sarker, Sethi et Mohanty (2019, s. 1-5). Ve studii autoři měřili vliv terapie na posturální výchylky COP. Terapie byla zaměřená na zlepšení funkce HSS. Autoři ve své studii uvádí pouze celkovou

hodnotu všech výchylek COP, oproti naší studii, která rozeznává zvláště výchylky na ose x a y a celkovou trajektorii COP. Sarker, Sethi et Mohanty ve své studii rozdělili stejnoměrně devadesát probandů do tří skupin. První skupina se v rámci terapie podrobila spinální manipulaci, druhá skupina měla terapii zaměřenou na aktivaci HSS a třetí skupina byla skupinou kontrolní. V rámci zaměření diplomové práce jsou dále shrnuty výsledky druhé skupiny v porovnání se skupinou kontrolní. Intervenční skupina se účastnila každý den po dobu čtyř týdnů terapie. Proběhlo vstupní měření, po dvou týdnech kontrolní měření a po čtyřech týdnech výstupní měření. V porovnání s kontrolní skupinou byly výsledky již po dvou týdnech signifikantně významné, po čtyřech týdnech se signifikance zopakovala. Výzkum pro tuto diplomovou práci trval šest týdnů a jsou-li vzaty v úvahu ty posturální situace, které se vyskytují i v porovnávané studii, projevila se signifikance pouze u stoje (tabulka 9). U stoje se zavřenýma očima nebyla žádná hodnota signifikantní, avšak tři průměrné hodnoty vystihující změny COP se snížily, což značí lepší posturální kontrolu (tabulka 10, s. 58).

Tabulka 9 Hodnoty COP při stoji před a po terapii

parametr	před terapií (n=10)				po terapii (n=10)				P
	průměr	min	max	SD	průměr	min	max	SD	
COP path length	108,4	74,8	147,2	24,5	75,7	44	101,8	21,7	0,005
COP average velocity	11	7,6	15	2,5	7,7	4,5	10,4	2,2	0,009
SD osa X	16,3	6,1	36,4	9,7	17,2	8	31,4	8,6	0,721
SD osa Y	29,1	7,9	51,5	13,4	20,7	7	36,4	9,5	0,036

Legenda: min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, SD – směrodatná odchylka, COP path length – délka trajektorie COP, COP average velocity – průměrná rychlost COP, SD osa x – směrodatná odchylka COP na ose x, SD osa y – směrodatná odchylka COP na ose y

Tabulka 10 Hodnoty COP při stoji se zavřenými očima před a po terapii

parametr	před terapií (n=10)				po terapii (n=10)				P
	průměr	min	max	SD	průměr	min	max	SD	
COP path length	118,3	57,8	213,4	47,1	105,1	64	166,4	33,1	0,203
COP average velocity	12,1	5,9	21,8	4,8	10,7	6,5	16,9	3,4	0,169
SD osa X	11,5	4,1	25,6	7,7	17,7	4,7	36,6	11,6	0,092
SD osa Y	20,9	5,1	48,3	14,6	17,4	5,5	37,8	10,9	0,445

Legenda: min – minimální hodnota, max – maximální hodnota, SD – směrodatná odchylka, COP path length – délka trajektorie COP, COP average velocity – průměrná rychlost COP, SD osa x – směrodatná odchylka COP na ose x, SD osa y – směrodatná odchylka COP na ose y

Autoři Zech et al. (2013, s. 395-405) zjišťovali vliv neuromuskulárního tréninku na hodnoty COP u hráčů pozemního hokeje. V této práci jej zmiňujeme z důvodu, že v rámci neuromuskulární intervence byly zařazeny cviky na aktivizaci HSS. Třicet probandů bylo rozděleno stejnoměrně do dvou skupin. První skupina se podrobila tréninku, druhá skupina byla kontrolní. Intervence trvala deset týdnů. První skupina dvakrát týdně absolvovala neuromuskulární trénink, který trval 20 minut. Bylo provedeno vstupní měření, kontrolní měření po třech a šesti týdnech a výstupní měření. Posturální stabilita byla měřena pomocí testů *Star excursion balance test (SEBT)*, *Balance error scoring system (BESS)*, *Jump-landing time to stabilization (TTS)* a pomocí odchylek COP. Signifikantně významné vyšly pouze hodnoty TTS testu, a to u obou skupin. Intervenční skupina měla při výstupním měření signifikantně významné zlepšení v testu BESS oproti skupině kontrolní. COP hodnoty byly měřeny při stoji na jedné dolní končetině s otevřenými očima a nebyla zjištěna žádná signifikantně významná změna hodnot. Ve výzkumu pro tuto diplomovou práci se objevily pouze dvě signifikantně významné změny hodnot před a po terapii při stoji na jedné dolní končetině a při těžších posturálních situacích jako je stoj na jedné dolní končetině se zavřenými očima či stoj na jedné dolní končetině na balanční podložce. Je tedy možné, že intervence byly pro zlepšení posturální stability v těžších posturálních situacích nedostačující, ať už objemem v jedné terapeutické jednotce či délkou celé intervence.

5.3 Diskuze k parametrům zatížení chodidla

Čumpelík et al. (2006, s. 62-70) poukazují ve své studii na vliv správného postavení a zapojení chodidla na funkci bránice a tedy i ovlivnění HSS, které dále působí na posturální

stabilitu. Ve výzkumu pro tuto práci z tohoto důvodu byla porovnáována data zatížení chodidel. Při bipedálním stoji byl sledován rozdíl mezi pravou a levou dolní končetinou a mezi předonožím a zánožím každé končetiny. U stoje na jedné DK byl sledován pouze rozdíl mezi předonožím a zánožím.

Stranový rozdíl zatížení dolních končetin při vzpřímeném stoji na pevné podložce je do 5% fyziologický (Dvořák et al., 2000, s. 102-105). U probandů pro výzkum k diplomové práci byl rozdíl u vzpřímeného stoje i u vzpřímeného stoje se zavřenými očima nižší než 5 % a tudíž se neočekávala změna tohoto parametru po terapii a ke změně při výstupním měření nedošlo. U vzpřímeného stoje na balanční podložce, s otevřenými i zavřenými očima byl rozdíl již vyšší. Rozdíl se pohyboval od 8,4 % do 10,2 % ale stále je nižší než hodnoty ve studii autorů Marenčákové et al. (2018, s. 1-12), kteří hodnotili rozdíl stranového zatížení dolních končetin u mladých hráčů fotbalu po dobu tří let. Zároveň hodnotí i trajektorii COP ve vzpřímeném stoji a ve stoji na jedné dolní končetině. Dominance dolní končetiny byla posuzována stejně jako ve výzkumech autorů Matsuda, Demura et Uchiyama (2008, s. 775-779). Třicet pět mladých fotbalistů v průměrném věku 15,5 let bylo měřeno po dobu tří let. Měření proběhlo vždy před sezónou. Byla využita tlaková plošina, která zaznamenávala pohyby COP a rozložení váhy na dolních končetinách. Probandi byli měřeni na tlakové plošině 30s, při každém měření byly měřeny tři pokusy, které se průměrovaly. Rozdíl v zatížení dolních končetin se v rozmezí tří let pohyboval od 12,2 % do 15,2 % s větší vahou na nedominantní dolní končetině při vzpřímeném stoji na pevné podložce. Autoři tento vyšší rozdíl přisuzují výrazné dominanci jedné dolní končetiny, která je u asymetrických sportů, jako je fotbal typická. Rozdíl v zatížení u probandů pro náš výzkum může být zkreslen kratší dobou měření, proto i hodnoty COP nelze porovnávat. U probandů výzkumu pro diplomovou práci se po terapii symetričnost zatížení při stoji na balanční podložce signifikantně nezměnila. V porovnání s výsledky popisované studie probandi pro náš výzkum měli asymetrii i při těžších posturálních situacích menší, což naznačuje, že odchylka není příliš závažná a je tedy možné, že by bylo zapotřebí delší a důkladnější terapie s větším počtem probandů k dosažení výraznějších změn. Shodné je váhově větší zatížení nedominantní dolní končetiny.

