UNIVERZITA KARLOVA

FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Využití přístroje Imoove při ovlivňování posturální stability hráčů golfu

Diplomová práce

Vedoucí práce:

Mgr. Tomáš Gryc, Ph.D.

Autor práce:

Bc. Tereza Řeháčková

Praha 2017

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Tomáše Gryce, Ph.D., a že jsem uvedla všechny použité odborné a literární zdroje. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 6.4.2016 Bc. Tereza Řeháčková

_____

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Vypůjčovatel svým podpisem ztvrzuje, že tuto bakalářskou práci použil ke studiu, a že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:	Fakulta/katedra:	Datum vypůjčení:	Podpis:

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu práce Mgr. Tomáši Grycovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady a připomínky ke zpracování. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Ladislavu Fenclovi za odborné rady a zajištění technického vybavení pro výzkum a Ing. Tomáši Fenclovi a celému týmu Neuron Therapy za poskytnutí prostorů a přístrojového vybavení pro realizaci výzkumu. V neposlední řadě, patří velké díky mé rodině, která mi během studia byla vždy oporou.

Abstrakt

Název: Využití přístroje Imoove při ovlivňování posturální stability hráčů golfu

Cíle: Cílem práce bylo zjistit vliv tréninku na přístroji Imoove na dynamickou a statickou posturální stabilitu u hráčů golfu.

Metody: Studie se zúčastnilo celkem 12 probandů – hráčů golfu, kteří byli rozděleni do experimentální a kontrolní skupiny. Experimentální skupina podstoupila čtyřtýdenní intervenci v celkovém počtu 8 cvičebních jednotek. Intervence probíhala dvakrát týdně po 30 minutách. Kontrolní skupina nepodstoupila žádnou intervenci. Na začátku a na konci experimentu bylo provedeno u obou skupin měření posturální stability na stabilografické plošině Footscan a na mechanické plošině Imoove. Výsledky byly porovnány u obou skupin.

Výsledky: Měření potvrdilo pozitivní vliv tréninku na Imoove na dynamickou posturální stabilitu u hráčů golfu. U experimentální skupiny došlo ke staticky významnému zlepšení hodnot dynamické posturální stability na konci experimentu. Došlo také ke statisticky významnému zlepšení hodnot dynamické posturální stability v testu se zakrytou zpětnou vazbou oproti kontrolní skupině. Hodnoty statické posturální stability se na konci výzkumu statisticky významně zhoršily u testu „flamengo“ na levé dolní končetině, hodnoty celkové výchylky COP (ttw) u ostatních testů zůstaly téměř nezměněny.

Klíčová slova: Postura; golf; střed tlakového působení; akcelerometr; intervence

Abstract

Title: Use of Imoove to influence golf players' postural stability

Objectives: The aim of this study was to compare the influence of the training on the Imoove platform on the static and the dynamic postural stability in golf players.

Methods: Twelve probands, golf players, participated in this study. They were divided into the experimental and into the control group. The experimental group underwent a 4-week training in a total amount of 8 exercise units. The intervention proceeded 2 times a week and lasted 30 minutes. The control group proceeded no intervetion. The measurement of the postural stability on the stabilografic platform Footscan and the mechanic platform Imoove was done at the beginning and at the end of the experiment. The results were compared in both groups.

Results: The positive influence of the training on Imoove on the dynamic postural stability was confirmed in the golf players. Statistcally significant improvement of the dynamic postural stability was observed at the end of the experiment in the experimental group. There was also observed statistcally significant improvement of the dynamic postural stability in the test with hidden feedback in comparison with the control group. Values of the static postural stability in experimental group significantly worsened at the end of the research in the „flamengo“ test on the left lower limb. The values of the total travel way (ttw) of the Center of Pressure (COP) in the other test remained without statistically significant changes.

Key words: Posture; Golf; Centre of Pressure; Accolerometer; Intervention

OBSAH

1 ÚVOD 4

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE 5

2.1 Posturální systém 5

2.1.1 Postura 5

2.1.2 Posturální stabilita 7

2.1.3 Stabilizace polohy ve vzpřímeném stoji 10

2.1.4 Posturální dysfunkce 11

2.1.5 Testování posturální stability 13

2.1.6 Terapie posturálních dysfunkcí 15

2.1.7 Posturální stabilita a sport 17

2.2 Imoove 18

2.3 Golf 21

2.3.1 Golf a posturální stabilita 21

2.3.2 Využití Imoove v golfu 22

3 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, HYPOTÉZY 25

3.1 Cíle práce 25

3.2 Úkoly práce 25

3.3 Hypotézy 25

3.4 Výzkumná otázka 25

4 METODIKA PRÁCE 26

4.1 Metodologický princip 26

4.2 Výzkumný soubor 26

4.3 Použité metody 27

4.4 Analýza dat 29

4.4.1 Wilcoxonův test 29

4.4.2 Mann-Whitneyův test 29

4.4.3 Cohenův koeficient účinku 30

5 VÝSLEDKY 31

5.1 Data získaná v průběhu měření 31

5.2 Statistická analýza dat 44

5.2.1 Wilcoxonův test 44

5.2.2 Cohenův koeficient účinku 49

6 DISKUZE 54

7 ZÁVĚR 58
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY 59
PŘÍLOHY 66

1 ÚVOD

Posturální stabilita je důležitou součástí každodenního života, ale také rekreačního i vrcholového sportu. Poruchy posturální stability mohou vést k přetěžování pohybového aparátu, vzniku posturálních bolestí ale také mohou přispívat ke vzniku zranění. Ve sportu může posturální stabilita ovlivňovat také výkonnost. Při dostatečné posturální stabilizaci lze provádět ekonomičtější pohyby, a tím šetřit energii, ale také vynakládat větší sílu při menším riziku zranění.

Golf je sport, v němž jsou nároky kladené na posturální stabilitu obzvláště vysoké. Kromě udržení stabilního postoje a přenášení těžiště během golfového švihu, a to i po několik kilometrů dlouhé chůzi a nošení golfového vybavení, musí být golfista schopen odehrát míček z různých povrchů a nakloněného terénu. Proto si myslím, že trénink posturální stability by měl být nedílnou součástí sportovní přípravy golfistů. Za tímto účelem je možné využít mechanickou nestabilní plošinu Imoove. Trénink na Imoove pomáhá zvyšovat kloubní pohyblivost, posilovat hluboké stabilizační svaly, zlepšovat svalovou koordinaci, zvyšovat aerobní zdatnost a rozvíjet senzorické vlastnosti a celkovou stabilitu.

Tato práce hodnotí účinek terapie na přístroji Imoove na statickou a dynamickou posturální stabilitu u hráčů golfu. Práce je členěna na dvě části- teoretickou a praktickou. Teoretická část se zabývá zejména problematikou posturálního systému a posturální stability, vymezením základních pojmů, posturálními dysfunkcemi, jejich diagnostikou i terapií, ale také vztahem posturální stability a golfu. Je zde také popsán diagnostický a terapeutický přístroj Imoove a přiblíženo jeho využití ve fyzioterapii ale i ve sportovní přípravě golfistů. V praktické části je popsán experiment, jehož účelem je zjistit, zda popř. jak trénink na Imoove ovlivní statickou a dynamickou posturální stabilitu u golfistů.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

2.1 Posturální systém

Do posturálního systému můžeme strukturálně zařadit systém axiální, jež topograficky dělíme na horní a dolní krční páteř, hrudní páteř a bederní páteř, dále pánev a dolní končetiny. Neméně důležitá je také řídící složka systému (Véle, 1995).

Páteř je z kineziologického hlediska nejdůležitější částí kostry, jelikož se v ní odráží každý pohyb trupu, končetin i hlavy. Z hlediska biomechanického je to elastický, článkovaný a zakřivený válec. Jelikož je však páteř tvořena mnoha rozdílnými komponenty, je nutno na tyto komponenty nahlížet samostatně. Z funkčního hlediska je při popisu páteře vhodné hodnotit páteř na základě tzv. *pohybového segmentu.* Pohybový segment páteře se skládá ze dvou sousedících obratlů, meziobratlových kloubů, meziobratlové ploténky, sousedního vaziva a svalů. Obratle a vazy můžeme označit za nosnou a pasivně fixační komponentu segmentu, meziobratlovou ploténku a cévy pak jako hydrodynamickou komponentu segmentu a klouby a svaly jako kinetickou a aktivně fixační komponentu segmentu. Z tohoto rozdělení vyplývá také základní funkce jednotlivých struktur (Dylevský, 2001; Dylevský, 2007; Čihák, 2011).

Dolní končetina je orgán zajišťující oporu a bipedální lokomoci. Má tedy mohutnější kostru a svalové skupiny, ale také omezenější kloubní pohyblivost, jež zajišťuje větší stabilitu. Pánev, tvořící pevný kruh, umožňuje přenášení váhy trupu na dolní končetiny (Dylevský, 2001, Dylevský, 2007).

Z hlediska funkční neuroanatomie řadíme k řídícím složkám motorického systému především motorické jednotky, přední míšní rohy, motorická centra mozkového kmene, mozeček, motorická centra thalamu, bazální ganglia a motorická kůru hemisfér. Systém posturální motoriky je nastavován z retikulární formace a sekundárně řízen subkortikálními centry (Dylevský, 2001; Véle 1995; Véle, 2006).

2.1.1 Postura

Dle Véleho (2006) můžeme posturu definovat jako klidovou polohu těla vyznačující se určitým uspořádáním jeho pohyblivých segmentů. Je to zaujatá poloha těla i jeho částí v klidu, tzn. před začátkem pohybu a po jeho dokončení. Vařeka (2002a) a

Kolář (2009) zdůrazňují, že postura je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil a to zejména proti síle gravitační. Toto držení je zajišťováno silami vnitřními, zejména pak svalovou aktivitou, jež je řízena CNS. Mluvíme tedy o ději dynamickém, i přesto, že na rozdíl od cíleného pohybu se může zdát spíš fenoménem statickým (Véle, 2006).

Udržení nastavené polohy jednotlivých segmentů je součástí všech motorických programů (Kolář, 2009; Vařeka, 2002a). Magnus (1924) poprvé použil výrok že „*Postura provází pohyb jako stín.“* Tento výrok podporují také Véle (2006), Kolář (2009) a Vařeka (2002a), když říkají, že postura je součástí a podmínkou každého pohybu. Posturální motorika je zajišťována především svaly tonickými, ty se snaží posturu udržet a brání změně polohy. Tento systém je při pohybu inhibován svaly fázickými, které pohyb zajišťují. Po dokončení pohybu opět převažuje funkce posturálního systému, jež se snaží novou polohu udržet. Během pohybu se posturální systém podílí na řízení pohybu a snaží se udržovat plynulost pohybu (Véle, 1995). Véle (2006) rozlišuje kromě udržování polohy *(hold)* a pohybu *(move)* také pojem *stand by* neboli pohotovostní polohu, jež předchází zamýšlenému pohybu a z níž zamýšlený pohyb vychází. V této poloze míra aktivity posturálního systému vzrůstá a postura se mění v *atitudu* neboli orientovanou polohu.

Kolář (2009) zmiňuje pojem *ideální postura*, jež je odvozena od centrálních programů posturální ontogeneze. Pro definici této tzv. ideální postury neexistuje jednotná norma a názory autorů se různí. Při jejím popisu proto musíme vycházet z biomechanických, anatomických a neurofyziologických funkcí a vzít v úvahu také faktor motorického vývoje.

Vývoj postury je jedním z hlavních obecných principů motorického vývoje. Začíná již kontaktem novorozence s gravitací po porodu a vyvíjí se dle určitého časového schématu až k bipedální lokomoci, jež se objevuje kolem jednoho roku života a definitivně se ukončuje kolem třetího roku života jedince. V první fázi motorické ontogeneze se vyvíjí držení axiálního systému a pánve. V další fázi dochází k vývoji cílené fázické hybnosti. Za fyziologického vývoje dochází k vyvážené funkci antagonistických svalových skupin a centrované poloze v kloubech. Vzniká tak ideální postura. Předpokladem je zdravý CNS (Kolář, 1998; Kolář, 2009; Véle 1995).

Dle Filipčíkové et al. (2006) je postura ovlivňována pohlavím, ale také morfologickými vlastnostmi lidského těla jako je výška, tělesná hmotnost, obvod

hrudníku, délka končetin, ale také další parametry jako je systolický krevní tlak a délka a šířka nohy.

2.1.2 Posturální stabilita

„*Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a neřízenému pádu,*“ (Vařeka, 2012a). Je to neustálé zaujímání stálé polohy, jež musí čelit přirozené labilitě pohybového systému (Kolář, 2009). Dle Raševa (1999) se jedná o koordinovanou aktivaci svalstva při vzpřímeném držení těla. Kolář (2009) dále rozlišuje pojmy posturální stabilizace a posturální reaktibilita. Posturální stabilizaci chápe jako aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil řízené CNS, je také součástí všech pohybů. Posturální reaktibilita je reakční svalová síla generovaná při každém pohybu segmentu těla náročném na silové působení jako je např. zvedání břemene, pohyb proti odporu atd. Účelem této reakce je zpevnění pohybových segmentů. Véle (1995) rozlišuje pojmy rovnováha a stabilita. Rovnováha je dle něj stav, kdy jsou všechny síly působící na těleso vyrovnány a těleso je v klidu. To lze aplikovat také na samostatné tělesné segmenty. V takovém případě se jedná o stav, kdy je udržována určitá poloha segmentů svalovou činností. Pojmem stabilita označuje míru úsilí potřebnou k porušení rovnováhy ležícího tělesa v gravitačním poli. Pro pacienta je to pocit jistoty při udržování určité polohy a při pohybu. Tento pojem lze využít také pro pohyb. Stabilní pohyb při působení síly nemění směr ani rychlost pohybu náhodně, ale dle určitého předem stanoveného průběhu programu. Polohu tělesa lze označit jako stabilní, pokud je k porušení této rovnováhy zapotřebí vynaložení značného úsilí, je-li jeho těžiště blízko oporné báze, jejíž plocha a zároveň hmotnost tělesa jsou značné. Tento stav je srovnatelný s polohou člověka vleže. Nestabilním stavem rozumíme stav, kdy není třeba značného úsilí pro porušení rovnováhy a v němž těžiště leží vysoko nad opornou bazí malé plochy. To je typické pro polohu člověka ve stoji.

Dle Měkoty a Novosada (2005) lze rovnováhové schopnosti rozdělit na statické, dynamické a balancování předmětu. Statická rovnováhová schopnost se uplatňuje při klidové poloze těla, dynamická schopnost pak při pohybu. Balancování předmětu představuje schopnost udržování vnějšího objektu v rovnováze.

Stabilita je ovlivňována faktory biomechanickými a neurofyziologickými. Mezi hlavní biomechanické faktory řadíme opornou plochu, hmotnost a polohu těžiště,

charakter kontaktu těla s opornou plochou, postavení a vlastnosti hybných segmentů. K neurofyziologickým faktorům řadíme procesy psychické a vlivy vnitřního prostředí, procesy nastavující excitabilitu, spouštějící pohybové programy a procesy zpětnovazebné (Kolář, 2009; Véle 1995).

Oporná plocha (Area of Support, AS) je část *plochy kontaktu,* která je momentálně využita k vytvoření *oporné báze.* Např. přenos sil mezi ploskou a podložkou není rovnoměrný. K největšímu zatížení dochází zejména pod kalkaneem a hlavičkami metatarzů. Tato místa lze označit jako *opěrné body*. Oporná plocha se v průběhu měnící se situace mění. Stabilita je přímo úměrná velikosti oporné plochy a jejím vlastnostem např. adhezivitě (Vařeka, 2012a; Véle, 1995).

Oporná báze (Base of Support, BS) vyjadřuje část podložky ohraničené nejvzdálenějšími body oporné plochy (Vařeka, 2012a).

COM (Centre od Mass, těžiště) je možné definovat jako *hypotetický hmotný bod,* do něhož je soustředěna hmotnost celého těla (Vařeka, 2012a).

COG (Centre of Gravity, těžiště) je průmět společného těžiště těla do roviny oporné báze (Vařeka, 2012a).

COP (Centre of Pressure, střed tlakového působení) charakterizuje působiště vektoru reakční síly podložky (Vařeka, 2012a).

Těžiště se musí v každém okamžiku promítat do opěrné báze, to je základní podmínkou stability. Stabilita je přímo úměrná velikosti plochy oporné báze, vzdáleností mezi průmětem těžiště do oporné báze a středem oporné báze a sklonu oporné plochy k horizontální rovině. Pokud se při udržování statické polohy vektor gravitační síly nepromítá do oporné báze musí být svaly a ligamenty udržován trvalý otáčivý moment nebo je nutné vynaložení značné svalové síly. Nerovnovážný stoj je nejprve korigován vyšší svalovou aktivitou a hypertonií, poté bolestí, případně vznikem deformity (Kolář, 2009).

Stabilita ve stoji je zajišťována dvěma hlavními mechanismy, a to mechanismem *hlezenním* v antero-posteriorním směru a mechanismem *kyčelním* v latero-laterálním směru. Hlezenní strategie je využívána především při klidném stoji. Kyčelní mechanismus se uplatňuje, když hlezenní svaly nejsou již dále schopny stabilitu udržet (Jančová et al., 2013; Vařeka, 2012b, Winter, 1995).

K udržování a stabilizaci stálé polohy slouží informace z vestibulárního aparátu a proprioceptorů, ale také vizuální a akustická aference. Informace z vnitřního prostředí

umožňují udržovat danou polohu dle předem zvoleného programu pomocí *zpětné vazby* (*feed back).* Informace ze zevního prostředí umožňují stabilizovat polohu dle předchozí predikce a volby vhodného posturálního programu prostřednictvím tzv. *dopředné vazby (feed forward)* (Véle, 1995*).*

K řízení stabilizace je nutné předchozí vytvoření základních vzorů (*pattern*). Na tyto vzory pak navazují cílené pohybové programy. Oba tyto programy se vytvářejí učením a fixují opakováním. Tyto programy jsou následně vybírány a adresovány dle aktuální potřeby (Véle, 1995).

Studie dokazují, že úroveň stability se s věkem zhoršuje, a to především kvůli specifickým změnám, ke kterým ve stáří dochází. Jsou to zejména změny somatosenzorické, vizuální a vestibulární. Roli hrají také přidružené choroby jako je Parkinsonova nebo Alzheimerova nemoc. Pozorujeme větší výchylku i rychlost vychylování COP. Při dynamických testech je také zvýšen reakční čas při přepnutí ze statického testu na dynamický. Při zvýšeném nároku na stabilitu dochází u starších osob také ke svalové koaktivaci, jež je zřejmě využívána jako strategie k udržení stability. Změny posturální stability jsou u starší populace považovány za hlavní rizika pádu a vzniku fraktur. Kromě věku hraje důležitou roli také BMI, sociální interakce a fyzické aktivity. Tělesná hmotnost se podílí na úrovni posturální stability až z 50%. Lidé s vyšší tělesnou hmotností mají nižší úroveň posturální stability a tím je u nich také zvýšené riziko pádu (Abrahamová et al., 2008, Halická et al.; 2012, Hue et al., 2007; Jančová, 2008, Jančová et al., 2013; Remaud et al., 2016).

Dle Gryce (2014) mají osoby se zvýšenou pohybovou aktivitou lepší úroveň statické posturální stability než osoby se zdravotním omezením. Osoby se zdravotním omezením mají také horší úroveň dynamické posturální stability a odlišnou strategii provádění pohybového úkolu než běžná populace.

Specifické změny v posturální stabilitě nacházíme u osob s následujícími zraněními či onemocněními: nestabilita hlezenního kloubu, chronická degenerativní bolest zad, skolióza, paroxysmální poziční vertigo, úrazy hlavy, CMP, úrazy a onemocnění mozku, Parkinsonova choroba, vestibulární dysfunkce, periferní neuropatie, amputace nebo DMO (Winter, 1995).

Stabilita může být ovlivněna také lateralitou dolních končetin. Wang et al. (2012) uvádí, že rychlost vychylování COP během stojné fáze chůze je větší u dominantní končetiny.

2.1.3 Stabilizace polohy ve vzpřímeném stoji

Vzpřímené držení je pro člověka specifické a geneticky fixované. Toto držení je řízeno funkcí CNS a lze ho definovat jako uspořádání pohybových segmentů v podélné ose těla probíhající ve vertikále tak, aby vzdálenost od paty, jež se opírá o podložku, na níž stojíme, k vrcholu hlavy byla co možná největší při současném zachování fyziologických zakřivení páteře. Toto spontánní vzpřímené držení je programově fixováno na rozdíl od vědomě korigovaného napřímení. Vzpřímený stoj je krajně labilní poloha. Spočívá na oporné stabilizační funkci dolních končetin a stabilizační schopnosti páteře. Významná je také správná funkce chodidla. Udržování vzpřímené polohy ovlivňují fyzikální faktory, ale zejména pak svalová činnost. Stabilizace je vykonávána dynamickou činností páteřních svalů (Lewit et al., 2008; Véle, 1995; Véle, 2006).

Svaly, podílející se na stabilizaci trupu ve vzpřímené poloze můžeme rozdělit na krátké, intersegmentální, hluboko uložené tonické svaly a delší, polysegmentální, silné povrchní fázické svaly.

Intersegmentální svaly označujeme také jako stabilizační, jelikož slouží především k udržení polohy v kloubu, který překrývají. Působí vždy v ose pohybového segmentu. Nastavují pozici kloubních těles v segmentu již při pouhém pohybovém záměru, tedy ještě před samotným provedením pohybu. V oblasti páteře k nim řadíme svaly, jež spojují sousední obratle. Lze k nim přiřadit také m. transversus abdominis a musíme brát v úvahu také posturální funkci bránice. Lewit (1999) zdůrazňuje také svaly pánevního dna, jakožto významný stabilizátor páteře. V ramenním kloubu jsou to hluboké a krátké zevní rotátory a v kloubech kyčelním sem řadíme mm. obturatorii, mm. gemelli, m. quadratus femoris a m. piriformis. Při změně řízení intersegmentálního svalstva, např. při dlouhé monotónní činnosti, ve smyslu inhibice, musí práci na nastavení převzít dlouhé, povrchové polysegmentální svaly.

Polysegmentální muskulatura je hlavním zdrojem síly pro pohyb nebo pro korekci zaujaté polohy. Působí kolměji k ose pohyblivého segmentu (Rašev, 2007; Véle et al., 2001; Véle, 2006).

Dle těchto poznatků můžeme stabilizaci rozdělit na *pružnou vnitřní segmentovou* a *vnější sektorovou celkovou*.

Pružnou vnitřní stabilizaci má na svědomí již zmíněná intersegmentální muskulatura, tvořící *hluboký stabilizační systém*. Svaly hlubokého stabilizačního systému jsou aktivovány při jakémkoliv statickém zatížení a doprovází každý cílený pohyb

končetin. Jejich receptory dostávají informace o připravovaném pohybu či odchylce od udržované polohy, aby mohly být korigovány ještě než dojde k destabilizaci. Tato činnost je řízena především z vestibulocerebella, spojeného s proprioceptory a motorickými neurony v míše (Kolář et al., 2005; Véle et al., 2001; Véle, 2006).

Véle et al. (2001) zmiňuje také stabilitu *rigidní.* Jako rigidní stabilitu označuje stav např. u morbus Bechtěrev či u kloubních blokád, kdy ztuhlá páteř či blokády sice „stabilizují" páteř, ale omezují mobilitu pohybového aparátu a přetěžují sousední segmenty. Stabilita axiálního orgánu by měla být sektorově proměnlivá neboli pružná, aby umožňovala určitým sektorům stabilizovat polohu tak, aby ostatní sektory byly schopny svou polohu účelně měnit.

Vnější stabilizace navazuje na stabilizaci vnitřní. Pružná vnitřní stabilita páteře se podílí i na zajišťování stability celkové a jistotě v pohybovém chování. Tento druh stabilizace zajišťují delší, silnější záběrové svaly, jež spojují jednotlivé sektory páteře a připojují k nim končetiny. Tyto svaly jsou schopny vyvinout značné úsilí, avšak po krátkou dobu, a tak zabraňují destabilizaci a možnému pádu. (Véle et al., 2001; Véle, 2006).

K udržení postoje je využíváno co možno nejmenší množství energie. Přednostně se tedy využívají drobné hluboké svaly, větší svaly se zapojují až při zvýšeném stupni lability. Nejmenší množství energie k udržení vzpřímeného stoje je vynaloženo, promítá-li se váha těla do středu oporné báze. Při pohybu proti odporu by měl směr síly procházet co nejblíže k tělesné ose (Véle, 1995).

Stabilizace trupu je ovlivněna také respirací. Podílejí se na ní dýchací svaly, ale i dechová mechanika. Významnou stabilizační funkci má také bránice. Pokud bude respirační i posturální systém pracovat ve vzájemném souladu, bude udržování polohy i cílené pohyby probíhat odpovídajícím způsobem (Horák et al., 2010; Kolář, 2010; Kolář, 2012; Véle et al., 2001; Véle, 2006, Vostatek et al., 2013).

2.1.4 Posturální dysfunkce

Posturální dysfunkce či dyskoordinace či funkční segmentální instabilta vyjadřuje stav nedostatečné aktivace intersegmentální muskulatury při práci týkající se zastavení. Funkci intersegmentálních svalů pak přebírají svaly polysegmentální a dochází k jejich přetížení a vzniku nocicepce. Tato nociceptivní vstupní informace o přetížení je vysílána

do CNS. Jako reakci na tuto informaci změní CNS nastavení svalového tonu v dalších řetězcích, to se pak může interpretovat jako pocit bolesti.

Příčiny těchto poruch mohou být centrální nebo periferní, vždy funkční nebo strukturální. I po odstranění strukturální poruchy mohou přetrvávat poruchy funkční jako následek ne zcela normalizované změny v pohybovém programu (Rašev, 1999; Rašev, 2007). Kolář (2009) rozlišuje vznik posturální dysharmonie na základě poruch anatomických, neurologických a funkčních. V souvislosti s funkčními poruchami zmiňuje tři hlavní příčiny: 1. centrální koordinační porucha během motorického vývoje; 2. způsob vypracování, posilování a korigování našich stereotypizovaných pohybů; 3. porucha kontroly nocicepce.

