

UNIVERZITA KARLOVA  
**3. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

*Klinika rehabilitačního lékařství  
Fakultní nemocnice Královské Vinohrady*

**Magdalena Juranová**

**Stabilita a koordinace hráčů Ultimate frisbee**

*Stability and coordination of Ultimate frisbee players*

*Bakalářská práce*

Praha, srpen 2019

**Autor práce:** Magdalena Juranová

**Studijní program:** Fyzioterapie

**Bakalářský studijní obor:** Specializace ve zdravotnictví

**Vedoucí práce:** Mgr. Kristina Medková

**Pracoviště vedoucího práce:** FN Motol

**Předpokládaný termín obhajoby:** září 2019

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem předkládanou práci vypracovala samostatně a použila výhradně uvedené citované prameny, literaturu a další odborné zdroje. Současně dávám svolení k tomu, aby má bakalářská práce byla používána ke studijním účelům.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací. Potvrzuji, že tištěná i elektronická verze v Studijním informačním systému UK je totožná.

V Praze dne 21. 8. 2019

Jméno Příjmení: Magdalena Juranová

## **Poděkování**

Ráda bych na tomto místě poděkovala zejména paní Mgr. Kristině Medkové za cenné rady a její vstřícnost a trpělivost při odborném vedení celé mé bakalářské práce . Dále děkuji panu MUDr. Miloši Matoušovi za to, že mi umožnil, aby měření na přístroji Imoove pro praktickou část probíhalo v centru Olymp, za jeho rady a poskytnutí potřebných materiálů, také děkuji všem ochotným fyzioterapeutům centra Olymp, kteří mi vždy vyšli vstříct. Mé poděkování též patří panu Ing. Janu Řezníkovi a paní Mgr. Markétě Pavlíkové za pomoc se statistickým zpracováním výsledků. V neposlední řadě děkuji všem svým blízkým a rodině za důvěru, podporu a trpělivost.

## ABSTRAKT

Cílem této práce je zmapovat stav koordinace a způsob rozložení zátěže mezi končetinami u hráčů Ultimate frisbee (UF). Posturální koordinaci (PC) hodnotíme v těchto situacích: testy v tahu porovnané s testy v tlaku, testy se zrakovou kontrolou porovnané s testy bez zrakové kontroly. Dále hodnotíme rozložení váhy mezi dolními končetinami (DKK) a rozložení váhy mezi horními končetinami (HKK).

**Metodika:** Do studie se přihlásilo 23 dobrovolníků (studie se účastnilo 20, 3 byli vyřazeni pro nesplnění vstupních kritérií), jednalo se o hráče nejlepší republikové úrovně v zastoupení obou pohlaví a ve věku 20-43 let (průměrný věk je 31 let). Měření probíhalo na přístroji Imoove 300. Vstupní kritéria byla: minimální doba hraní UF 3 roky, bez závažných onemocnění (neurologické, interní), operace či zranění (ruptura svalu, zlomenina). Každý hráč absolvoval 12 DLC (dynamic life control) testů v módu Check Up. V testech byly kombinovány tyto možnosti nastavení přístroje: druh stoje (stoj rozkročný, nakročení PIDK (pivotová dolní končetina), nakročení VDK (výpadová dolní končetina)); testování se zrakovou kontrolou (SZK) a testování bez zrakové kontroly (BZK); testování v tahu a testování v tlaku. Data byla testována jednovýběrovým Wilcoxonovým testem.

**Výsledky:** Na hladině statistické významnosti 0,05 se prokázalo, že v následujících způsobech testů byla PC lepší se zrakovou kontrolou než bez ní: stoj, tah ( $p=0.003205$ ); stoj, tlak ( $p=0.01146$ ); nakročení VDK, tah ( $p=0.001406$ ); nakročení VDK, tlak ( $p=0.01742$ ); nakročení PIDK, tlak ( $p=0.0001581$ ). U varianty testu nakročení PIDK, tah ( $p=0.08558$ ) se toto neprokázalo. PC byla lepší v tlaku než v tahu v následujících případech: stoj, SZK ( $p=0.0004445$ ); nakročení VDK, SZK ( $p=0.0007508$ ); nakročení VDK, BZK ( $p=0.02187$ ); nakročení PIDK, SZK ( $p=0.04718$ ). Toto nelze prokázat u testů: stoj, BZK ( $p=0.211$ ); nakročení PIDK, BZK ( $p=0.9291$ ). Rozložení váhy mezi DKK bylo symetrické ve všech třech variantách stoje: stoj rozkročný ( $p=0.2689$ ), nakročení PIDK ( $p=0.7065$ ), nakročení VDK ( $p=0.05628$ ). Asymetrie se ani v jednom případě na hladině 0,05 neprokázala. U zatížení HKK se asymetrie prokázala. Nedominantní horní končetina byla zatěžována více jak v tahu ( $p=0.007211$ ), tak v tlaku ( $p=0.001903$ ).

**Závěr:** Nebyla nalezena výrazná asymetrie v zatížení DKK, zatímco rozdíl v distribuci zátěže u HKK byl výrazný. Nedominantní horní končetina je zatěžována více. Probandi měli lepší výsledky PC v tlaku než v tahu a se zrakovou kontrolou než bez ní.

**Klíčová slova:** Stabilita, rozložení váhy, koordinace, Ultimate frisbee, Imoove

## ABSTRACT

The main objective of this bachelor thesis is to describe coordination and the load distribution between the limbs of Ultimate frisbee (UF) players. We evaluate postural coordination (PC) in the following situations: tests in tension compared with tests in compression, tests with or without eye control. We evaluate the weight distribution between lower limbs (LL) and between upper limbs (UL) too.

**Methods:** 20 volunteers enrolled in the study. They were the best national-level players represented by both sexes and aged 20-43 (average age is 31 years). The measurement was performed on the Imoove 300. The entry criteria were: active career in UF of at least 3 years, without serious illnesses (neurological, internal), surgery or injury (muscle rupture, fracture). Each player passed 12 DLC (dynamic life control) tests of Check Up mode. The following instrument set-up options were combined in the tests: type of standing position (stand straddling, PILL (pivot lower limb) step, LLL (lunge lower limb) step); test with eye control test (EC) or test with no eye control (NEC); test in tension or test in compression. The data was tested with a single Wilcoxon test.

**Results:** At a statistical significance level of 0.05, it was shown that in the following assays, PC was better with visual control than without it: stand straddling, tension ( $p=0.003205$ ); stand straddling, compression ( $p=0.01146$ ); LLL step, tension ( $p=0.001406$ ); LLL step, compression ( $p=0.01742$ ); PILL step, compression ( $p=0.0001581$ ). Only with the PILL step, tension ( $p=0.08558$ ) failed to prove this. PC was better in compression than in tension in the following cases: stand straddling, EC ( $p=0.0004445$ ); LLL step, EC step ( $p=0.0007508$ ); LLL step, NEC step ( $p=0.02187$ ); PILL step, EC step ( $p=0.04718$ ). This could not be shown in the tests: stand straddling, NEC ( $p=0.211$ ); PILL step, NEC ( $p=0.9291$ ). The weight distribution between the legs was symmetrical in all three standing positions: stand straddling ( $p=0.2689$ ), PILL step ( $p=0.7065$ ), LLL step ( $p=0.05628$ ). Asymmetry was not shown at 0.05 level in either case. Asymmetry has been demonstrated in upper limb loads. The non-dominant limb was loaded more both in tension ( $p=0.007211$ ) and in compression ( $p=0.001903$ ).

**Conclusion:** There was no significant asymmetry in the LL load, while the difference in load distribution at UL was significant. The non-dominant upper limb is loaded more. Probands had better PC results in compression than in tension and with visual control than without it.

**Key words:** Stability, load distribution, coordination, Ultimate frisbee, Imoove

# OBSAH

1	ÚVOD.....	9
2	TEORETICKÁ ČÁST.....	10
2.1	Hra ultimate frisbee .....	10
2.1.1	Historie létjícího disku a ultimate .....	10
2.1.2	Historie ultimate v ČR.....	11
2.1.3	Soutěže v Ultimate v ČR.....	12
2.1.4	Nastínění pravidel hry.....	12
2.1.4.1	Spirit of the Game (duch hry) .....	14
2.2	Specifické pohyby při hře UF.....	14
2.2.1	Markerování.....	14
2.2.2	Pivot - pohyb hráče s diskem kolem stojné nohy .....	15
2.2.3	Hod diskem - dva nejčastější základní hody - forehand a backhand ...	16
2.2.3.1	Backhand .....	16
2.2.3.2	Forehand .....	16
2.3	Řízení pohybu .....	18
2.4	Posturální stabilita.....	20
2.4.1	Rozdíl mezi opěrnou bází a opěrnou plochou.....	20
2.4.2	Rozdíl mezi posturální stabilitou a posturální stabilizací .....	20
2.5	Posturální reaktibilita a koordinace .....	21
2.6	Přístroj Imoove .....	22
3	CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY .....	25
3.1	Cíl práce.....	25
3.2	Hypotézy .....	25
4	PRAKTICKÁ ČÁST .....	26
4.1	Metodika.....	26
4.1.1	Design studie, příprava a provedení výběru .....	26
4.1.2	Provedení měření.....	26
4.1.2.1	Druhy testů.....	27
4.1.2.2	Postup testování.....	29
4.1.3	Metodika zpracování dat .....	33
4.2	Výsledky.....	33
4.2.1	Charakteristika vybraného souboru.....	33
4.2.2	Výsledky měření a test hypotéz .....	37
4.2.2.1	Výsledky měření .....	37
4.2.2.2	Test hypotéz.....	42

5	DISKUZE .....	55
5.1	Teoretická část .....	55
5.2	Praktická část .....	56
6	ZÁVĚR.....	58
	REFERENČNÍ SEZNAM .....	60
	SEZNAM OBRÁZKŮ .....	63
	SEZNAM PŘÍLOH.....	64
	SEZNAM ZKRATEK.....	68



# 1 ÚVOD

Krátce po sametové revoluci se do České republiky dostal, v západním světě již celkem známý, týmový sport s diskem – Ultimate frisbee. Sama tento sport znám i z pozice hráče. To mě vedlo k tomu, že jsem se rozhodla zpracovat toto téma. Vzhledem k tomu, jak je UF poměrně mladý sport a na profesionální úrovni se zatím hraje pouze v USA, neexistuje příliš materiálů, které by ho z pohybového hlediska více rozebíraly či podrobněji popisovaly.

Hráč zpravidla hází diskem stále stejnou rukou, obvykle svoji dominantní horní končetinou. Při hodech také dochází k rotacím a lateroflexím trupu na stále stejnou stranu. I to znamená samostatně asymetrickou zátěž pohybového aparátu. Když se k tomu ještě připočítá další jednostranné zatěžování plynoucí z toho, jak hráč u hry pivotuje, dochází k jednostranné zátěži nejen trupového svalstva a pletence ramenního, ale taktéž oblasti pánve, kyčlí a stehna.