Studie hodnotící vliv míry zatížení předonoží a zánoží na posturální stabilitu nebyla námi dohledána. Zajímavý výzkum však publikovali autoři Souza et al. (2014, s. 407-415). Ti hodnotili rozdíl zatížení předonoží a zánoží pomocí tlakové plošiny a zakřivení posturálních křivek pomocí fotogrammetrie u pacientů s bolestí v oblasti temporomandibulárního kloubu (TMK) a kontrolní skupinou. Tato studie je pro výzkum naší

diplomové práce zajímavá, protože vědci zjistili fotogrammetrií, že pacienti s bolestmi v oblasti TMK mají signifikantně větší cervikální lordózu, což nasvědčuje předsunutému držení hlavy a s tím zřetěžené problémy, které mohou mít vliv i na zapojení bránice do posturální stability. Zároveň výsledky z tlakové plošiny ukázaly signifikantně vyšší zatížení zánoží u pacientů v porovnání s kontrolní skupinou. Rozdíl v zatížení předonoží a zánoží byl u pacientů 13,1 %, u kontrolní skupiny 10,1 %. Ve výzkumu pro naši diplomovou práci rozdíl 10,1 % mezi zatížením předonoží a zánoží byl u testu stoje na balanční podložce, kde před terapií byl na levé dolní končetině 18,6 % a po terapii se signifikantně snížil na 10 % ($p = 0,046$) a na pravé dolní končetině byl rozdíl dokonce 23,7 % a signifikantně se snížil po terapii na 11,2 % ($p = 0,013$). Při testu stoje na balanční podložce se zavřenýma očima byl před terapií rozdíl na levé dolní končetině 14,6 %, po terapii se rozdíl snížil, ale ne signifikantně významně na 11,3 %. Na pravé dolní končetině byl před terapií rozdíl 18,6 % a po terapii 15,7 %, což také není snížení signifikantně významné. Při stoji na pravé dolní končetině na balanční podložce se rozdíl snížil bez signifikantní významnosti z 14,3 % na 8,8 %. Z vypsanych výsledků je vidět, že po aktivaci bránice v její správné dechové a posturální funkci dojde v testech, kde je rozdíl zatížení předonoží a zánoží před terapií výrazný, k úpravě. Je možné, že při větším vzorku probandů by bylo více hodnot dosahovalo hladiny statistické významnosti.

5.4 Limity výzkumu

Již v počátku vzniku výzkumu pro diplomovou práci jsem narazila na úskalí v postoji samotných hráčů. Výzkum měl probíhat u juniorské a mužské kategorie. Od hráčů z juniorské kategorie však nebyli pozitivní ohlasy na zapojení se do výzkumu a věnování části tréninku terapeutické intervenci. Výzkum se tedy omezil na mužskou kategorii a z tohoto důvodu počet probandů není tak vysoký, jak jsme si představovali, a limituje výsledky tohoto výzkumu. Ve skupině probandů nebyla souměrnost strany držení hokejky, což mohlo také výsledky ovlivnit.

Dalším limitem byla délka celé intervence i jednotlivých terapeutických jednotek. V rámci celoročního tréninkového plánu a načasování měření trvala intervence šest týdnů. Se studii, které se zabývali terapií pomocí konceptu DNS se délka intervence shoduje, avšak počet jednotek za týden je v tomto výzkumu nižší a opět to může snižovat efektivitu terapií a ovlivňovat výsledky. Oproti většině studií je doba měřená na tlakové plošině kratší, nejčastější doba měření bývá 20 s, může to být tedy určitý limit, z důvodu krátkého času mohou být výsledky zkreslené. Avšak z důvodu charakteristiky sportu se 10 s interval nabízí

více, podobně jako u studie autorů Barone et al. (2010, s. 1-6). Další důvod pro zvolení 10 s intervalu byla zkušenost získaná v rámci pilotního měření, kde byl proband měřen 20 s, ale při stojích na jedné dolní končetině se objevovala velká chybovost. Možný limit měření je i v načasování výstupního měření, který nebyl v rozestupu 24 hod od poslední terapie, výsledky tedy mohou být zkreslené poslední terapií.

V rámci terapie byla limitace většího množství probandů na jednoho terapeuta. I přes to, že probandi byli rozděleni do skupin po 2-3, není kontrola tak dokonalá jako u individuální korekce a efektivita cvičení se poté snižuje.

V diplomové práci nebyla měřena kontrolní skupina, protože nebylo možné zajistit dostatečný počet hráčů, kteří se pravidelně účastní tréninku a nemají žádné zdravotní omezení.

Určitým limitem pro zhodnocení výsledků je zvolený koncept, který je poměrně mladý a příliš studií prozatím nebylo zveřejněno. Zároveň i sport, kterému se výzkum věnuje, nepatřil dlouhou dobu mezi populární sporty a jeho boom přichází až v posledních letech, a to především v severní a střední Evropě, což se také projevilo na četnosti výzkumů.

Lze předpokládat, že při snížení alespoň některých z výše uvedených limitů, by v dalším výzkumu mohly být prokázány signifikantnější výsledky.

5.5 Výstup pro praxi

Výsledky výzkumu mohou být pro praxi využitelné a to nejen ve sportovním prostředí ale i u pacientů, kteří se potýkají s nestabilitou. Výsledky výzkumu potvrdily pozitivní efekt terapie ve vývojových polohách na posturální stabilitu. Koncept DNS, který byl v práci využit, je možné aplikovat ve sportovním prostředí, kdy v rámci terapie či prevence lze využít kombinaci cviků, které se pro daný sport nejlépe hodí a zvýšit tak sílu, výbušnost, vytrvalost nebo přesnost sportovců. U pacientů s poruchou stability pak umožní díky lepší posturální kontrole zvládnout větší škálu pohybových aktivit, které jsou pro určitou kvalitu života nepostradatelné.

Jelikož je práce zaměřená na sportovce, více poukazuje na důležitost zapojení kompenzačního cvičení do sportů a to nejen na nejvyšší elitní úrovni, ale i na úrovni, na kterou se dostane velké množství sportující populace. Kompenzace pak poskytne jedinci delší sportovní vyžití, protože se sníží výskyt zranění a při osvojení si kompenzačního cvičení se i doba návratu ke sportu zkrátí. Koncept DNS je pro kompenzaci při sportu ideální, nezabývá se pouze jedním segmentem těla, ale snaží se zapojit celé tělo do co nejefektivnějšího a pro

člověka nejzdravějšího procesu pohybu. Při správném zvládnutí jednotlivých principů konceptu jej pak sportovec může snadno využívat ke sportovní přípravě během celého roku.