Abnormální motorický vývoj může probíhat z hlediska kvantitativního, ve smyslu opoždění biologického věku oproti chronologickému či kvalitativního. To znamená, že dítě sice je schopné provést daný pohyb či zaujmout polohu, ale provedení není zcela fyziologické. Tyto poruchy se během vývoje fixují a přetrvávají do pozdějšího věku, kde jsou pak základem posturálního chování.

Správně posturálně zajištěný pohyb probíhá ekonomicky a v centrovaném postavení kloubů. To vede k optimálnímu zatížení struktur. Špatně prováděná zátěž, většinou jednostranná způsobuje změny svalového tonu a tím také fixaci chybných stereotypů. Tato zátěž je nejčastěji profesního či sportovního charakteru. Proto je vhodné delší sezení či stání prokládat rytmickými změnami polohy. Tím vyloučíme přetěžování svalů i ligament. Nejlepší kompenzací je chůze. Kolisko a Jandová (2002) upozorňují na to, že se v současné době v denním režimu středoevropské populace výrazně zvyšuje podíl jednostranné statické pohybové zátěže či nevhodně kompenzované jednostranné tělesné zátěže na úkor všeobecně rozvíjející tělesné zátěže.

Na posturálním chování se značně podílí také psychika. V různých psychických situacích se mění svalový tonus i držení těla a pohybový projev.

Nocicepce může, ale nemusí být zprvu interpretována jako bolest. Spouští však obranné reakce, jež se snaží předejít poškození dané struktury. Na základě toho vznikají změny svalového tonu ve smyslu svalové hypertonie a svalového útlumu. Tyto změny mohou postihovat celé svalové skupiny nebo jen určitá svalová vlákna. (Kolář, 2009; Véle, 1995).

Při poruchách stability můžeme pozorovat zvýšené oscilace kloubů nebo pohybových segmentů, které by během zaujímání polohy či pohybu měli být stabilní nebo

se plynule pohybovat. Tato dysfunkce je vyjádřením segmentální instability. Pokud se promítá do oblasti nosných kloubů je pacient při stoji na jedné dolní končetině velmi nejistý, mívá pravidelné bolesti při delších monotónních pozicích vzpřímeného trupu i pomalé chůzi, dokonce si může stěžovat na závrať (Rašev, 1999).

Při poruchách stability nacházíme u pacientů nepříjemné subjektivní pocity. Hlavními klinickými projevy nestability jsou nejistota a závrať. Pocit nejistoty zhoršuje celkovou pohybovou koordinaci a pohybové jednání a může vést k pádu. Může být doprovázen také vegetativními příznaky. Závrať je vyšším stupněm nejistoty. Projevuje se zhoršenou prostorovou orientací, subjektivně postižený vnímá nestabilitu okolí. Tento pocit je způsobován poruchou na úrovni zpracování informací z vestibulárního aparátu mozečkem. Při rozdílném zpracování vestibulární aference s aferencí např. vizuální vnímá postižený závrať s pocitem tahu těla k jedné straně kombinovaný s pocitem otáčení okolního prostředí nebo těla určitým směrem. Závrať ovlivňuje kromě pohybového výkonu a koordinace také stav vnitřního prostředí a psychiku pacienta. Pro objektivní posouzení stavu stability je nutné provést přístrojové vyšetření (Véle, 1995).

2.1.5 Testování posturální stability

Pro hodnocení stabilizační funkce svalů využíváme klinické či přístrojové vyšetření.

Z klinických testů se využívají zejména testy dle Koláře (2009). Ty hodnotí kvalitu způsobu zapojení svalů a pomáhají posoudit jejich funkci během stabilizace. Během těchto testů hodnotíme především, zda kloub při stabilizaci zůstává v neutrálním postavení, jakou měrou se na stabilizaci podílejí intersegentální a polysegmetální svaly a zda-li jejich aktivita odpovídá dané situaci a zda se při stabilizaci neaktivují i vzdáleneé svalové skupiny a případné asymetrie. Důležité je zejména posouzení *svalové souhry.*

Z přístrojových vyšetření je možné využít *stoj na dvou vahách*, *fefalograf, cervikotomograf* či *posturograf*.

Při stoji na dvou osobních vahách vyšetřujeme případné asymetrie stoje. Hodnotíme stranový rozdíl zatížení, který by neměl činit víc než 10% hmotnosti těla a kolísání hodnot více než 2%.

Kefalograf je zařízení, které mechanicky zaznamenává horizontální pohyb hlavy při stoji.

Cevikotomograf zaznamenává polohu a pohyby hlavy pomocí čidel, které pohyb převádějí na elektrické impulzy, jež následně vyhodnocuje počítač.

Posturografie je metoda často využívaná pro objektivizaci poruch stability stoje či ověřování vlivu intervence na posturální stabilitu. Je to vhodná metoda pro zjišťování úrovně posturální stability u pohybově aktivní populace i u osob se zdravotním omezením. Tato metoda využívá k vyšetření stoje měřící platformu s tlakovými či siloměrnými čidly. Ta je, schopna rekonstruovat pohyb průmětu těžiště do oporné báze. Variabilita křivky je úměrná stabilizační schopnosti posturálního systému. Čím horší je úroveň stability, tím větší je amplitudový rozkmit průmětu těžiště. Při vyšetření je nutné dodržovat některé zásady, a to především, že velikost oporné báze musí být vždy konstantní stejně jako poloha páteře a hlavy. Vyšetření musí probíhat v klidné místnosti, vyšetřovaný nesmí být rozptylován. Vyšetřovaný stojí na platformě ve vzpřímeném stoji s horními končetinami v připažení a dívá se na pevný bod, umístěný ve výši očí ve vzdálenosti asi 5 metrů. Vyšetření lze provádět v různých modifikacích, při kterých využíváme možnost narušení interakcí mezi jednotlivými aferentními vstupy, např. při zavřených očích, zúžené stojné bázi, změně polohy hlavy nebo při stoji na molitanové podložce. Lze využít také galvanickou stimulaci labyrintu v průběhu vyšetření nebo mechanickou vibraci na šlachu m. soleus. Vyšetření se provádí po dobu 10-30 s. Získaná data se zpracovávají a vyhodnocují pomocí výpočetní techniky. Pro zjištění úrovně dynamické posturální stability je možné posturografii kombinovat i s jinými metodami jako je např. 3D kinematická analýza nebo současné sledování EMG aktivity stabilizačních svalů. Posturální stabilitu lze měřit také na pohyblivých plošinách, jež se pohybují jedním nebo více směry. Přístroje je možné využít také terapeuticky (Čakrt et al., 2012; Gryc, 2014; Halická et al., 2012; Kutílek et al., 2012; Visser et al., 2008; Véle, 1995).

Speciální metodou k testování posturální stabilizace je metoda *posturální somatooscilografie.* Je to druh posturografie, při němž vzniká záznam projekce COP na nestabilní plošině *Posturomed*, která znesnadňuje stabilizaci těla ve standardizovaných testovacích situacích. Na spodní ploše Posturomedu je připevněn akcelerometr. Součástí systému je také měřící box, z něhož se přenášejí data do počítače, kde jsou následně vyhodnocovány. Vyšetřuje se kráčení na místě přesně definovaným způsobem a stabilizace na jedné dolní končetině. Zásadním rozdílem mezi tímto druhem testování a

standardními posturografickými metodami jsou nové posturální situace navozované na Posturomedu a technika pohybu plošiny (Rašev, 2011).

2.1.6 Terapie posturálních dysfunkcí

V prevenci či léčbě posturálních poruch nelze vycházet z toho, že porucha se dá odstranit pouhým posilováním „oslabených“ svalů. Většinou se totiž jedná o poruchu řídících mechanismů. Proto důležitější než svalová síla je zapojení těchto svalů do svalové souhry a schopnost reagovat na stavy vnějšího prostředí a jeho změny. Toho lze dosáhnout dlouhodobým opakováním speciálních cviků s důrazem na prožitek pohybu. Cvičení musí být provázenou motivací, jež aktivuje limbický systém a pomáhá nové vzorce fixovat v paměti (Véle et al., 2001; Véle, 2006). Rašev (1999) také zdůrazňuje, že chceme-li pomocí CNS změnit posturální reakce, např. při instabilitě kloubu, musíme nejprve optimalizovat posturu a teprve poté aktivovat nové výhodněji řízené postoje a nakonec upevnit nové posturální programy.

Rašev (2007) definuje posturální terapii jako techniky, jež cíleně vedou k synergisticky funkčním stabilizujícím svalovým aktivacím v axiálním orgánu, v oblasti pletenců a kloubů. Zdůrazňuje, že posturální terapii by měly vždy předcházet techniky optimalizující aferentní informace, zvláště pomocí exteroceptivně působících opatření a autogenních nebo recipročních inhibičních technik jako je například horká role, myofasciální techniky, manuální terapie, odstranění spoušťových bodů a další. V další fázi by měla být zařazena terapie ve funkčních pohybových řetězcích, jež využívá autogenní a reciproční zábrany i vzdálených antagonistů. Řadíme sem např. techniky dle Brüggera, PNF, cvičení s therabandem a další. Poté přecházíme k vlastní posturální terapii. Dle jeho konceptu tato léčba spočívá v aktivaci segmentální koordinace na nastavitelné instabilní plošině Posturomed nebo s oscilujícími tyčemi *Propriomedy.* Během terapií dochází přeprogramováním synergistických svalových aktivací k vypracování segmentální koordinace. Jako metody posturální terapie lze označit také například Vojtovu reflexní lokomoci, respirační terapii, Feldekreisovu metodu, některé jógové techniky či opěrné cviky dle Brunkowové.

Při ovlivnění stabilizační svalové funkce je vhodné využívat reflexních principů, které vycházejí z programů zrajících během posturální ontogeneze. Tohoto principu využívá také metoda dynamické neuromuskulární stabilizace. Prostřednictvím této

metody ovlivňujeme funkci svalů v jejich posturálně lokomoční funkci (Kolář, 2007; Kolář, 2009).

Dle Koláře (2007) je při terapii výhodné zaměřit se na výcvik vnímání vlastního těla. Tento obraz, jež si vytváříme o svém těle a jeho pohybech je často velmi zkreslený a nejsme schopni ho sami korigovat. Proto nácvik korekce celého obrazu přináší lepší výsledky než jen opravování jednotlivých chyb.

K ovlivnění základních pohybových vzorů člověka a dosažení automatizované svalové aktivity potřebné k odstranění svalových dysbalancí slouží také metoda senzomotorické stimulace. Ta využívá zejména stimulace aferentních systémů k facilitaci motorických eferentních center a drah. V rámci této metodiky se využívají různé balanční pomůcky jako např. válcové a kruhové úseče, balanční sandály, točny, Fitter, minitrampolíny či balanční nafukovací míče (Haladová et al., 2007; Pavlů, 2003).

Honová (2012) poukazuje na možnosti využití moderních fitness pomůcek jako je Bosu, Flowin a TRX k aktivaci hlubokého stabilizačního systému a zajištění vnitřní svalové stabilizace. Bosu je půlmíč nahuštěný vzduchem připevněný v kruhovém rámu. Flowin je plastová podložka, která umožňuje skluz končetin pacienta podložených speciálními podložkami. Tento koncept využívá principu odporu způsobeného vlastní vahou. Pohyby jsou plynulé, bez doskoků a nepřiměřeného zatížení kloubů. TRX se skládá ze dvou nepružných popruhů. Cvičení probíhá na základě zavěšení části těla do popruhů a přenosu váhy a těla vůči podložce. Spojení těchto pomůcek s polohami z vývojové kineziologie představuje vyšší facilitační účinek a velké množství výchozích poloh.

Také Krištofič (2012) doporučuje cvičení na labilních plochách. Za hlavní pozitivum balančních metod označuje především stimulaci koordinace v rámci celého pohybového systému, zvýšení energetické hospodárnosti pohybu a významnou ochranu kloubů proti zranění. Jelikož jsou však při tomto druhu posilování zvýšeny proprioceptivní nároky na produkci síly, je oslovována spíše polysegmentální muskulatura než intersegmentální, proto není vhodné tento trénink nazývat posilováním hlubokého stabilizačního systému. Dále uvádí, že tato metoda je vhodná k použití v rehabilitaci a fitness. Pro použití v oblasti sportu by tento druh cvičení měl respektovat charakter konkrétní sportovní disciplíny.

Dohm-Acker et al. (2008) porovnával vlivy proprioceptivní terapie na různých nestabilních pomůckách na jednotlivé stabilizační svaly dolní končetiny. Ukázalo se, že

nejvíce se svaly aktivují při terapii na kulové úseči. Pro stabilizaci hlezenního kloubu je nejvýhodnější použití kulové úseče nebo měkké podložky. Pro rehabilitaci kolenního kloubu je vhodné využít Posturomed nebo obě předchozí.

Couilandre et al. (2008) ve své studii uvádí, že posturální stabilita reaguje na trénink na motorizovaných rotačních platformách, konkrétně na Huber®/SpineForce™. Tento druh tréninku doporučuje hlavně pro populaci s nižší úrovní fyzické aktivity, starší osoby nebo jedince se senzomotorickým deficitem. Gryc (2014) doporučuje rozvíjení posturální stability prostřednictvím balančních pomůcek a aktivace hlubokého stabilizačního systému také u osob se zvýšenou pohybovou aktivitou.

Dle Gryce et al. (2011) dochází u sportující populace ke zlepšení některých parametrů statické posturální stability také při celotělovém vibračním tréninku na Power Plate.

Kean at al. (2006) ve své studii zdůrazňuje, že po balančním tréninku statických poloh dochází ke zvýšení úrovně statické posturální stability, ne však stability dynamické. Naopak po tréninku dynamických úkonů na balančních podložkách dochází k ovlivnění pouze dynamické posturální stability, ne však statické. Také další autoři upozorňují na nutnost specifity balančního tréninku (Bachman, 1961).

2.1.7 Posturální stabilita a sport

Nesoulad mezi pohybem a posturální motorikou vede u méně zkušených sportovců ke zhoršení či selhání pohybového záměru, k přetěžování pohybového aparátu či k poruše struktury (Véle, 2006). Při nedostatečné segmentální axiální stabilitě při silovém tréninku nelze dosáhnout optimálních výsledků. Pohyby jsou vykonávané s neekonomickou spotřebou energie a často vedou k přetěžování pohybového aparátu a vzniku funkčně podmíněných bolestí (Rašev, 1999).

Vaidová et al. (2012) předpokládá, že posturální stabilita může být sportovců s jednostrannou zátěží ovlivněna rozdílnou segmentální distribucí vybraných tělesných tekutin. Tento vztah však nebyl prokázán.

2.2 Imoove

Imoove je mechanická platforma pro rehabilitaci a fitness s patentovanou technologií 3D elisférického lemniskálního pohybu, jenž respektuje biomechanickou strukturu těla, svalových řetězců a kloubů (Obr. 1). Imoove lze využít k funkční rehabilitaci, mobilizaci a dynamické stabilizaci, a to ve všech přirozených polohách jako je stoj, sed, klek i leh. Díky expanderům pro horní končetiny umožňuje přístroj cvičení v otevřených i uzavřených kinematických řetězcích s aktivní horní i dolní polovinou trupu. Pro cvičení s cílem korekce přednostního využívání jedné končetiny způsobené úrazem či neurologickou poruchou lze nastavit asymetrický pohyb plošiny pro dolní končetiny či asymetrické nastavení expanderů pro horní končetiny.

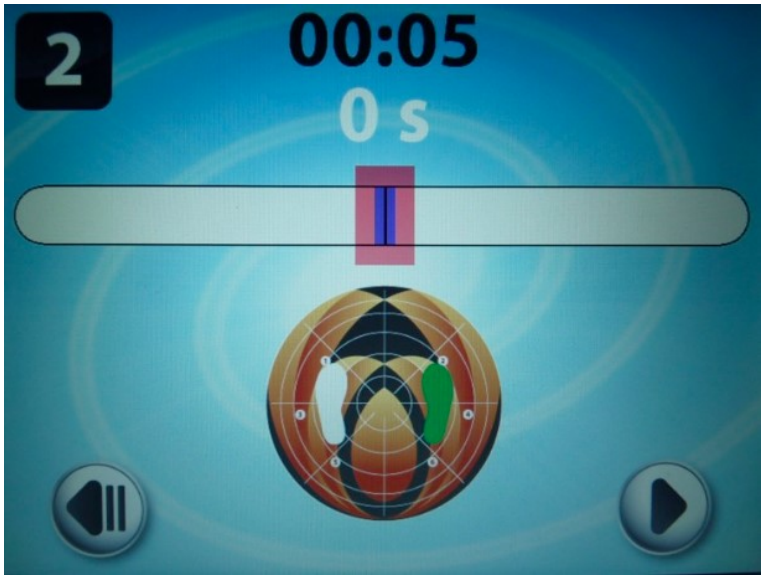
Obr. 1 Imoove (Lefeen s.r.o., 2016a)

Přístroj nabízí několik možností nastavení: volné menu, náhodné menu, Dynamic live control (DLC) a přednastavené programy pro rekondici, fitness a sport. Volné menu umožňuje terapeutovi libovolné nastavení rychlosti, amplitudy otáčení plošiny a změny otáčení. V náhodném menu lze vybrat ze tří stupňů obtížnosti cvičení, které každé trvá tři minuty. DLC cvičení se zpětnou vazbou koordinace horní poloviny těla, nabízí tři tréninky: horizontální lineární, vertikální lineární a dvoudimenzionální, které trvají tři minuty a mají možnost nastavení obtížnosti. Cvičení lze provádět ve statickém módu, kdy

cíl drží jednu pozici v průběhu cvičení, v dynamickém módu, kdy se cíl během cvičení pohybuje a v módu 6 sekund, kdy se cíl pohybuje mezi dvěma pozicemi každých 6 sekund (Lefeen s.r.o., 2016a, Lefeen s.r.o., 2016b).

Plošina umožňuje variabilní postavení dolních končetin. Dle Bruyneelové et al. (2013) je změna pozice dolních končetin neméně důležitá, než změna rychlosti a pohybu plošiny.

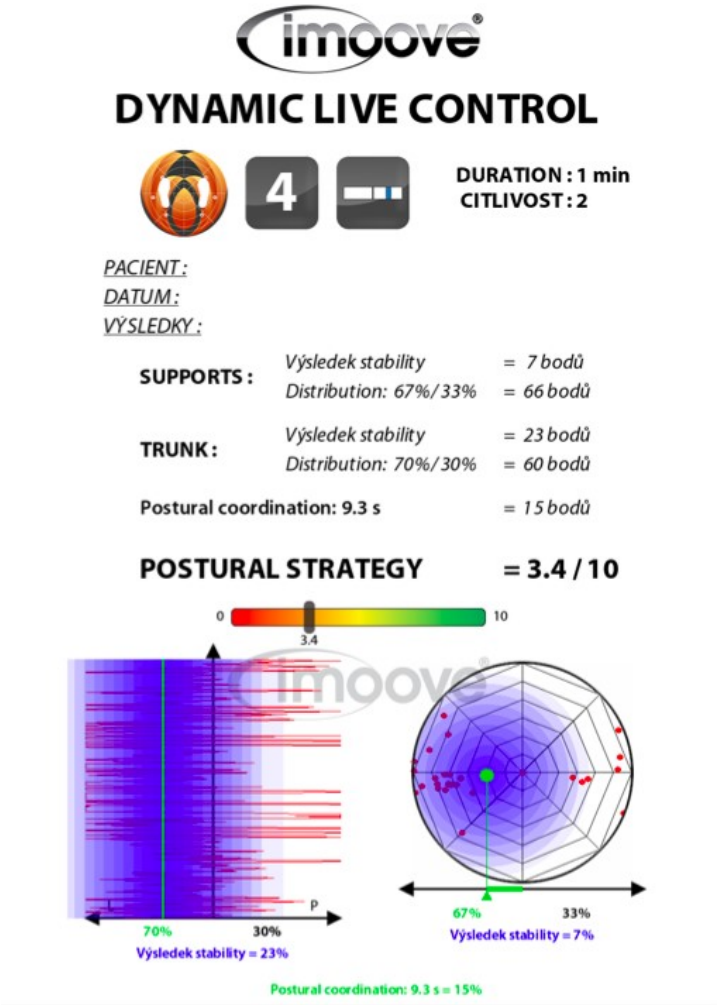
Na přístroji lze provádět také velmi přesnou posturální analýzu. Imoove hodnotí stabilitu, rovnováhu a koordinaci. Analýza trvá 1 minutu a lze ji provádět v tahu nebo v tlaku ve čtyřech úrovních obtížnosti, s odkrytou nebo zakrytou zpětnou vazbou, která zaznamenává koordinaci horní poloviny těla při současném pohybu platformy, a třech stupních citlivosti kontrolky zpětné vazby. Úkolem uživatele v průběhu testu je kromě udržení rovnováhy na dolních končetinách také udržení modré čáry v červené výseči po pokud možno co nejdelší dobu (Obr. 2). Díky nestabilitě platformy je tento úkol těžký a počítač zaznamená jakoukoliv odchylku v koordinaci a držení horní části těla.



Obr. 2 DLC (Lefeen s.r.o., 2016a)

Výsledky testu jsou zobrazeny v protokolu, jenž zaznamenává stabilitu postavení dolních končetin, stabilitu a koordinaci trupu, posturální koordinaci a posturální strategii (Obr. 3). Posturální strategie představuje průměrný výsledek všech ukazatelů vypočítaných na plošině a na senzorech horních končetin. Výsledky jsou znázorněny také graficky. Zelený bod je bod rovnováhy testované osoby. Červené body reprezentují

průměrnou hodnotu opory pacienta v časové jednotce jednoho cyklu do změny směru plošiny. Modré pole znázorňuje silové pole stability. Čím užší je rozptyl tohoto pole, tím více pacient používá k udržení rovnováhy hluboké svaly. Zelená svislá čára ve svislém grafu znázorňuje průměrnou hodnotu koordinace naznačující dominanci levé či pravé poloviny těla. Červená křivka představuje okamžitou reakci vrchní poloviny trupu na změny vyvolané pohybem. Modré pole svislého grafu zobrazuje průměr koordinace a vyjadřuje intenzitu koordinace vrchní poloviny těla (Lefeen s.r.o., 2016a, Lefeen s.r.o., 2016b).



Obr. 3 DLC protokol (vlastni zdroj)

2.3 Golf

V současné době je golf stále více populárním sportem, oslovujícím hráče téměř všech věkových kategorií a socio-ekonomických skupin. V současné době hraje golf asi 35 milionů lidí. Hlavním cílem hry je dopravit míček do malé jamky na co nejmenší počet ran. Za tímto účelem musí hráč použít různé rány, které využívají dva hlavní pohyby v golfu: švih a putt. Ke švihu se využívají dřevěné a železné hole, k puttingu putter. Speciálními holemi, sloužícími k ranám s vysokou trajektorií je „sand-wedge“ a „pitching-wedge“ (Hume et al., 2005).

Golfový švih je komplexní pohyb celého těla. Může být u každého hráče jedinečný, v zásadě však rozlišujeme dva hlavní styly švihu, *moderní* a *klasický*.

Mechanika golfového švihu je z velké části ovlivněna výkonností hráče (Gluck et al., 2008; Keogh et al., 2007; Zheng et al., 2008).

2.3.1 Golf a posturální stabilita

Golfový švih vyžaduje optimální stabilitu, flexibilitu a sílu ke koordinovanému pohybu mnoha tělesných segmentů. Během golfového švihu je vyvíjen vysoký tlak na bederní páteř. Lidské tělo není primárně uzpůsobeno k vypořádáním se se silami vznikajícími během švihu. Je proto nutné zařadit do tréninku hráčů golfu, mimo jiné, trénink zaměřený především na dynamickou stabilizaci páteře. To pomůže nejen zlepšit výkon, ale také předcházet zraněním.

Na stabilizaci trupu během švihu se podílejí zejména svaly trupu. Nejvyšší aktivitu během švihu vykazuje kontralaterální m. obliquus abdominis externus a ipsilaterální m. obliquus abdominis internus, m. latissimus dorsi, m. erector spinae, m. quadratus lumborum a m. rectus abdominis. Stranový rozdíl v zapojení může způsobovat svalové dysbalance a bolest především dolní části zad (low back pain). U hráčů s bolestmi zad bývá nástup aktivity stabilizačních svalů zpožděn a svalová koordinace zhoršena, aktivita břišního svalstva je však srovnatelná (Gluck et al., 2008; Horton et al., 2001; Sell et al., 2007).

Cole et al. (2008) zjistil odlišnou svalovou aktivitu břišních svalů u hráčů s bolestmi zad a asymptomatických hráčů, a to zejména sníženou aktivitu m. erector spinae na vrcholu nápřahu a úderu a větší aktivitu m. obliquus abnominis externus během švihu.

Snížená aktivita m. erector spinae může být spojena se sníženou schopností ochrany páteře a okolních struktur na vrcholu nápřahu a úderu.

Také podle Alvareze et al. (2012) jsou při golfovém švihu velmi důležité svaly, jež stabilizují páteř, a to nejen pro prevenci zranění, ale také pro zvýšení výkonnosti. Po tréninku těchto svalů a svalů horních končetin u golfistů s nízkým HCP bylo následně zjištěno zlepšení v délce odpalu.

Pro zvýšení celkové stability během švihu je optimální mít dolní končetiny na šířku ramen. COM prochází středem trupu nad opornou bází, což jsou v tomto případě dolní končetiny. Posturální svaly v pánevní a břišní oblasti by měly být aktivovány. Nutná je statická i dynamická stabilita. V golfu rozumíme statickou stabilitou schopnost držet rovnovážnou pozici těla, dynamickou potom schopnost přesouvat správně těžiště během švihu (Hume et al., 2005).

Dle Sella et al. (2007) je stabilita důležitým komponentem golfového švihu. Schopnost stabilizace na jedné dolní končetině může být předpokladem pro lepší zvládnutí přenášení těžiště během švihu a také pro vypořádání se se změnami terénu a jeho sklonu během hry.

Wells et al. (2009) uvádí že síla středu těla a celková stabilita může být důležitým faktorem, jenž ovlivňuje efektivitu krátké hry a délku odpalu.