Ve své práci se zaměřuji na to, zda hráči UF reagují symetricky. Hodnotím jejich koordinaci, stabilitu a rozložení zátěže mezi končetinami. Ráda bych touto prací popsala, jak jsou hráči stabilní, jejich koordinaci a zda se v jejich posturální strategii objevují reakce odpovídající jednostranné zátěži, které jsou hráči vystaveni. Kladu si za cíl zatím pouze popsat, jak je na tom aktivní hráč se stabilitou a koordinací, aby bylo případně možné v budoucnu na tato zjištění navázat. Výsledky mé bakalářské práce by pak mohly sloužit jako základ pro další studie zabývající se vlivem tohoto sportu na pohybový aparát. Ve své práci jsem vyšetřovala 20 aktivních hráčů z nejvyšší republikové soutěže, kteří prošli nastavenými vstupními parametry. Ve skupině probandů jsem se snažila mít zastoupení obou pohlaví, hráče hrající levou i pravou rukou a i hráče různých věkových kategorií. Ke sběru dat a měření jsem použila přístroj Imoove a prostory sportovního centra Olymp.

## 2 TEORETICKÁ ČÁST

### 2.1 Hra ultimate frisbee

#### 2.1.1 Historie létajícího disku a ultimate

Ultimate frisbee je týmová sportovní hra s létajícím diskem, která vznikla v průběhu minulého století v USA. Postupný vývoj her s létajícím talířem začíná ve čtyřicátých letech dvacátého století, kdy byl v roce 1948 vyroben první disk z umělé hmoty a v témže roce byla založena i firma Wham-o, která později koupila práva na výrobu disku. [1]

Vynálezce Walter Frederick Morrison inspirovaný tím, jak si studenti mezi sebou hází s plechovými tácky, začíná experimentovat s různými materiály až vznikne plastový disk. Ten si pak nechává po deseti letech od svého objevu v roce 1958 patentovat. [1, 2]

Plastové disky se začaly ve velkém vyrábět v roce 1951 pod názvem Pluto Platter. O tři roky později se koná první utkání nejstarší týmové hry s létajícím diskem zvané Guts, které zorganizovali studenti Dartmouth College. V roce 1957 prodal Morrison práva již zmíněné společnosti Wham-o a ta v roce 1959 nechala zaregistrovat pod ochrannou známku název „frisbee“. Tento název je inspirován přezdívkou pro létající talíře, která se ujala mezi studenty Harvardu a Yale. Právě tito studenti si házeli s původně ještě plechovými tácky firmy Frisbe Pie Company, která prodávala v kampusu univerzity Yale koláče a volali pozor frisbe, aby ostatní varovali před letícím táckem (později diskem). Odtud název frisbe, který byl rok po zkrachování Frisbe Pie Company, pozměněn na frisbee a registrován, jak je již zmíněno výše.[3] Wham-o začne kromě nejrozličnějších disků vyrábět i další sportovní náčiní, například obruče Hula Hoop. [4]

V roce 1967 je vymyšlena hra Ultimate nebo také Ultimate Frisbee a rok poté se koná na Columbia High School první zápas v Ultimate. První organizovaný turnaj se odehrál roku 1975 v Yale a zúčastnilo se ho osm týmů. Další ročník se pyšnil daleko hojnější účastí a turnaj byl pojmenován National Ultimate Frisbee Championship. [1]

V sedmdesátých letech se pak téměř současně šíří Ultimate i na ostatní kontinenty. To je krásně ilustrováno daty vzniku jednotlivých organizací, které zaštiťují diskové sporty v jednotlivých zemích. V roce 1974 vzniká ve Švédsku Swedish Frisbee Federation (SFF), o rok později v Japonsku the Japanese Frisbee Disc Association (FDA) a rok poté vzniká FDA i v Austrálii. V letech 1977 a 1978 jsou diskové sporty pod hlavičkou národních FDA organizovány i v Belgii, Rakousku, Finsku a Dánsku. The Ultimate Players Association (UPA), organizace zastřešující Ultimate v USA vzniká v roce 1979. [3]

Před vznikem těchto organizací pořádala či sponzorovala akce diskových sportů IFA (International Frisbee Association). Činnost IFA byla ukončena v roce 1983, rok před vznikem světové asociace létajícího disku WFDF (World Flying Disc Federation), která je až dodnes mezinárodní organizací, která zastřešuje všechny diskové sporty. Ta byla založena roku 1994 ve Švédsku, ale nyní sídlí v Coloradu v USA jako nezisková organizace. [3, 5]

Disky pod názvem frisbee, jenž se stal všeobecně rozšířeným názvem pro létající disk, vyrábí dodnes pouze Wham-o [4]. V dnešní době vyrábí disky pro UF více firem. Dřívější jedničky na trhu s náčiním pro sporty s diskem, jako jsou kromě Ultimate i Disc Golf a Freestyle Discs, společnosti Discraft, založené v roce 1979 ve státě Michigan, [6] dnes úspěšně konkurují další firmy, například Eurodisc. [7] Disk s názvem Ultrastar od firmy Discraft je oficiálním diskem většiny soutěží v Ultimate frisbee. [6]

### **2.1.2 Historie ultimate v ČR**

V Čechách se poprvé plastový disk jako takový objevil již v roce 1975 na spartakiádě ve skladbě mladších žáků. Po pádu železné opony se k nám začátkem devadesátých let minulého století dostaly metodické materiály a několik disků pro hru ultimate. S létajícím talířem se tehdy v roce 1991 seznámili plavci z vysokoškolského klubu ČVUT – FEL. Několik disků a ony již zmiňované metodické materiály byly do Prahy dovezeny jejich italskými kolegy. A tak bylo v témže roce zařazeno frisbee do nabídky vyučovaných sportů. O dva roky později vzniká ČAF (Česká asociace frisbee), která později rozšíří svoji působnost na všechny diskové sporty a roku 1999 se přejmenovává na ČALD (Česká asociace létajícího disku). Od začátku letošního roku je UF v ČR zastřešeno dceřinnou organizací ČALDu, tzv. ČAU (česká asociace ultimate). [8]

### 2.1.3 Soutěže v Ultimate v ČR

V Ultimate se pořádají soutěže turnajovým způsobem. ČALD pořádá a zastřešuje hned několik soutěží od středoškolské ligy po mistrovství republiky. Sezóna se dělí na venkovní a halovou. Venkovní sezóna probíhá od dubna do října a na konci září se koná finálový turnaj o titul mistra republiky v kategoriích open, woman a mix. Juniorské MČR vrcholí v červnu a hraje se ve formátu pět proti pěti a pouze v kategoriích open a woman. Juniorského MČR se mohou účastnit pouze hráči do devatenácti let. Halová sezóna probíhající od listopadu do března vrcholí halovým mistrovstvím ČR opět ve všech třech kategoriích. Každé MČR předchází kvalifikační turnaje. Některé české týmy se také účastní evropské ligy European Ultimate Championship Series (EUCS). Tato soutěž má tři úrovně první kvalifikační (EUCQ), regionální turnaj (EUCR) a finálový (EUCF). [8]

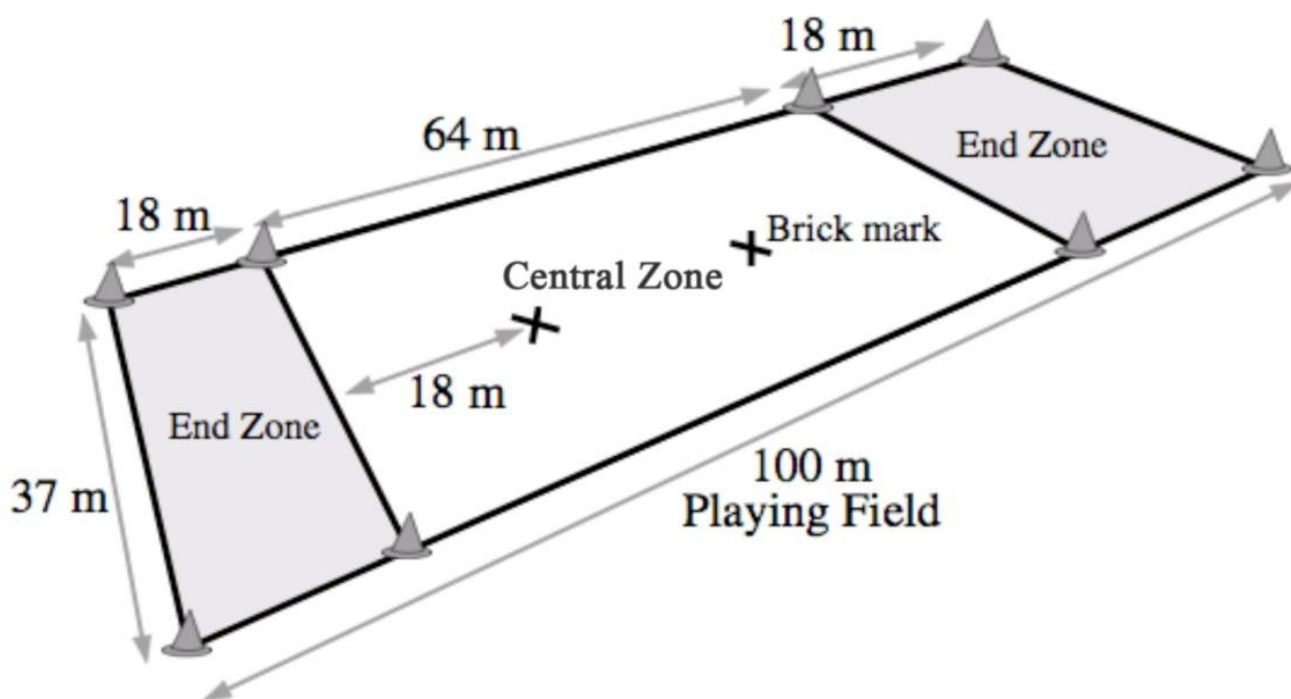
Mezi největší úspěchy českých týmů patří stříbrná medaile z mistrovství Evropy v Anglii z roku 2007, kterou vybojovala mixová reprezentace a zároveň získala cenu Spirit of the Game. V roce 2014 vybojoval český pražský tým Terrible Monkeys bronzovou medaili v kategorii Mixed na finále Evropské ligy ve Frankfurtu nad Mohanem.[9] Letos přivezla česká mixová reprezentace do dvacetičtyř let deváté místo v kategorii Mix z mistrovství světa do dvacetičtyř let (WFDF World Under 24 Ultimate Championships 2019), které se konalo v německém v Heidelbergu. [9]

### 2.1.4 Nastínění pravidel hry

Ultimate frisbee je kolektivní, bezkontaktní sport. Nehraje se s rozhodčími, hru si hlídají a rozhodují sami hráči. Klade se zde důraz na fair play a sportovní chování. Týmy se pak navzájem hodnotí v rámci ceny Spirit of the Game, tu vyhrává ten tým, který od ostatních dostal nejlepší hodnocení herního přístupu a sportovního fair play chování. UF se hraje ve třech kategoriích, open – muži, women – ženy, mix – mixový tým, ve kterém hrají jak ženy tak muži. Na hřišti je vždy sedm hráčů z každého týmu, v případě, že se UF hraje v hale, tak se na menším halovém hřišti hraje varianta pět hráčů proti pěti. [10]

Hřiště pro UF (viz obrázek 1) má rozměry 100x37 metrů a cílem hry je chytit disk v koncové zóně soupeře. Koncové zóny mají rozměry 18x37 metrů a jsou na obou koncích obdélníkového hřiště. Disk, který se používá ke hře, váží 175 gramů a má v

průměru 27 cm. Tým s vyšším score na konci hry vítězí. Hra se běžně hraje do patnácti bodů a trvá přibližně 100 minut. Hráč s diskem nesmí běžet, může však přihrát jakýmkoli směrem. K házeči obvykle přistoupí jeho obránce a odpočítává mu deset sekund. To je doba, za kterou musí hráč disk odhodit. Pro zlepšení odhodových možností házeč takzvaně pivotuje. Když se přihrávka nevydaří nebo je zahlášen takzvaný stall out (neboli hláška napočítáno, jež znamená, že bránící hráč (marker) napočítal házeči deset sekund a on tedy vyčerpал čas pro odhod disku), dochází ke ztrátě disku (tj. turnover) a soupeřící tým získává disk a může naopak skórovat v protilehlé koncové zóně. V případě, že jakýkoliv hráč chce nahlásit domnělé přestoupení pravidel, zastaví hru zahlášením signálu (hláškou).[11]



Obrázek 1 – schéma hřiště pro UF  
(Převzato z:[11])

### **2.1.4.1 Spirit of the Game (duch hry)**

Ultimate spoléhá na Spirit of the Game. V něm je každý hráč na hřišti zodpovědný za znalost pravidel, fair play a své chování při utkání. Vychází z toho, že nikdo nebude úmyslně porušovat pravidla, proto zde nejsou za fauly nijak tvrdé tresty. Spíše je snaha ve hře pokračovat stejně jako by zřejmě pokračovala, kdyby se přestupek nestal. Pokud se někdo dopouští přestupku vůči pravidlům toto chování si buď on sám, nebo jeho protihráč, takzvaně „nahlásí“. Hláškou se upozorní na nestandardní situaci a hráči na hřišti, účastníci se daného problému, spolu tuto situaci vyřeší. Poté se dále pokračuje ve hře.