Dalším benefitem pro praxi a možná i inspirací pro další studie je propojení posturální stability měřené parametry COP a poměr zatížení chodidel ve smyslu stranovém či předozadním. Možným pokračováním ve studii by mohlo být právě porovnávání a hledání vzájemných vztahů mezi těmito parametry a jejich ovlivnění terapií.

Závěr

Cílem práce bylo zhodnocení efektu šestitýdenní terapie ve vývojových polohách na parametry měřené na tlakové podložce WinFDM-S od firmy Zebris u aktivních hráčů florbalu. Byly hodnoceny parametry COP a tlakové zatížení chodidel. Z parametrů COP byla hodnocena celková trajektorie COP, průměrná rychlost COP, a směrodatná odchylka vychýlení COP na ose x a y. Při tlakovém zatížení chodidla se měřila stranová asymetrie a předozadní asymetrie, která se měřila na každém chodidle zvlášť. Tyto parametry byly měřeny v deseti různých posturálních situacích.

Signifikantně významné výsledky vyšli u pěti testů. U testu stoje, stoje na pravé dolní končetině, stoje na pravé dolní končetině se zavřenýma očima a stoje na balanční podložce se zavřenýma očima vyšli výsledky signifikantně významné v některých z parametrů COP. U testu stoje na balanční podložce vyšli signifikantní výsledky v parametrech zatížení chodidla u předozadní asymetrie na pravé i levé dolní končetině.

Vzhledem k malému počtu probandů a relativně krátké době intervence jsou signifikantně významné výsledky převážně u parametrů pojících se k posturální stabilitě. Parametry hodnotící zatížení chodidel nevyšli signifikantně významné i z důvodu nevýrazných asymetrií u skupiny probandů. V okamžiku, kdy před terapií byla odchylka velmi výrazná, jako tomu bylo ve stoji na balanční podložce, se výsledky po terapii signifikantně významně snížily. I u dalších výraznějších odchylek došlo po terapii ke snížení, bohužel však nebyly signifikantně významné, a to zjevně z důvodů limitů studie, které již byly zmíněny výše. Vzhledem k úspěšnosti naměřených parametrů a některým signifikantně významným výsledkům může být cíl práce považován za splněný.

Práce by mohla inspirovat ke vzniku dalších odborných výzkumů na poli sportovní přípravy, prevence a sportovní terapie. Výzkumy by objektivizovaly účinnost sportovní terapie a zároveň by předaly sportovcům povědomí, že terapie nemusí nastat až v okamžiku zranění, ale že každý z nás se potýká se spoustou funkčních problémů, která nás nejen ve sportovním životě mohou omezovat a dají se řešit dříve, než se stanou problémy strukturálními.

V rámci dalšího výzkumu by se testování mohlo více zaměřit na prvky cílené na konkrétní sport a více tím objektivizovat účinnost terapie v daném sportu.

Referenční seznam

APPIAH-DWOMOH, E. K., S. MÜLLER a F. MAYER, 2018. Reproducibility of Static and Dynamic Postural Control Measurement in Adolescent Athletes with Back Pain. *Rehabilitation Research* [online]. **2018**, 1-8 [cit. 2018-12-16]. DOI: 10.1155/2018/8438350. ISSN 20902867. Dostupné z:

<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asn&AN=130453464&lang=cs&site=ehost-live>

AROKOSKI, J. P, T. VALTA, M. KANKAANPÄÄ a O. AIRAKSINEN. Activation of lumbar paraspinal and abdominal muscles during therapeutic exercises in chronic low back pain patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*[online]. 2004, **85**(5), 823-832 [cit. 2018-08-15]. DOI: 10.1016/j.apmr.2003.06.013. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999303009420>

BARONE, R., F. MACALUSO, M. TRAINA, V. LEONARDI, F. FARINA a V. DI FELICE, 2010. Soccer players have a better standing balance in nondominant one-legged stance. *Open Access Journal of Sports Medicine*[online]. **2011**(default), 1-6 [cit. 2019-04-15]. ISSN 11791543. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3781875/pdf/oajsm-2-001.pdf>

BERNACIKOVÁ, M., K. KAPOUNKOVÁ, E. HRAZDÍRA a J. NOVOTNÝ, 2010. Florbal. *Fyziologie sportovních disciplín* [online]. Brno: Fakulta sportovních studií Masarykovy Univerzity [cit. 2018-12-17]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/fsps/ps10/fyziol/web/sport/hry-florbal.html>

BORDONI, B. a E. ZANIER, 2013. Anatomic connections of the diaphragm: influence of respiration on the body system. *Journal Of Multidisciplinary Healthcare* [online]. **6**, 281-91 [cit. 2018-12-17]. DOI: 10.2147/JMDH.S45443. ISSN 11782390. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3731110/>

BRACHMAN, Anna, Anna KAMIENIARZ, Justyna MICHALSKA, Michał PAWŁOWSKI, Kajetan J. SŁOMKA a Grzegorz JURAS, 2017. Balance Training Programs in Athletes – A Systematic Review. *Journal of Human Kinetics* [online]. **58**(1), 45-64 [cit. 2018-12-19]. DOI: 10.1515/hukin-2017-0088. ISSN 1899-7562. Dostupné z: <http://content.sciendo.com/view/journals/hukin/58/1/article-p45.xml>

CAVAGGIONI, L., L. ONGARO, F. MARCELLO IAIA, G. ALBERTI a E. ZANNIN. Effects of different core exercises on respiratory parameters and abdominal strength. *Journal*

of Physical Therapy Science[online]. 2015, **27**(10), 3249 - 3253 [cit. 2018-01-07]. DOI: 10.1589/jpts.27.3249. ISSN 09155287. Dostupné z:

[http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=9&sid=d4e8ae30-5a11-498b-a4c7-](http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=9&sid=d4e8ae30-5a11-498b-a4c7-11c061d890dc%40sessionmgr4007&bdata=Jmxhbm9Y3Mmc210ZT11ZHMtbG12ZQ%3d%3d#AN=edselc.2-52.0-84945529149&db=edselc)

[11c061d890dc%40sessionmgr4007&bdata=Jmxhbm9Y3Mmc210ZT11ZHMtbG12ZQ%3d%3d#AN=edselc.2-52.0-84945529149&db=edselc](http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=9&sid=d4e8ae30-5a11-498b-a4c7-11c061d890dc%40sessionmgr4007&bdata=Jmxhbm9Y3Mmc210ZT11ZHMtbG12ZQ%3d%3d#AN=edselc.2-52.0-84945529149&db=edselc)

CÍBOCHOVÁ, R. Psychomotorický vývoj dítěte v prvním roce života. *Pediatric pro praxi* [online]. Praha: Klinika dětské neurologie 2. LF UK a FN Motol. 2004. [cit. 2018-10-09].