Tsang et al. (2004) ve své studii porovnává vliv Tai Chi a golfu na posturální stabilitu u starší populace. Význam Tai Chi v tréninku posturální stability byl již dříve prokázán. Při posturografickém vyšetření bylo dokázáno, že vliv golfu na posturální stabilitu je značný a srovnatelný s Tai Chi.

2.3.2 Využití Imoove v golfu

Ve fyzioterapeutické praxi se Imoove využívá v terapii četných patologií (lumbalgie, kloubní náhrady, kloubní blokády a vadné držení těla). Funkce přístroje však mohou být využity pro další účely, jako pro zlepšení sportovních výkonů zařazením do tréninku fyzické přípravy. Přístroj je plně přizpůsobený specifickým potřebám golfisty.

Švih je jedním z nejkomplexnějších pohybů. Jediné oslabení v některé části těla stačí, aby pohyb zbrzdilo. Švih tudíž nelze provést efektivně, hráči chybí síla a pohyb je nepřesný. Takové oslabení může vést také k úrazu.

Cílem každého hráče, ať je na jakékoli úrovni, je vylepšení herní techniky. To je možné pouze v případě, že si je vědom stavu svých svalů a kloubů a na základě toho umožní svému tělu provést švih nejefektivněji, jak dovede. Právě k tomu je vhodné využít Imoove. Mezi jeho hlavní přínosy patří posílení hlubokých a povrchových svalů, úprava držení těla, zlepšení koordinace, rovnováhy a propriocepce. Toto neuromotorické přeprogramování otevírá početné možnosti zlepšení fyzických vlastností jedince. V rámci programů pro fyzickou přípravu hráčů a prevenci, umožňuje platforma produkovat pohyby v kloubech při hře, díky 3D pohybu platformy. Imoove je pro svoji funkčnost zajímavý pro všechny v hráčově okolí: fyzioterapeut jej využije pro správné fungování těla, ve fyzické přípravě se použije pro posílení svalů, trenér jej využije pro výuku techniky.

Správný golfový postoj vyžaduje dostatečnou pohyblivost kloubů, aktivitu hlubokých stabilizačních svalů a protažitelnost svalů, zejména prsních, hýžďových a ischiokrurálních. Nacvičování postoje na Imoove, nám umožňuje ovlivňovat všechny tyto fyzické vlastnosti. Upravení rychlosti a rozsahu nám umožňuje cílenější trénink.

Golf je dlouhodobou aktivitou, kdy hráč mezi jednotlivými údery ujde několik kilometrů. Je tedy důležité rozvinout svalovou vytrvalost, která umožní i na konci hry udržet efektivitu pohybu a předejít zraněním. Udržení efektivního golfového postoje na plošině Imoove propojuje práci na technice, získání a udržení ideálního kloubního rozpětí a stimulaci specifických svalových řetězců.

Provádění švihu na pohyblivé plošině stimuluje svaly účastnící se stabilizace trupu. Tyto stabilizační svaly jsou důležité především k přenášení těžiště v průběhu švihu. Většina hráčů se zhoršenou dynamickou stabilizací má tendenci k vychylování dráhy míčku do strany a namáhání bederní oblasti.

Zlepšení koordinace pohybů končetin s využitím biofeedbacku prostřednictvím snímačů umístěných na elastických gumách zapojených do cvičení, aktivuje bederně-pánevní muskulaturu nepostradatelnou v golfu za účelem získání síly převážně pro *drive.*

Každé cvičení na Imoove vede k vývoji všech výkonnostních parametrů, které golfisté potřebují, s přidáním parametru prevence a zdraví. Vývoj fyzických schopností zabraňuje zraněním neuromuskulárního původu spojených s hraním golfu nebo s každodenním životem. Pro využití v golfu umožňuje Imoove především:

- oddělit pohyb horní a dolní poloviny trupu
- zvýšit kloubní pohyblivost

- posílit hluboké antigravitační svaly
- pracovat na koordinaci svalů
- pracovat na posílení svalových řetězců
- pracovat na kardiovaskulárním systému
- rozvíjet senzorické vlastnosti (Willame, 2014).

3 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, HYPOTÉZY

3.1 Cíle práce

Cílem práce bylo zjistit vliv tréninku na přístroji Imoove na dynamickou a statickou posturální stabilitu u hráčů golfu.

3.2 Úkoly práce

- Vymezení problematiky na základě zpracování literální rešerše
- Stanovení hlavních cílů a úkolů práce
- Stanovení metodiky práce
- Výběr probandů, provedení měření a intervence, sběr dat
- Analýza získaných dat
- Interpretace poznatků a formulace závěrů

3.3 Hypotézy

H1: Úroveň dynamické posturální stability bude u experimentální skupiny vyšší na konci prováděného výzkumu než na jeho začátku.

H2: Úroveň statické posturální stability bude u obou skupin srovnatelná na konci prováděného výzkumu jako na jeho začátku.

H3: Úroveň dynamické posturální stability se více zvýší u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

3.4 Výzkumná otázka

Lze pomocí tréninku na přístroji Imoove ovlivnit úroveň posturální stability u hráčů golfu?

4 METODIKA PRÁCE

4.1 Metodologický princip

Práce byla zpracována formou analyticko-experimentální studie. Cílem práce bylo zjistit, do jaké míry lze ovlivnit posturální stabilitu u hráčů golfu pomocí tréninku na přístroji Imoove. Experimentu se zúčastnilo 12 hráčů golfu, kteří byli rozděleni do experimentální a kontrolní skupiny. Experimentální skupina podstoupila čtyřtýdenní intervenci v celkovém počtu 8 cvičebních jednotek. Intervence probíhala dvakrát týdně po 30 minutách. Kontrolní skupina nepodstoupila žádnou intervenci. Na začátku a na konci experimentu bylo provedeno u obou skupin měření posturální stability na stabilografické plošině Footscan a na mechanické plošině Imoove. Výsledky byly porovnány u obou skupin.

4.2 Výzkumný soubor

Výzkumný soubor byl tvořen hráči golfu různé výkonnosti (HCP 0-54). Výběr probandů byl záměrný vhledem k jejich sportovnímu zaměření. Experimentu se zúčastnilo celkem 12 probandů, kteří byli randomizovaným výběrem rozděleni do dvou skupin, experimentální (n=7) a kontrolní (n=5). Do experimentální skupiny byly zařazeny 3 ženy (věk 20 ± 2,89 let; výška 174,67 ± 6,66 cm ; hmotnost 73,67 ± 22,72 kg; hcp 1,03 ± 1,07) a 4 muži (věk 25 ± 5,26 let; výška 188,5 ± 3,42 cm; hmotnost 88,25 ± 4,57 kg; hcp 10,45 ± 16,45). Kontrolní skupina byla tvořena 2 ženami (věk 24 let; výška 160 ± 5,66 cm; hmotnost 56,5 ± 2,12 kg; hcp 54) a 3 muži (věk 26 ± 2,08 let; výška 184,67 ± 6,81 cm; hmotnost 77,83 ± 3,69 kg; hcp 38,3 ± 27,19). Jedna žena z experimentální skupiny byla kvůli zranění v průběhu experimentu ze studie vyloučena. Zranění si přivodila na lyžařské dovolené. Účast ve studii byla dobrovolná, všichni hráči podepsali informovaný souhlas (příloha č. 2). Projekt byl schválen etickou komisí UK FTVS (příloha č. 1).

4.3 Použité metody

K měření statické posturální stability byla využita tlaková snímací deska Footscan (RSscan International, Belgie). Deska o rozměrech 0,4m x 0,5m obsahuje asi 4100 tlakových senzorů s citlivostí 0,1 N/cm^2. Na základě tlakového zatížení jednotlivých senzorů je vypočítávána pozice středu tlakového působení (COP). Každý proband absolvoval dvě měření, před intervencí a po intervenci. Každé měření se skládalo z 12 testů uvedených v tabulce č. 1, při dodržení standardizovaných podmínek (Kapteyn et al., 1983).

Tab. 1 Testy Footscan

	Zkratka testu	**Celý název testu**	**Doba trvání (s)**
1	SSOO	Stoj široký- otevřené oči	30
2	SSZO	Stoj široký- zavřené oči	30
3	USOO	Stoj úzký- otevřené oči	30
4	USZO	Stoj úzký- zavřené oči	30
5	FLP	Stoj na pravé dolní končetině	30
6	FLL	Stoj na levé dolní kočetině	30
7	SSOOM	Stoj široký na molitanové podložce- otevřené oči	30
8	SSZOM	Stoj široký na molitanové podložce - zavřené oči	30
9	USOOM	Stoj úzký na molitanové podložce - otevřené oči	30
10	USZOM	Stoj úzký na molitanové podložce - zavřené oči	30
11	FLPM	Stoj na pravé dolní končetině na molitanové podložce	30
12	FLLM	Stoj na levé dolní kočetině na molitanové podložce	30

Probandi byli před vlastním měřením instruováni k provedení testu. Měření probíhalo v klidné místnosti bez rušivých podnětů. Během měření s otevřenýma očima fixovali probandi pevný bod ve tvaru čtverce o velikosti cca 3x3 cm, umístěný ve výšce očí ve vzdálenosti přibližně 3m. Hodnoceny byly tři parametry změny polohy COP uváděné v mm. Mediolaterální výchylka COP (osa x), anteroposteriorní výchylka COP (osa y) a celková dráha COP (TTW). Pro porovnání experimentální a kontrolní skupiny a pro vyhodnocení vlivu intervence na statickou posturální stabilitu jsme využili parametr celková dráha COP v průběhu času měření (TTW), který nejlépe vystihuje úroveň statické posturální stability. Naměřené hodnoty byly zpracovány v programu Microsoft Excel.

Měření dynamické posturální stability probíhalo na mechanické plošině Imoove (Allcare Innovations, Francie). Všichni probandi absolvovali test s vizuální kontrolou koordinace trupu a test bez vizuální kontroly. Pro všechny probandy byla zvolena rychlost přístroje 4 (nejvyšší možná rychlost) a citlivost kontrolky zpětné vazby 2. Test trval 1 minutu. V průběhu testu byla hodnocena:

1. stabilita dolních končetin (%)
2. distribuce tlaku dolních končetin (%)
3. stabilita trupu (%)
4. distribuce síly trupu (%)
5. posturální koordinace (%)
6. posturální strategie (index vyhodnocený přístrojem)

Naměřené hodnoty byly zpracovány v programu Microsoft Excel.

Obě měření proběhla v týdnu před začátkem intervence a po jejím ukončení v prostorách Neuron Therapy v Praze.

Intervence probíhala po dobu 4 týdnů v období od 10.1.2017 do 2.2.2017 v prostorách Neuron Therapy v Praze. Pro intervenci byl využit přístroj Imoove 300 Medical, který je certifikován jako zdravotnický prostředek. Cvičební jednotky probíhaly vždy v úterý a ve čtvrtek ve večerních hodinách. Každá jednotka trvala 30 minut.

Součástí každé intervence byl úvodní dynamický strečink, vlastní cvičební jednotka a závěrečný strečink. Cvičení probíhalo bez obuvi. Ve cvičebních jednotkách byly zahrnuty cviky ve stoji, v kleku, v sedu a ve vzporu. Kromě tahového a tlakového setu expandérů, jenž je součástí přístroje byly využity pomůcky jako je malý molitanový míček, medicineball (1kg), aquahit a golfová hůl. V jednotkách byl obsažen také DLC

trénink (viz kapitola 2.2 Imoove). Průběh cvičebních jednotek je zaznamenán v příloze č. 3.

4.4 Analýza dat

4.4.1 Wilcoxonův test

Ke zhodnocení statistické významnosti intervence byl použit Wilcoxonův test pro dva závislé výběry. Jedná se o neparametrický test pro hodnoty $d_I = x_i - y_i$, kde jako x_i označujeme měření v prvním výběru a jako y_i odpovídající měření ve druhém výběru. Předpokládáme, že rozdíly mají symetrické rozdělení. Pro hodnoty d_I testujeme hypotézu, že průměr jejich teoretického rozdělení je nulový nebo medián, Wilcoxonovým jednovýběrovým testem. Postup Wilcoxonova testu pro jeden výběr vychází z absolutních hodnot rozdílů mezi měřeními a předpokládanou hodnotu mediánu $\tilde{\mu}_0$, které seřadíme podle velikosti. Sečteme zvlášť hodnoty pořadí rozdílů, u kterých se hodnoty měření nacházely pod předpokládaným mediánem dat, a zvlášť pořadí měření, která ležela nad ním. Takto získáme součty T_- a T_+. Platí-li nulová hypotéza H_0, měly by být součty T_- a T_+ přibližně stejné. Nulovou hypotézu $H_0 : \tilde{\mu} = \tilde{\mu}_0$ proti alternativě $H_1 : \tilde{\mu} \neq \tilde{\mu}_0$ testujeme srovnáním menší z obou hodnot T_- a T_+ s kritickými hodnotami pro zvolenou hladinu významnosti. Je-li T menší než kritická mez, zamítáme hypotézu H_0. Nebo vypočítáme dosaženou p-hodnotu zcela přesně pomocí Fisherova principu permutování. Vypočtená hodnota je následně porovnána s hodnotou zvolené hladiny významnosti α (0,05 nebo 0,01) (Hendl, 2009).

V této práci byly výpočty pro přesné určení dosažené významnosti p implementovány v programu SPSS Statistic a následně porovnány se zvolenou hladinou významnosti 5%.

4.4.2 Mann-Whitneyův test

Pro zhodnocení statistického významu rozdílu hodnot dynamické posturální stability na konci experimentu mezi oběma skupinami byl použit Mann-Whitneyův neparametrický test pro dva nezávislé výběry. V tomto testu je porovnáváno každé měření z první skupiny s každým měřením ze druhé skupiny. Přitom je zjišťováno, kolikrát toto srovnání na ordinální stupnici dopadne ve prospěch druhé skupiny.

Proměnnou v prvním výběru označíme X, ve druhém výběru pak Y. Testujeme hypotézu, že P (X < Y) = 0,5, proti hypotéze, že P (X > Y) ≠ 0,5 (Hendl, 2009).

4.4.3 Cohenův koeficient účinku

K hodnocení klinické významnosti byl využit Cohenův koeficient účinku.

Jedná se o odhad účinku (Effect size) ošetření nebo intervence, jenž závisí na velikosti průměru. Cohenův koeficient účinku je vyjádřen podílem rozdílů průměrů a směrodatné odchylky:

$$\text{ES} = d = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{s}, \qquad \text{ES} = d = \frac{\bar{d}}{s}, \qquad \text{ES} = d = \frac{\bar{x}_1 - \mu}{s}.$$

Rozdíly jsou zde standardizovány pomocí směrodatné odchylky. Tím je dosaženo toho, že mohou být srovnávány odchylky v působení intervencí a ošetření , které byly měřeny úplně jinými prostředky. Tato volnost je relativní.

Pro index *d* existují konvenční hodnoty, jež usnadňují rozhodnutí, kdy lze hovořit o velkém efektu (Hendl, 2009).

Tab. 2 Konvenční hodnoty pro Cohenův koeficient účinku (Hendl, 2009)

Velikost účinku	***d***
Malá	0,20
Střední	0,50
Velká	0,80

5 VÝSLEDKY

5.1 Data získaná v průběhu měření

Výsledky vstupního měření statické posturální stability na Footscanu u jednotlivých hráčů obou skupin jsou znázorněny v tabulce č. 3. Při měření byla hodocena výchylka v medio-laterálním směru (osa x), výchylka v antero-posteriorním směru (osa y) a celková dráha COP (TTW). Hodnoty jsou uvedeny v milimetrech (mm). Z naměřených hodnot byl následně vypočítán aritmetický průměr (Φ), směrodatná odchylka (σ) a variační rozpětí (R). Pro popis zjištěné úrovně statické posturální stability před a po intervenci využijeme pro každý test parametr TTW.

V testu SSOO dosáhla experimentální skupina (ES) a kontrolní skupina (KS) srovnatelných výsledků (ES: ttw = 76,17 ± 23,98mm; KS: ttw = 73 ± 8,69mm;). V testu SSZO dosáhla kontrolní skupina (ttw = 84,8 ± 10,46mm) lepších výsledků než experimentální (ttw = 106,33 ± 34,26mm). V testu USOO byly u obou skupin naměřeny srovnatelné výsledky (ES: ttw = 103,5 ± 40,88mm; KS: ttw = 110,2 ± 23,81mm). V testu USZO byly u experimentální skupiny (ttw = 144,33 ± 53,3mm) naměřeny nižší hodnoty celkové výchylky COP než u skupiny kontrolní (ttw = 172 ± 66,63mm). V testu FLP dosáhla experimentální skupina (ttw = 403,17 ± 87,57mm) lepších výsledků než skupina kontrolní (ttw = 608,6 ± 181,57mm). Také v testu FLL byly naměřeny nižší hodnoty u skupiny experimentální (ttw = 426 ± 107,7mm) než u skupiny kontrolní (ttw = 573,8 ± 322, 26mm). V testu SSOOM dosáhly obě skupiny srovnatelných výsledků (ES: ttw = 73,67 ± 10,67mm; KS: ttw = 76,2 ± 11,29mm). V testu SSZOM dosáhla experimentální skupina (ttw = 87,67 ± 10,48mm) lepších výsledků než kontrolní (ttw = 100,8 ± 30,07mm). V testu USOOM byly u experimentální skupiny (ttw = 75,5 ± 13,38mm) naměřeny lepší výsledky než u kontrolní skupiny (ttw = 94,8 ± 21,46mm), stejně tak v testu USZOM (ES: ttw = 133,67 ± 35,59mm;KS: ttw = 144,8 ± 23,59mm). V testu FLPM dosáhla opět experimentální skupina (ttw = 343,22 ± 69,25mm) lepších výsledků než skupina kontrolní (ttw = 411,8 ± 76,22mm). Také v testu FLLM byly u experimentální skupiny (ttw = 370,5 ± 156,5mm) naměřeny lepší výsledky než u skupiny kontrolní (449,8 ± 174,08mm).

V tabulce č. 4 jsou zaznamenány výsledky vstupního měření dynamické posturální stability na Imoove. Během testování byla hodnocena stabilita dolních končetin (SDKK), distribuce tlaku dolních končetin (DTDKK), stabilita trupu (ST), distribuce tlaku trupu (DTT), posturální koordinace (PK) a posturální strategie (PS). Hodnoty vyjadřují počet bodů získaných v jednotlivých testech. Z naměřených hodnot byl následně vypočítán aritmetický průměr (Φ), směrodatná odchylka (σ) a variační rozpětí (R). Pro popis zjištěné úrovně statické posturální stability před a po intervenci využijeme pro každý test parametr posturální strategie (PS).

V testu s odrytou zpětnou vazbou dosáhla kontrolní skupina (7,06 ± 1,68) lepších hodnot posturální strategie (PS) než skupina experimentální (PS = 6,05 ± 1,6). Stejně tak tomu bylo pro test se zakrytou zpětnou vazbou (KS: PS = 6,84 ± 1,49; ES: PS = 5,13 ± 1,48).

Tab. 3 Naměřené hodnoty statické posturální stability před intervencí u obou skupin

		Experimentální skupina									Kontrolní skupina							
		1	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**Φ**	**σ**	**R**	**7**	**8**	**9**	**10**	**11**	**Φ**	**σ**	**R**
SSOO	**x**	1	2	2	2	2	5	2,33	1,25	4	4	5	2	1	2	2,8	1,47	4
	y	3	4	2	2	4	10	4,17	2,73	8	3	7	4	4	2	4	1,67	5
	ttw	61	61	67	66	73	129	76,17	23,98	68	77	80	82	59	67	73	8,69	23
SSZO	**x**	1	3	1	3	4	3	2,5	1,12	3	4	6	2	2	2	3,2	1,6	4
	y	2	11	2	5	6	5	5,17	3,02	9	3	5	3	3	5	3,8	0,98	2
	ttw	65	134	74	100	100	165	106,33	34,26	100	93	98	85	68	80	84,8	10,46	30
USOO	**x**	2	4	6	8	8	8	6	2,31	6	3	8	13	4	5	6,6	3,61	10
	y	4	11	5	4	3	16	7,17	4,74	13	3	8	8	5	6	6	1,9	5
	ttw	70	97	80	105	78	191	103,5	40,88	121	94	125	150	87	95	110,2	23,81	63
USZO	**x**	1	2	7	12	7	8	6,17	3,72	11	4	17	21	6	4	10,4	7,17	17
	y	1	8	7	7	8	9	6,67	2,62	8	4	7	10	6	10	7,4	2,33	6
	ttw	48	155	137	173	128	226	144,33	53,3	177	97	209	282	120	152	172	66,63	185
FLP	**x**	18	9	13	14	9	14	12,83	3,13	9	16	17	18	11	14	15,2	2,48	7
	y	15	11	19	13	13	18	14,83	2,85	8	12	28	23	18	11	18,4	6,47	17
	ttw	447	245	443	381	373	530	403,17	87,57	285	496	639	951	470	487	608,6	181,57	481
FLL	**x**	9	13	10	29	11	13	14,17	6,79	20	9	13	16	15	12	13	2,45	7
	y	17	27	15	21	16	12	18	4,83	15	7	21	30	16	21	19	7,51	23

	ttw	342	336	305	602	456	515	426	107,7	297	243	499	1188	416	528	574,8	322,26	945
SSOOM	**x**	1	2	2	4	2	3	2,33	0,94	3	2	5	2	1	2	2,4	1,36	4
	y	4	6	5	4	6	4	4,83	0,9	2	9	8	5	2	5	5,8	2,48	7
	ttw	63	64	72	71	77	95	73,67	10,67	32	70	91	80	58	82	76,2	11,29	33
SSZOM	**x**	1	5	1	2	3	1	2,17	1,46	4	2	5	2	1	2	2,4	1,36	4
	y	4	7	4	5	5	3	4,67	1,25	4	5	6	4	4	11	6	2,61	7
	ttw	83	85	82	101	102	73	87,67	10,48	29	97	117	77	64	149	100,8	30,07	85
USOOM	**x**	1	5	5	7	7	3	4,67	2,13	6	3	8	6	7	5	5,8	1,72	5
	y	3	8	2	4	4	4	4,17	1,86	6	3	15	6	6	3	6,6	4,41	12
	ttw	63	60	68	91	76	95	75,5	13,38	35	76	108	130	73	87	94,8	21,46	57
USZOM	**x**	2	8	7	12	9	8	7,67	2,98	10	6	9	11	8	5	7,8	2,14	6
	y	5	12	4	8	13	8	8,33	3,3	9	5	10	7	14	8	8,8	3,06	23,59
	ttw	86	129	93	142	176	176	133,67	35,59	90	101	164	164	155	140	144,8	23,59	63
FLPM	**x**	14	10	12	21	11	17	14,17	3,8	11	10	11	20	10	15	13,2	3,87	10
	y	12	9	14	18	8	11	12	3,32	10	8	18	20	8	13	13,4	4,96	12
	ttw	415	244	264	365	345	427	343,22	69,25	183	371	458	517	283	420	411,8	76,22	224
FLMM	**x**	13	6	9	23	33	14	16,33	9,12	27	8	21	26	12	12	15,8	6,65	18
	y	11	7	8	10	23	24	13,83	6,96	17	10	32	24	11	18	19	8,25	22
	ttw	353	190	170	386	574	550	370,5	156,5	404	210	531	719	328	461	449,8	174,08	509

SSOO – široký stoj otevřené oči,SSZO – široký stoj zavřené oči, USOO – úzký stoj otevřené oči, USZO – úzký stoj zavřené oči, FLP – stoj na pravé dolní končetině, FLL – stoj na levé dolní končetině, SSOOM – široký stoj otevřené oči molitan, SSZOM – široký stoj zavřené oči , USOOM – úzký stoj otevřené oči, USZOM – úzký stoj zavřené oči, FLPM – stoj na pravé dolní končetině

molitan, FLLM – stoj na levé dolní končetině molitan, Φ - aritmetický průměr, σ– směrodatná odchylka, R- variační rozpětí, x – medio-laterální, y – antero-posteriorní rovina. ttw – total trawel way

Tab. 4 Naměřené hodnoty dynamické posturální stability před intervencí u obou skupin

		Experimentální skupina									Kontrolní skupina							
		1	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**Φ**	**σ**	**R**	**7**	**8**	**9**	**10**	**11**	**Φ**	**σ**	**R**
Test s odkrytou zpětnou vazbou	**SDKK**	78	59	67	63	59	7	55,5	24,79	71	92	64	76	60	26	63,6	24,43	66
	DTDKK	96	42	96	90	76	66	77,67	21,14	54	100	98	80	80	96	90,8	9,96	20
	ST	81	44	59	51	67	23	54,17	19,96	58	85	84	90	23	26	61,6	33,96	67
	DTT	90	96	100	84	94	60	87,33	14,46	40	98	94	98	86	98	94,8	5,22	12
	PK	55	20	34	18	29	15	28,5	14,82	40	56	51	76	18	15	43,2	26,13	61
	PS	8	5,2	7,1	6,1	6,5	3,4	6,05	1,6	4,6	8,6	7,8	8,4	5,3	5,2	7,06	1,68	3,4
Test se zakrytou zpětnou vazbou	**SDKK**	82	51	57	66	48	14	53	22,7	68	93	74	72	76	70	77	9,22	23
	DTDKK	96	50	92	98	86	70	82	18,63	48	98	92	92	96	90	93,6	3,29	8
	ST	79	20	50	71	45	46	51,83	20,99	59	82	82	91	54	71	76	14,2	37
	DTT	44	76	40	96	58	14	54,67	28,84	82	92	34	94	62	44	65,2	27,3	60
	PK	0	14	14	37	11	9	14,17	12,32	37	46	0	88	17	7	31,6	36,07	88
	PS	6	4,2	5,1	7,4	5	3,1	5,13	1,48	4,3	8,2	5,6	8,7	6,1	5,6	6,84	1,49	3

SDKK- stabilita dolních končetin, DTDKK- distribuce tlaku dolních končetin, ST- stabilita trupu, DTT- distribuce tlaku trupu, PK- posturální koordinace, PS- posturální strategie, Φ - aritmetický průměr, σ– směrodatná odchylka, R- variační rozpětí

V tabulce č. 5 jsou uvedeny výsledky statické posturální stability po intervenci u jednotlivých hráčů obou skupin. V testu SSOO dosáhly obě skupiny po ukončení intervence srovnatelných výsledků (ES: ttw = 72,83 ± 4,22mm; KS: ttw= 74,8 ± 11,6mm). Taktéž v testu SSZO byly výsledkyna konci experimentu u obou skupin srovnatelné (ES: ttw= 96,33 ± 27,73mm; KS: ttw= 90 ± 6,96mm). V testu USOO dosáhla experimentální skupina (ttw = 86,33 ±11,25mm) lepších výsledků než kontrolní (ttw = 92,8 ±14,82mm). V testu USZO byly výsledky obou skupin srovnatelné (ES: ttw = 141 ± 19,76mm; KS: ttw = 141,8 ± 53,23mm). V testu FLP dosáhla experimentální skupina (ttw = 420,17 ± 102,02mm) lepších výsledků než kontrolní (ttw = 467,8 ± 124,52mm). V testu FLL dosáhla kontrolní skupina (ttw = 426,8 ± 121,56mm) lepších výsledků než skupina experimentální (ttw = 544,5 ± 70,07mm). V testu SSOOM byly u obou skupin naměřeny srovnatelné výsledky (ES: ttw = 75 ± 4,69mm; KS: ttw = 71,2 ± 5,34mm). V testu SSZOM byly výsledky experimentální skupiny (ttw = 102 ± 29,13mm) srovnatelné s kontrolní skupinou (ttw = 110,4 ± 44,41mm). Také pro test USOOM byly výsledky u obou skupin srovnatelné (ES: ttw = 81,5 ± 11,56mm; KS: ttw = 86 ± 13,04mm). V testu USZOM dosáhla kontrolní skupina (ttw = 144,6 ± 19,5mm) lepších výsledků než experimentální skupina (ttw = 124,67 ± 16,04mm). V testu FLPM byly u experimentální skupiny (ttw = 368 ± 128,7mm) naměřeny lepší výsledky než u skupiny kontrolní (ttw = 421,4 ± 105,55mm). V testu FLLM byly výsledky naměřené u kontrolní skupiny (ttw = 354,6 ± 66,24mm) lepší než u skupiny experimentální (ttw = 373,83 ± 89,86mm).