Po každém zápase se hráči obou týmů sejdou a vzájemně si poví zpětnou vazbu k zápasu. Pak se již samostatně v každém týmu hlasuje o tom, kolik bodů získá soupeř za Spirit of the Game. Minimální a maximální možný počet bodů je nula a dvacet, přičemž průměrný „spirit“ se pohybuje kolem deseti. Udělený/obdržený počet bodů je součtem bodů získaných v následujících kategoriích: pravidla a jejich použití, fauly a bodycontact, férové smýšlení, pozitivní přístup a sebeovládání, komunikace. V každé kategorii mohou být uděleny maximálně čtyři body. [11]

## **2.2 Specifické pohyby při hře UF**

### **2.2.1 Markerování**

Obránce se snaží zabránit odhozu hráči, který drží disk. Bránění hráče s diskem je aktivní činnost. Vyžaduje být neustále ve střehu a předpovídat pohyb i záměr hráče s diskem, aby mu obránce zabránil, nebo ztížil disk odhodit. Tato situace je ve své výchozí pozici pohybově symetrická (viz obrázek 4).

Obránce stojí v širším stoji rozkročeném se sníženým těžištěm. Tím dochází k zátěži především svalů dolních končetin - svaly hýžďové, ischiokrurální svaly a musculus quadriceps femoris a vzhledem k širšímu rozkročení i adduktorová skupina vnitřního stehna. Zapojení svalových skupin tak lze nejspíše přirovnat k širokému dřepu.

K přesunu marker používá práce nohou - úkroky, poskoky do stran, nebo přenášení váhy s úklonem. Neméně důležitá je však i práce horních končetin, které hráč - obránce - upaží a různými způsoby jimi hýbe tak, aby se mu v ideálním případě podařilo

házejícímu hráči s diskem zabránit v hodů do určité části hřiště, nebo dát tzv. handblock neboli sklepnout disk ihned po odhodu. [12]

### 2.2.2 Pivot - pohyb hráče s diskem kolem stojné nohy

Pokud hráč hází pravou rukou jeho stojná noha, tedy pivotová, je levá a naopak. Druhou nohou může hráč hýbat na jakékoli volné místo, tuto nohu nazýváme výpadovou. Pivotu se ve hře využívá podobně jako v basketbalu, aby si hráč uvolnil možnou trajektorii k hodů diskem. Stojnou nohou nesmí po ustanovení dále pohybovat. Pivot je vlastně výpad, který vychází z takzvaného "střehového postoje"- širší stoj rozkročný, tělo uvolněné, mírná flexe ve všech kloubech nohy. Tento postoj dává hráči výhodnou pozici pro výpady - pivoty do různých směrů.[12]

Práce svalů při výpadu:

*"Pokles do spodní polohy vyvolává při výpadech na místě silnou excentrickou kontrakci hýžd'ových svalů, bicepsů stehen a kvadricepsů, zatímco tělo pomalu klesá a jeho váha téměř zcela spočívá na přední noze. Zadní noha není v této fázi pohybu silně zatížena s výjimkou podpory stability. Při pohybu vzhůru se koncentricky kontrahují hýžd'ové svaly, bicepsy stehen a kvadricepsy přední nohy, propínají ji a vracejí vás do výchozí pozice. Současně se kontrahují hýždě, bicepsy stehen a kvadricepsy zadní nohy, aby se tělo zvedlo vzhůru." [13]*

Pivot se liší podle typu hodů, který hráč hází. Rozlišujeme 2 základní hody - backhand a forehand. Při odhodu backhandem se hráč, který hází pravou rukou a jeho stojná noha je tudíž levá, uvolní výpadem pravou nohou. Směr výpadu by měl být kolmý na směr hodů. Když chce házeč hodit forehand pivotuje pravou nohou doprava. Správně provedený pivot nejenže vytvoří hráči prostor pro hod, ale také tvoří stabilní pozici výhodnou pro pohyby s hodem spojené.[12]

## **2.2.3 Hod diskem - dva nejčastější základní hody - forehand a backhand**

### **2.2.3.1 Backhand**

Backhand (viz obrázek 2) je asi nejznámějším způsobem, jak házet létajícím diskem. Hráč drží disk tak, že ho shora přidržuje palcem a ostatní prsty ho drží zesponu za vnitřní okraj. Sevření disku je pevné, ale ne křečovitě. Je důležité dbát na uvolněné zápěstí, loket i rameno. Při hodu, což je pohyb švihový, dochází k různě intenzivní rotaci trupu za rukou, která hází podle toho, jak daleký a prudký hod chce hráč hodit. Stabilitu zajišťuje pivot. Mění se postavení v ramenním kloubu. Při nápřahu je ramenní kloub ve flexi (cca 90°), addukci a vnitřní rotaci. Hráč vede pohyb paže za loktem. Zápěstí ruky, která svírá disk je vedeno po jakési pomyslné přímce před trupem. Paže přechází z vnitřní rotace do rotace zevní. Když se horní končetina dostane do předpažení, flexe lokte se zmenšuje a přechází až do extenze. Tam se pohyb paže zastaví a dále pracuje už jen zápěstí a prsty, které svým švihem dodá disku patřičnou rotaci. Disk je vypuštěn ze sevření a letí ve směru, který mu byl házečem určen. Při přechodu z flexe zápěstí i prstů do extenze zápěstí a uvolnění prstů při vypouštění disku, se tedy zapojí hlavně flexory a extenzory prstů a zápěstí. Hod však vychází z pletence ramenního, kde se zapojují především zevní rotátory. Celý pohyb vychází ze stabilizovaného trupu a napřímené rotabilní páteře. Stabilizovaná lopatka propojuje a ukotvuje paži do trupu. [12, 14]

### **2.2.3.2 Forehand**

Forehand (viz obrázek 3) vychází z pivotového úkroku do strany, snížení těžiště zajišťuje výpad stranou a přenesení váhy na výpadovou nohu. Rameno je v abdukci asi pod úhlem 80° a ve vnější rotaci. Loket je flektován asi ve 45° a celou dobu vede pohyb. Disk držíme tak, že druhý a třetí prst je opřen o vnitřní okraj disku a čtvrtý s pátým o okraj vnější, o který se opírá též palec. Malíková hrana ukazuje dopředu. Tento hod je ještě více než backhand založený na práci zápěstím. Abychom mohli dobře zápěstím švihnout, začínáme z nápřahové pozice dorzální flexe s radiální dukcí. Následným rychlým provedením ulnární dukce se zapojením prstů, které jdou ve stejném směru pohybu a mírným pronačně-supinačním pohybem, roztočí hráč disk. Zapojují se především extenzory zápěstí, zejména m. extensor carpi radialis a m. extensor carpi ulnaris, které



jsou zodpovědné za dukce. Celý tento pohyb opět vychází ze stabilního trupu, kdy dobře stabilizovaná lopatka zajišťuje kvalitní pohyb v kořenovém kloubu horní končetiny. Rameno je po celou dobu ve vnější rotaci a přechází z abdukce do addukce. [12, 14]



*Obrázek 2 – ilustrační foto postoje (pivotu) pro odhod backhandu*



*Obrázek 3 – ilustrační foto postoje (pivotu) pro odhod forehandu*



Obrázek 4 – ilustrační foto výchozího postoje markera

## 2.3 Řízení pohybu

Již od narození ruku v ruce s tím, jak zraje naše centrální nervová soustava, se náš mozek učí řídit pohyb, osvojujeme si různé strategie toho, jak čelit gravitačnímu poli země a jak se v něm pohybovat. Lze rozlišit dva druhy pohybu v rámci lidského těla. Prvním druhem je pohyb vnitřních orgánů. Za jeho řízení je zodpovědný autonomní nervový systém. Tyto automatické a podvědomé pohyby, jako je např. peristaltika či cirkulační pohyby, nám udržují základní životní funkce. [15]

Avšak, když se řekne pohyb, tak se zřejmě většině lidí vybaví spíše druhý typ pohybu, a to pohyb člověka ve vnějším prostředí. Ten je zajištěn pohybovým aparátem, který se skládá z kostí, jejich pohyblivých spojů – kloubů, svalů a vazivového aparátu. Jedním z nejpřirozenějších druhů pohybu ve vnějším prostředí je lokomoce (z latinských slov “locus” = místo a “movere” = pohyb [16]). Lokomoce je tedy pohyb z místa na místo. Člověk k lokomoci obvykle používá dolní končetiny, hovoříme tedy o bipedální lokomoci, čili o chůzi. Pohybový aparát nám tedy umožňuje jednak lokomoci a jednak možnost reagovat na vnější prostředí a interagovat s ním, také jakékoli jiné pohyby a udržení polohy těla v prostoru. [15]

Aby mohl být jakýkoli cílený, účelový pohyb vykonán, musí dojít ke kooperaci složky výkonné (pohybový aparát) a složky řídicí (CNS). Pohyb je tedy vlastně reakcí na myšlenku upnutou na nějaký cíl. Ta vznikla na základě určitého sensorického podnětu. Do našeho pohybového projevu se samozřejmě zapojuje také emoční složka, která rozhoduje o jeho intenzitě. Véle [15] mluví o dvou otěžích, kterými ovládáme motoriku. Jedna otěž je stimulující emocionální aktivita a ta druhá, je brzdící racionální aktivita. Obě tyto složky by samozřejmě měly být v rovnováze, převažuje – li spíše inhibiční efekt racionální aktivity, pohyb je pomalý až utlumený, naopak přehnané pohyby pod vlivem silné emoce bývají méně koordinované a hrozí i možnost, že by při nich mohlo dojít k poškození pohybového aparátu. [15]

Tok informací při řízení pohybu je obousměrný. CNS tvoří plán pohybu, tato informace je pomocí eferentních neuronových drah vedena k výkonnému aparátu. Z proprioceptivních receptorů pohybového aparátu, ale také z receptorů zrakových, sluchových a z vestibulárního aparátu, pak putují informace zpět do CNS aferentními drahami. Aferentní dráhy vedou informaci od efektoru a ze smyslových orgánů zpět do CNS, aby bylo řízení informováno, jakým způsobem byl původní zamýšlený pohyb vykonán a kde v prostoru a gravitačním poli se člověk nachází. Na základě těchto informací pak dochází k případné modulaci a optimalizaci plánu pohybu. [17]