Dostupné z: <http://www.solen.cz/pdfs/ped/2004/06/07.pdf>

CLARSEN, B., R. BAHR, M. W. HEYMANS, M. ENGEDAHL, G. MIDTSUNDSTAD, L. ROSENLUND, G. THORSEN a G. MYKLEBUST, 2015. The prevalence and impact of overuse injuries in five Norwegian sports: Application of a new surveillance method. *Scandinavian Journal of Medicine* [online]. **25**(3), 323-330 [cit. 2019-04-08]. DOI: 10.1111/sms.12223. ISSN 09057188. Dostupné z:

<https://shibboleth.ebscohost.com/Shibboleth.sso/Login?providerId=https://idp.upol.cz/idp/shibboleth&target=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=102667621&lang=cs&site=eds-live>

ČÁPOVÁ, J., 2016. *Od posturální ontogeneze k terapeutickému konceptu*. Ostrava: Repronis. ISBN 978-80-7329-418-2.

ČUMPELÍK, J., F. VÉLE, P. STRNAD, M. VEVEKOVÁ a A. KROBOT. Relationship between breathing movements and posture. *Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstvi* [online]. 2006, **13**(2), 62 - 70 [cit. 2018-08-17]. ISSN 12112658.

DAVIDEK, P., R. ANDEL a A. KOBESOVA, 2018. Influence of Dynamic Neuromuscular Stabilization Approach on Maximum Kayak Paddling Force. *Journal of Human Kinetics* [online]. 61(1), 15-27 [cit. 2019-01-14]. DOI: 10.1515/hukin-2017-0127. ISSN 1899-7562.

Dostupné z: <http://content.sciendo.com/view/journals/hukin/61/1/article-p15.xml>

DE BLAISER, C., P. ROOSEN, T. WILLEMS, L. DANNEELS, L. V. BOSSCHE a R. DE RIDDER, 2018. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. *Physical Therapy In Sport: Official Journal Of The Association Of Chartered Physiotherapists In Sports Medicine* [online]. **30**, 48-56 [cit. 2018-11-21]. DOI: 10.1016/j.ptsp.2017.08.076. ISSN 18731600. Dostupné z:

<https://search.proquest.com/docview/2007531050?accountid=16531>

DESAI, P., J. KARLSSON, E. JOHANESSON, S. GRAU a Z. A. LUNDBERG, 2018. Overuse injuries in Swedish elite athletics- a study protocol for a prospective multifactorial

cohort study. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. **19**(1), 370 [cit. 2019-04-08]. DOI: 10.1186/s12891-018-2296-z. ISSN 14712474. Dostupné z: <https://shibboleth.ebscohost.com/Shibboleth.sso/Login?providerId=https://idp.upol.cz/idp/shibboleth&target=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=mdc&AN=30314488&lang=cs&site=eds-live>

DYLEVSKÝ, I.. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.

FARIES, M. D. a M. GREENWOOD, 2007. Core Training: Stabilizing the Confusion. *Strength and Conditioning* [online]. **29**(2), 10-25 [cit. 2018-11-21]. ISSN 15241602. Dostupné z: <https://search.proquest.com/docview/212526617?accountid=16531>

DVOŘÁK, R., Z KRAINOVÁ, M. JANURA a M. ELFMARK, 2000. Standardizace metodiky klinického vyšetření stoje na dvou vahách. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **2000**(3), 102-105. ISSN 1803-6597.

FREDERICSON, M. a T. MOORE, 2005. Core stabilisation training for middle-and long-distance runners. *New Studies in Athletics* [online]. **20**(1), 25-37 [cit. 2019-01-12]. ISSN 0961933X. Dostupné z: <https://www.smamiddennederland.nl/wp-content/uploads/2014/02/Core-training-art.pdf>

FERREIRA, M. L., P. H. FERREIRA, J. LATIMER, R. D. HERBERT, P. W. HODGES, M. D. JENNINGS, Ch. G. MAHER a K. M. REFSHAUGE. Comparison of general exercise, motor control exercise and spinal manipulative therapy for chronic low back pain: A randomized trial. *Pain* [online]. 2007, **131**(1), 31-37 [cit. 2018-08-15]. DOI: 10.1016/j.pain.2006.12.008. ISSN 0304-3959. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00006396-200709000-00006>

FLEISCHMANN, C., 2018. *The Parkinson's Patient: Use of Dynamic Neuromuscular Stabilization for Postural Alignment and Fall Risk Reduction*. USA. Disertace. Azusa Pacific University.

FRANCIO, V., R. BOESCH a M. TUNNING, 2015. Treatment of a patient with posterior cortical atrophy (PCA) with chiropractic manipulation and Dynamic Neuromuscular Stabilization (DNS): A case report. *Journal of the Canadian Chiropractic Association* [online]. **59**(1), 37-45 [cit. 2019-01-16]. ISSN 00083194. Dostupné z: <https://shibboleth.ebscohost.com/Shibboleth.sso/Login?providerId=https://idp.upol.cz/idp/shibboleth&target=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=101350274&lang=cs&site=eds-live>

- FRANK, C., A. KOBESOVA a P. KOLAR, 2013. Dynamic neuromuscular stabilization & Sport rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. 8(1), 62-73 [cit. 2019-04-18]. ISSN 21592896. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=87518552&lang=cs&site=ehost-live>
- FRASER, J. J., M. A. FEGER a J. HERTEL, 2016. Midfoot and forefoot involvement in lateral ankle sprains and chronic ankle instability. Part 1: Anatomy and biomechanics. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. 11(6), 992-1005 [cit. 2019-03-27]. ISSN 21592896. Dostupné z: <https://shibboleth.ebscohost.com/Shibboleth.sso/Login?providerId=https://idp.upol.cz/idp/shibboleth&target=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=120019715&lang=cs&site=eds-live>
- GANDEVIA, S.C. , J. E. BUTLER, P. W. HODGES a J. L. TAYLOR. Experimental Biology 2001 Symposium on Somatic Sensation During Movement and its Role in Autonomic Control Balancing Acts: Respiratory sensations, motor control and human posture. *Clinical* [online]. 2002, 29(1), 118-121 [cit. 2018-01-07]. ISSN 03051870. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=11&sid=d4e8ae30-5a11-498b-a4c7-11c061d890dc%40sessionmgr4007&bdata=Jmxhbm9Y3Mmc210ZT11ZHMtG12ZQ%3d%3d#AN=5867370&db=s3h>
- GEURTS, A., B. NIENHUIS a T. MULDER, 1993. Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*[online]. 74(11), 1144-50 [cit. 2019-04-18]. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=mdc&AN=8239951&lang=cs&site=ehost-live>
- GRIM, M.. *Systematická, topografická a klinická anatomie*. 5. díl, Dýchací ústrojí. Praha: Univerzita Karlova - Vydavatelství Karolinum, 1996. ISBN 80-7184-113-7.
- HEWETT, T. E., K. R. FORD, Y. Y. XU, J. KHOURY a G. D. MYER, 2017. Effectiveness of Neuromuscular Training Based on the Neuromuscular Risk Profile. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 45(9), 2142-2147 [cit. 2018-12-18]. DOI: 10.1177/0363546517700128. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0363546517700128>
- HODGES, P. W. a S. C. GANDEVIA, 2000. Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *The Journal Of Physiology* [online]. 522 Pt 1, 165-75 [cit. 2018-12-17]. ISSN 00223751. Dostupné z:

<https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2000.t01-1-00165.xm>

HSU, S., H. ODA, S. SHIRAHATA, M. WATANABE a M. SASAKI, 2018. Effects of core strength training on core stability. *Journal Of Physical Therapy Science* [online]. 30(8), 1014-1018 [cit. 2019-04-14]. DOI: 10.1589/jpts.30.1014. ISSN 09155287. Dostupné z: <https://shibboleth.ebscohost.com/Shibboleth.sso/Login?providerId=https://idp.upol.cz/idp/shibboleth&target=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=mdc&AN=30154592&lang=cs&site=eds-live>

CHANG, W. D. a P. T. LAI, 2014. Neuromuscular Training for Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injury in Female Athletes. *International Journal of Athletic Therapy* [online]. 19(6), 17-21 [cit. 2018-12-18]. ISSN 21577277. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=99058199&lang=cs&site=ehost-live>

JANSSENS, L., s. BRUMAGNE, A. K. MCCONNELL, G. HERMANS, T. TROOSTERS a G. GAYAN-RAMIREZ, 2013. Greater diaphragm fatigability in individuals with recurrent low back pain. *Respiratory Physiology* [online]. 188(2), 119-23 [cit. 2018-12-17]. DOI: 10.1016/j.resp.2013.05.028. ISSN 18781519. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.resp.2013.05.028>

KAPANDJI, A. I. *The physiology of the joints 3*. 6th Edition. Spojené státy americké: Churchill Livingstone, 2008. ISBN 978-0702029592.

KIBLER, W. B., J. PRESS a A. SCIASCIA, 2006. The Role of Core Stability in Athletic Function. *Sports Medicine* [online]. 36(3), 189-198 [cit. 2018-11-21]. ISSN 01121642. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=20909799&lang=cs&site=ehost-live>

KINCLOVÁ, L. 2016. Využití principů posturální ontogeneze pro aktivaci stabilizační funkce nohy. *Umění fyzioterapie*. 2, 33 – 37. ISSN: 2464-6784.

KOBESOVA, A., J. DZVONIK, P. KOLÁŘ, A. SARDINA a R. ANDEL, 2015. Effects of shoulder girdle dynamic stabilization exercise on hand muscle strength. *Isokinetics* [online]. 23(1), 21-32 [cit. 2019-04-12]. ISSN 09593020. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=101870177&lang=cs&site=ehost-live>

KOCJAN, J., M. ADAMEK, B. GZIK-ZROSKA, D. CZYŻEWSKI a M. RYDEL, 2017. Network of breathing. Multifunctional role of the diaphragm: a review. *Advances In*

- Respiratory Medicine* [online]. **85**(4), 224-232 [cit. 2018-12-03]. DOI: 10.5603/ARM.2017.0037. ISSN 24514934. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=mdc&AN=28871591&lang=cs&site=ehost-live>
- KOLÁŘ, P. a I. ZOUNKOVÁ, c2011. Posturální funkce. *Dítě, sport a zdraví*. Praha: Galén, s. 66-68. ISBN 978-80-7262-712-7.
- KOLÁŘ, P., J. NEUWIRTH, J. ŠANDA, V. SUCHÁNEK, Z. SVATÁ, J. VOLEJNÍK a M. PIVEC, 2009. Analysis of Diaphragm Movement during Tidal Breathing and during its Activation while Breath Holding Using MRI Synchronized with Spirometry. *Physiological Research* [online]. **58**(3), 383-392 [cit. 2018-12-17]. ISSN 08628408. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=e5h&AN=42636961&lang=cs&site=ehost-live>
- KOLÁŘ, P.. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
- LEPPANEN, M., K. PASANEN, P. KANNUS, T. VASANKARI, U. M. KUJALA, A. HEINONEN a J. PARKKARI, 2017. Epidemiology of Overuse Injuries in Youth Team Sports: A 3-year Prospective Study. *International Journal Of Sports Medicine*[online]. **38**(11), 847-856 [cit. 2019-04-08]. DOI: 10.1055/s-0043-114864. ISSN 01724622. Dostupné z: <https://shibboleth.ebscohost.com/Shibboleth.sso/Login?providerId=https://idp.upol.cz/idp/shibboleth&target=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edswsc&AN=000412394900007&lang=cs&site=eds-live>
- LESINSKI, M., T. HORTOBÁGYI, T. MUEHLBAUER, A. GOLLHOFER a U. GRANACHER, 2015. Dose-Response Relationships of Balance Training in Healthy Young Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine* [online]. **45**(4), 557-576 [cit. 2018-12-19]. DOI: 10.1007/s40279-014-0284-5. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s40279-014-0284-5>
- LEWIT, K. a M. LEPŠÍKOVÁ, 2008. Chodidlo - významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, 2008(3), 99-104. ISSN 1211-2658.
- LEWIT, Karel, 1990. *Manipulační léčba v rámci léčebné rehabilitace*. Praha: Nakladatelství dopravy a spojů. ISBN 80-7030-096-5.
- MARENCAKOVA, J., T. MALY, D. SUGIMOTO, T. GRYC a F. ZAHALKA, 2018. Foot typology, body weight distribution, and postural stability of adolescent elite soccer players: A

3-year longitudinal study. *PLoS ONE* [online]. **13**(9), 1-12 [cit. 2019-04-16]. DOI: 10.1371/journal.pone.0204578. ISSN 19326203. Dostupné z:

<https://shibboleth.ebscohost.com/Shibboleth.sso/Login?providerId=https://idp.upol.cz/idp/shibboleth&target=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=a9h&AN=132051238&lang=cs&site=eds-live>

MATSUDA, S., S. DEMURA a M. UCHYAMA, 2008. Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. *Journal of Sports Sciences* [online]. **26**(7), 775-779 [cit. 2018-12-16]. ISSN 02640414. Dostupné z:

<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=31611629&lang=cs&site=ehost-live>

MCLEOD, T. M. C., T. ARMSTRONG, M. MILLER a J. I. 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 [cit. 2019-05-02]. ISSN 10566716. Dostupné z:

<https://shibboleth.ebscohost.com/Shibboleth.sso/Login?providerId=https://idp.upol.cz/idp/shibboleth&target=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=45033642&lang=cs&site=eds-live>

NAGYMÁTÉ, G., 2018. Reliability analysis of a sensitive and independent stabilometry parameter set. *PLoS ONE* [online]. **13**(4), 1-14 [cit. 2018-12-12]. DOI: 10.1371/journal.pone.0195995. ISSN 19326203. Dostupné z:

<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asn&AN=129101256&lang=cs&site=ehost-live>

NELSON, N.. *Diaphragmatic Breathing's Influence on Core Stability and Neck Pain*. *IDEA Fitness Journal* [online]. 2012, **9**(3), 28-30 [cit. 2018-01-07]. ISSN 1548419X. Dostupné z:

<http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=5&sid=d4e8ae30-5a11-498b-a4c7-11c061d890dc%40sessionmgr4007&bdata=JmxhbmcyY3Mmc2l0ZT1lZHMtbG12ZQ%3d%3d#AN=74005610&db=s3h>

O'BRIEN, J., C. F. FINCH, R. PRUNA a A. MCCALL, 2019. A new model for injury prevention in team sports: the Team-sport Injury Prevention (TIP) cycle. *Science* [online]. **3**(1), 77-80 [cit. 2019-04-02]. ISSN 24734446. Dostupné z:

<https://shibboleth.ebscohost.com/Shibboleth.sso/Login?providerId=https://idp.upol.cz/idp/shibboleth&target=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=135371024&lang=cs&site=eds-live>