V tabulce č. 6 jsou obsaženy výsledky výstupního měření dynamické posturální stability na Imoove. V testu s odkrytou zpětnou vazbou byly na konci experimentu naměřeny srovnatelné hodnoty posturální strategie u obou skupin (ES: PS = 7,57 ± 1,03; KS: PS = 7,8 ± 0,69). Také pro test se zakrytou zpětnou vazbou byly dosažené výsledky u obou skupin srovnatelné (ES: PS = 6,28 ± 0,78; KS: PS = 6,32 ± 0,86).

Tab. 5 Naměřené hodnoty statické posturální stability po intervenci u obou skupin

		Experimentální skupina									Kontrolní skupina							
		1	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**Φ**	**σ**	**R**	**7**	**8**	**9**	**10**	**11**	**Φ**	**σ**	**R**
SSOO	**x**	2	2	2	3	4	1	2,33	0,94	3	3	2	2	3	2	2,4	0,49	1
	y	3	7	3	3	4	2	3,67	1,6	5	7	2	3	4	3	3,8	1,72	5
	ttw	68	74	71	77	68	79	72,83	4,22	11	94	61	67	81	71	74,8	11,6	33
SSZO	**x**	2	3	1	3	2	1	2	0,82	2	2	3	3	2	2	2,4	0,49	1
	y	4	6	3	6	5	2	4,33	1,49	4	5	3	3	5	7	4,6	1,5	4
	ttw	93	126	67	141	75	76	96,33	27,73	74	102	86	91	81	90	90	6,96	21
USOO	**x**	3	4	4	7	8	3	4,83	1,95	5	3	7	9	7	3	5,8	2,4	6
	y	2	13	4	6	5	5	5,83	3,44	11	3	6	4	4	5	4,4	1,02	3
	ttw	67	104	87	86	81	93	86,33	11,25	37	85	108	112	73	86	92,8	14,82	39
USZO	**x**	8	6	7	10	12	5	8	2,38	7	5	9	17	9	2	8,4	5,04	15
	y	5	11	4	8	8	9	7,5	2,36	7	11	6	7	8	8	8	1,67	5
	ttw	126	165	105	150	151	149	141	19,76	60	120	142	244	102	101	141,8	53,23	143
FLP	**x**	14	10	14	21	13	10	13,67	3,68	11	13	8	17	16	12	13,2	3,19	9
	y	8	12	24	17	16	12	14,83	5,05	16	20	17	21	13	19	18	2,83	8
	ttw	416	299	528	572	308	398	420,17	102,02	273	660	337	564	359	419	467,8	124,52	323
FLL	**x**	14	19	13	24	25	11	17,67	5,41	14	12	6	15	9	16	11,6	3,72	10
	y	17	17	22	33	27	12	21,33	6,99	21	15	20	20	11	26	18,4	5,08	15

	ttw	606	452	445	574	620	570	544,5	70,07	175	370	254	570	379	561	426,8	121,56	3161
SSOOM	**x**	1	3	1	3	2	2	2	0,82	2	1	3	3	1	4	2,4	1,2	3
	y	3	7	4	6	3	3	4,33	1,6	4	3	3	5	2	8	4,2	2,14	6
	ttw	76	71	68	83	76	76	75	4,69	15	72	76	75	61	72	71,2	5,34	15
SSZOM	**x**	2	4	1	7	2	2	3	2	6	2	5	2	2	4	3	1,26	3
	y	6	10	2	13	7	4	7	3,65	11	8	8	3	4	25	9,6	7,96	22
	ttw	91	100	65	160	108	88	102	29,13	95	97	119	73	71	192	110,4	44,41	121
USOOM	**x**	2	3	4	7	6	3	4,17	1,77	5	6	6	5	5	3	5	1,1	3
	y	2	5	5	4	12	3	5,17	3,24	10	5	4	3	7	6	5	1,41	4
	ttw	73	70	85	80	105	76	81,5	11,56	35	109	78	71	90	82	86	13,04	38
USZOM	**x**	5	3	8	14	5	3	6,33	3,82	11	5	11	18	9	6	9,8	4,62	13
	y	6	7	4	17	10	4	8	4,51	13	6	8	7	12	10	8,6	2,15	6
	ttw	128	111	105	148	142	114	124,67	16,04	43	131	134	180	127	151	144,6	19,5	53
FLPM	**x**	13	9	15	15	17	11	13,33	2,69	8	19	15	19	7	23	16,6	5,43	16
	y	11	5	28	15	15	12	14,33	6,97	23	15	14	16	11	17	14,6	2,06	6
	ttw	572	172	463	375	267	359	368	128,7	400	564	386	424	248	485	421,4	105,55	316
FLLM	**x**	12	11	12	14	19	9	12,83	3,13	10	9	10	11	9	11	10	0,89	2
	y	11	12	17	18	21	14	15,5	3,5	10	10	12	13	11	17	12,6	2,42	7
	ttw	368	304	243	353	479	496	373,83	89,86	253	426	310	397	247	393	354,6	66,24	179

SSOO – široký stoj otevřené oči,SSZO – široký stoj zavřené oči, USOO – úzký stoj otevřené oči, USZO – úzký stoj zavřené oči, FLP – stoj na pravé dolní končetině, FLL – stoj na levé dolní končetině, SSOOM – široký stoj otevřené oči molitan, SSZOM – široký stoj zavřené oči , USOOM – úzký stoj otevřené oči, USZOM – úzký stoj zavřené oči, FLPM – stoj na pravé dolní končetině

molitan, FLLM – stoj na levé dolní končetině molitan, Φ - aritmetický průměr, σ– směrodatná odchylka, R- variační rozpětí, x – medio-laterální, y – antero-posteriorní rovina. ttw – total trawel way

Tab. 6 Naměřené hodnoty dynamické posturální stability po intervenci u obou skupin

		Experimentální skupina									Kontrolní skupina							
		1	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**Φ**	**σ**	**R**	**7**	**8**	**9**	**10**	**11**	**Φ**	**σ**	**R**
Test s odkrytou zpětnou vazbou	**SDKK**	80	57	79	55	67	48	64,33	13,23	32	76	67	75	78	78	74,8	4,55	11
	DTDKK	98	54	88	70	68	76	75,67	15,56	44	96	88	88	90	96	91,6	4,1	8
	ST	88	68	91	79	89	78	82,17	8,8	23	80	85	93	66	72	79,2	10,62	27
	DTT	98	92	100	94	100	94	96,33	3,44	8	100	92	100	98	88	95,6	5,37	12
	PK	68	33	77	67	70	46	60,17	16,89	44	47	50	87	30	33	49,4	22,72	57
	PS	8,6	6,1	8,7	7,3	7,9	6,8	7,57	1,03	2,6	8	7,6	8,9	7,2	7,3	7,8	0,69	1,7
Test se zakrytou zpětnou vazbou	**SDKK**	72	68	72	69	70	38	64,83	13,24	34	78	73	85	93	68	79,4	9,86	25
	DTDKK	88	60	88	88	82	54	76,67	15,53	34	92	92	98	98	92	94,4	3,29	6
	ST	84	76	77	84	81	70	78,67	5,43	14	66	80	89	78	65	75,6	10,11	24
	DTT	70	72	32	86	80	80	70	19,51	54	100	18	70	30	56	54,8	32,58	82
	PK	12	26	0	36	38	33	24,17	15,13	38	36	0	9	1	15	12,2	14,65	36
	PS	6,5	6	5,4	7,3	7	5,5	6,28	0,78	1,9	7,4	5,3	7	6	5,9	6,32	0,86	2

SDKK- stabilita dolních končetin, DTDKK- distribuce tlaku dolních končetin, ST- stabilita trupu, DTT- distribuce tlaku trupu, PK- posturální koordinace, PS- posturální strategie, Φ - aritmetický průměr, σ– směrodatná odchylka, R- variační rozpětí

V tabulce č. 7 jsou zobrazeny rozdíly průměrů naměřených hodnot (Δ) a procentuální zlepšení či zhoršení výsledků statické posturální stability na Footscanu u obou skupin na začátku a na konci experimentu.

Tab. 7 Změny průměrů hodnot statické posturální stability před a po intervenci u obou skupin

		Experimentální skupina				Kontrolní skupina			
		před	**po**	**Δ**	**%**	**před**	**po**	**Δ**	**%**
SSOO	**x**	2,33	2,33	0	0	2,8	2,4	-0,4	14,29
	y	4,17	3,67	-0,5	12	4	3,8	-0,2	5
	ttw	76,17	72,83	-3,33	4,38	73	74,8	1,8	-2,47
SSZO	**x**	2,5	2	-0,5	20	3,2	2,4	-0,8	25
	y	5,17	4,33	-0,83	16,13	3,8	4,6	0,8	-21,05
	ttw	106,33	96,33	-10	9,4	84,8	90	5,2	-6,13
USOO	**x**	6	4,83	-1,17	19,44	6,6	5,8	-0,8	12,12
	y	7,17	5,83	-1,33	18,6	6	4,4	-1,6	26,67
	ttw	103,5	86,33	-17,17	16,59	110,2	92,8	-17,4	15,79
USZO	**x**	6,17	8	1,83	-29,73	10,4	8,4	-2	19,23
	y	6,67	7,5	0,83	-12,5	7,4	8	0,6	-8,11
	ttw	144,33	141	-3,33	2,31	172	141,8	-30,2	17,56
FLP	**x**	12,83	13,67	0,83	-6,49	15,2	13,2	-2	13,16
	y	14,83	14,83	0	0	18,4	18	-0,4	2,17
	ttw	403,17	420,17	17	-4,22	608,6	467,8	-140,8	23,14
FLL	**x**	14,17	17,67	3,5	-24,71	13	11,6	-1,4	10,77
	y	18	21,33	3,33	-18,52	19	18,4	-0,6	3,16
	ttw	426	544,5	118,5	-27,82	574,8	426,8	-148	25,75
SSOOM	**x**	2,33	2	-0,33	14,29	2,4	2,4	0	0
	y	4,83	4,33	-0,5	10,34	5,8	4,2	-1,6	27,59
	ttw	73,67	75	1,33	-1,81	76,2	71,2	-5	6,56
SSZOM	**x**	2,17	3	0,83	-38,46	2,4	3	0,6	-25
	y	4,67	7	2,33	-50	6	9,6	3,6	-60
	ttw	87,67	102	14,33	-16,35	100,8	110,4	9,6	-9,52
USOOM	**x**	4,67	4,17	-0,5	10,71	5,8	5	-0,8	13,79

	y	4,17	5,17	1	-24	6,6	5	-1,6	24,24
	ttw	75,5	81,5	6	-7,95	94,8	86	-8,8	9,28
USZOM	**x**	7,67	6,33	-1,33	17,39	7,8	9,8	2	-25,64
	y	8,33	8	-0,33	4	8,8	8,6	-0,2	2,27
	ttw	133,67	124,67	-9	6,73	144,8	144,6	-0,2	0,14
FLPM	**x**	14,17	13,33	-0,83	5,88	13,2	16,6	3,4	-25,76
	y	12	14,33	2,33	-19,44	13,4	14,6	1,2	-8,96
	ttw	343,33	368	24,67	-7,18	411,8	421,4	9,6	-2,33
FLMM	**x**	16,33	12,83	-3,5	21,43	15,8	10	-5,8	36,71
	y	13,83	15,5	1,67	-12,05	19	12,6	-6,4	33,68
	ttw	370,5	373,83	3,33	-0,9	449,8	354,6	-95,2	21,16

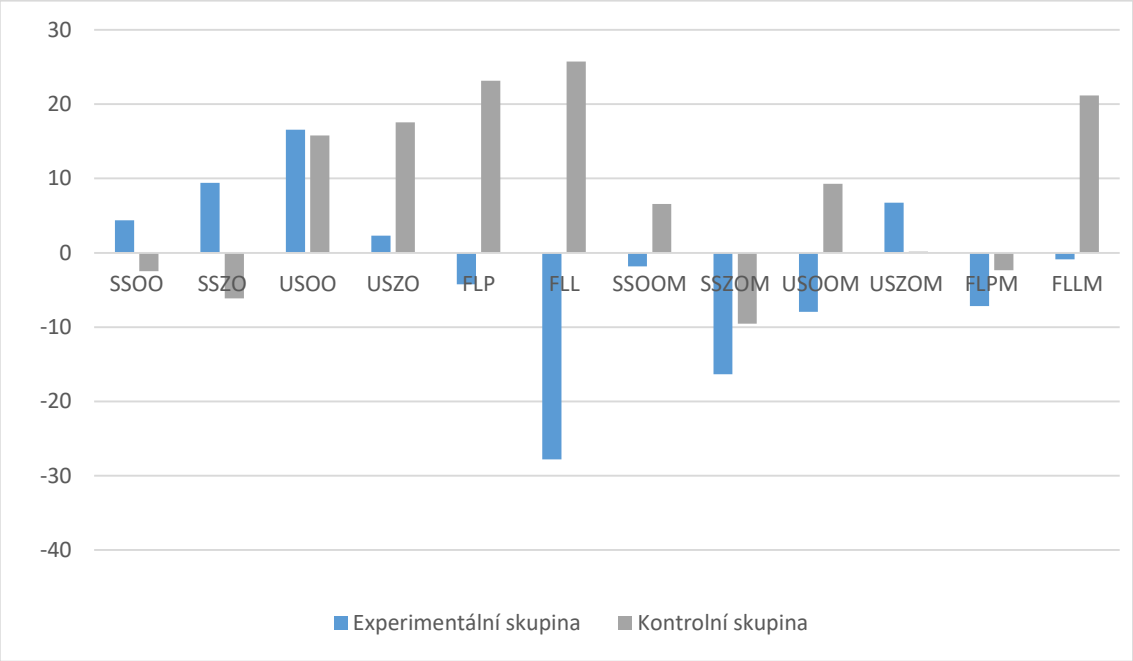
SSOO – široký stoj otevřené oči,SSZO – široký stoj zavřené oči, USOO – úzký stoj otevřené oči, USZO – úzký stoj zavřené oči, FLP – stoj na pravé dolní končetině, FLL – stoj na levé dolní končetině, SSOOM – široký stoj otevřené oči molitan ,SSZOM – široký stoj zavřené oči , USOOM – úzký stoj otevřené oči, USZOM – úzký stoj zavřené oči, FLPM – stoj na pravé dolní končetině molitan, FLLM – stoj na levé dolní končetině molitan, Δ- rozdíl, x – medio-laterální, y – antero-posteriorní rovina. ttw – total trawel way

V testu SSOO došlo k průměrnému zlepšení hodnot celkové výchylky COP experimentální skupiny (Δ_{ttw}[1] = -3,33mm) po intervenci, kontrolní skupina se v testu zhoršila (Δ_{ttw} = 1,8mm). V testu SSZO došlo u experimentální skupiny ke zlepšení (Δ_{ttw} = -10mm), u kontrolní pak ke zhoršení (Δ_{ttw} = 5,2mm). V testu USOO došlo u obou skupin ke zlepšení hodnot (ES: Δ_{ttw} = -17,17mm; KS: Δ_{ttw} = -17,4mm). V testu USZO došlo ke zlepšení výsledků u obou skupin (ES: Δ_{ttw} = -3,33mm; KS: Δ_{ttw} = -30,2mm). V testu FLP došlo u experimentální skupiny (Δ_{ttw} = 17mm) ke zhoršení výsledků, u kontrolní skupiny (Δ_{ttw} = -140,8mm) ke zlepšení výsedků. V testu FLL dosáhla experimentální skupina (Δ_{ttw} = -27,82mm) horších hodnot po ukončení intervence, výsledky kontrolní skupiny (Δ_{ttw} = -148mm) se zlepšily. V testu SSOOM došlo u experimentální skupiny (Δ_{ttw} = 1,33mm) k mírnému zhoršení hodnot, u kontrolní skupinx (Δ_{ttw} = -5mm) ke zlepšení. V testu SSZOM došlo u experimentální (Δ_{ttw} =14,33mm) i kontrolní skupiny (Δ_{ttw} = 9,6mm) ke zhoršení výsledků. V testu USOOM došlo u experimentální skupiny (Δ_{ttw} = 6mm) ke zhoršení, u kontrolní (Δ_{ttw} = -8,8mm) ke zlepšení hodnot. V testu USZOM došlo u obou skupin ke zlepšení výsledků (ES: Δ_{ttw} = -9mm;

[1] Δ_{ttw} –rozdíl hodnot TTW

KS: Δ_{ttw} = -0,02mm). V testu FLPM došlo u obou skupin ke zhoršení hodnot (ES: Δ_{ttw} = 24,67mm; KS: Δ_{ttw} = 9,6mm). V testu FLLM došlo ke zhoršení hodnot u experimentální skupiny (Δ_{ttw} = 3,33mm), kontrolní skupiny dosáhla zlepšení (Δ_{ttw} =-95,2mm).

Graf 1 Grafické znázornění procentuálního rozdílu hodnot ttw před a po intervenci u obou skupin



U experimentální skupiny došlo k průměrnému zhoršení výsledků o 2,24%. Kontrolní skupina se zlepšila v průměru o 8,24%. U experimentální i kontrolní skupiny je výsledek dán zejména zhoršením resp. zlepšením výsledků u stojů na jedné dolní končetině (zejména FLL, FLP a FLLM).

V tabulce č. 8 jsou zobrazeny rozdíly průměru naměřených hodnot (Δ) a procentuální zlepšení či zhoršení výsledků dynamické posturální stability na Imoove u obou skupin na začátku a na konci experimentu.

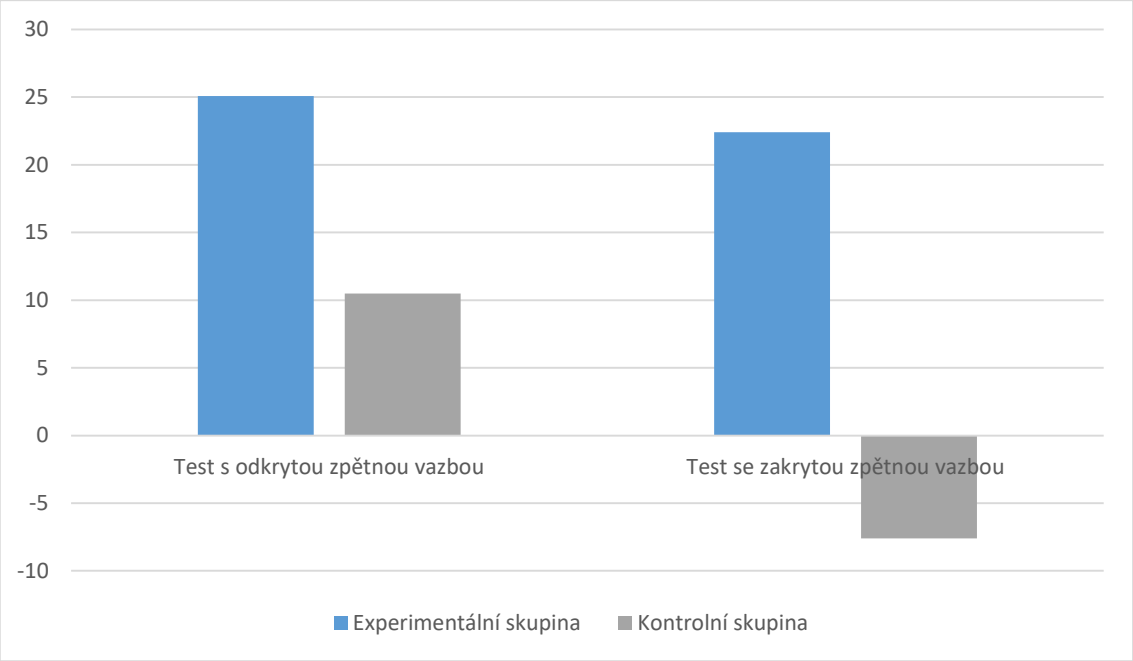
Tab. 8 Změny průměrů hodnot dynamické posturální stability před a po intervenci u obou skupin

		Experimentální skupina				Kontrolní skupina			
		před	**po**	**Δ**	**%**	**před**	**po**	**Δ**	**%**
Test s odkrytou zpětnou vazbou	**SDKK**	55,5	64,33	8,83	15,92	63,6	74,8	11,2	17,61
	DTDKK	77,67	75,67	-2	-2,58	90,8	91,6	0,8	0,88
	ST	54,17	82,17	28	51,69	61,6	79,2	17,6	28,57
	DTT	87,33	96,33	9	10,31	94,8	95,6	0,8	0,84
	PK	28,5	60,17	31,67	111,11	43,2	49,4	6,2	14,35
	PS	6,05	7,57	1,52	25,07	7,06	7,8	0,74	10,48
Test se zakrytou zpětnou vazbou	**SDKK**	53	64,83	11,83	22,33	77	79,4	2,4	3,12
	DTDKK	82	76,67	-5,33	-6,5	93,6	94,4	0,8	0,85
	ST	51,83	78,67	26,83	51,77	76	75,5	-0,40	-0,53
	DTT	54,67	70	15,33	28,05	65,2	54,8	-10,4	-15,95
	PK	14,17	24,17	10	70,59	31,6	12,2	-19,4	-61,39
	PS	5,13	6,28	1,15	22,4	6,84	6,32	-0,52	-7,6

SDKK- stabilita dolních končetin, DTDKK- distribuce tlaku dolních končetin, ST- stabilita trupu, DTT- distribuce tlaku trupu, PK- posturální koordinace, PS- posturální strategie, Δ- rozdíl

V testu s odkrytou zpětnou vazbou došlo ke zlepšení indexu posturální strategie u obou skupin (ES: Δ_{PS} = 1,52; KS: Δ_{PS} = 0,74). V testu se zakrytou zpětnou vazbou došlo u experimentální skupiny (Δ_{PS} = 1,15) ke zlepšení hodnot, u kontrolní skupiny (Δ_{PS} = -0,52) se hodnoty zhoršily.

Graf 2 Grafické znázornění procentuálního rozdílu průměrů hodnot posturální strategie před a po intervenci u obou skupin



U experimentální skupiny došlo k průměrnému zlepšení hodnot o 23,74%, u kontrolní skupiny o 1,44%.

5.2 Statistická analýza dat

Tato analýza byla prováděna za účelem zhodnotit zda u jedinců, kteří podstoupili intervenci došlo ke statisticky a klinicky významné změně výsledků na začátku a na konci experimentu a také zda u jedinců, jež podstoupili intervenci došlo k výraznější změně hodnot, než u jedinců, kteří intervenci nepodstoupili.

5.2.1 Wilcoxonův test

V následující tabulce (č. 9) jsou zobrazeny výsledky Wilcoxonova testu pro rozdíl hodnot dynamické posturální stability experimentální skupiny před a po provedení intervence. Jako sledovací parametr byl zvolen index posturální strategie.

Tab. 9 Výsledky Wilcoxonova testu pro dynamickou posturální stabilitu u experimentální skupiny- rozdíl mezi měřeními

Test	Z	p-value
Test s odkrytou zpětnou vazbou	-2,201	0,028
Test se zakrytou zpětnou vazbou	-1,992	0,046

Změny hodnot dynamické posturální stability se u experimentální skupiny ukázaly jako statisticky významné (*p*-value 0,028 a 0,046 jsou menší než stanovená hladina významnosti 5%).

V tabulce č. 10 jsou zaznamenány výsledky Wilcoxonova testu pro rozdíl hodnot statické posturální stability experimentální skupiny před a po provedení intervence. Jako sledovací parametr byla zvolena celková výchylka dráhy COP (TTW).