Do centrální nervové soustavy neustále proudí obrovské množství informací. Ty potom působí na různé části mozku a výsledkem je adaptabilní kontrola držení těla. [18] V rámci CNS má řízení pohybu určitou hierarchii. Ta vyplývá z postupného vývoje stále složitějších řídicích úrovní pod tlakem potřeby stále diferencovanějšího pohybu. Tato hierarchie má u člověka 4 hlavní složky. Řízení základních biologických funkcí se děje na úrovni autonomní a základní ovládní svalů probíhá na spinální úrovni. Subkortikálně dochází k řízení lokomoce a postury. Na kortikální úrovni probíhají děje řídicí ideokinetickou motoriku. [15]

Kognitivní informace vznikají v temporoparietální asociační kůře a jsou zásadní pro konstrukci motorických programů. Programy v motorických kortikálních oblastech se snaží předpovědět úpravu postury, která je optimální pro dosažení cílově zaměřených pohybů. Na řízení motoriky se také podílejí modulační okruhy, jako bazální ganglia a mozeček, které mohou ovlivnit jak automatické, tak kognitivní procesy. To se děje díky vzájemným vazbám s mozkem a mozkovou kůrou. [17, 18]

## **2.4 Posturální stabilita**

Stabilitou rozumíme děj, při kterém dochází k tomu, že jedinec stále znovu a znovu zaujímá nějakou stálou polohu. Jedná se o schopnost vytvořit a udržet držení těla, při kterém nedojde k nechtěnému či neřízenému pádu. V takovém případě mluvíme o posturální stabilitě. Základní podmínka stability ve statické poloze je těžiště promítající se v každém momentě do opěrné báze, zároveň však není podmínkou, aby se promítalo do opěrné plochy. [19]

### **2.4.1 Rozdíl mezi opěrnou bází a opěrnou plochou**

Opěrnou plochou rozumíme právě tu část podložky, která je v přímém kontaktu s tělem, zatímco báze může být co do rozlohy často daleko větší. Báze je součet všech částí opěrné plochy spolu se vším mezi nimi. Jedná se o prostor ohraničený nejvzdálenějšími opěrnými plochami. [19]

### **2.4.2 Rozdíl mezi posturální stabilitou a posturální stabilizací**

Definice posturální stability je popsána výše. Posturální stabilizaci lze popsat jako aktivní děj, při kterém dochází k držení segmentů těla proti působení zevních sil pomocí svalové síly a tahu svalů. Celý proces je řízen centrálním nervovým systémem. [20](Kolář 2009) Typické vzpřímené držení těla je pro náš druh geneticky předurčeno a zakódováno. Je-li deformované či vadné, značí to poruchu funkce těla či poruchu zdraví. Vzpřímené držení chápeme jako vertikální uspořádání segmentů těla tak, aby vzdálenost paty, která je v opoře o podložku, a vrcholu hlavy byla co největší. Současně musí být zachovány fyziologické křivky páteře. Posturální stabilita je závislá především na svalové aktivitě, ale také na fyzikálních parametrech jako jsou například výška a váha jedince, struktura segmentů těla, opěrná plocha či gravitace. Aferentace nesoucí do CNS informace o vnějším i vnitřním prostředí je neustále vyhodnocovaná a na jejím základě dochází k nepřetržitému ovlivňování stabilizačního procesu. Dynamický proces udržení vzpřímeného těla má dvě varianty. První, takzvaný „stand by“ mód, kdy dochází k pohotovostnímu držení a druhá, takzvaná „atituda“, při které se jedná o držení orientované, ze kterého může vycházet pohyb. [15]

## 2.5 Posturální reaktibilita a koordinace

Pojmem posturální reaktibilita rozumíme reakční stabilizační funkci. Je to děj, při kterém dochází k vyvolání reakční svalové síly na základě vyvinuté kontrakční svalové síly, potřebné k překonání odporu při jakékoli pohybové činnosti. Právě kontrakční svalová síla, která je převáděna na momenty sil pákového systému jednotlivých segmentů pohybového aparátu, působí v celém systému nutnost odezvy silou reakční. Reakční síla zpevňuje pomocí svalů, které vyvíjejí zpevňující aktivitu, jednu ze dvou úponových částí svalu (*punctum fixum*), aby druhá úponová část mohla vytvářet pohyb v příslušném kloubu (*punctum mobile*). Bez této úponové stabilizace nelze provést žádný cílený pohyb. [19]

Koordinaci můžeme definovat jako spolupráci několika různých efektorů (svalů) k dosažení cíle. Odehrává se na všech úrovních hierarchie motorického řízení. Mezi jednotlivými svaly, příkladem budiž vzájemná koordinace agonistů, antagonistů a synergistů a mezi jednotlivými klouby (jednotlivými segmenty). Také můžeme mluvit o koordinaci mezi končetinami, která již vyžaduje daleko složitější řízení než řízení koordinace pouze mezi svaly. Pohyb tudíž vzniká, abychom dosáhli kýženého cíle. A efektorů jsou koordinovány tak, aby zajistili vhodnou posturu – atitudu pro pohyb a během pohybu vůči vnějšímu prostředí, protože posturu a pohyb od sebe nelze oddělit. [20] Tuto myšlenku formuloval Sherrington již v roce 1906.: „*Postura následuje pohyb jako stín; každý pohyb začíná posturou a v postuře končí.*“ V originálu: „*Posture follows movement like a shadow; every movement begins in posture and ends in posture.*“ [21] Sherringtonova slova zmiňuje též Janda ve své knize. [22]

Pro objasnění principu fungování koordinace existují různé teorie. Kvůli lepšímu pochopení principu koordinace uvádí Diedrichsen tento příklad. Stanovme si, že naším cílem bude zmáčknout knoflík pro zavolání výtahu pomocí ukazováčku. Zásadním problémem koordinace je, že počet zapojených efektorů (v tomto příkladu deset možných stupňů volnosti pohybu mezi ramenem a ukazováčkem a více než 40 svalů pro aktivaci těchto pohybů) přesahuje rozměr požadavků úkolu (tři prostorové rozměry). Existuje tedy mnoho různých způsobů, jak dosáhnout cíle pohybu. Navzdory této nadbytečnosti možností, je díky spoustě experimentů zřejmé, že motorický systém důsledně využívá pouze úzkou sadu řešení. Ústředním tématem výzkumu koordinace je to, jak a proč mozek vybírá konkrétní pohyby z tak velké nabídky možností.

Několik teorií navrhuje, že v nervovém systému existují vlastní omezení. Ta omezují počet možností výběru a tudíž i problém koordinovatelnosti. Koncept motorických synergií pracuje s myšlenkou, že existuje sada pevných kombinací svalů, které jsou přednostně řízeny jako funkční jednotky. Naproti tomu teorie optimálního řízení (OCT) a její nedávné rozšíření, teorie optimálního řízení zpětné vazby (OFCT), nabízejí jinou perspektivu. Namísto zaměření se na vnitřní omezení v kontrolním systému tyto teorie zdůrazňují, že koordinaci lze chápat jako řešení optimalizačního procesu pro úkoly, kterým organismus čelí. Charakteristiky koordinace jsou tedy určovány povahou úkolu a strukturou těla a již méně vnitřními omezeními nervového systému. [20]

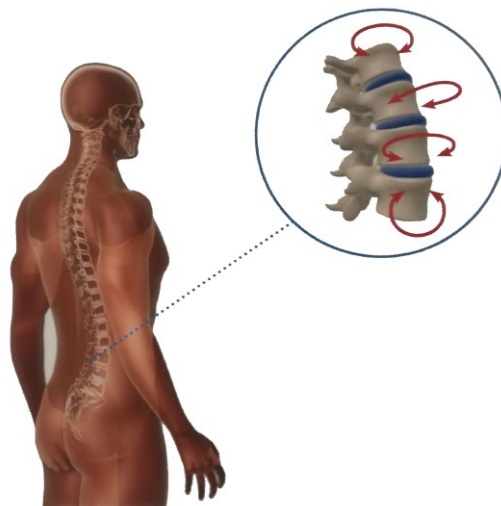
## 2.6 Přístroj Imoove

Základem přístroje Imoove 300 (viz obrázek 8) je mobilní platforma usazená na části polokoule s periferní podporou. Systém je řízen softwarem, který ovládá několik motorů tak, aby deska přístroje generovala elisférický pohyb. Poloha nohou na desce se může měnit dle potřeb měření. Součástí přístroje jsou také dvě mobilní madla. Madlo je tvořeno poutkem s rukojetí, za kterou ho vyšetřovaný drží, a pružným prvkem. Odpor pružných prvků je v souladu s Hookovým zákonem ( $1670/f = kx \cdot l$ ;  $f$  = přiměřená síla;  $kx$  = konstanta pružnosti;  $l$ =prodloužení pružného materiálu). Jedná se o lineární pohyb způsobený silou vynaloženou uživatelem v závislosti na jeho zdatnosti, a to nejen svalové, ale zejména na jeho schopnosti udržet protažení, zatímco je v nestabilní poloze. Proband musí zvládnout práci rukou a nestabilní postavení. To klade nároky na koordinaci a senzomotorickou činnost. Mobilní madla lze zapojit jednak přímo pro test v tahu, jednak nepřímo přes kladku pro test v tlaku. [23]

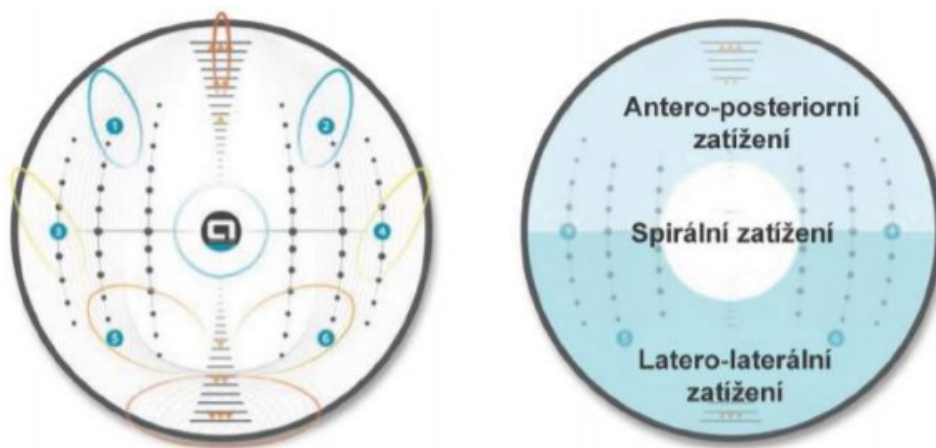
Imoove simuluje organický pohyb, který sleduje spinální trajektorie. Takzvaný elisférický pohyb je generován ve třech rovinách prostoru jako rotace, excentrace a naklání (viz obrázek 7). Elisférický pohyb platformy uvádí celé tělo do trojrozměrného spirálovitého a nelineárního pohybu, který je původním pohybem obratlů (viz obrázky 5 a 6). Elisférická nestabilita vzniká v oporách a přenáší se do systému hlubokých svalů zad, celého integrovaného stabilizačního systému a kloubních řetězců. Díky multisenzoriální stimulaci má CNS spoustu informací a tělo poté odpovídá reflexními reakcemi. [24]