- ONDRA, L., P. NÁTĚSTA, L. BIZOVSKÁ, E. KUBOŇOVÁ a Z. SVOBODA, 2017. Effect of in-season neuromuscular and proprioceptive training on postural stability in male youth basketball players. *Acta Gymnica* [online]. **47**(3), 144-149 [cit. 2018-12-16]. ISSN 23364912. Dostupné z:
<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=125910829&lang=cs&site=ehost-live>
- OPPELT, M., D. JUEHRING, G. SORGENFREY, P. J. HARVEY a S. M. LARKIN-THIER, 2014. A case study utilizing spinal manipulation and dynamic neuromuscular stabilization care to enhance function of a post cerebrovascular accident patient. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. **18**(1), 17-22 [cit. 2019-01-16]. DOI: 10.1016/j.jbmt.2013.04.003. ISSN 13608592. Dostupné z:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1360859213000636>
- ORTH, H., 2009. *Dítě ve Vojtově terapii: příručka pro praxi*. České Budějovice: Kopp. ISBN 978-80-7232-378-4.
- OZER, C. M. a C. BARUT, 2012. Evaluation of the sole morphology of professional football players. *International SportMed Journal* [online]. **13**(1), 8-17 [cit. 2019-03-27]. ISSN 15283356. Dostupné z:
<https://shibboleth.ebscohost.com/Shibboleth.sso/Login?providerId=https://idp.upol.cz/idp/shibboleth&target=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=84415085&lang=cs&site=eds-live>
- PÁČ, L. a L. HORÁČKOVÁ. *Anatomie pohybového systému člověka*. Brno: Coprint, 2011. ISBN 978-80-87192-14-6.
- PALMIERI, R. M., C. D. INGERSOLL, M. B. STONE a B. A. KRAUSE, 2002. Center-of-Pressure Parameters Used in the Assessment of Postural Control. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. **11**(1), 51-66 [cit. 2018-12-12]. ISSN 10566716. Dostupné z:
<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=6324149&lang=cs&site=ehost-live>
- PANJABI, M. M. The Stabilizing System of the Spine. Part II. Neutral Zone and Instability Hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*[online]. 1992, **5**(4), 390-397 [cit. 2018-08-15]. DOI: 10.1097/00002517-199212000-00002. ISSN 0895-0385. Dostupné z:
<https://insights.ovid.com/crossref?an=00002517-199212000-00002>
- PASANEN, K., J. PARKKANI, M. PASANEN, H. HIILLOSKORPI, T. MÄKINEN, M. JÄRVINEN a P. KANNUS, 2008. Neuromuscular training and the risk of leg injuries in female floorball players: cluster randomised controlled study. *British Journal of Sports*

Medicine [online]. **42**(10), 502-505 [cit. 2018-12-18]. ISSN 03063674. Dostupné z: <https://search.proquest.com/docview/1779024848?accountid=16531>

PASANEN, K., M. BRUUN, T. VASANKARI, M. NURMINEN a W. O. FREY, 2017. Injuries during the international floorball tournaments from 2012 to 2015. *BMJ Open Sport* [online]. **2**(1), e000217 [cit. 2018-12-17]. DOI: 10.1136/bmjsem-2016-000217. ISSN 20557647. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1136/bmjsem-2016-000217>

PASANEN, K., M. ROSSI, J. PARKKARI, P. KANNUS, A. HEINONEN, K. TOKOLA a G. MYKLEBUST, 2016. Low Back Pain in Young Basketball and Floorball Players. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. **26**(5), 376-380 [cit. 2018-12-18]. ISSN 1050642X.

POLLOCK, A.S., B.R. DURWARD, P.J. ROWE a J.P. PAUL, 2000. What is balance?. *Clinical Rehabilitation* [online]. **14**(4), 402-406 [cit. 2018-11-22]. ISSN 02692155. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=3545989&lang=cs&site=ehost-live>

RASCHNER, C., H.-P. PLATZER, C. PATTERSON, I. WERNER, R. HUBER a C. HILDEBRANDT, 2012. The relationship between ACL injuries and physical fitness in young competitive ski racers: a 10-year longitudinal study. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **46**(15), 1065-1071 [cit. 2018-11-21]. ISSN 03063674. Dostupné z: <https://search.proquest.com/docview/1779373733?accountid=16531>.

RISTOLAINEN, L., K. TOIVO, J. PARKKARI, et al., 2019. Acute and overuse injuries among sports club members and non-members: the Finnish Health Promoting Sports Club (FHPSC) study. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. **20**(1), 32 [cit. 2019-04-01]. DOI: 10.1186/s12891-019-2417-3. ISSN 14712474. Dostupné z: <https://shibboleth.ebscohost.com/Shibboleth.sso/Login?providerId=https://idp.upol.cz/idp/shibboleth&target=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=mdc&AN=30660197&lang=cs&site=eds-live>

ROUSSEL, N., J. NIJS, S. TRUIJEN, L. VERVECKEN, S. MOTTRAM a G. STASSIJNS, 2009. Altered breathing patterns during lumbopelvic motor control tests in chronic low back pain: a case-control study. *European Spine Journal: Official Publication Of The European Spine Society, The European Spinal Deformity Society, And The European Section Of The Cervical Spine Research Society* [online]. **18**(7), 1066-73 [cit. 2019-04-10]. DOI: 10.1007/s00586-009-1020-y. ISSN 14320932. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=mdc&AN=19430948&lang=cs&site=ehost-live>

- RUHE, A., R. FEJER a B. WALKER, 2011. Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. *European Spine Journal: Official Publication Of The European Spine Society, The European Spinal Deformity Society, And The European Section Of The Cervical Spine Research Society*[online]. **20**(3), 358-68 [cit. 2018-12-12]. DOI: 10.1007/s00586-010-1543-2. ISSN 14320932. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=mdc&AN=20721676&lang=cs&site=ehost-live>
- SARKER, K. K., J. SETHI a U. MOHANTY, 2019. Effect of Spinal Manipulation on Pain Sensitivity, Postural Sway, and Healthrelated Quality of Life among Patients with Non-specific Chronic Low Back Pain: A Randomised Control Trial. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* [online]. 1. 2. 2019, **13**(2), 5 [cit. 2019-04-18]. DOI: 10.7860/JCDR/2019/38074.12578. Dostupné z: [https://www.jcdr.net/articles/PDF/12578/38074_CE\[Ra1\]_F\(SL\)_PF1_\(AJ_KM\)_PN\(SL\).pdf](https://www.jcdr.net/articles/PDF/12578/38074_CE[Ra1]_F(SL)_PF1_(AJ_KM)_PN(SL).pdf)
- SCOPPA, F., R. CAPRA, M. GALLAMINI a R. SHIFFER, 2013. *Clinical stabilometry standardization* [online]. **37**(2), 290-292 [cit. 2018-12-11]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.07.009. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636212002792>
- SKALIČKOVÁ-KOVÁČIKOVÁ, V., 2017. *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. Olomouc: RL-CORPUS, s.r.o. ISBN 978-80-270-2292-2.
- SON, M. S., D. H. JUNG, J. H. YOU, C. H. YI, H. S. JEON a Y. J. CHA, 2017. Effects of dynamic neuromuscular stabilization on diaphragm movement, postural control, balance and gait performance in cerebral palsy. *NeuroRehabilitation* [online]. **41**(4), 739-746 [cit. 2019-01-16]. DOI: 10.3233/NRE-172155. ISSN 10538135. Dostupné z: <http://www.medra.org/servlet/aliasResolver?alias=iospress&doi=10.3233/NRE-172155>
- SOUZA, J. A., F. PASINATO, E. C. R. CORRÊA a A. M. T. DA SILVA, 2014. Global Body Posture and Plantar Pressure Distribution in Individuals With and Without Temporomandibular Disorder. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* [online]. **37**(6), 407-414 [cit. 2019-04-16]. DOI: 10.1016/j.jmpt.2014.04.003. ISSN 01614754. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0161475414001110>
- STEPHENS, R. J., M. HAAS, I. MOORE, J. R. EMMIL, J. A. SIPRESS a A. WILLIAMS. Effects of Diaphragmatic Breathing Patterns on Balance: A Preliminary Clinical