Tab. 10 Výsledky Wilcoxonova testu pro statickou posturální stabilitu u experimentální skupiny- rozdíl mezi měřeními

Test	Z	p-value
SSOO	-0,524	0,6
SSZO	-0,314	0,753
USOO	-0,422	0,673
USZO	-0,210	0,833
FLP	-0,314	0,753
FLL	-1,992	0,046
SSOOM	-0,314	0,753
SSZOM	-1,156	0,248
USOOM	-0,526	0,599
USZOM	-0,524	0,6
FLPM	-0,314	0,753
FLLM	-0,105	0,917

SSOO – široký stoj otevřené oči,SSZO – široký stoj zavřené oči, USOO – úzký stoj otevřené oči, USZO – úzký stoj zavřené oči, FLP – stoj na pravé dolní končetině, FLL – stoj na levé dolní končetině, SSOOM – široký stoj otevřené oči molitan ,SSZOM – široký stoj zavřené oči , USOOM – úzký stoj otevřené oči, USZOM – úzký stoj zavřené oči, FLPM – stoj na pravé dolní končetině molitan, FLLM – stoj na levé dolní končetině molitan

Změny hodnot statické posturální stability v testu FLL se u experimentální skupiny prokázaly jako statisticky významné ((*p*-value 0,046 je menší než stanovená hladina významnosti 5%). Ostatní změny se ukázaly jako statisticky bezvýznamné.

V následující tabulce (č. 11) jsou zobrazeny výsledky Wilcoxonova testu pro rozdíl hodnot dynamické posturální stability kontrolní skupiny na začátku a na konci experimentu. Jako sledovací parametr byl zvolen index posturální strategie.

Tab. 11 Výsledky Wilcoxonova testu pro dynamickou posturální stabilitu u kontrolní skupiny-rozdíl mezi měřeními

Test	Z	p-value
Test s odkrytou zpětnou vazbou	-0,944	0,345
Test se zakrytou zpětnou vazbou	-1,355	0,176

Změny hodnot dynamické posturální stability se u kontrolní skupiny neprokázaly jako statisticky významné.

V tabulce č. 12 jsou zaznamenány výsledky Wilcoxonova testu pro rozdíl hodnot statické posturální stability kontrolní skupiny na začátku a na konci experimentu. Jako sledovací parametr byla zvolena celková výchylka dráhy COP (TTW).

Tab. 12 Výsledky Wilcoxonova testu pro statickou posturální stabilitu u kontrolní skupiny-rozdíl mezi měřeními

Test	Z	p-value
SSOO	-0,405	0,686
SSZO	-0,944	0,345
USOO	-2,032	0,042
USZO	-1,483	0,138
FLP	-1,214	0,225
FLL	-0,944	0,345
SSOOM	-1,214	0,225
SSZOM	-1,095	0,273
USOOM	-0,405	0,686
USZOM	0	1
FLPM	-0,135	0,893
FLLM	-1,214	0,225

SSOO – široký stoj otevřené oči,SSZO – široký stoj zavřené oči, USOO – úzký stoj otevřené oči, USZO – úzký stoj zavřené oči, FLP – stoj na pravé dolní končetině, FLL – stoj na levé dolní končetině, SSOOM – široký stoj otevřené oči molitan ,SSZOM – široký stoj zavřené oči , USOOM – úzký stoj otevřené oči, USZOM – úzký stoj zavřené oči, FLPM – stoj na pravé dolní končetině molitan, FLLM – stoj na levé dolní končetině molitan

U kontrolní skupiny byly prokázány statisticky významné změny hodnot statické posturální stability v testu USOO (*p*-value 0,042 je menší než stanovená hladina významnosti 5%).

V následující tabulce (č. 13) jsou zobrazeny výsledky Mann-Whitneyova testu pro rozdíl hodnot dynamické posturální stability mezi oběma skupinami na konci experimentu. Jako sledovací parametr byl zvolen index posturální strategie.

Tab. 13 Výsledky Mann-Whitneyova testu pro dynamickou posturální stabilitu-rozdíl mezi skupinami

Test	Z	p-value
Test s odkrytou zpětnou vazbou	-0.913	0,361
Test se zakrytou zpětnou vazbou	-2,384	0,017

V testu se zakrytou zpětnou vazbou došlo ke statisticky významné změně hodnot dynamické posturální stability experimentální skupiny oproti skupině kontrolní na konci experimentu (*p*-value 0,017 je menší než stanovená hladina významnosti 5%).

V následující tabulce (č. 14) jsou zobrazeny výsledky Mann-Whitneyova testu pro rozdíl hodnot statické posturální stability mezi oběma skupinami na konci experimentu. Jako sledovací parametr byla zvolena celková výchylka dráhy COP (TTW).

Tab. 14 Výsledky Mann-Whitneyova testu pro statickou posturální stabilitu-rozdíl mezi skupinami

Test	Z	p-value
SSOO	-0,274	0,784
SSZO	-0,548	0,584
USOO	-1,100	0,271
USZO	-0,823	0,410
FLP	-1,461	0,144
FLL	-2,008	0,045
SSOOM	-1,095	0,273
SSZOM	-0,915	0,360
USOOM	-0,459	0,647
USZOM	-0,548	0,584
FLPM	-0,274	0,784
FLLM	-1,278	0,201

SSOO – široký stoj otevřené oči,SSZO – široký stoj zavřené oči, USOO – úzký stoj otevřené oči, USZO – úzký stoj zavřené oči, FLP – stoj na pravé dolní končetině, FLL – stoj na levé dolní končetině, SSOOM – široký stoj otevřené

oči molitan ,SSZOM – široký stoj zavřené oči , USOOM – úzký stoj otevřené oči, USZOM – úzký stoj zavřené oči, FLPM – stoj na pravé dolní končetině molitan, FLLM – stoj na levé dolní končetině molitan

V testu se FLL došlo ke statisticky významné změně hodnot statické posturální stability experimentální skupiny oproti skupině kontrolní na konci experimentu (*p*-value 0,045 je menší než stanovená hladina významnosti 5%).

5.2.2 Cohenův koeficient účinku

V tabulce č. 15 jsou zobrazeny Cohenovy koeficienty účinku pro rozdíl hodnot dynamické posturální stability v jednotlivých testech u experimentální skupiny před a po provedení intervence. Jako sledovací parametr byl zvolen index posturální strategie.

Tab. 15 Cohenův koeficient účinku pro dynamickou posturální stabilitu experimentální skupiny-rozdíl mezi měřeními

Test	d
Test s odkrytou zpětnou vazbou	1,16
Test se zakrytou zpětnou vazbou	1,02

Změny hodnot dynamické posturální stability se u experimentální skupiny ukázaly jako klinicky významné (*d* 1,16 a 1,02 je větší než krajní mez 0,8).

V tabulce č. 16 jsou zaznamenány Cohenovy koeficienty účinku pro rozdíl hodnot statické posturální stability experimentální skupiny před a po provedení intervence. Jako sledovací parametr byla zvolena celková výchylka dráhy COP (TTW).

Tab. 16 Cohenův koeficient účinku pro statickou posturální stabilitu experimentální skupiny-rozdíl mezi měřeními

Test	d
SSOO	0,25
SSZO	0,29
USOO	0,6
USZO	0,08
FLP	0,16
FLL	1,22
SSOOM	0,16
SSZOM	0,66
USOOM	0,44
USZOM	0,32
FLPM	0,23
FLLM	0,02

SSOO – široký stoj otevřené oči,SSZO – široký stoj zavřené oči, USOO – úzký stoj otevřené oči, USZO – úzký stoj zavřené oči, FLP – stoj na pravé dolní končetině, FLL – stoj na levé dolní končetině, SSOOM – široký stoj otevřené oči molitan ,SSZOM – široký stoj zavřené oči , USOOM – úzký stoj otevřené oči, USZOM – úzký stoj zavřené oči, FLPM – stoj na pravé dolní končetině molitan, FLLM – stoj na levé dolní končetině molitan

Změny hodnot statické posturální stability v testu FLL se u experimentální skupiny ukázaly jako klinicky významné (*d* 1,22 je větší než krajní mez 0,8).

V tabulce č. 17 jsou zobrazeny Cohenovy koeficienty účinku pro rozdíl hodnot dynamické posturální stability v jednotlivých testech u kontrolní skupiny před a po provedení intervence. Jako sledovací parametr byl zvolen index posturální strategie.

Tab. 17 Cohenův koeficient účinku pro dynamickou posturální stabilitu kontrolní skupiny-rozdíl mezi měřeními

Test	d
Test s odkrytou zpětnou vazbou	0,63
Test se zakrytou zpětnou vazbou	0,44

Změny hodnot dynamické posturální stability se u kontrolní skupiny ukázaly jako klinicky bezvýznamné.

V tabulce č. 18 jsou zaznamenány Cohenovy koeficienty účinku pro rozdíl hodnot statické posturální stability kontrolní skupiny před a po provedení intervence. Jako sledovací parametr byla zvolena celková výchylka dráhy COP (TTW).

Tab. 18 Cohenův koeficient účinku pro statickou posturální stabilitu kontrolní skupiny-rozdíl mezi měřeními

Test	d
SSOO	0,18
SSZO	0,60
USOO	0,90
USZO	0,50
FLP	0,92
FLL	0,67
SSOOM	0,6
SSZOM	0,26
USOOM	0,51
USZOM	0,01
FLPM	0,11
FLLM	0,71

SSOO – široký stoj otevřené oči,SSZO – široký stoj zavřené oči, USOO – úzký stoj otevřené oči, USZO – úzký stoj zavřené oči, FLP – stoj na pravé dolní končetině, FLL – stoj na levé dolní končetině, SSOOM – široký stoj otevřené

oči molitan ,SSZOM – široký stoj zavřené oči , USOOM – úzký stoj otevřené oči, USZOM – úzký stoj zavřené oči, FLPM – stoj na pravé dolní končetině molitan, FLLM – stoj na levé dolní končetině molitan

Změny hodnot statické posturální stability se u kontrolní skupiny ukázaly jako klinicky významné pro test USOO a FLP (*d* 0,9 a 0,92 je větší než krajní mez 0,8).

V následující tabulce (č. 19) jsou zobrazeny Cohenovy koeficienty účinku pro rozdíl hodnot dynamické posturální stability mezi oběma skupinami na konci experimentu. Jako sledovací parametr byl zvolen index posturální strategie.

Tab. 19 Cohenův koeficient účinku pro rozdíl hodnot dynamické posturální stability-rozdíl mezi skupinami

Test	d
Test s odkrytou zpětnou vazbou	0,71
Test se zakrytou zpětnou vazbou	1,85

V testu se zakrytou zpětnou vazbou došlo ke klinicky významné změně hodnot dynamické posturální stability experimentální skupiny oproti skupině kontrolní na konci experimentu (*d* 1,85 je větší než krajní mez 0,8).

V následující tabulce (č. 20) jsou uvedeny Cohenovy koeficienty účinku pro rozdíl hodnot statické posturální stability mezi oběma skupinami na konci experimentu. Jako sledovací parametr byla zvolena celková výchylka dráhy COP (TTW).

Tab. 20 Cohenův koeficient účinku pro rozdíl hodnot statické posturální stability-rozdíl mezi skupinami

Test	d
SSOO	0,21
SSZO	0,54
USOO	0,01
USZO	0,61
FLP	0,95
FLL	1,35
SSOOM	0,64
SSZOM	0,22
USOOM	0,54
USZOM	0,27
FLPM	0,12
FLLM	0,70

SSOO – široký stoj otevřené oči,SSZO – široký stoj zavřené oči, USOO – úzký stoj otevřené oči, USZO – úzký stoj zavřené oči, FLP – stoj na pravé dolní končetině, FLL – stoj na levé dolní končetině, SSOOM – široký stoj otevřené oči molitan ,SSZOM – široký stoj zavřené oči , USOOM – úzký stoj otevřené oči, USZOM – úzký stoj zavřené oči, FLPM – stoj na pravé dolní končetině molitan, FLLM – stoj na levé dolní končetině molitan

V testu se FLP a FLL došlo ke statisticky významné změně hodnot statické posturální stability experimentální skupiny oproti skupině kontrolní na konci experimentu (*d* 0,95 a 1,35 je větší než krajní mez 0,8).

6 DISKUZE

Ve své práci jsem hodnotila vliv tréninku na přístroji Imoove na statickou a dynamickou posturální stabilitu u hráčů golfu. Hráči, zařazeni do experimentální skupiny, absolvovali v rozmezí 4 týdnů 8 třicetiminutových tréninkových jednotek na Imoove. Před začátkem a po ukončení této intervence bylo provedeno měření statické posturální stability na Footscanu a dynamické posturální stability na Imoove. V rámci experimentu bylo testováno několik hypotéz.

První hypotéza zněla:

Úroveň dynamické posturální stability bude u experimentální skupiny vyšší na konci prováděného výzkumu než na jeho začátku.

Tato hypotéza se potvrdila. Index posturální koordinace se u experimentální skupiny zvýšil průměrně o 1,52 pro test s odkrytou zpětnou vazbou a o 1,15 pro test se skrytou zpětnou vazbou. Průměrně došlo ke zlepšení průměrně o 25% a 22,4%. Pouze u jednoho z probandů došlo ke zhoršení výsledků, a to v testu se zakrytou zpětnou vazbou. Ke zhodnocení statistické významnosti byl využit Wilcoxonův test, hladina významnosti byla stanovena na 5%, *p*-value 0,028 a 0,046 jsou tedy menší než stanovená hladina významnosti, výsledky lze tedy označit za statisticky významné. Ke zhodnocení klinické významnosti byl použit Cohenův koeficient účinnosti. Hodnota *d* byla vypočítána 1,16 pro test s odkrytou zpětnou vazbou a 1,02 pro test se zakrytou zpětnou vazbou, jedná se tedy vysokou velikost účinku. Tyto změny se tedy ukázaly jako statisticky i klinicky významné.

Druhá hypotéza zněla:

Úroveň statické posturální stability bude u obou skupin srovnatelná na konci prováděného výzkumu jako na jeho začátku.

Tato hypotéza se u experimentální skupiny potvrdila na 91,67 % neboť došlo ke statisticky významnému zhoršení výsledků testu „flamengo“ na levé dolní končetině (*p*-value 0,046 je menší než stanovená hladina významnosti 5%). U kontrolní skupiny došlo ke statisticky významnému zlepšení testu USOO (*p*-value 0,042) a klinicky významnému zlepšení testu „flamengo“ na pravé dolní končetině (*d* 0,92), hypotéza byla tedy potvrzena z 83,33%.

Třetí hypotéza zněla:

Úroveň dynamické posturální stability se více zvýší u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině.

Tato hypotéza se potvrdila převážně pro test se zakrytou zpětnou vazbou. U testu se zakrytou zpětnou vazbou došlo ke statisticky významnému zlepšení hodnot posturální strategie experimentální skupiny oproti skupině kontrolní (*p*-value 0,017 je menší než stanovená hladina významnosti 5%). Změny mezi skupinami u testu s odkrytou zpětnou vazbou se sice neprokázaly jako statisticky významné, ale Cohenův koeficient účinku (*d*) byl stanoven na 0,69, jedná se tedy o střední klinickou významnost.

Kromě hypotéz byla stanovena také klinická otázka:

Lze pomocí tréninku na přístroji Imoove ovlivnit úroveň posturální stability u hráčů golfu?

Vzhledem k úplnému či částečnému potvrzení všech hypotéz lze na klinickou otázku odpovědět kladně. Trénink na přístroji Imoove ovlivňuje posturální stabilitu hráčů golfu. Je však nutné poznamenat, že se jedná především o dynamickou posturální stabilitu.

Úskalí této studie vidím především v množství aspektů, jež mohou ovlivnit aktuální stav posturální stability a tím přispět ke zkreslení výsledků. Je to například svalová únava, psychický stav, vliv zevního prostředí a další (Simoneau et al., 2006; Vařeka, 2002b).

Je nutné také poukázat na dobrou úroveň statické stability celého výzkumného souboru na začátku experimentu. Jak ve své práci, zkoumající vliv celotělového vibračního tréninku na posturální stabilitu u plážových volejbalistů, poukázal Gryc (2011) nízké hodnoty výchylek COP v medio-laterální směru (x), antero-posteriorním směru (y) a celkové dráhy COP (TTW) na začátku experimentu neumožňují výrazné zlepšení výsledků na konci experimentu. To může být jedním z důvodů, proč nedošlo k výrazným změnám statické posturální stability u žádné ze skupin.

Jako hlavní sledovací parametr statické posturální stability byla zvolena celková dráha výchylky COP (TTW). Stejně tak tomu bylo například v pracích Gryce (2011) či Vaidové et al. (2012), zkoumajících posturální stabilitu u sportující populace, ale také v například v pracích Schwabové et al. (2009a, 2009b, 2010a, 2010b), která se ve svých studiích zabývala posturální stabilitou u osob se neurologickým onemocněním. Změna této celkové výchylky COP však nemusí být vždy shodná se změnou dílčích výchylek COP v medio-laterální a antero-posteriorním směru. Jak můžeme vidět v tabulkách č. 3 a č. 5 u některých probandů došlo ke zlepšení hodnot těchto dílčích výchylek na konci

experimentu, ne však ke změně celkové výchylky, zlepšení tudíž nebylo hodnoceno. Do budoucna by tedy bylo vhodné zaměřit se také na změny dílčích výchylek a jejich korelaci s tréninkem dynamické posturální stability.

U skupiny, která podstoupila intervenci došlo k výraznému zlepšení výsledků dynamické posturální stability. Vzhledem k tomu, že intervence i vyšetření bylo prováděno na stejném přístroji, bylo by do budoucna vhodné zařadit také další dynamické posturografické vyšetření, aby se vyloučil možný vliv motorického učení.

Využitím tréninku na Imoove u sportující populace se zabývala například také Yashina et al. (2016). Ve své studii zkoumala vliv tréninku na Imoove na posturální dysfunkce u tanečníků. Ukázalo se, že již po 6 tréninkových jednotkách po 25 minutách dochází ke zvýšení podílu svalové hmoty a snížení podílu tukové tkáně, pozitivním posturálním změnám v oblasti trupu a pánve, snížení posturálně zapříčiněných bolestí a v některých případech také ke zvýšení posturální stability, jež byla v tomto případě měřena na platformě Stabilan-01. V porovnání s naší studií je v této studii využíváno pouze pět stále se opakujících cviků, které mají delší celkovou dobu trvání, než v naší studii. Výsledky této stude však nelze zcela jednoznačně porovnávat s našimi výsledky, jelikož k hodnocení posturální stability, zde byla využita odlišná posturografická plošina a odlišný způsob testování.

Problematikou posturální stability u sportující populace se ve své práci zabývá také Vaidová et al. (2012). Během měření vztahu symetrického rozložení svalové hmoty dolních končetin a zvolených parametrů posturální stability na Footscanu u hráček fotbalu se prokázala celkově dobrá úroveň posturální stability výzkumného souboru, vztah mezi distribucí tekutin v dolních končetinách a posturální stabilitou však nebyl prokázán.

V naší studii jsme prokázali pozitivní účinek cvičení na přístroji Imoove na dynamickou posturální stabilitu u hráčů golfu. Pro praktické využití a zjištění pozitivního vlivu na samotnou hru golfistů by v dalších studiích bylo vhodné využit přístrojové vybavení pro hodnocení dynamické posturální stability v průběhu golfového švihu (např. silové desky) a pro zjištění možných vlivů na techniku provedení golfového švihu některý typ 3D kinematického analyzátoru. Gryc et al. (2012, 2015) ve svých studiích, zabývající se analýzou pohybu a přenosem hmotnosti při golfovém švihu, využívá pro měření silového působení dolních končetin do podložky silové desky KISTLER a pro určení rychlosti hlavy hole a fáze švihu kinematický analyzátor CODA Motion System. Tento analyzátor byl využit také ve studii Gryce et al. (2013), zkoumající vliv rotace horní části

těla na golfový švih u elitních hráčů různých věkových kategorií. Během měření bylo snímáno 6 aktivních bodů, umístěných na těle probandů a na holi.

7 ZÁVĚR

Cílem práce bylo zjistit vliv tréninku na přístroji Imoove na dynamickou a statickou posturální stabilitu u hráčů golfu. Dle předchozích poznatků, dostupných v české i zahraniční literatuře jsme předpokládali, že u probandů, kteří podstoupili 4 týdenní intervenci na Imoove dojde ke zlepšení dynamické posturální stability, naopak statická posturální stabilita zůstane nezměněna. U experimentální skupiny došlo ke staticky významnému zlepšení hodnot dynamické posturální stability na konci experimentu. Došlo také ke statisticky významnému zlepšení hodnot dynamické posturální stability v testu se zakrytou zpětnou vazbou oproti kontrolní skupině. Hodnoty statické posturální stability se na konci výzkumu statisticky významně zhoršily u testu „flamengo“ na levé dolní končetině, hodnoty celkové výchylky COP (ttw) u ostatních testů zůstaly téměř nezměněny. Vzhledem k úplnému či částečnému potvrzení všech hypotéz můžeme tedy říci, že trénink na přístroji Imoove má statisticky významný vliv na dynamickou posturální stabilitu hráčů golfu.

Pro případné rozšíření této studie by bylo vhodné zajistit vyšší počet probandů, prodloužit dobu intervenci na více než 4 týdny a standardizovat postupy tréninku na Imoove. Pro specifické využití tréninku na Imoove v golfu by bylo do budoucna také vhodné ověřit vliv zvýšení úrovně posturální stability na zlepšení golfových dovedností, které mohou být ovlivněny úrovní stabilizace jako je například délka a přesnost odpalu, přesnost při krátké hře či puttování, ale také samotná technika golfového švihu a schopnost přenosu hmotnosti během švihu.

Dle výsledků této studie lze konstatovat, že trénink na Imoove je vhodným doplňkem ke sportovní přípravě hráčů golfu. Kromě zvýšení výkonnosti má zlepšení posturální stabilizace v golfu také významný preventivní vliv, a to především na bolesti v oblasti dolní části zad (low back pain), které patří k nejčastějším muskuloskeletálním obtížím, postihujících amatérské i profesionální hráče golfu.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ABRAHAMOVÁ, D. a F. HLAVAČKA. Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological research*, 2008, roč. 57, č. 6, s. 957-964. ISSN: 0862-8408

ALVAREZ, M., SEDANO, S., CUADRADO, G. a J.C. REDONDO. Effects of an 18-week strength training program on low-handicap golfers'performance. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 2012, roč. 26, č. 4, s. 1110-21.

BACHMAN, John. Specificity vs. Generality in Learning and Performing Two Large Muscle Motor Tasks. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*. 1961, roč. 32, č. 1, s. 3-11.

BRUYNEEL A.V., et al. Standing balance on the dynamic platform: influence of the foot positionning on dynamical strategies. *Kin Rev,* 2013, č. 13, s. 38-44.

COLE M.H. a P.N. GRIMSHAW. Electromyography of the trunk and abdominal muscles in golfers with and without low back pain. *Journal of Science and Medicine in Sport,* 2008, roč. 11, č. 2, s. 174-81.

COUILLANDRE et al. Changes in balance and strenght parameters induced by training on a motorized rotating platform: a study on healthy subjects. *Ann Med Rehab,* 2008, č. 51, s. 67-73.

ČAKRT, O., FUNDA, T. a R. ČERNÝ. et al. Diagnosticky specifické nálezy při posturografickém vyšetření – dvě kazuistiky. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 2012, roč. 75, č. 1, s. 88-91. ISSN: 1210-7859.

ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.

DOHM-ACKER, M., SPITZENPFEIL, P. a U. HARTMANN. Auswirkung propriozeptiver Trainingsgeräte auf beteiligte Muskulatur im Einbeinstand. Sportverletzung . *Sportschaden*, 2008, roč. 22, č. 1, s. 52-57. ISSN: 0932-0555

DYLEVSKÝ, I. *Obecná kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 190 s. ISBN 978-80-247-1649-7.

FILIPČÍKOVÁ, R., BEZDIČKOVÁ, M. a K. LANGOVÁ. et al. The relationship between morphological indicators of human body and posture. *Biomedical papers*, 2006, roč. 150, č. 2, s. 261-265. ISSN: 1213-8118.

GALLO, J. et al. Influence of selected examination postures on shape on the spine and

postural stability in humans. *Biomedical papers*, 2008, roč. 152, č. 2, s. 275-281. ISSN:1213-8118.

GLUCK G.S., BENDO J.A. a J.M. SPIVAK. The lumbar spine and low back pain in golf: a literature review of swing biomechanics and injury prevention. *The Spine Journal*, 2008, roč. 8, č. 5, s. 778-88.

GRYC, Tomáš. *Vztah mezi posturální stabilitou a pohybovými aktivitami*. Praha, 2014. Disertační práce. Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy. Vedoucí práce Doc. Ing. František Zahálka, Ph.D.

GRYC, T., ZAHÁLKA, F., MAL., T., PAVLŮ, D. a H. STRACHOTOVÁ. Vliv celotělového vibračního tréninku na vybrané parametry posturální stability u hráčů plážového volejbalu. *Česká kinantropologie,* 2011, roč. 15, č. 3, s. 172-179.

GRYC, T., ZAHÁLKA, F., MALÝ, T. a P. HRÁSKÝ. Role přenosu hmotnosti při golfovém švihu. *Česká Kinantropologie*, 2012, roč. 12, č. 3, s. 126-134.

GRYC, T., ZAHÁLKA, F., MALÝ, T. a P. HRÁSKÝ. Rotace horní části těla a její vliv na golfových švih u elitních hráčů různých věkových kategorií. *Česká Kinantropologie*, 2013, roč. 13, č. 4, s. 116-216.

HALADOVÁ, E. *Léčebná tělesná výchova: cvičení*. 3. vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2007, 134 s. ISBN 978-807-0134-603.

HALICKÁ, Z., LOBOTKOVÁ, J., BZDÚŠKOVÁ, D. a F. HLAVAČKA. Age-related changes in postural responses to backward platform translation. *Physiological research*, 2012, roč. 61, č. 3, s. 331-335. ISSN: 0862-8408.

HENDL, Jan. *Přehled statistických metod: analýza a metaanalýza dat*. 3. přeprac. vyd. Praha: Portál, 2009. ISBN 978-80-7367-482-3.

HONOVÁ, K. Aktivace hlubokého stabilizačního systému s využitím moderních fitness pomůcek (bosu, flowin, TRX). *Rehabilitace a fyzikální lékařství,* 2012, č.1, s. 42-46. ISSN: 1211-2658.

HORÁK, S. a J. TOMSOVÁ. Vyšetření a léčba bolestí zad z pohledu fyzioterapie. *Medicína pro praxi*, 2010, roč. 7, č. 3, s. 122-124. ISSN: 1214-8687.