Přístroj Imoove má široké využití. Kromě testu DLC (dynamic live control), který jsem použila ke sběru dat pro tuto práci, jej lze použít pro zlepšení funkce hlubokého stabilizačního systému, koordinace, propriocepce a stability. Na přístroji lze provádět i mobilizace kloubů. [25]

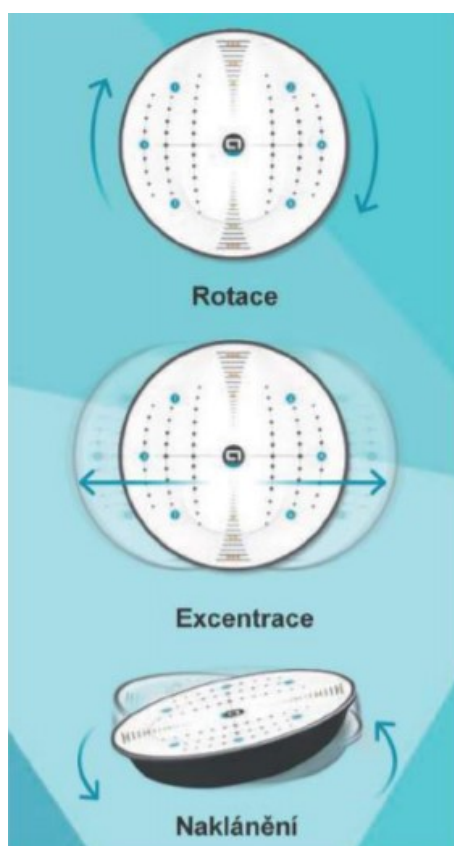


Obrázek 5 – přirozený pohyb páteře  
(převzato z [23])

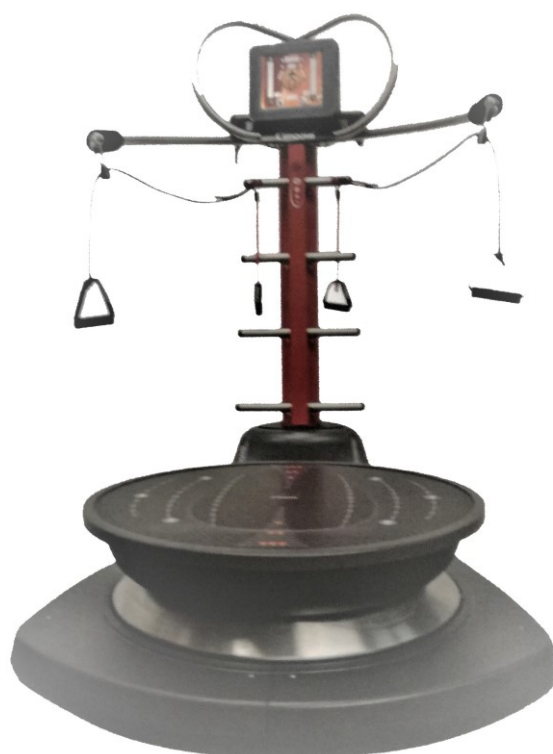


Pohyb imoove nabízí velké množství pohybů po elisférických trasách.

Obrázek 6 – druhy zatížení na mobilní platformě Imoove  
(převzato z [24])



Obrázek 7 – 3 roviny prostoru, ve kterých se hýbe mobilní platforma Imoove (převzato z [24])



Obrázek 8 – ilustrační foto přístroje Imoove 300 (převzato z [23])



## **3 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY**

### **3.1 Cíl práce**

Cílem této práce je zmapovat stav koordinace a způsob rozložení zátěže mezi končetinami hráčů UF. Ráda bych zjistila, jestli se projeví jednostranná zátěž a jednostranná trénovanost na strategii udržení stability. Také mě zajímalo, jak vypadá koordinace v jednotlivých situacích testu a jestli se zde projeví to, jakou končetinu má hráč dominantní a případně jakým způsobem. Stanovila jsem si čtyři hypotézy. Dvě se týkají stability a dvě se týkají koordinace. Z pohledu stability hodnotím rozložení váhy mezi výpadovou a pivotovou nohou a rozložení aktivity odhodové (dominantní) a neodhodové (nedominantní) horní končetiny. U koordinace vždy porovnávám dvě situace testu mezi sebou – výsledky posturální koordinace se zrakovou kontrolou a bez ní, výsledky posturální koordinace v tahu a v tlaku.

### **3.2 Hypotézy**

H1: Předpokládám, že hráč zatěžuje více výpadovou nohu než pivotovou

H0: Hráč zatěžuje obě nohy stejně

HA: Hráč zatěžuje více výpadovou nohu než pivotovou

H2: Předpokládám, že posturální koordinace je lepší se zrakovou kontrolou než bez zrakové kontroly

H0: Koordinace je stejná se zrakovou kontrolou jako bez ní

HA: Koordinace trupu je lepší se zrakovou kontrolou než bez zrakové kontroly

H3: Předpokládám, že výsledky posturální koordinace jsou lepší v tlaku než v tahu

H0: Výsledky koordinace trupu jsou stejné v tahu jako v tlaku

HA: Výsledky koordinace trupu jsou lepší v tlaku než v tahu

H4: Předpokládám, že hráč zatěžuje více neodhodovou než odhodovou horní končetinu

H0: Hráč zatěžuje obě horní končetiny stejně

HA: Hráč zatěžuje více neodhodovou než odhodovou horní končetinu

## **4 PRAKTICKÁ ČÁST**

### **4.1 Metodika**

#### **4.1.1 Design studie, příprava a provedení výběru**

Získávání probandů probíhalo mezi A týmem pražského týmu Prague Devils, kde se mi do studie dobrovolně přihlásilo 17 lidí, dále pak mezi českou reprezentací U24 (reprezentační tým složený z hráčů mladších dvacetičtyř let), zde se mi přihlásilo dalších 5 lidí. Do studie samotné bylo nakonec zařazeno 20 hráčů UF, kteří splňovali vstupní kritéria.

Jako vstupní kritéria byla zvolena doba aktivní hráčské kariéry v UF minimálně 3 roky, dále testovaný nesměl v anamnéze udávat závažnou operaci, či zranění, jako například rupturu svalu či zlomeninu, a též musel být bez závažnějšího neurologického či interního onemocnění.

Vyšetření probíhalo v centru Zdravý sport na pracovišti OLYMP. Testované jsem měřila na přístroji Imoove v módu CheckUp. Každý proband byl měřen pouze jednou. Testování jednoho hráče trvalo i s přípravou a edukací přibližně 30-45 minut. Studie byla provedena se souhlasem Etické komise 3. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze (Příloha 1).

#### **4.1.2 Provedení měření**

S probandy jsem nejdříve vedla anamnestický pohovor, kde jsem zjistila jejich věk, jak dlouho hrají UF na závodní úrovni, případné prodělané úrazy či onemocnění.

Vyšetření bylo provedeno na přístroji Imoove – verze software platná od 5/2015. Testovaný byl podroben dvanácti testům. Každý test DLC trval jednu minutu, během testu byla měřena stabilita pomocí tlakových senzorů v desce Imoove, zároveň byla měřena také

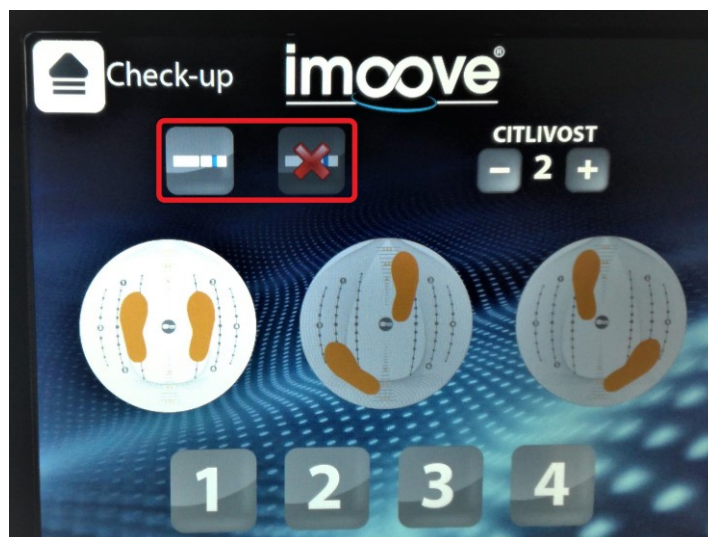
koordinace jedním ze dvou druhů mobilních madel, která jsou připojena na snímač síly pro horní polovinu těla. Testovaný nedostal žádné instrukce ohledně posturální strategie a nikoho jsem v průběhu testování nekorigovala.

#### **4.1.2.1 Druhy testů**

Testovací mód (Check Up) pro test DLC přístroje Imoove umožňuje testovat různé kombinace nastavitelných parametrů. Tyto parametry mění jak výchozí podmínky posturálního nastavení testovaného, tak způsob zapojení svalových řetězců při testování a také práci posturálního a koordinačního systému – možnost testovat se zrakovou zpětnou vazbou, ale i bez ní.

Tyto parametry lze rozdělit do 5 skupin:

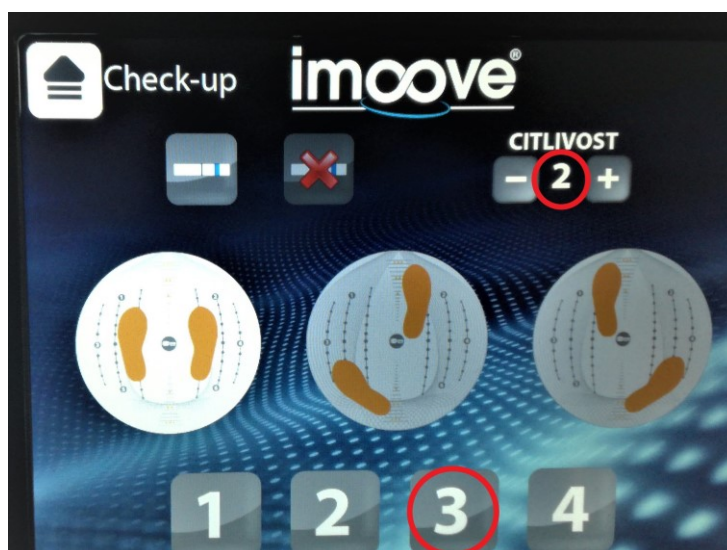
- I. úroveň obtížnosti testu – rychlost a rozsah elisférického pohybu nosné platformy s tlakovými čidly (1-4) (viz obrázek 11)
- II. citlivost (1-3) (viz obrázek 11)
- III. postavení nohou (stoj rozkročný – nohy vedle sebe; nakročení pravou nohou (tj. nakročení pivotovou dolní končetinou (PIDK) pro leváky a nakočení výpadovou dolní končetinou (VDK) pro praváky); nakročení levou nohou (tj. nakročení PIDK pro praváky a nakročení VDK pro leváky)) (viz obrázek 10)
- IV. zapojení trupu/koordinace trupu (v tahu; v tlaku)
- V. kurzor zpětné vazby koordinace (se zrakovou kontrolou (SZK); bez zrakové kontroly (BZK)) (viz obrázek 9)



Obrázek 9 – displej Imoove, Check Up - nastavení testu DLC, nastavení kurzoru zpětné vazby



Obrázek 10 – displej Imoove, Check Up - nastavení testu DLC, nastavení polohy dolních končetin



Obrázek 11 – displej Imoove, Check Up - nastavení testu DLC, nastavení citlivosti a obtížnosti

### **Druhy testů:**

parametr I. - úroveň obtížnosti: stupeň 3 (je u všech testů stejný)

parametr II. - citlivost: úroveň 2 (je u všech testů stejný)

výše uvedené parametry III., IV. a V. kombinované do dvanácti testů

Test 1 STOJ ROZKROČNÝ – TAH – SZK

Test 2 STOJ ROZKROČNÝ – TAH – BZK

Test 3 STOJ ROZKROČNÝ – TLAK – SZK

Test 4 STOJ ROZKROČNÝ – TLAK – BZK

Test 5 NAKROČENÍ PDK – TAH – SZK

Test 6 NAKROČENÍ PDK – TAH – BZK

Test 7 NAKROČENÍ PDK – TLAK – SZK

Test 8 NAKROČENÍ PDK – TLAK – BZK

Test 9 NAKROČENÍ LDK – TAH – SZK

Test 10 NAKROČENÍ LDK – TAH – BZK

Test 11 NAKROČENÍ LDK – TLAK – SZK

Test 12 NAKROČENÍ LDK – TLAK – BZK

#### **4.1.2.2 Postup testování**

Testování probandů pomocí dvanácti jednodominutových testů probíhalo ve dvou fázích. Ve fázi učení došlo k seznámení s průběhem testování na modelové situaci, testovaný byl seznámen s tím jak přístroj funguje a jakým způsobem bude probíhat test. V druhé fázi již šlo o samotné provedení testů.