- Trial. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* [online]. 2017 [cit. 2018-01-07]. DOI: 10.1016/j.jmpt.2017.01.005. ISSN 01614754. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S016147541630166X>
- STONE, C., 1999. *Science in the art of osteopathy: osteopathic principles and practice*. Cheltenham, U.K.: Stanley Thornes. ISBN 0748733280.
- SZAFRANIEC, R., J. BARAŃSKA a M. KUCZYŃSKI, 2018. Acute effects of core stability exercises on balance control. *Acta of Bioengineering* [online]. **20**(3), 145-151 [cit. 2019-04-14]. DOI: 10.5277/ABB-01178-2018-02. ISSN 1509409X. Dostupné z: <https://shibboleth.ebscohost.com/Shibboleth.sso/Login?providerId=https://idp.upol.cz/idp/shibboleth&target=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=a9h&AN=133413539&lang=cs&site=eds-live>
- TERVO, T. a A. NORDSTRÖM, 2014. Science of floorball: a systematic review. *Open Access Journal Of Sports Medicine* [online]. **5**(2014), 249-55 [cit. 2018-12-17]. DOI: 10.2147/OAJSM.S60490. ISSN 11791543. Dostupné z: <https://doi.org/10.2147/OAJSM.S60490>
- THOMPSON, L. A., M. BADACHE, S. CALE, L. BEHERA a N. ZHANG, 2017. Balance Performance as Observed by Center-of-Pressure Parameter Characteristics in Male Soccer Athletes and Non-Athletes. *Sports (Basel, Switzerland)* [online]. **5**(4), 86-95 [cit. 2018-12-16]. DOI: 10.3390/sports5040086. ISSN 20754663. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.3390/sports5040086>
- TRANAEUS, U., U. JOHNSON, A. IVARSSON, B. ENGSTRÖM, E. SKILLGATE a S. WERNER, 2015. Sports injury prevention in Swedish elite floorball players: evaluation of two consecutive floorball seasons. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. **23**(3), 899-905 [cit. 2018-12-18]. DOI: 10.1007/s00167-014-3411-9. ISSN 09422056. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asn&AN=101049435&lang=cs&site=ehost-live>
- TROJAN, S. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1296-2.
- VAN DER KOOIJ, H. C., 2011. Sampling duration effects on centre of pressure descriptive measures. *Gait*[online]. **34**(1), 19-24 [cit. 2018-12-15]. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.025>

- VAN VLIET, P. M. a Nicola R. HENEGHAN, 2006. Motor control and the management of musculoskeletal dysfunction. *Manual Therapy* [online]. **11**(3), 208-213 [cit. 2018-11-21]. DOI: 10.1016/j.math.2006.03.009. ISSN 1356689X. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1356689X06000543>
- VAŘEKA, I. a R. VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. 189 s. ISBN 9788024424323.
- VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- WARREN, L., R. BAKER, A. NASYPANY, J. SEEGMILLER a M. MOKHA, 2014. Core Concepts: Understanding the Complexity of the Spinal Stabilizing Systems in Local and Global Injury Prevention and Treatment. *International Journal of Athletic Therapy* [online]. **19**(6), 28-33 [cit. 2018-11-21]. ISSN 21577277. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=99058277&lang=cs&site=ehost-live>
- ZAZULAK, B. T., T. E. HEWETT, N. P. REEVES, B. GOLDBERG a J. CHOLEWICKI. The Effects of Core Proprioception on Knee Injury. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2007, **35**(3), 368-373 [cit. 2018-08-15]. DOI: 10.1177/0363546506297909. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0363546506297909>
- ZECH, A., P. KLAHN, J. HOEFT, Ch. ZU EULENBURG a S. STEIB, 2014. Time course and dimensions of postural control changes following neuromuscular training in youth field hockey athletes. *European Journal of Applied Physiology*. 114(2), 395-403. DOI: 10.1007/s00421-013-2786-5. ISSN 1439-6319. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00421-013-2786-5>
- ZEMKOVÁ, E., 2009. Posturografia ako súčasť funkčnej diagnostiky: Posturography as a part of functional diagnostics. *Medicina sportiva bohemica et slovacica* [online]. Brno: Česká společnost tělovýchovného lékařství, **18**(1), 2-15 [cit. 2018-11-27]. ISSN 1210-5481. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=e5h&AN=37802523&lang=cs&site=ehost-live>

Seznam zkratek

BESS	Balance error scoring system
BP	balanční podložka
CNS	centrální nervová soustava
COP	center of pressure
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
DMO	dětská mozková obrna
DNS	Dynamická neuromuskulární stabilizace
EMG	elektromyografie
FNOL	Fakultní nemocnice Olomouc
GM	general movements
GMFM	Gross Motor Function Measure
HSS	hluboký stabilizační systém
IFF	Mezinárodní florbalová federace
LBP	low back pain
LDK	levá dolní končetina
m.	musculus
m. SCM	m. sternocleidomastoideus
mm.	musculi
MRI	magnetická rezonance
n.	nervus
nn.	nervi
PDK	pravá dolní končetina
proc.	processus
RMS	směrodatná odchylka
SD	směrodatná odchylka

SEBT	Star excursion balance test
TBT	terapie bez terapeuta
TMK	temporomandibulární kloub
TrP	trigger point
TTS	Jump-landing time to stabilization
v.	vena

Seznam obrázků

Obrázek 1 První cvik, nejlehčí varianta.....	34
Obrázek 2 První cvik, nejtěžší varianta	34
Obrázek 3 Druhý cvik, výchozí pozice.....	35
Obrázek 4 Druhý cvik, nejtěžší varianta.....	35
Obrázek 5 Třetí cvik, hluboký dřep.....	36
Obrázek 6 Krabicový graf signifikantně významného parametru délky trajektorie COP ve stoji před a po terapii.....	38
Obrázek 7 Krabicový graf signifikantně významného parametru průměrné rychlosti COP ve stoji před a po terapii.....	39
Obrázek 8 Krabicový graf signifikantně významného parametru směrodatné odchylky na ose y ve stoji před a po terapii	39
Obrázek 9 Krabicový graf signifikantně významného parametru směrodatné odchylky na ose ve stoji na PDK před a po terapii.....	41
Obrázek 10 Krabicový graf signifikantně významného parametru délky trajektorie COP ve stoji na PDK se zavřenýma očima před a po terapii	42
Obrázek 11 Krabicový graf signifikantně významného parametru průměrné rychlosti COP ve stoji na PDK se zavřenýma očima před a po terapii	43
Obrázek 12 Krabicový graf signifikantně významného parametru délky trajektorie COP ve stoji na balanční podložce se zavřenýma očima před a po terapii	44
Obrázek 13 Krabicový graf signifikantně významného parametru průměrné rychlosti COP ve stoji na balanční podložce se zavřenýma očima před a po terapii	45
Obrázek 14 Krabicový graf signifikantně významného parametru absolutní hodnoty rozdílu zatížení předonoží a zánoží na LDK od 50 % ve stoji na balanční podložce před a po terapii	47
Obrázek 15 Krabicový graf signifikantně významného parametru absolutní hodnoty rozdílu zatížení předonoží a zánoží na PDK od 50 % ve stoji na balanční podložce před a po terapii	48