HORTON J.F., LINDSAY D.M. a B.R. MACINTOSH. Abdominal muscle activation of elite male golfers with chronic low back pain, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2001, roč. 33, č. 10, s. 1647-54.

HUE, O., SIMONEAU, M., MORCOTTE, J., BERRIGAN, F., DORÉ, J., MARCEAU,

P. a N. TEASDALE. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture,* 2007, č. 26, s. 32-38.

HUME, P. A., KEOGH, J. a D. REID. The role of biomechanics in maximizing distance and accuracy of golf shots. *Journal of Sports Medicine,* 2005, č. 35, s. 429-449.

JALOVCOVÁ, M. a D. PAVLŮ. Stabilizační systém a role m.transversus abdominis. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2010, č.4, s. 174-180. ISSN: 1211-2658.

JANČOVÁ, J. Measuring the balance control system - review. *Acta medica*, 2008, roč. 51, č. 3, s. 129-137. ISSN: 1211-4286.

JANČOVÁ, J. a E. KOHLÍKOVÁ. Regresní změny stárnoucího organismu a jejich vliv na posturální stabilitu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství,* 2007, roč. 14, č. 4, s. 155-162.

JANČOVÁ VŠETEČKOVÁ, J. a N. DREY. What is the role body sway deviation and body sway velocity play in postural stability in older adults. *Acta medica*, 2013, roč. 56, č. 3, s. 117-123. ISSN: 1211-4286.

KAPTEYN, T. S., BLES, W., NJIOKIKTJIEN, CH. J., KOODDE, L., MASEN, C. H. a J. M. F. MOL. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie*. 1983, roč. 24, s. 321-326.

KEAN, Crystal, David BEHM a Warren YOUNG. Fixed Foot Balance Training Increases Rectus Femoris Activation During Landing and Jump Height in Recreationally Active Women. *J Sports Sci Med*. 2006, roč. 5, č. 1, s. 138-148.

KEOGH, J., BRADSHAW, E., HUME, P., MAULDER, P., MARNEWICK, M. a J. NORTJE. Biological Movement Variability During the Golf Swing. In H. MENZEL a M. CHAGAS (Eds.), *25 International Symposium on Biomechanics in Sports,* 2007, Ouro Preto - Brazil.

KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.

KOLÁŘ, P. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1998, č.4, s.142-147. ISSN 1211-2658.

KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře – terapie. *Rehabilitace afyzikální lékařství*, 2007, č.1, s. 3-17. ISSN 1211-2658.

KOLÁŘ, P. a K. LEWIT. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, Olomouc: Solen, 2005, roč. 6, č. 5, s. 270-275. ISSN 1213-1814.

KOLÁŘ, P. et al. Postural function of the diaphragm in persons with and without chronic

low back pain. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 2012, roč. 42, č. 4, s. 352-62. ISSN: 0190-6011.

KOLÁŘ, P. et al. Stabilizing function of the diaphragm: dynamic MRI and synchronized spirometric assessment. *Journal of applied physiology*, 2010, roč. 109, č. 4, s. 1064-71. ISSN: 8750-7587.

KOLISKO, P. a D. JANDOVÁ. Integrační přístupy v diagnostice, prevenci a léčbě poruch postury. *Optimální působení tělesné zátěže a výživy,* 2002.

KRIŠTOFIČ, J. Posilování svalů tělesného jádra a funkční posilování - analýza, porovnání, benefity. *Česká kinantropologie*, 2012, roč. 16, č. 2, s. 56-65. ISSN: 1211-9261.

KUTÍLEK, Patrik a Adam ŽIŽKA. *Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky.* Praha: České vysoké učení technické. 2012, 149 s. ISBN 978-80-01-04993-8

LEDERMAN, E. Mýty o stabilizačním systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2008, roč. 15, č. 2, s. 63-73. ISSN: 1211-2658.

LEFEEN S.R.O. *Imoove: Specifikace technologie Imoove k porovnání s ostatními systémy*. Praha, 2016a.

LEFEEN S.R.O. *Imoove 300: Uživatelský manuál*. Praha, 2016b.

LEWIT, K. Stabilizační systém bederní páteře a pánevní dno. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1999, č. 2, s. 46-48. ISSN: 1211-2658.

LEWIT, K. a M. LEPŠÍKOVÁ. Chodidlo - významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2008, roč. 15, č. 3, s. 99-104. ISSN: 1211-2658.

LINDSAY, D. a J. HORTON. Comparison of spine motion in elite golfers with and without low back pain. *Journal of Sports Sciences,* 2002, roč. 20, č. 8, s. 599-605.

MĚKOTA, K., NOVOSAD, J.: *Motorické schopnosti*. 1. vyd. Olomouc 2005. 175 s. ISBN 802440981X.

MOLNÁROVÁ, M. Postura - význam, diagnostika a poruchy. *Rehabilitácia*, 2009, roč. 46, č. 4, s. 195-205. ISSN 0375-0922.

PAVLŮ, D. *Speciální fyziterapeutické koncepty a metody 1: koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi*. 2. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2003, 239 s. ISBN 8072043129.

RAŠEV, E. Koordinačné cvičenie v liečbe segmentálnej instability chrbtice. *Rehabilitácia*. 1999, roč.32, č. 1, s. 14-25. ISSN: 0375-0922.

RAŠEV, E. a E. HEIDER. *Posturomed: Terapeutický návod pro posturální terapii podle dr. Eugena Raševa*. Pullenreuth: Gesundheitsstitz- und Therapiesysteme GmbH, 2007, 51 s.

RAŠEV, E. *Testováni posturální stabilizace motoriky ve vztahu k bolesti zad a evaluace dysfunkce posturálniho řízeni motoriky metodou posturální somatooscilografie*. Praha, 2011. 89 s. Disertační práce na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy na katedře Kinantropologie. Vedoucí disertační práce Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSs.

REMAUD, Anthony, Cécile THUONG-CONG a Martin BILODEAU. Age-Related Changes in Dynamic Postural Control and Attentional Demands are Minimally Affected by Local Muscle Fatigue. *Frontiers in Aging Neuroscience* [online]. 2016, roč. 7, [cit. 2017-02-15]. DOI: 10.3389/fnagi.2015.00257. ISSN 1663-4365. Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4720785/

SELL T.C. et al. Strength, flexibility, and balance characteristics of highly proficient golfers. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 2007, roč. 21, č. 4, s. 1166-71.

SCHWABOVÁ, J., ZAHÁLKA, F., KOMÁREK, V., MALÝ, T., HRÁSKÝ, P., GRYC, T. a A. ZUMROVÁ. Validita mezinárodní škály pro pacienty s ataxií – Scale for the assessment and rating of anaxia. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 2010a, roč. 73/106, č. 6, s. 689-693.

SCWABOVÁ, J., ZAHÁLKA, F., MALÝ, T., KOMÁREK, V., HRÁSKÝ, P., GRYC, T. a A. ZUMROVÁ. Objektivizace dynamických změn středu tlakového působení těla u pacientů s ataxií. *Česká kinantropologie*, 2010b, roč. 4, č. 3, s. 186-195.

SCHWABOVÁ, J., ZAHÁLKA, F., MALÝ, T., ZUMROVÁ, A., KOMÁREK, V., HRÁSKÝ, P. a T. GRYC. Activities of Daily Living Scalec - the tool for clinical state monitoring of spinocerebellar ataxia and Friedrich ataxia patients. *The International journal of medicine*, 2009a, roč. 2 č. 4, 295-297.

SCHWABOVÁ, J., ZAHÁLKA, F., MALÝ, T., ZUMROVÁ, A., KOMÁREK, V., HRÁSKÝ, P. a T. GRYC. Možnosti využití hodnocení posturálni stability pro objektivizaci neurologického postižení u vybraných skupin pacientů. *Česká Kinantropologie*, 2009b, roč. 13, č. 3, s. 134-145.

SIMONEAU, Martin, François BÉGIN a Normand TEASDALE. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2006, roč. 3, č. 22, [cit. 2017-03-26].

DOI: 10.1186/1743-0003-3-22. ISSN 17430003. Dostupné z: http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-3-22

SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém -podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2006, č. 3, s. 112-124.

TSANG, W. N. a C.W.Y. HUI-CHAN. Effects of Exercise on Joint Sense and Balance in Elderly Men: Tai Chi versus Golf. *Medicine & Science in Sports & Exercise,* 2004, roč. 36, č. 4, s. 658-667.

VAIDOVÁ, E., ZAHÁLKA, F., MAL., T., GRYC, T., a J. TEPLAN. Asymetrie dolních končetin vzhledem k vybraným parametrům tělesného složení a posturální stability u fotbalistek. *Česká kinantropologie,* 2012, roč. 12, č. 3, s. 229-238.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. Část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002a, roč. 9, č. 4, s. 115-121. ISSN: 1211-2658.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. Část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002b, roč. 9, č. 4, s. 122-129. ISSN: 1211-2658.

VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995. ISBN 80-7184-100-5.

VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-725-4837-9.

VÉLE, F, J. ČUMPELÍK a D. PAVLŮ. Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, roč. 8, č. 3. ISSN 1212-2658.

VOSTATEK, P., NOVÁK, D., RYCHNOVSKÝ, T. a S. RYCHNOVSKÁ. Diaphragm postural function analysis using magnetic resonance imaging. *PloS one*, 2013, roč. 8, č. 3, s. 1-13. ISSN: 1932-6203.

WANG et al. Limb dominance related to the variability and symmetry of the vertical ground reaction force and center of pressure. *J appl Biomech* 2012, č. 28, s. 473-8.

WELLS G.D., ELMI M. a S. THOMAS. Physiological correlates of golf performance. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 2009.

WILLAME, Mathias. Imoove dans le suivi du golfeur: La géométrie. *Kiné actualité.*. 2014, č. 1369, s. 18-23.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture,* 1995, roč. 3, č. 4, s. 193-214.

VISSER, J. E., CARPENTER, M. G., KOOIJ, H. a B.R. BLOEM. The clinical utility of

posturography. *Clinical Neurophysiology,* 2008, roč. 119, č. 11, s. 2424-2436.
ZEMKOVÁ, E. Posturografia jako súčasť funkčnej diagnostiky. *Med Sport Boh Slov,* 2009, roč. 18, č. 1, s. 2-15.
ZHENG, N., BARRENTINE, S. W., FLEISIG, G. S., a J.R. ANDREWS. Kinematic analysis of swing in Pro and amateur golfers. *International Journal of Sports Medicine,* 2008, roč. 29, č. 6, s. 487-493.

PŘÍLOHY

Příloha č. 1 Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

Příloha č. 2 Vzor informovaného souhlasu

Příloha č. 3 Výsledky vstupního mření dynamické posturální stability na Imoove

Příloha č. 4 Výsledky výstupního mření dynamické posturální stability na Imoove

Příloha č. 5 Záznam cvičebních jednotek

Příloha č. 6 Seznam obrázků

Příloha č. 7 Seznam tabulek

Příloha č. 8 Seznam grafů

Příloha č. 9 Seznam zkratek

Příloha č. 1 Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
José Martího 31, 162 52 Praha 6-Veleslavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce, zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Využití přístroje Imoove při ovlivňování posturální stability hráčů golfu

Forma projektu: výzkumná práce diplomová práce

Období realizace: prosinec 2016 - duben 2017

Předkladatel: Bc. Tereza Řeháčková

Hlavní řešitel: Bc. Tereza Řeháčková

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Mgr. Tomáš Gryc, Ph.D.

Popis projektu: Cílem práce je zjistit, do jaké míry lze ovlivnit statickou a dymanickou složku posturální stability u hráčů golfu pomocí funkčního tréninku na přístroji Imoove. Všichni účastníci studie se zúčastní počátečního a závěrečného měření posturální stability na Footscanu a na Imoovu. Polovina probandů dále podstoupí 8 tréninkových jednotek na přístroji Imoove. Jedná se o sérii cviků na mechanické nestabilní plošině, vybavené expadnery. Budou využity také další pomůcky jako je např. medicineball (1kg) anebo aquahit (částečně naplnění). Elisférický pohyb plošiny napomáhá k tréninku stability, expandery napojené na speciální čidla, jež interpretují data na dislpej přístroje pak umožňují kontrolu koordinace horní poloviny těla, pružné expandery a další pomůcky spolu s pohybem plošiny slouží k posilování různých svalových skupin. Náročnost prováděného cvičení nebude vyšší než běžně očekávaná náročnost u tohoto typu cvičení. Časová náročnost jedné jednotky je 30 minut. K testování bude použit přístroj Imoove 300 Medical, který je certifikován jako Zdravotnický prostředek.
Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky: Nebudou použity žádné invazivní metody. Rizika prováděného testování nebudou vyšší než běžně očekávána rizika u aktivit prováděných v rámci tohoto typu testování. Bezpečnost bude zajišťovat pracovník školený pro práci s Imoove.
Etické aspekty výzkumu: Osobní data budou anonymizovaná a nebudou zveřejněná.
Data budou publikovaná a uchovaná v anonymní podobně. Osobní data budou po ukončení výzkumu smazána.
Účastnící výzkumu jsou muži i ženy, profesionální a amatérští hráči golfu, ve věku 17-32 let. Účastníci jsou zdravotně způsobilí, v době testování a intervenování jsou v přípravné fázi pro nadcházející sezónu. Jedné z elitních amatérských hráček je 17 let, očekávaný přínos je zlepšení úrovně rovnovážných, koordinačních a částečně silových schopností.
Informovaný souhlas: přiložen

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

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

V Praze dne: 2.12.2016 Podpis předkladatele:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: **Předsedkyně:** doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.
Členové: prof. PhDr. Pavel Slepička, DrSc.
doc. MUDr. Jan Heller, CSc.
PhDr. Pavel Hrásky, Ph.D.
Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.
MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 182/2016
dne: 5.12.2016

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
José Martího 31, 162 52, Praha 6
– 20 –
razítko UK FTVS

podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2 Vzor informovaného souhlasu

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy *(jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné),* Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce s názvem *Využití přístroje Imoove při ovlivňování posturální stability hráčů golfu* prováděné v *Neuron Therapy, Podohradská 28, 155 00 Praha 13-Stodůlky.*

Cílem studie je zjistit, do jaké míry lze ovlivnit statickou a dynamickou složku posturální stability u hráčů golfu pomocí funkčního tréninku na přístroji Imoove.

K výzkumu bude užita sada statických testů stability na Footscanu a dynamický test posturální stability a koordinace na Imoovu. Část účastníků podstoupí také trénink stability, koordinace, koncentrace a síly na Imoovu. Metody užité ve výzkumu jsou neivnazivní. Jedná se o série cviků na mechanické nestabilní plošině Imoove s využitím pomůcek jako jsou expandery, medicineball (1kg), aquahit a další. Trénink proběhne u experimentální skupiny celkem 8x v průběhu 4-8 týdnů, přibližná doba trvání jedné jednotky je 30 minut. Na začátku a na konci intervence proběhne měření úrovně posturální stability obou skupin na Footscanu a na Imoovu, přibližná doba trvání testování je 15 minut.

Účast na projektu není vhodná pro jedince se zraněním pohybového aparátu a osob s poruchami rovnováhy, u kterých je zvýšené riziko pádu. Zásah je bezbolestný. Rizika prováděného testování nebudou vyšší než běžně očekávána rizika u aktivit prováděných v rámci tohoto typu testování.

Očekávatelným přínosem výzkumného projektu je zlepšení úrovně posturální stability.

Účast v této studii je dobrovolná, bez nároku na odměnu.

Osobní data budou anonymizovaná a nebudou zveřejněná. Data budou zpracovaná, publikovaná a uchovaná v anonymní podobně v diplomové práci a v odborných časopisech a na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Osobní data budou po ukončení výzkumu smazána. S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu a o způsobu jejich zveřejnění se můžete seznámit během závěrečného měření nebo po telefonické domluvě. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele projektu ..... Podpis: .....

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

Místo, datum .....

Jméno a příjmení účastníka ..... Podpis: .....

Jméno a příjmení zákonného zástupce .....

Vztah zákonného zástupce k účastníkovi ..... Podpis: .....

Příloha č. 3 Výsledky vstupního měření dynamické posturální stability na Imoove

DYNAMIC LIVE CONTROL

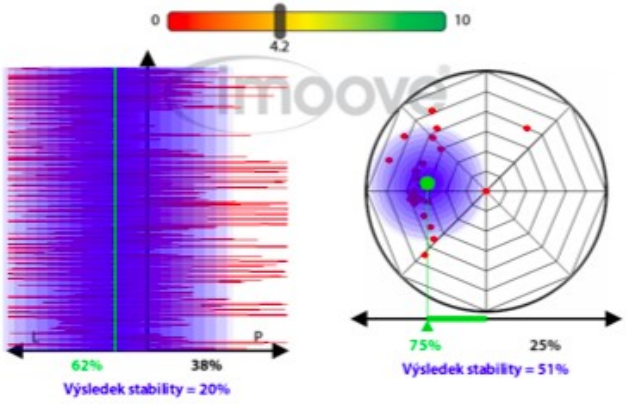
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 2
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 51 bodů*
	Distribution: 75%/25%	*= 50 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 20 bodů*
	Distribution: 62%/38%	*= 76 bodů*
Postural coordination: 9.0 s		*= 14 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 4.2 / 10



Postural coordination: 9.0 s = 14%

DYNAMIC LIVE CONTROL

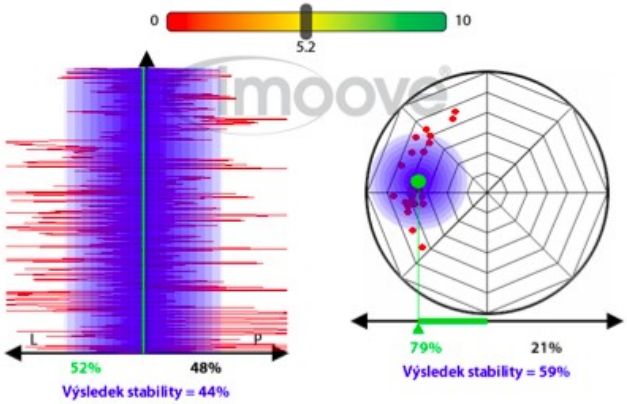
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 2
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 59 bodů*
	Distribution: 79%/21%	*= 42 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 44 bodů*
	Distribution: 52%/48%	*= 96 bodů*
Postural coordination: 12.0 s		*= 20 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 5.2 / 10



Postural coordination: 12.0 s = 20%

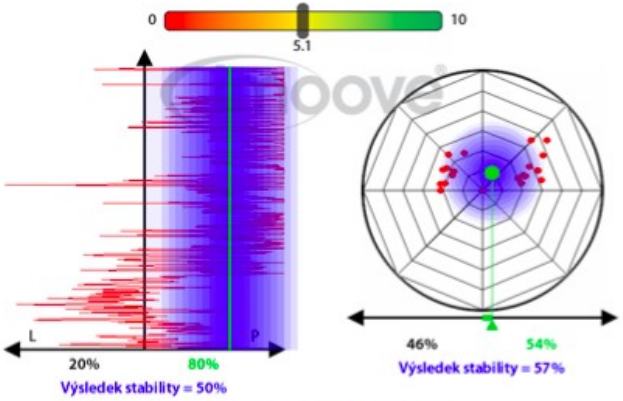
DYNAMIC LIVE CONTROL

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 3
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 57 bodů*
	Distribution: 46%/54%	*= 92 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 50 bodů*
	Distribution: 20%/80%	*= 40 bodů*
Postural coordination: 8.5 s		*= 14 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 5.1 / 10



Postural coordination: 8.5 s = 14%

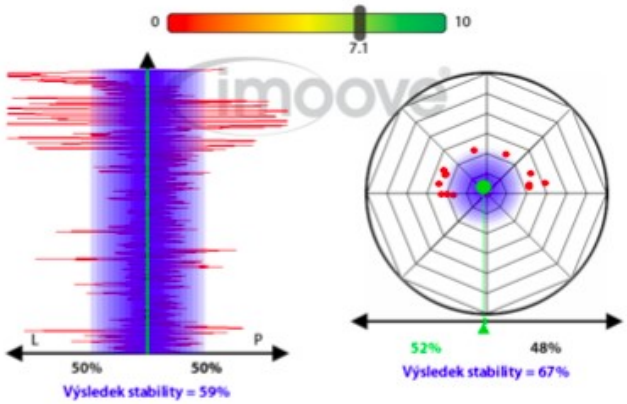
DYNAMIC LIVE CONTROL

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 3
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 67 bodů*
	Distribution: 52%/48%	*= 96 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 59 bodů*
	Distribution: 50%/50%	*= 100 bodů*
Postural coordination: 20.5 s		*= 34 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 7.1 / 10



Postural coordination: 20.5 s = 34%

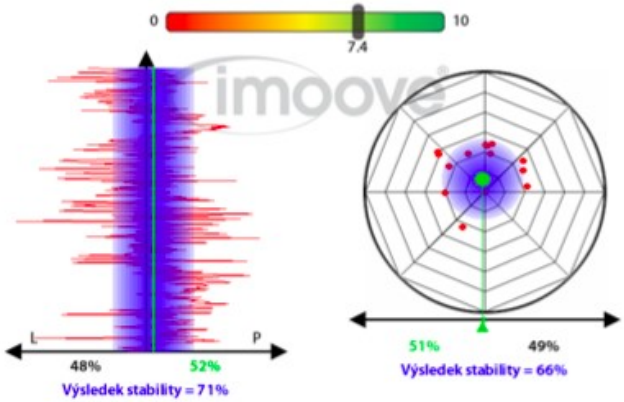
DYNAMIC LIVE CONTROL

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 4
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 66 bodů*
	Distribution: 51%/49%	*= 98 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 71 bodů*
	Distribution: 48%/52%	*= 96 bodů*
Postural coordination: 22.3 s		*= 37 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 7.4 / 10



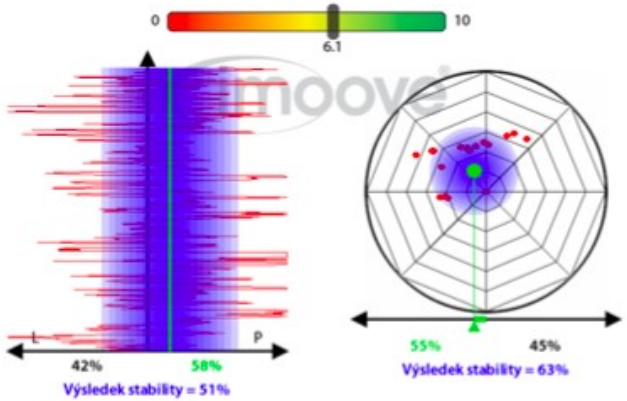
DYNAMIC LIVE CONTROL

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 4
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 63 bodů*
	Distribution: 55%/45%	*= 90 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 51 bodů*
	Distribution: 42%/58%	*= 84 bodů*
Postural coordination: 11.1 s		*= 18 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 6.1 / 10



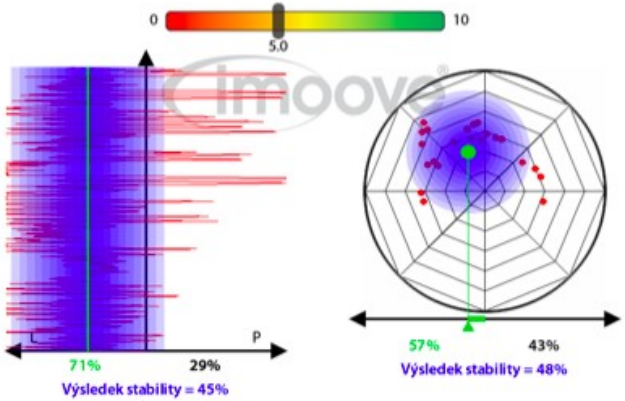
DYNAMIC LIVE CONTROL

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 5
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 48 bodů*
	Distribution: 57%/43%	*= 86 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 45 bodů*
	Distribution: 71%/29%	*= 58 bodů*
Postural coordination: 7.0 s		*= 11 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 5.0 / 10



Postural coordination: 7.0 s = 11%

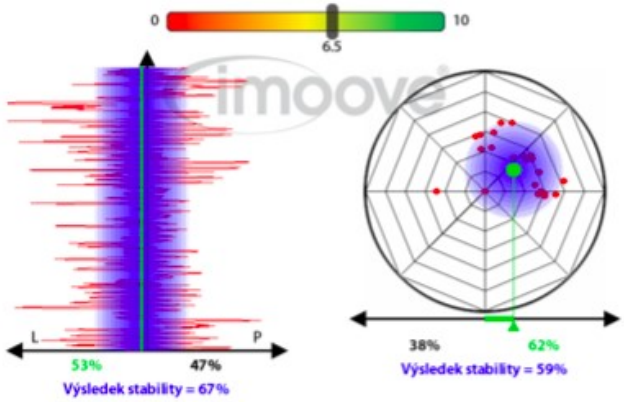
DYNAMIC LIVE CONTROL

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 5
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 59 bodů*
	Distribution: 38%/62%	*= 76 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 67 bodů*
	Distribution: 53%/47%	*= 94 bodů*
Postural coordination: 17.7 s		*= 29 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 6.5 / 10



Postural coordination: 17.7 s = 29%

DYNAMIC LIVE CONTROL

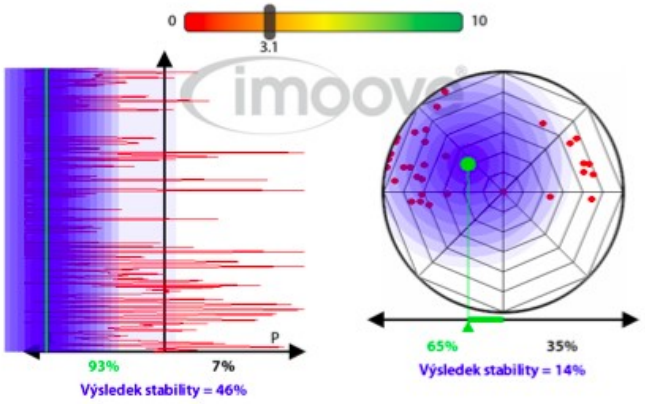
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 6
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 14 bodů*
	Distribution: 65%/35%	*= 70 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 46 bodů*
	Distribution: 93%/ 7%	*= 14 bodů*
Postural coordination: 5.7 s		*= 9 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 3.1 / 10