#### 4.1.2.2.1 Fáze učení

Testovaný se v této fázi seznamuje v průběhu pěti minut s přístrojem a s elisférickým pohybem plošiny, simulování podmínek testu probíhalo v módu DLC (dynamic live control).

a. první minuta fáze učení

nastavení přístroje – DLC, statický, kontrolní kurzor úsečkový, obtížnost 2, rychlost 50, přesnost 3, citlivost 2,

testovaný se seznamuje s elisférickým pohybem, nohy jsou v rovnoběžném postavení, tj. širší stoj rozkročný, zapojení trupu je v tahu

b. druhá až třetí minuta fáze učení

nastavení přístroje – DLC, statický, kontrolní kurzor úsečkový, obtížnost 3, rychlost 70, přesnost 3, citlivost 2,

přístroj již simuluje podmínky Testu 1, testovaný stojí ve stoji rozkročném, drží první typ mobilních madel, zapojení trupu je tedy v tahu, testovaný absolvuje dvouminutový trénink této situace

c. čtvrtá až pátá minuta fáze učení

nastavení přístroje – DLC, statický, kontrolní kurzor úsečkový, obtížnost 3, rychlost 70, přesnost 3, citlivost 2,

přístroj již simuluje podmínky Testu 3, testovaný stojí ve stoji rozkročném, drží druhý typ mobilních madel, zapojení trupu je tedy v tlaku, testovaný absolvuje dvouminutový trénink této situace

#### 4.1.2.2.2 Fáze testování

Testovaný absolvuje postupně za sebou všech 12 testů a to v pořadí 1 - 12, každý test trvá jednu minutu, před začátkem testu je odpočítáno 5 sekund, kdy se přístroj uvádí do pohybu a testovaný se připravuje na test. Po ukončení každého testu se přístroj sám uvede do výchozí polohy a zastaví se. Obrazovka Imoove zobrazí výsledky testu vykreslené do dvou grafů. Na flash disk se nahraje protokol testu (viz obrázek 16).

##### Test 1

###### nastavení Imoove:

checkup; obtížnost 3; citlivost 2; rozložení DKK – stoj rozkročný, zapojení trupu – tah, SZK

##### Test 2

###### nastavení Imoove:

checkup; obtížnost 3; citlivost 2; rozložení DKK – stoj rozkročný, zapojení trupu – tah, BZK

##### Test 3

###### nastavení Imoove:

checkup; obtížnost 3; citlivost 2; rozložení DKK – stoj rozkročný, zapojení trupu – tlak, SZK

##### Test 4

###### nastavení Imoove:

checkup; obtížnost 3; citlivost 2; rozložení DKK – stoj rozkročný, zapojení trupu – tlak, BZK

#### Test 5

nastavení Imoove:

checkup; obtížnost 3; citlivost 2; rozložení DKK – nakročení PDK, zapojení trupu – tah, SZK

#### Test 6

nastavení Imoove:

checkup; obtížnost 3; citlivost 2; rozložení DKK – nakročení PDK, zapojení trupu – tah, BZK

#### Test 7

nastavení Imoove:

checkup; obtížnost 3; citlivost 2; rozložení DKK – nakročení PDK, zapojení trupu – tlak, SZK

#### Test 8

nastavení Imoove:

checkup; obtížnost 3; citlivost 2; rozložení DKK – nakročení PDK, zapojení trupu – tlak, BZK

#### Test 9

nastavení Imoove:

checkup; obtížnost 3; citlivost 2; rozložení DKK – nakročení LDK, zapojení trupu – tah, SZK

#### Test 10

nastavení Imoove:

checkup; obtížnost 3; citlivost 2; rozložení DKK – nakročení LDK, zapojení trupu – tah, BZK



## Test 11

nastavení Imoove:

checkup; obtížnost 3; citlivost 2; rozložení DKK – nakročení LDK, zapojení trupu – tlak, SZK

## Test 12

nastavení Imoove:

checkup; obtížnost 3; citlivost 2; rozložení DKK – nakročení LDK, zapojení trupu – tlak, BZK

### **4.1.3 Metodika zpracování dat**

Nejprve byla naměřená data rozdělena do kategorií. V každé kategorii bylo provedeno zprůměrování výsledků jednotlivých respondentů. U takto upravených hodnot došlo k otestování normálního rozložení. Bylo zjištěno, že data nejsou v normálním rozložení a to ani, dojde-li k logaritmické transformaci. Proto byla data zpracována pomocí neparametrického testu, byl zvolen jednovýběrový wilcoxonův test. Data nejsou v normálním rozložení, proto nebylo možné použít testy parametrické. Výsledné p-hodnoty byly porovnávány s hladinou významnosti  $\alpha = 0,05$ , aby došlo k zamítnutí nulové hypotézy musí platit, že p- hodnota  $< 0.05$ .

## **4.2 Výsledky**

### **4.2.1 Charakteristika vybraného souboru**

Do studie jsem zařadila 20 probandů, z původního souboru jsem 3 vyřadila. Vyřazeny byly dvě ženy a jeden muž. Ženy nebyly zařazeny kvůli nesplnění výchozích kritérií – ruptura m. quadriceps femoris a distorze kotníku PDK, muž se z časových důvodů nemohl testování zúčastnit v plném rozsahu. Testování byli bez výjimky aktivní hráči frisbee vrcholové úrovně a většina z nich též figurovala v době měření v reprezentačních výběrech.

Hráči jsou ve věkovém rozmezí od 20 let do 43 let, a jejich doba hraní je v rozmezí od 3 do 20 let. Průměrná doba hraní je 10 let a průměrný věk je 31 let. (viz tabulka 1)

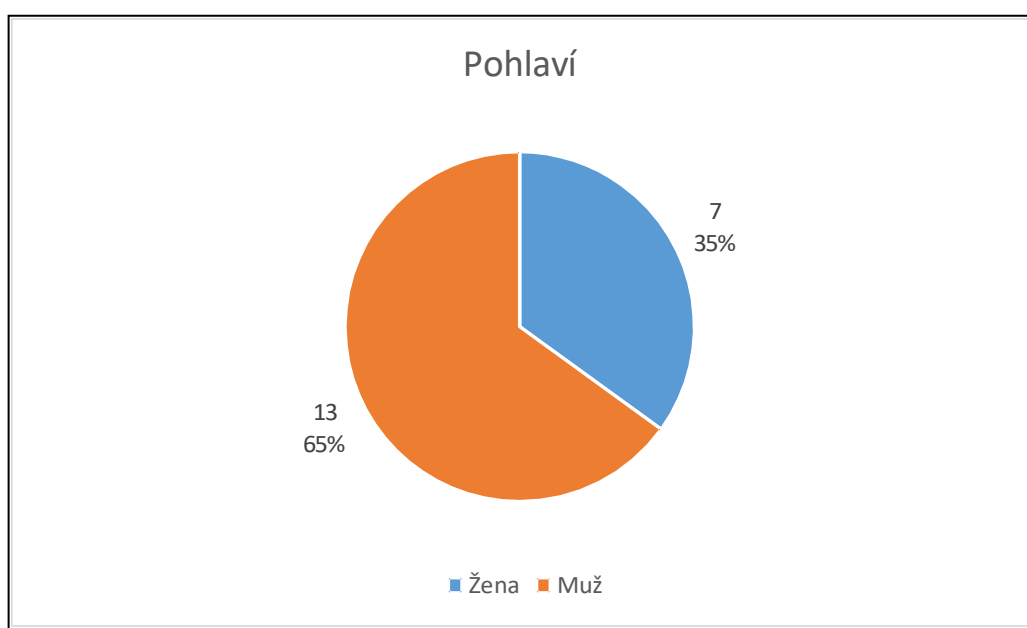
Grafické zpracování charakteristiky vybraného souboru (viz obrázky 12 až 15).

<b>Proměnná</b>	<b>Statistika</b>
	Počet (podíl %)
<b>Pohlaví</b>	
Muž	13 (65 %)
Žena	7 (35 %)
<b>Pravolevé rozložení</b>	
Pravák	15 (75 %)
Levák	5 (25 %)
<b>Věková kategorie (v letech)</b>	
20-24	6 (30 %)
25-29	1 (5 %)
30-34	7 (35 %)
35-39	2 (10 %)
40-43	4 (20 %)
<b>Délka hraní (v letech)</b>	
3 - 5	5 (25 %)
6-10	9 (45 %)
11-15	2 (10 %)
16-20	4 (20 %)

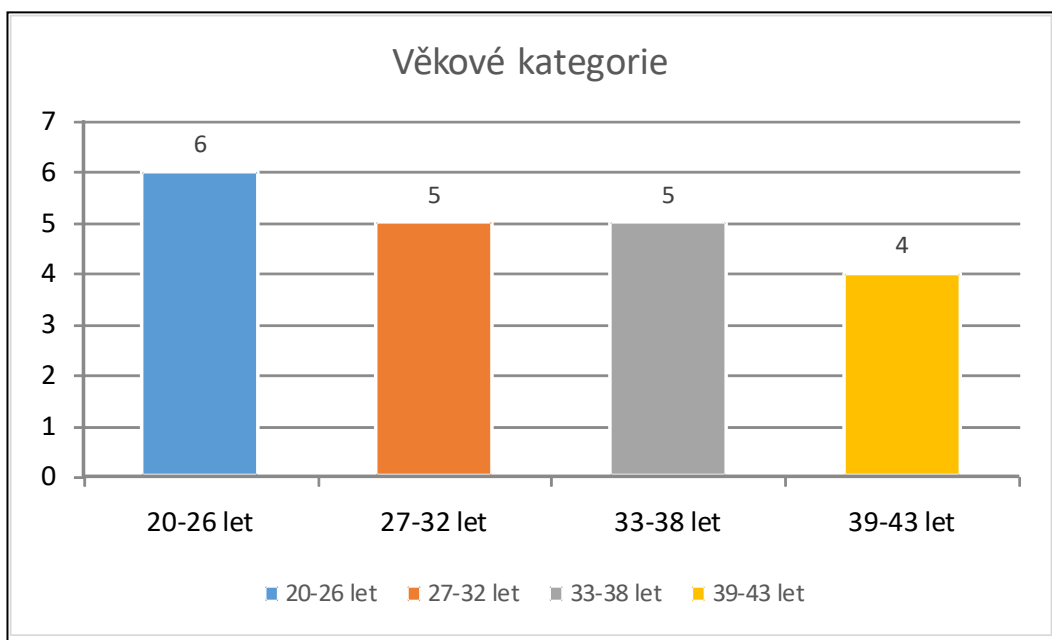
*Tabulka 1 – charakteristika vybraného souboru*