Seznam tabulek

Tabulka 1 Hodnoty COP při stoji před a po terapii.....	38
Tabulka 2 Hodnoty COP při stoji na PDK před a po terapii.....	40
Tabulka 3 Hodnoty COP při stoji na PDK se zavřenýma očima před a po terapii	42
Tabulka 4 Hodnoty COP při stoji na balanční podložce se zavřenýma očima před a po terapii	44
Tabulka 5 Absolutní hodnoty rozdílu naměřených hodnot a 50 % u stoje na balanční podložce	46
Tabulka 6 Hodnoty COP při stoji na PDK před a po terapii.....	54
Tabulka 7 Hodnoty COP při stoji na PDK se zavřenýma očima před a po terapii	55
Tabulka 8 Hodnoty COP při stoji na balanční podložce se zavřenýma očima před a po terapii	56
Tabulka 9 Hodnoty COP při stoji před a po terapii.....	57
Tabulka 10 Hodnoty COP při stoji se zavřenýma očima před a po terapii.....	58

Seznam příloh

Příloha 1 Informovaný souhlas.....	81
Příloha 2 Tabulka pro záznam docházky a potvrzení terapií bez terapeuta.....	83
Příloha 3 Vyšetřované jednotlivé znaky testů dle konceptu DNS.....	84

Přílohy

Příloha 1 Informovaný souhlas

Musilová Michaela

+420728871036

musilova.michaela92@gmail.com

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Vliv terapie ve vývojových polohách na posturální kontrolu hráčů florbalu

Období realizace: září 2018 – duben 2019

Řešitel projektu: Bc. Michaela Musilová

Milý člene klubu FBS Olomouc,

mé jméno je Michaela Musilová, jsem studentkou 2. ročníku Mgr., oboru Fyzioterapie FZV UP a obracím se na Vás s prosbou, zdali byste byl ochoten spolupracovat na výzkumné části mé diplomové práce s názvem: „Vliv terapie ve vývojových polohách na posturální kontrolu hráčů florbalu“, která bude zpracovávána pod vedením Mgr. Petry Gaul Aláčové, Ph.D.

V rámci spolupráce budou anonymně zpracovány data získané kineziologickým vyšetřením a testováním na tlakové plošině WinFDM-S od firmy Zebris, kde půjde o cca 20minutové měření v klidovém stoji a při aktivitě. Vstupní a výstupní měření bude probíhat v Kineziologické laboratoři ve FNOL, výzkumná část potom v tělocvičnách Gymnázia Čajkovského a Střední školy polytechnické na ulici Roosveltova v rámci tréninků florbalového klubu FBS Olomouc.

Spolupráce na výzkumu je dobrovolná. Získaná data jsou důvěrná a budou použita pouze pro účely práce. Budete-li mít zájem, výsledky Vašich měření Vám budou sděleny. V případě dotazů týkajících se tohoto výzkumu kontaktuje telefonicky či emailem výše zmíněnou osobu, která jej zpracovává.

Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení účastníka výzkumu

Prohlašuji, že se dobrovolně účastním výše zmíněného výzkumu, který je součástí diplomové práce. Jsem seznámen s jeho podstatou a účelem, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mě z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s anonymním zpracováním všech získaných dat a údajů pro účely tohoto výzkumu a s anonymní publikací získaných výsledků.

Bylo mi umožněno zvážit účast na výzkumu a zeptat se na informace pro mne k výzkumu podstatné a na tyto mé dotazy jsem dostal jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem si vědom skutečnosti, že mohu kdykoliv ukončit spolupráci na výzkumu, a to i bez udání důvodu.

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracována v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

Informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou výtiscích, oba s platností originálu. Jeden z výtisků obdrží účastník výzkumu, druhý jeho vykonavatel.

Jméno, příjmení řešitele projektu:

Jméno, příjmení účastníka výzkumu:

Podpis:

Podpis:

Datum:

Datum:

Příloha 2 Tabulka pro záznam docházky a potvrzení terapií bez terapeuta

proband/ datum	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
25. 10.										
29. 10.										
TBT										
1. 11.										
5. 11.										
TBT										
8. 11.										
12. 11.										
TBT										
15. 11.										
19. 11.										
TBT										
22. 11.										
26. 11.										
TBT										
29. 11.										
3. 12.										
TBT										

Legenda: TBT – terapie bez terapeuta

Příloha 3 Vyšetřované jednotlivé znaky testů dle konceptu DNS. Použito pouze pro subjektivní zhodnocení stavu HSS u probanda, z důvodu sestavení adekvátního terapeutického plánu.

	Brániční test						
proband/test	flexe Thp	kranializace hrudníku	asymetrie	neschopnost abd tlaku	souhyb ramen	souhyb lopatek	bez laterálního rozšíření
1							
2							
3							
4							
5							
6							
7							
8							
9							
10							

Legenda: Thp – hrudní páteř, abd. - abdominální

	test flexe trupu						
proband/test	protrakce ramen	kranializace hrudníku	zvýšená aktivita aux. dech. sv.	rozpojení trupu	diastáza	hyperaktivita m. RAbd	bez aktivity lat. skupiny abd. sv.
1							
2							
3							
4							
5							
6							
7							
8							
9							
10							

Legenda: aux. – auxilárních, dech. – dechových, sv. – svalů, m. RAbd – m. rectus abdominis, abd. - abdominální

	test elevace paží							
Test/ proband	kraniální posun hrudníku	lordotizace ThL přechodu	protrakce RAK	elevace RAK	hyperaktivita m. RAbd	Hyperaktivi- ta aux. dech. sv	Antever- ze pánve	Rekli- nace hlavy
1								
2								
3								
4								
5								
6								
7								
8								
9								
10								

Legenda: ThL – thoracombální, RAK – ramenní kloub, m. RAbd – m. rectus abdominis, aux. – auxilárních, dech. – dechových, sv. – svalů

	Test flexe v KYK					
test/ proband	kranializace hrudníku	hyperaktivita m. RAbd	kranializace pupíku	bez aktivity lat. skupiny abd. svalů	protrakce. RAK	hyperaktivita aux. dech. svalů
1						
2						
3						
4						
5						
6						
7						
8						
9						
10						

Legenda: KYK – kyčlní kloub, m. RAbd – m. rectus abdominis, lat. – laterální, abd. – abdominální, RAK – ramenní kloub, aux. – auxilárních, dech. – dechových