Postural coordination: 5.7 s = 9%

DYNAMIC LIVE CONTROL

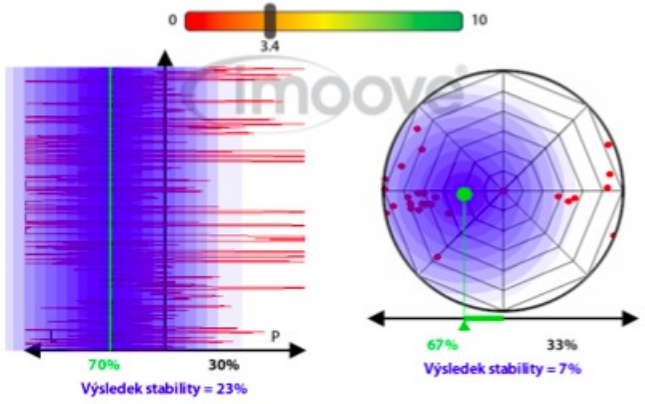
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 6
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 7 bodů*
	Distribution: 67%/33%	*= 66 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 23 bodů*
	Distribution: 70%/30%	*= 60 bodů*
Postural coordination: 9.3 s		*= 15 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 3.4 / 10



Postural coordination: 9.3 s = 15%

DYNAMIC LIVE CONTROL

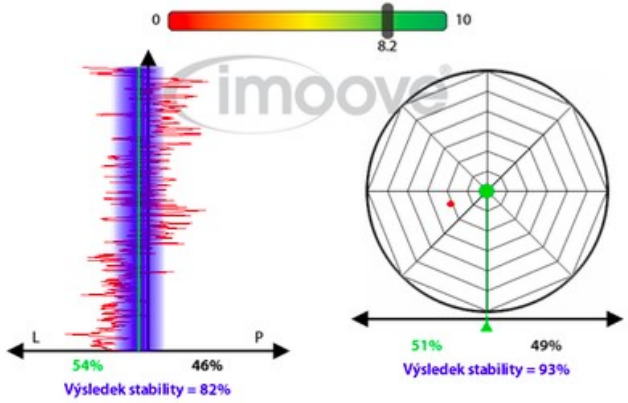
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 7
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 93 bodů*
	Distribution: 51%/49%	*= 98 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 82 bodů*
	Distribution: 54%/46%	*= 92 bodů*
Postural coordination: 27.9 s		*= 46 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 8.2 / 10



Postural coordination: 27.9 s = 46%

DYNAMIC LIVE CONTROL

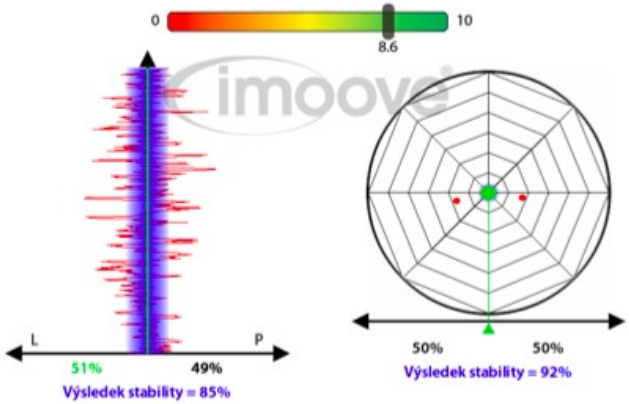
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 7
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 92 bodů*
	Distribution: 50%/50%	*= 100 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 85 bodů*
	Distribution: 51%/49%	*= 98 bodů*
Postural coordination: 33.9 s		*= 56 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 8.6 / 10



Postural coordination: 33.9 s = 56%

DYNAMIC LIVE CONTROL

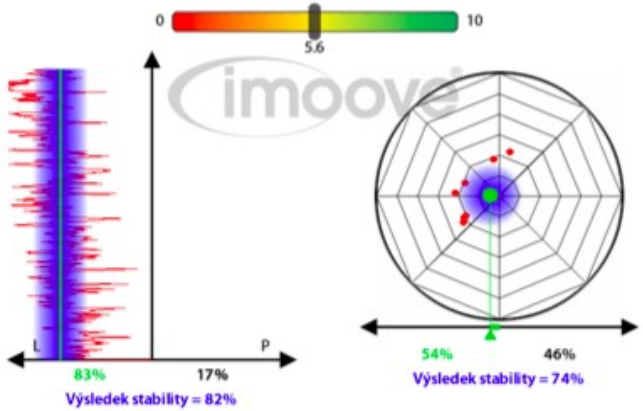
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 8
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 74 bodů*
	Distribution: 54%/46%	*= 92 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 82 bodů*
	Distribution: 83%/17%	*= 34 bodů*
Postural coordination: 0.1 s		*= 0 bodů*

POSTURAL STRATEGY **= 5.6 / 10**



Postural coordination: 0.1 s = 0%

DYNAMIC LIVE CONTROL

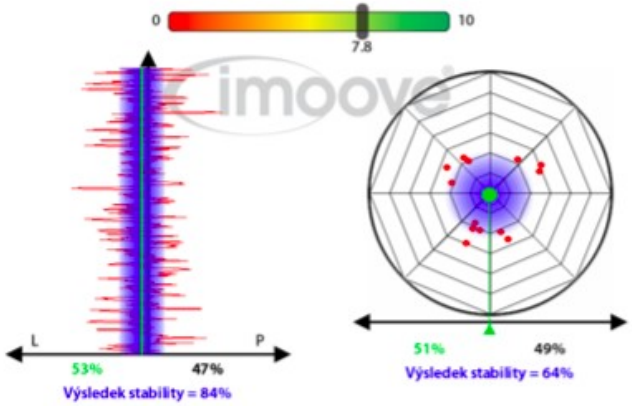
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 8
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 64 bodů*
	Distribution: 51%/49%	*= 98 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 84 bodů*
	Distribution: 53%/47%	*= 94 bodů*
Postural coordination: 30.6 s		*= 51 bodů*

POSTURAL STRATEGY **= 7.8 / 10**



Postural coordination: 30.6 s = 51%

DYNAMIC LIVE CONTROL

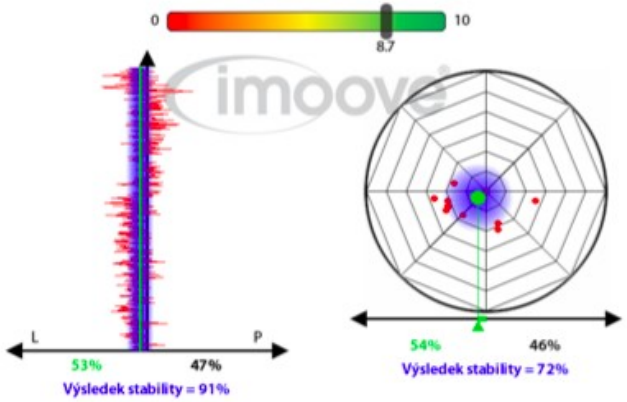
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 9
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 72 bodů*
	Distribution: 54%/46%	*= 92 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 91 bodů*
	Distribution: 53%/47%	*= 94 bodů*
Postural coordination: 53.0 s		*= 88 bodů*

POSTURAL STRATEGY **= 8.7 / 10**



Postural coordination: 53.0 s = 88%

DYNAMIC LIVE CONTROL

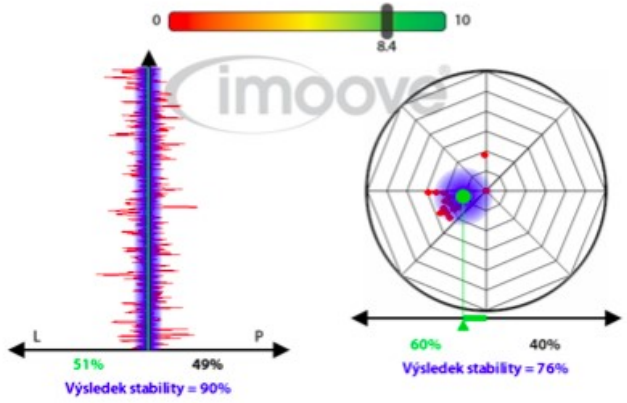
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 9
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 76 bodů*
	Distribution: 60%/40%	*= 80 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 90 bodů*
	Distribution: 51%/49%	*= 98 bodů*
Postural coordination: 45.9 s		*= 76 bodů*

POSTURAL STRATEGY **= 8.4 / 10**



Postural coordination: 45.9 s = 76%

DYNAMIC LIVE CONTROL

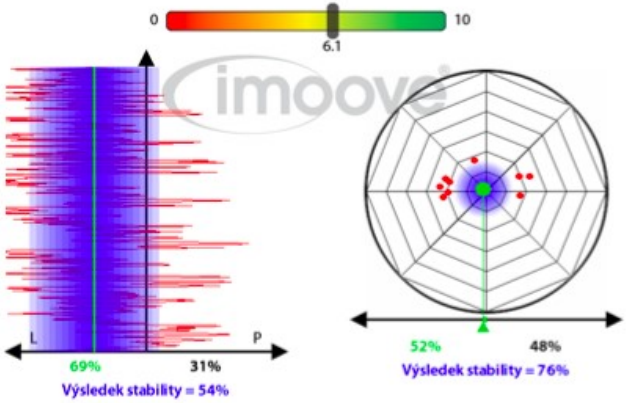
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 10
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 76 bodů*
	Distribution: 52%/48%	*= 96 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 54 bodů*
	Distribution: 69%/31%	*= 62 bodů*
Postural coordination: 10.6 s		*= 17 bodů*

POSTURAL STRATEGY **= 6.1 / 10**



Postural coordination: 10.6 s = 17%

DYNAMIC LIVE CONTROL

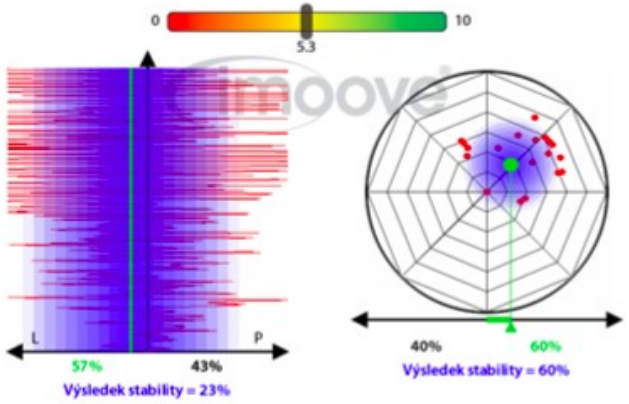
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 10
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 60 bodů*
	Distribution: 40%/60%	*= 80 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 23 bodů*
	Distribution: 57%/43%	*= 86 bodů*
Postural coordination: 11.3 s		*= 18 bodů*

POSTURAL STRATEGY **= 5.3 / 10**



Postural coordination: 11.3 s = 18%

DYNAMIC LIVE CONTROL

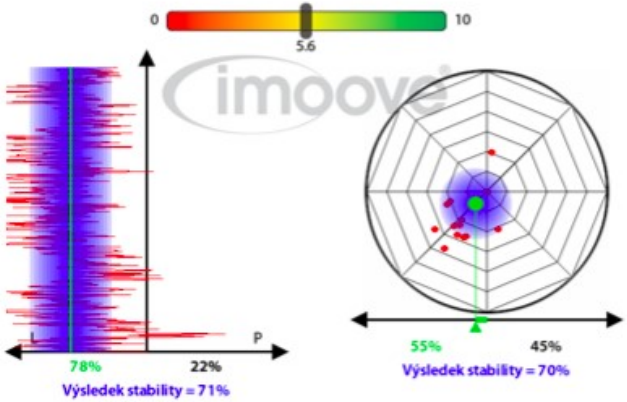
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 11
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 70 bodů*
	Distribution: 55%/45%	*= 90 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 71 bodů*
	Distribution: 78%/22%	*= 44 bodů*
Postural coordination: 4.6 s		*= 7 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 5.6 / 10



Postural coordination: 4.6 s = 7%

DYNAMIC LIVE CONTROL

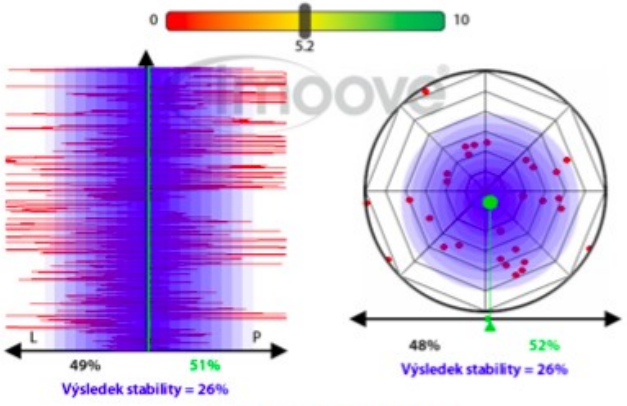
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 11
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 26 bodů*
	Distribution: 48%/52%	*= 96 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 26 bodů*
	Distribution: 49%/51%	*= 98 bodů*
Postural coordination: 9.5 s		*= 15 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 5.2 / 10



Postural coordination: 9.5 s = 15%

Příloha č. 4 Výsledky výstupního měření dynamické posturální stability na Imoove

DYNAMIC LIVE CONTROL

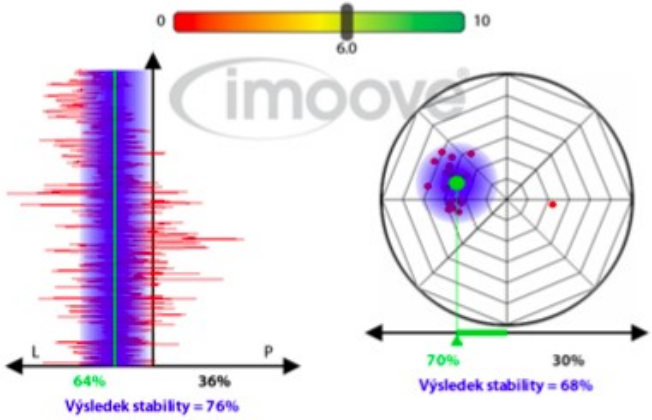
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 2
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 68 bodů*
	Distribution: 70%/30%	*= 60 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 76 bodů*
	Distribution: 64%/36%	*= 72 bodů*
Postural coordination: 16.2 s		*= 26 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 6.0 / 10



Postural coordination: 16.2 s = 26%

DYNAMIC LIVE CONTROL

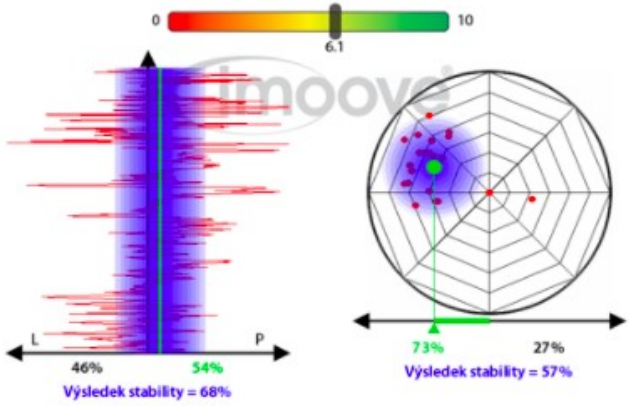
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 2
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 57 bodů*
	Distribution: 73%/27%	*= 54 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 68 bodů*
	Distribution: 46%/54%	*= 92 bodů*
Postural coordination: 20.2 s		*= 33 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 6.1 / 10



Postural coordination: 20.2 s = 33%

DYNAMIC LIVE CONTROL

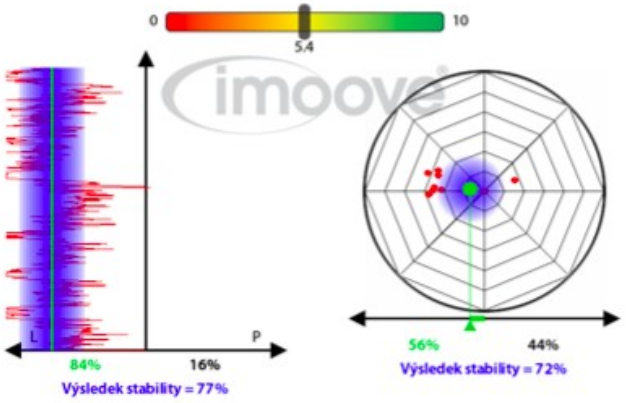
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 3
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 72 bodů*
	Distribution: 56%/44%	*= 88 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 77 bodů*
	Distribution: 84%/16%	*= 32 bodů*
Postural coordination: 0.2 s		*= 0 bodů*

POSTURAL STRATEGY **= 5.4 / 10**



Postural coordination: 0.2 s = 0%

DYNAMIC LIVE CONTROL

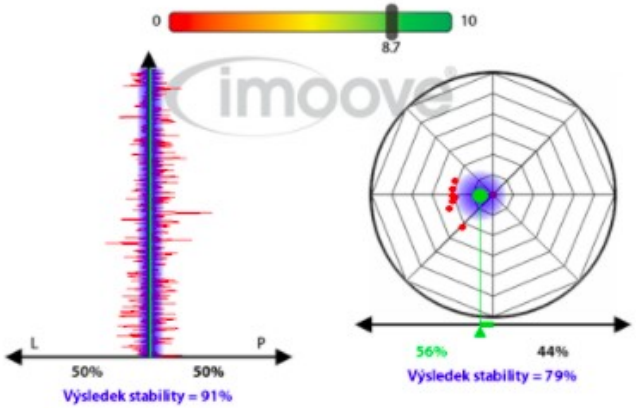
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 3
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 79 bodů*
	Distribution: 56%/44%	*= 88 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 91 bodů*
	Distribution: 50%/50%	*= 100 bodů*
Postural coordination: 46.6 s		*= 77 bodů*

POSTURAL STRATEGY **= 8.7 / 10**



Postural coordination: 46.6 s = 77%

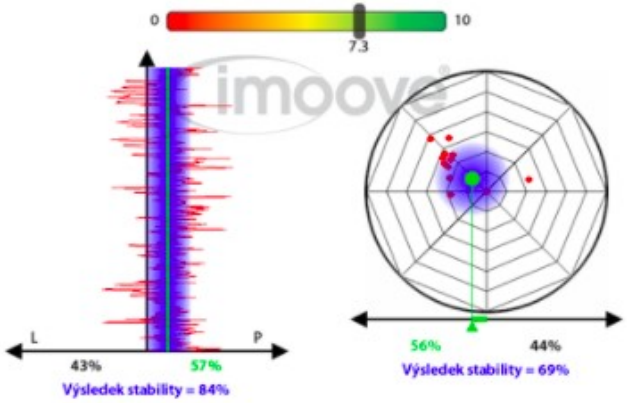
DYNAMIC LIVE CONTROL

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 4
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 69 bodů*
	Distribution: 56%/44%	*= 88 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 84 bodů*
	Distribution: 43%/57%	*= 86 bodů*
Postural coordination: 21.7 s		*= 36 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 7.3 / 10



Postural coordination: 21.7 s = 36%

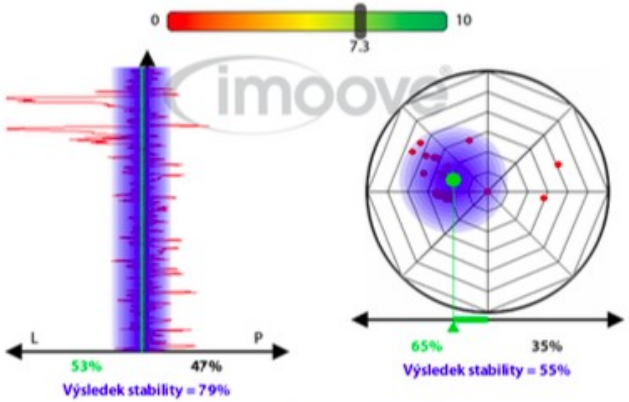
DYNAMIC LIVE CONTROL

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 4
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 55 bodů*
	Distribution: 65%/35%	*= 70 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 79 bodů*
	Distribution: 53%/47%	*= 94 bodů*
Postural coordination: 40.3 s		*= 67 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 7.3 / 10



Postural coordination: 40.3 s = 67%

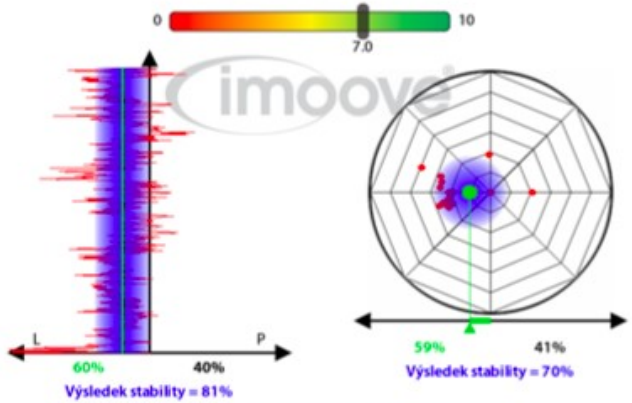
DYNAMIC LIVE CONTROL

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 5
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 70 bodů*
	Distribution: 59%/41%	*= 82 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 81 bodů*
	Distribution: 60%/40%	*= 80 bodů*
Postural coordination: 23.0 s		*= 38 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 7.0 / 10



Postural coordination: 23.0 s = 38%

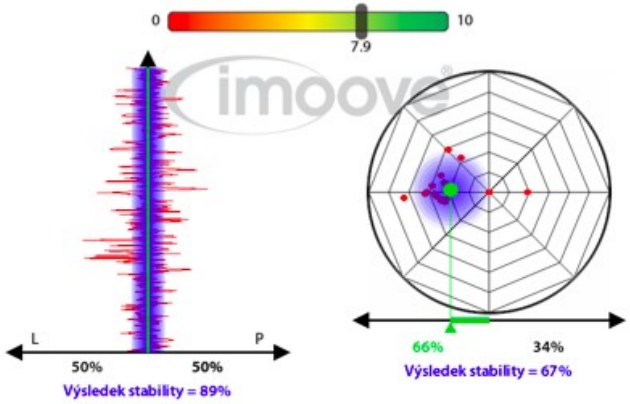
DYNAMIC LIVE CONTROL

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 5
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 67 bodů*
	Distribution: 66%/34%	*= 68 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 89 bodů*
	Distribution: 50%/50%	*= 100 bodů*
Postural coordination: 42.2 s		*= 70 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 7.9 / 10



Postural coordination: 42.2 s = 70%

DYNAMIC LIVE CONTROL

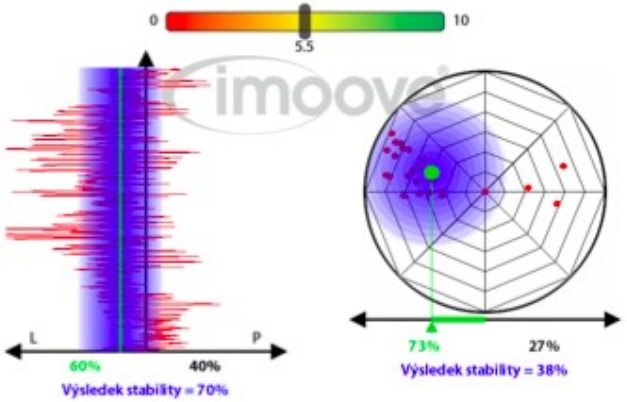
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 6
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 38 bodů*
	Distribution: 73%/27%	*= 54 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 70 bodů*
	Distribution: 60%/40%	*= 80 bodů*
Postural coordination: 19.9 s		*= 33 bodů*

POSTURAL STRATEGY **= 5.5 / 10**



Postural coordination: 19.9 s = 33%

DYNAMIC LIVE CONTROL

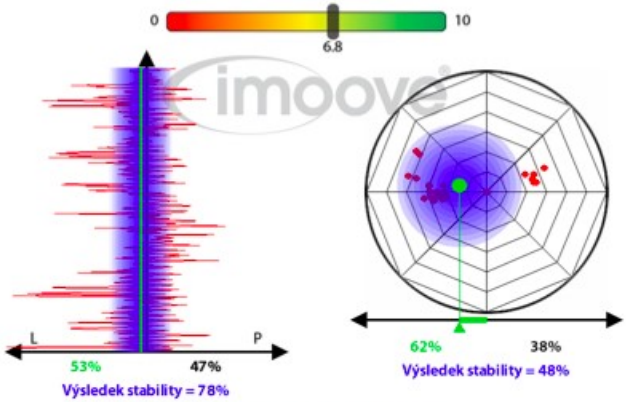
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 6
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 48 bodů*
	Distribution: 62%/38%	*= 76 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 78 bodů*
	Distribution: 53%/47%	*= 94 bodů*
Postural coordination: 27.7 s		*= 46 bodů*

POSTURAL STRATEGY **= 6.8 / 10**



Postural coordination: 27.7 s = 46%

DYNAMIC LIVE CONTROL

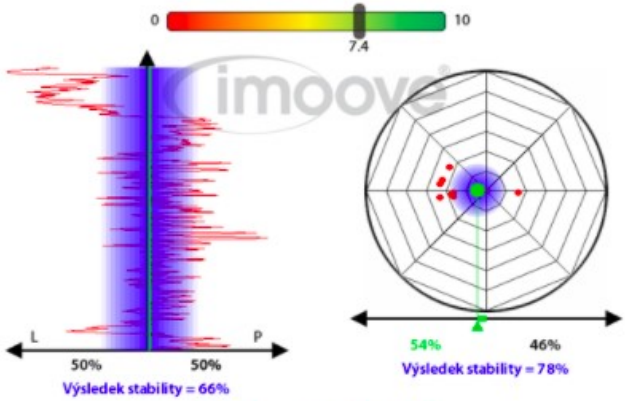
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 7
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 78 bodů*
	Distribution: 54%/46%	*= 92 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 66 bodů*
	Distribution: 50%/50%	*= 100 bodů*
Postural coordination: 21.7 s		*= 36 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 7.4 / 10