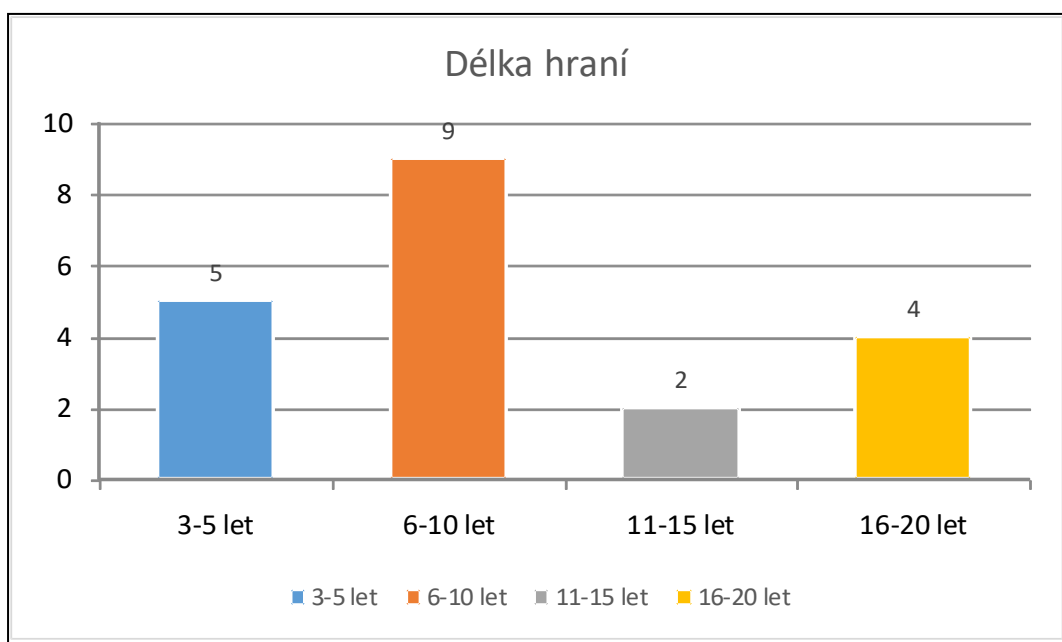
Obrázek 12 – koláčový graf – zastoupení praváků a leváků ve vybraném souboru



Obrázek 13 – koláčový graf – zastoupení žen a mužů ve vybraném souboru



Obrázek 14 – sloupcový graf – rozložení hráčů v jednotlivých věkových kategoriích

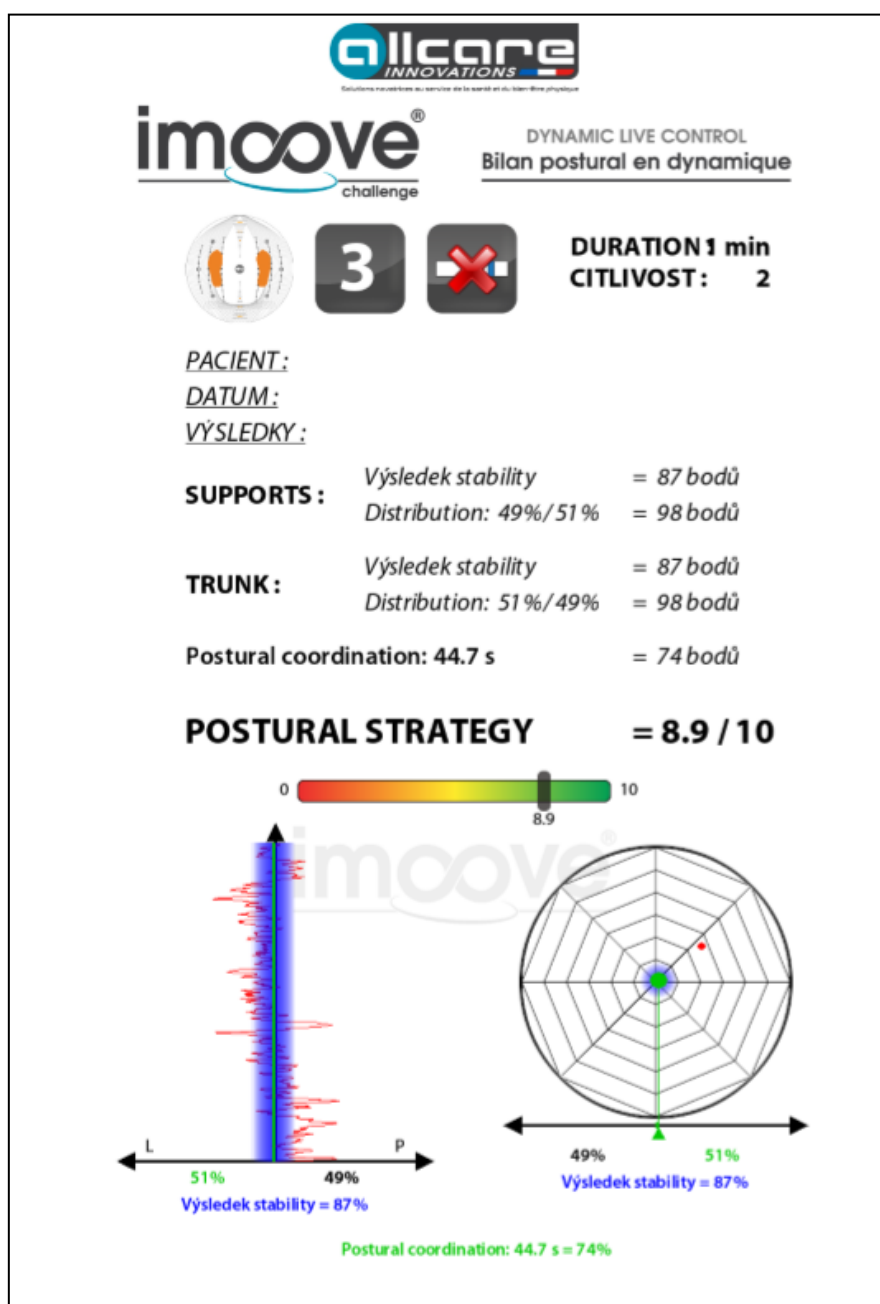


Obrázek 15 – sloupcový graf – rozdělení hráčů podle délky hraní (v letech)

## 4.2.2 Výsledky měření a test hypotéz

### 4.2.2.1 Výsledky měření

Výstupem každého testu byl protokol (viz obrázek 16). Protokoly mi sloužily jako zdroj dat. U každého probanda jsem udělala průměr hodnot proměnné v daných kategoriích (viz tabulky 2, 3, 4 a 5)



Obrázek 16 – protokol testu

**Sledovaná proměnná pro H1:** supports distribution, průměrné % zatížení VDK (výpadová dolní končetina)

**W** = průměrné % zatížení VDK

Výpadová dolní končetina je homolaterální kočetina k odhodové horní končetině. U praváků se jedná o pravou nohu a u leváků o levou nohu.

Proměnnou W, která může nabývat hodnot 0 – 0,5, jsem sledovala ve dvou kategoriích, jako pravolevé rozložení váhy v širším stoji rozkročném a jako předozadní zatížení v ná kroku. Kategorie předozadního zatížení má dvě varianty, nakročení PDK a nakročení LDK. Získala jsem tedy 3 kategorie hodnot pro W. Jedná se o % rozložení váhy mezi DKK. Při rovnoměrném rozložení je zatížení každé DK právě 50% z celkového zatížení.

3 kategorie hodnot pro W (viz tabulka 2):

W1 – průměrné zatížení VDK pravolevé

W2 – průměrné zatížení VDK při vykročení VDK předozadní

W3 – průměrné zatížení VDK při vykročení PIDK předozadní

Číslo probanda	W1	W2	W3
1	0,5	0,5	0,5225
2	0,4975	0,4225	0,5825
3	0,515	0,515	0,2825
4	0,5	0,5	0,535
5	0,5	0,475	0,71
6	0,5	0,5	0,56
7	0,49	0,4775	0,5275
8	0,535	0,4525	0,525
9	0,505	0,59	0,485
10	0,52	0,48	0,5975
11	0,5325	0,4475	0,53
12	0,5425	0,4425	0,4825
13	0,4875	0,4175	0,52
14	0,5075	0,5025	0,49
15	0,5	0,48	0,54
16	0,4975	0,53	0,425
17	0,435	0,6275	0,5675
18	0,3675	0,5325	0,4675
19	0,5	0,53	0,4725
20	0,5175	0,5	0,525

Tabulka 2 – tabulka hodnot proměnné W

**Sledovaná proměnná pro H2:** postural coordination (PC); rozdíl hodnot mezi testem se zrakovou kontrolou (SZK) a bez zrakové kontroly (BZK)

$X = (\text{hodnota PC SZK}) - (\text{hodnota PC BZK})$

Ve všech 12 testech se hodnotí úspěšnost posturální koordinace. Tato proměnná může nabývat hodnot od 0 do 100. Jedná se o bodové ohodnocení toho, jakou dobu dokázal proband udržet koordinační rysku v ideálním středu. Data ze 12 testů lze rozdělit do 6 dvojic. Nastavení testu každé dvojice se liší pouze ve zrakové kontrole. Nejdřív byl naměřen test, kdy měl proband zpětnou vazbu koordinační rysky. Poté byl proveden stejný test, avšak bez zpětné vazby. Data, se kterými pracuji, vznikla rozdílem hodnot mezi testem se zrakovou kontrolou (SZK) a bez zrakové kontroly (BZK). Výsledkem je tedy 6 kategorií hodnot pro X.

6 kategorií hodnot pro X (viz tabulka 3):

X1 – stoj, tah

X2 – stoj, tlak

X3 – nakročení VDK, tah

X4 – nakročení VDK, tlak

X5 – nakročení PIDK, tah

X6 – nakročení PIDK, tlak

Číslo probanda	X1	X2	X3	X4	X5	X6
1	23	-1	-8	68	46	15
2	-7	-1	-6	-12	11	47
3	11	-36	-3	-7	-33	-11
4	43	57	30	24	7	44
5	24	98	24	57	29	94
6	21	-3	5	27	0	61
7	10	43	41	69	12	80
8	65	-6	38	-2	-11	4
9	-14	58	-8	12	-6	57
10	-10	14	7	74	19	77
11	-7	78	54	13	-32	75
12	-68	70	23	-24	54	0
13	35	-5	-2	-13	9	22
14	93	54	86	11	22	73
15	60	29	30	11	62	76
16	77	61	38	34	-26	29
17	13	0	2	-20	3	67
18	21	90	15	20	9	40
19	19	-2	19	8	-25	-9
20	36	-1	89	-3	56	26

Tabulka 3 - tabulka hodnot proměnné X

**Sledovaná proměnná pro H3:** postural coordination (PC); rozdíl hodnot mezi testem v tahu a v tlaku

$$Y = (\text{PC v tahu}) - (\text{PC v tlaku})$$

Ve všech 12 testech se hodnotí úspěšnost posturální koordinace. Tato proměnná může nabývat hodnot od 0 do 100. Jedná se o bodové ohodnocení toho, jakou dobu dokázal proband udržet koordinační rysku v ideálním středu. Data ze 12 testů lze rozdělit do 6 dvojic. Nastavení testu každé dvojice se liší pouze v použití pružných madel buď v tlaku a nebo v tahu. Nejdřív byl naměřen test v tahu a poté v tlaku. Data, se kterými pracuji vznikla rozdílem hodnot mezi testem v tahu a v tlaku. Výsledkem je tedy 6 kategorií hodnot pro X.