Postural coordination: 21.7 s = 36%

DYNAMIC LIVE CONTROL

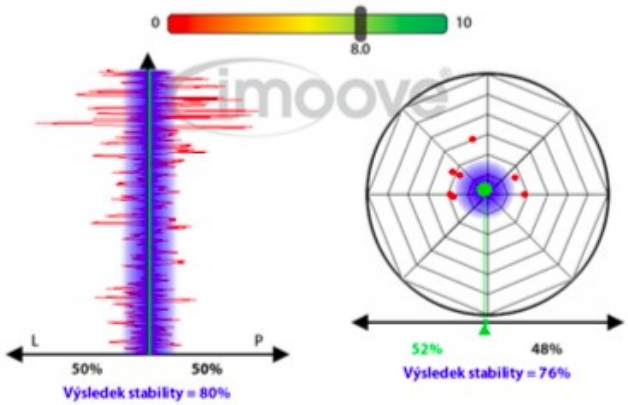
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 7
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 76 bodů*
	Distribution: 52%/48%	*= 96 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 80 bodů*
	Distribution: 50%/50%	*= 100 bodů*
Postural coordination: 28.3 s		*= 47 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 8.0 / 10



Postural coordination: 28.3 s = 47%

DYNAMIC LIVE CONTROL

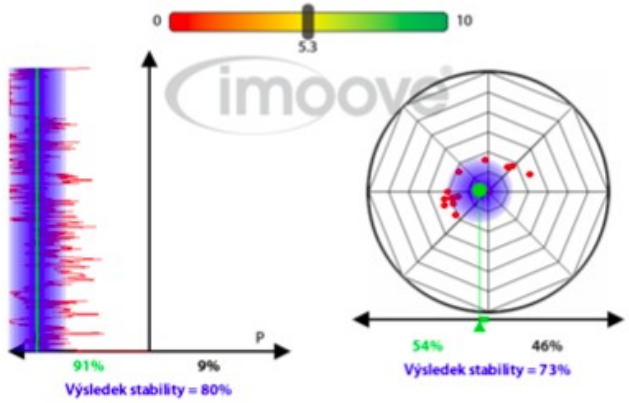
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 8
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 73 bodů*
	Distribution: 54%/46%	*= 92 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 80 bodů*
	Distribution: 91%/ 9%	*= 18 bodů*
Postural coordination: 0.0 s		*= 0 bodů*

POSTURAL STRATEGY **= 5.3 / 10**



Postural coordination: 0.0 s = 0%

DYNAMIC LIVE CONTROL

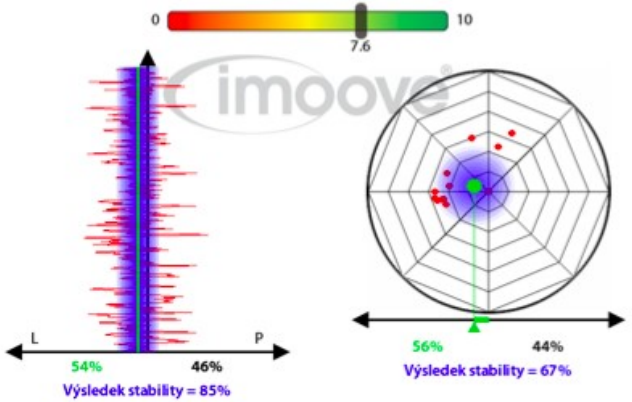
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 8
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 67 bodů*
	Distribution: 56%/44%	*= 88 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 85 bodů*
	Distribution: 54%/46%	*= 92 bodů*
Postural coordination: 30.4 s		*= 50 bodů*

POSTURAL STRATEGY **= 7.6 / 10**



Postural coordination: 30.4 s = 50%

DYNAMIC LIVE CONTROL

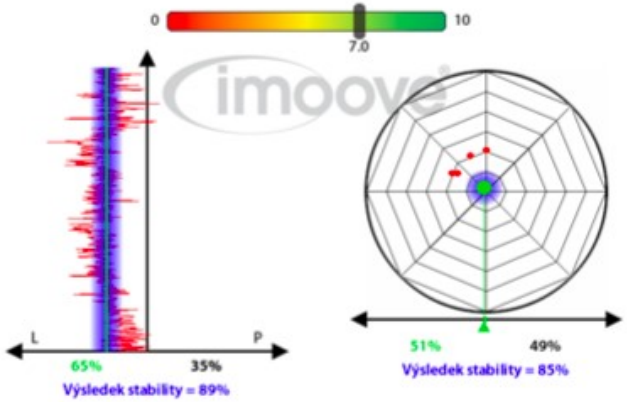
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 9
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 85 bodů*
	Distribution: 51%/49%	*= 98 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 89 bodů*
	Distribution: 65%/35%	*= 70 bodů*
Postural coordination: 6.0 s		*= 9 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 7.0 / 10



Postural coordination: 6.0 s = 9%

DYNAMIC LIVE CONTROL

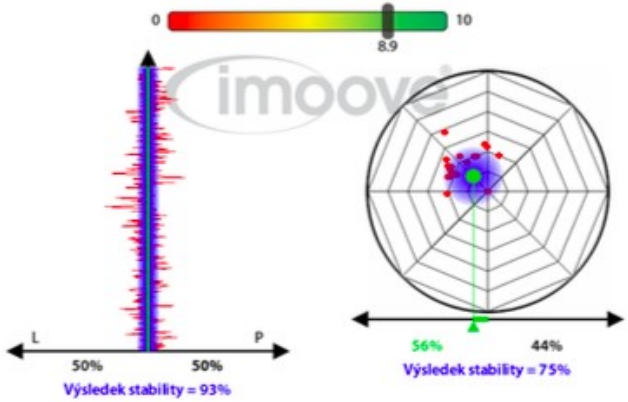
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 9
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 75 bodů*
	Distribution: 56%/44%	*= 88 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 93 bodů*
	Distribution: 50%/50%	*= 100 bodů*
Postural coordination: 52.3 s		*= 87 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 8.9 / 10



Postural coordination: 52.3 s = 87%

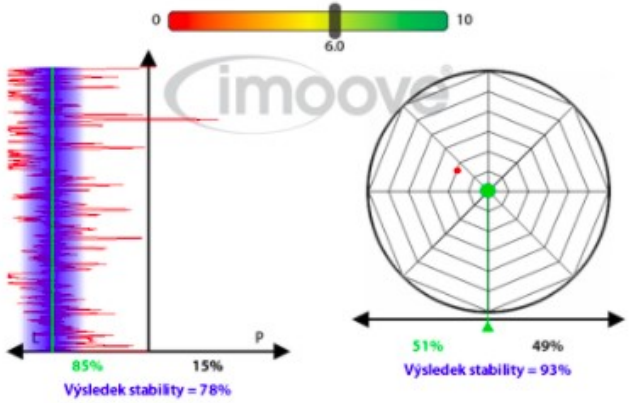
DYNAMIC LIVE CONTROL

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 10
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 93 bodů*
	Distribution: 51%/49%	*= 98 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 78 bodů*
	Distribution: 85%/15%	*= 30 bodů*
Postural coordination: 0.7 s		*= 1 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 6.0 / 10



Postural coordination: 0.7 s = 1%

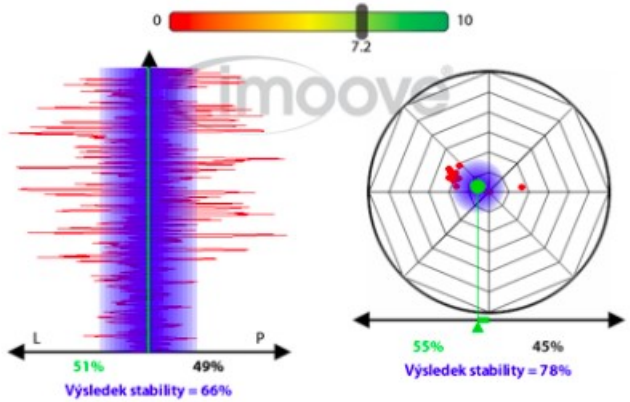
DYNAMIC LIVE CONTROL

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 10
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 78 bodů*
	Distribution: 55%/45%	*= 90 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 66 bodů*
	Distribution: 51%/49%	*= 98 bodů*
Postural coordination: 18.3 s		*= 30 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 7.2 / 10



Postural coordination: 18.3 s = 30%

DYNAMIC LIVE CONTROL

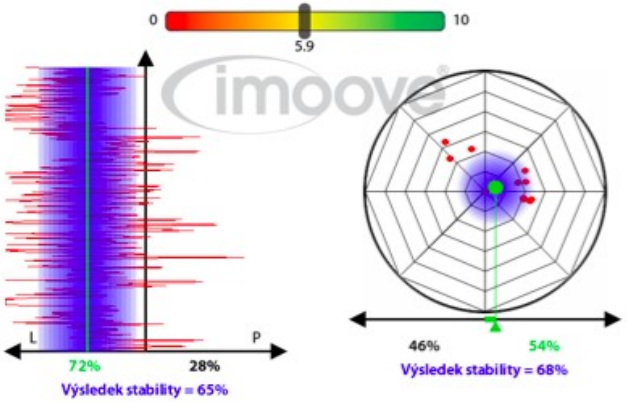
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 11
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 68 bodů*
	Distribution: 46%/54%	*= 92 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 65 bodů*
	Distribution: 72%/28%	*= 56 bodů*
Postural coordination: 9.5 s		*= 15 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 5.9 / 10



Postural coordination: 9.5 s = 15%

DYNAMIC LIVE CONTROL

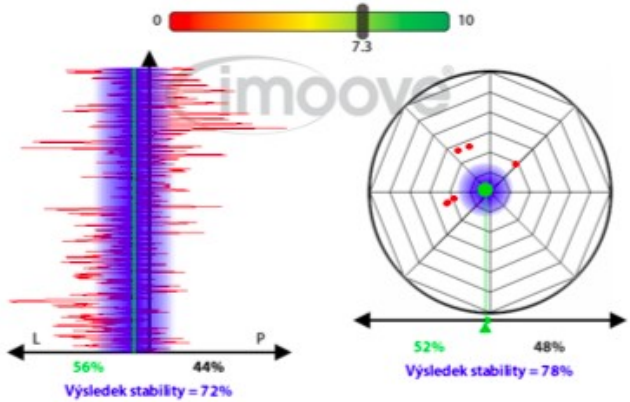
4

DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT : 11
DATUM :
VÝSLEDKY :

SUPPORTS :	*Výsledek stability*	*= 78 bodů*
	Distribution: 52%/48%	*= 96 bodů*
TRUNK :	*Výsledek stability*	*= 72 bodů*
	Distribution: 56%/44%	*= 88 bodů*
Postural coordination: 20.0 s		*= 33 bodů*

POSTURAL STRATEGY = 7.3 / 10



Postural coordination: 20.0 s = 33%

Příloha č. 5 Záznam cvičebních jednotek

Cvik	Cíl	Čas (min)	Počet opakování	Nastavení	Obtížnost	Rychlost	Amplituda
Protažení DKK v předklonu	Protažení hamstringů	1	1	Volné		15	60
Protažení trupu v předklonu	Protažení svalů trupu	1	1	Volné		15	60
Stoj s paralelním postavením DKK	Stabilizace trupu	1	3	Volné		70	75
Stoj s paralelním postavením DKK	Stabilizace trupu	1	3	Náhodné	4		
Stoj s paralelním postavením DKK, házení s molitanovým míčkem	Stabilizace trupu	1	3	Volné		70	75
Stoj s paralelním postavením DKK, házení s molitanovým míčkem	Stabilizace trupu	1	3	Náhodné	4		
Stoj s paralelním postavením DKK, házení s molitanovým míčkem s rotací trupu	Stabilizace trupu	1	3	Volné		70	75
Stoj s paralelním postavením DKK, házení s molitanovým míčkem s rotací trupu	Stabilizace trupu	1	3	Náhodné	4		
DLC horizontální v tahu-statický	Stabilizace trupu, koordinace horní poloviny těla	3	1	DLC			
DLC horizontální v tahu-dynamický	Stabilizace trupu, koordinace horní poloviny těla	3	1	DLC			
Protažení trupu do rotace v kleku	Protažení svalů trupu	1	1 každá strana	Volné		20	55
Protažení trupu a DKK v sedu	Protažení svalů trupu a DKK	1	1	Volné		20	60

Cvik	Cíl	Čas (min)	Počet opakování	Nastavení	Obtížnost	Rychlost	Amplituda
Protažení trupu a DKK v předklonu	Protažení svalů trupu a DKK	1	1	Volné		15	60
Protažení trupu a DKK v předklonu v rotaci	Protažení svalů trupu a DKK	1	1 každá strana	Volné		15	60
Stoj stranou s paralelním postavením DKK, vytahování expanderu do strany oběma HKK s rotací trupu	Stabilizace trupu, aktivace šikmých břišních svalů, aktivace svalů HKK	1	3 každá strana	Volné		80	85
Stoj s paralelním postavením DKK, předpažování/zapažování s expanderem	Stabilizace trupu, aktivace břišních a zádových svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	1	3	Volné		80	85
Stoj s paralelním postavením DKK, vytahování expanderu s rotací trupu	Stabilizace trupu, aktivace šikmých břišních svalů, aktivace zádových svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	1	3 každá strana	Volné		70	70
Stoj s paralelním postavením DKK, jedna HK v zapažení druhá HK v předpažení, tah za expander	Stabilizace trupu, aktivace břišních a zádových svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	1	3	Volné		75	85
Sed skřižmo, HKK v pokrčení za hlavou, vytahování expanerů střídavě vpřed	Stabilizace trupu, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	1	3	Volné		60	20
Protažení trupu do rotace v kleku	Protažení svalů trupu	1	1 každá strana	Volné		20	55
Protažení trupu a DKK v sedu	Protažení svalů trupu a DKK	1	1	Volné		20	60

Cvik	Cíl	Čas (min)	Počet opakování	Nastavení	Obtížnost	Rychlost	Amplituda
Protažení trupu a DKK v předklonu	Protažení svalů trupu a DKK	1	1	Volné		20	70
Stoj, DKK za sebou	Stabilizace trupu	1	2 každá strana	Volné		80	85
Stoj, DKK za sebou	Stabilizace trupu	1	2 každá strana	Náhodné	4		
Stoj, DKK za sebou, HKK ve vzpažení	Stabilizace trupu	1	2 každá strana	Volné		70	75
Stoj, DKK za sebou, HKK ve vzpažení	Stabilizace trupu	1	2 každá strana	Náhodné	4		
Úzký stoj	Stabilizace trupu	1	2	Volné		70	75
Úzký stoj	Stabilizace trupu	1	2	Náhodné	4		
Úzký stoj, HKK vzpažené	Stabilizace trupu	1	2	Volné		60	65
Úzký stoj, HKK vzpažené	Stabilizace trupu	1	2	Náhodné	4		
DLC vertikální v tahu- dynamický	Stabilizace trupu, koordinace horní poloviny těla	3	1	DLC			
DLC vertikální jedna HK v tahu, jedna HK v tlaku- statický	Stabilizace trupu, koordinace horní poloviny těla	3	1	DLC			
Protažení trupu do rotace v kleku	Protažení svalů trupu	1	1 každá strana	Volné		20	55
Protažení trupu a DKK v sedu	Protažení svalů trupu a DKK	1	1	Volné		20	60

Cvik	Cíl	Čas (min)	Počet opakování	Nastavení	Obtížnost	Rychlost	Amplituda
Protažení trupu a DKK v předklonu	Protažení svalů trupu a DKK	1	1	Volné		20	70
Protažení trupu a DKK v předklonu, HKK nad úrovní ramen	Protažení svalů trupu, DKK a HKK	1	1	Volné		20	70
Stoj s paralelním postavením DKK, vzpažení s medicineballem	Stabilizace trupu, aktivace břišních a zádových svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	2	2	Volné		80	85
Stoj s paralelním postavením DKK, vzpažení s medicineballem	Stabilizace trupu, aktivace břišních a zádových svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	2	2	Náhodné	4		
Stoj s paralelním postavením DKK, HKK ve vzpažení s expandery	Stabilizace trupu, aktivace břišních a zádových svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	2	2	Volné		70	75
Stoj s paralelním postavením DKK, podřep se vzpažením s medicineballem	Stabilizace trupu, aktivace břišních a zádových svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK, aktivace svalů DKK	2	2	Volné		70	75
Stoj s paralelním postavením DKK, dřep s rotací trupu s aquahitem	Stabilizace trupu, aktivace zádových a šikmých břišních svalů, , aktivace svalů DKK	1	2 každá strana	Volné		70	70
Klek na čtyřech, jedna HKK ve vzpažení, protilehlá DK v zanožení	Stabilizace trupu, aktivace břišních a zádových svalů, aktivace svalů ramenního pletence	2	2 každá strana	Volné		30	40
Protažení trupu do rotace v kleku	Protažení svalů trupu	2	1 každá strana	Volné		20	55
Protažení trupu a DKK v sedu	Protažení svalů trupu a DKK	2	1	Volné		20	60

Cvik	Cíl	Čas (min)	Počet opakování	Nastavení	Obtížnost	Rychlost	Amplituda
Protažení trupu a DKK v předklonu	Protažení svalů trupu a DKK	1	1	Volné		20	70
Stoj s paralelním postavení DKK	Stabilizace trupu	2	1	Náhodné	4		
Stoj na jedné DK	Stabilizace trupu	1	2	Volné		30	50
Stoj na jedné DK	Stabilizace trupu	1	2	Náhodné	3		
Stoj na jedné DK, házení s molitanovým míčkem	Stabilizace trupu	1	2	Volné		30	50
Stoj na jedné DK, házení s molitanovým míčkem	Stabilizace trupu	1	2	Náhodné	3		
DLC 2D v tahu- dynamický	Stabilizace trupu, koordinace horní poloviny těla	3	1	DLC			
DLC 2D v tlaku- statický	Stabilizace trupu, koordinace horní poloviny těla	3	1	DLC			
DLC 2D jedna HK v tahu, druhá HK v tlaku- 6s	Stabilizace trupu, koordinace horní poloviny těla	3	1 každá strana	DLC			
Protažení trupu do rotace v kleku	Protažení svalů trupu	1	1 každá strana	Volné		20	55
Protažení trupu a DKK v sedu	Protažení svalů trupu a DKK	1	1	Volné		20	60

Cvik	Cíl	Čas (min)	Počet opakování	Nastavení	Obtížnost	Rychlost	Amplituda
Protažení trupu a DKK v předklonu v rotaci	Protažení svalů trupu a DKK	1	1 obě strany	Volné		15	60
Stoj DKK za sebou, HKK střídavě vzpažit s expandery a povolit	Stabilizace trupu, aktivace břišních a zádových svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	2	2 obě strany	Volné		80	90
Stoj s paralelním postavením DKK, tah za expandery s rotací trupu	Stabilizace trupu, aktivace zádových a šikmých břišních svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	3	2	Volné		70	90
Stoj s paralelním postavením DKK v zadní části plošiny, střídavé zapažování HKK	Stabilizace trupu, aktivace zádových a břišních svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	3	2	Volné		70	90
Leh na zádech, HKK se přidržují madel za hlavou, DKK v trojflexi se pohybují se strany na stranu	Aktivace břišních svalů	2	2	Volné		20	70
Protažení trupu do rotace v kleku	Protažení svalů trupu	1	1 každá strana	Volné		20	55
Protažení trupu a DKK v sedu	Protažení svalů trupu a DKK	1	2	Volné		20	60

Cvik	Cíl	Čas (min)	Počet opakování	Nastavení	Obtížnost	Rychlost	Amplituda
Protažení trupu a DKK v předklonu	Protažení svalů trupu a DKK	1	1	Volné		20	70
Protažení trupu a DKK v předklonu v rotaci	Protažení svalů trupu a DKK	1	1 obě strany	Volné		15	60
Stoj s paralelním postavením DKK, nahazování medicineballu	Stabilizace trupu, aktivace zádových a břišních svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	3	1	Volné		80	85
Stoj s paralelním postavením DKK, nahazování medicineballu	Stabilizace trupu, aktivace zádových a břišních svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	3	1	Náhodné	4		
Stoj stranou, nahazování medicineballu s rotací trupu	Stabilizace trupu, aktivace zádových a šikmých břišních svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	3	1 obě strany	Volné		70	75
Golfový postoj s holí	Stabilizace trupu, aktivace zádových a šikmých břišních svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	3	1	Volné		70	75
Golfový postoj s holí	Stabilizace trupu, aktivace zádových a šikmých břišních svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	3	1	Náhodné	4		
Protažení trupu do rotace v kleku	Protažení svalů trupu	2	1 každá strana	Volné		20	55
Protažení trupu a DKK v sedu	Protažení svalů trupu a DKK	2	1	Volné		20	60

Cvik	Cíl	Čas (min)	Počet opakování	Nastavení	Obtížnost	Rychlost	Amplituda
Protažení trupu a DKK v předklonu	Protažení svalů trupu a DKK	1	1	Volné		20	70
Protažení trupu a DKK v předklonu v rotaci	Protažení svalů trupu a DKK	1	1 každá strana	Volné		15	60
Stoj na jedné DK, druhá DK tah za expander, HKK volně	Stabilizace trupu, aktivace svalů DKK	1	3 každá strana	Volné		45	35
Stoj s paralelním postavením DKK, zvedání aquahitu nad hlavu s rotací trupu	Stabilizace trupu, aktivace zádových a šikmých břišních svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	2	2 každá strana	Volné		80	70
Stoj na jedné DK, druhá DK tah za expander, protilehlá HK v tahu	Stabilizace trupu, aktivace svalů DKK, aktivace břišních svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	1	3 každá strana	Volné		45	35
Paralelní postavení DKK, rozpažování HKK s expandery	Stabilizace trupu, aktivace zádových a břišních svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	3	1	Volné		75	85
Vzpor s HKK na plošině, DKK na pevné podložce	Stabilizace trupu, aktivace břišních svalů, aktivace svalů ramenního pletence a HKK	1	3	Volné		70	40
Protažení trupu do rotace v kleku	Protažení svalů trupu	1	1 každá strana	Volné		20	55
Protažení trupu a DKK v sedu	Protažení svalů trupu a DKK	1	1	Volné		20	60

Příloha č. 7 Seznam obrázků

Obr. 1 Imoove (Lefeen s.r.o., 2016a) 18

Obr. 2 DLC (Lefeen s.r.o., 2016a) 19

Obr. 3 DLC protokol (vlastní zdroj) 20

Příloha č. 8 Seznam tabulek

Tab. 1 Testy Footscan 27

Tab. 2 Konvenční hodnoty pro Cohenův koeficient účinku (Hendl, 2009) 30

Tab. 3 Naměřené hodnoty statické posturální stability před intervencí u obou skupin .. 33

Tab. 4 Naměřené hodnoty dynamické posturální stability před intervencí u obou skupin 35

Tab. 5 Naměřené hodnoty statické posturální stability po intervenci u obou skupin 36

Tab. 6 Naměřené hodnoty dynamické posturální stability po intervenci u obou skupin 39

Tab. 7 Změny průměrů hodnot statické posturální stability před a po intervenci u obou skupin 40

Tab. 8 Změny průměrů hodnot dynamické posturální stability před a po intervenci u obou skupin 43

Tab. 9 Výsledky Wilcoxonova testu pro dynamickou posturální stabilitu u experimentální skupiny-rozdíl mezi měřeními 45

Tab. 10 Výsledky Wilcoxonova testu pro statickou posturální stabilitu u experimentální skupiny-rozdíl mezi měřeními 45

Tab. 11 Výsledky Wilcoxonova testu pro dynamickou posturální stabilitu u kontrolní skupiny-rozdíl mezi měřeními 46

Tab. 12 Výsledky Wilcoxonova testu pro statickou posturální stabilitu u kontrolní skupiny-rozdíl mezi měřeními 47

Tab. 13 Výsledky Mann-Whitneyova testu pro dynamickou posturální stabilitu-rozdíl mezi skupinami 48

Tab. 14 Výsledky Mann-Whitneyova testu pro statickou posturální stabilitu-rozdíl mezi skupinami 48

Tab. 15 Cohenův koeficient účinku pro dynamickou posturální stabilitu experimentální skupiny-rozdíl mezi měřeními 49

Tab. 16 Cohenův koeficient účinku pro statickou posturální stabilitu experimentální skupiny-rozdíl mezi měřeními 50

Tab. 17 Cohenův koeficient účinku pro dynamickou posturální stabilitu kontrolní skupiny-rozdíl mezi měřeními 51

Tab. 18 Cohenův koeficient účinku pro statickou posturální stabilitu kontrolní skupiny-rozdíl mezi měřeními 51
Tab. 19 Cohenův koeficient účinku pro rozdíl hodnot dynamické posturální stability-rozdíl mezi skupinami 52
Tab. 20 Cohenův koeficient účinku pro rozdíl hodnot statické posturální stability-rozdíl mezi skupinami 53

Příloha č. 9 Seznam grafů

Graf 1 Grafické znázornění procentuálního rozdílu hodnot ttw před a po intervenci u obou skupin 42

Graf 2 Grafické znázornění procentuálního rozdílu průměrů hodnot posturální strategie před a po intervenci u obou skupin 44

Příloha č. 10 Seznam zkratek

BS	Base of Support
CMP	Cévní mozková příhoda
CNS	Centrální nervový systém
COG	Centre of Gravity
COM	Centre of Mass
COP	Centre of Pressure
DK	Dolní končetina
DKK	Dolní končetiny
DLC	Dynamic Live Control
DMO	Dětská mozková obrna
DTDKK	Distribuce tlaku dolních končetin
DTT	Distribuce tlaku dolních končetin
ES	Experimentální skupina
HCP	Handicap
HK	Horní končetina
HKK	Horní končetiny
KS	Kontrolní skupina
PK	Posturální koordinace
PNF	Proprioceptivní neuromuskulární facilitace
PS	Posturální strategie
R	Variační rozpětí
SDKK	Stabilita dolních končetin
ST	Stabilita trupu
TTW	Total travel way
3D	Trojrozměrný

Δ	Rozdíl
Φ	Aritmetický průměr
σ	Směrodatná odchylka