6 kategorií hodnot pro Y (viz tabulka 4):

Y1 – stoj, SZK

Y2 – stoj, BZK

Y3 – nakročení VDK, SZK

Y4 – nakročení VDK, BZK

Y5 – nakročení PIDK, SZK

Y6 – nakročení PIDK, BZK

Číslo probanda	Y1	Y2	Y3	Y4	Y5	Y6
1	-9	-33	1	77	-35	-66
2	-23	-17	-35	-41	-10	26
3	-4	-51	-8	-12	-8	14
4	-19	-5	-11	-17	-11	26
5	-30	44	-23	10	-38	27
6	-13	-37	-12	10	-1	60
7	-10	23	-31	-3	-33	35
8	-24	-95	-20	-60	-24	-9
9	-3	69	-19	1	-21	42
10	-9	15	-28	39	-24	34
11	-21	64	-11	-52	-25	82
12	-76	62	-3	-50	-24	-78
13	-30	-70	-25	-36	-33	-20
14	-2	-41	-2	-77	-21	30
15	17	-14	14	-5	-14	0
16	6	-10	-4	-8	-33	22
17	-22	-35	-28	-50	-23	41
18	-36	33	9	14	-36	-5
19	-12	-33	-14	-25	-41	-25
20	-6	-43	-2	-94	-1	-31

Tabulka 4 - tabulka hodnot proměnné Y



**Sledovaná proměnná pro H4:** trunk distribution; průměrné % zatížení OHK (odhodové horní končetiny)

Z = průměrné % zatížení OHK

Proměnnou Z, která může nabývat hodnot 0 – 0,5, lze dělit do dvou kategorií, podle toho, jestli data pocházejí z testu prováděného v tahu nebo v tlaku. Jedná se o % rozložení tahu nebo tlaku mezi horními končetinami. Při rovnoměrném rozložení produkuje každá horní končetina 50% celkového tahu či tlaku.

2 kategorie hodnot pro Z (viz tabulka 5):

Z1 - průměrné zatížení OHK v tahu

Z2 - průměrné zatížení OHK v tlaku

Číslo probanda	Z1	Z2
1	0,503333	0,49
2	0,466667	0,441667
3	0,431667	0,495
4	0,466667	0,451667
5	0,496667	0,418333
6	0,48	0,463333
7	0,596667	0,508333
8	0,473333	0,478333
9	0,47	0,44
10	0,375	0,378333
11	0,42	0,418333
12	0,416667	0,553333
13	0,49	0,411667
14	0,475	0,488333
15	0,446667	0,491667
16	0,526667	0,468333
17	0,52	0,495
18	0,471667	0,541667
19	0,466667	0,473333
20	0,525	0,413333

Tabulka 5 - tabulka hodnot proměnné Z

## 4.2.2.2 Test hypotéz

### 4.2.2.2.1 Testování hypotézy H1

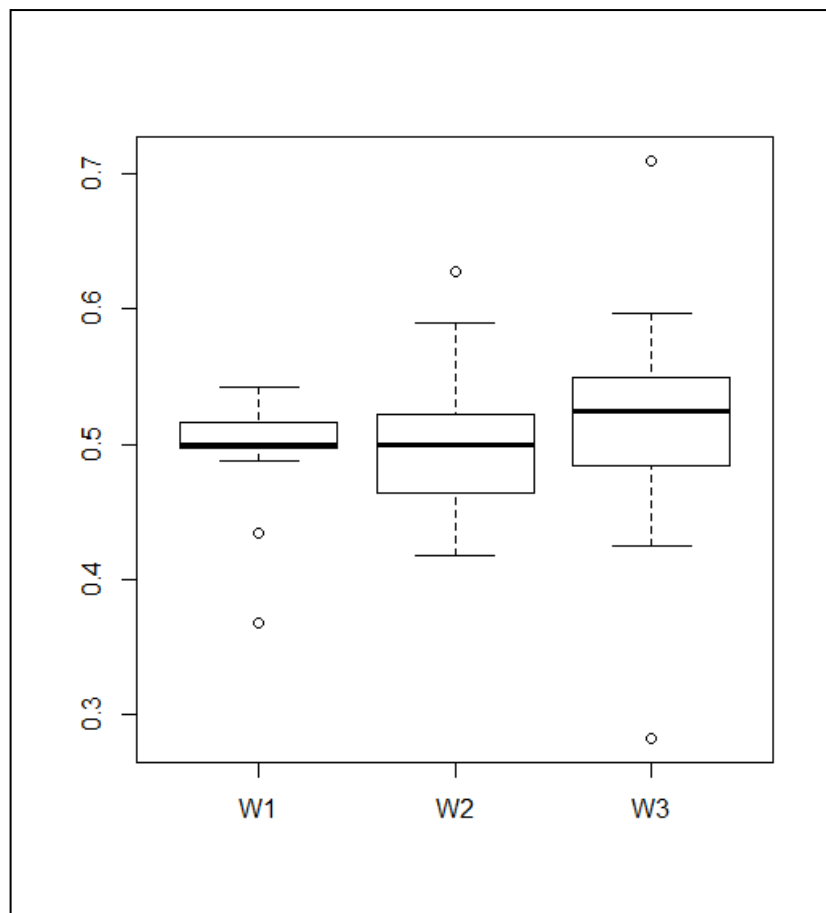
H1: Předpokládám, že hráč zatěžuje více výpadovou nohu než pivotovou

H0: Hráč zatěžuje obě nohy stejně

HA: Hráč zatěžuje více výpadovou nohu než pivotovou

H0:  $W = 50\%$ ; HA:  $W > 50\%$

Grafická vizualizace rozložení dat proměnné  $W$  (viz obrázek 17).



Obrázek 17 – boxplot graf pro proměnnou  $W$

$W1$  – průměrné zatížení VDK pravolevé (v procentech);  $W2$  – průměrné zatížení VDK při vykročení VDK předozadní (v procentech);  $W3$  – průměrné zatížení VDK při vykročení PIDK předozadní (v procentech)

Data byla testována pomocí jednovýběrového wilcoxonova testu

### **W1 – průměrné zatížení VDK pravolevé**

```
wilcox.test(STAT1$W1,mu=0.5,alternative="g")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT1\$W1

V = 122, p-value = 0.2689

alternative hypothesis: true location is greater than 0.5

Warning message:

In wilcox.test.default(STAT1\$W1, mu = 0.5, alternative = "g") :

cannot compute exact p-value with ties

### **W2 – průměrné zatížení VDK při vykročení VDK předozadní**

```
wilcox.test(STAT1$W2,mu=0.5,alternative="g")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT1\$W2

V = 58, p-value = 0.7065

alternative hypothesis: true location is greater than 0.5

Warning messages:

1: In wilcox.test.default(STAT1\$W2, mu = 0.5, alternative = "g") :

cannot compute exact p-value with ties

2: In wilcox.test.default(STAT1\$W2, mu = 0.5, alternative = "g") :

cannot compute exact p-value with zeroes

### W3 – průměrné zatížení VDK při vykročení PIDK předozadní

```
wilcox.test(STAT1$W3,mu=0.5,alternative="g")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT1\$W3

V = 148, p-value = 0.05628

alternative hypothesis: true location is greater than 0.5

Warning message:

In wilcox.test.default(STAT1\$W3, mu = 0.5, alternative = "g") :

cannot compute exact p-value with ties

#### 4.2.2.2.2 Testování hypotézy H2

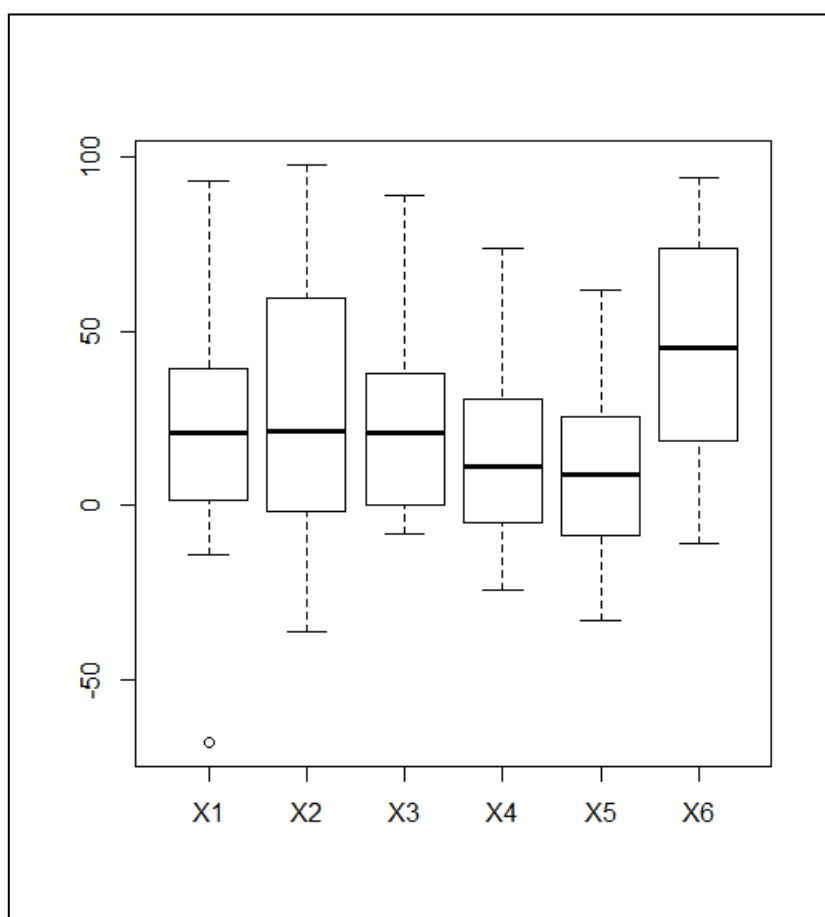
H2: Předpokládám, že posturální koordinace je lepší se zrakovou kontrolou než bez zrakové kontroly

H0: Koordinace je stejná se zrakovou kontrolou jako bez ní

HA: Koordinace trupu je lepší se zrakovou kontrolou než bez zrakové kontroly

H0:  $X = 0$ ; HA:  $X > 0$

Grafická vizualizace rozložení dat proměnné X (viz obrázek 18).



Obrázek 18 – boxplot graf pro proměnnou X

X1 – stoj, tah; X2 – stoj, tlak; X3 – nakročení VDK, tah; X4 – nakročení VDK, tlak; X5 – nakročení PIDK, tah;  
X6 – nakročení PIDK, tlak

Data byla testována pomocí jednovýběrového wilcoxonova testu

### **X1 - stoj, tah**

```
wilcox.test(STAT2$X1,mu=0,alternative="g")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT2\$X1

V = 178.5, p-value = 0.003205

alternative hypothesis: true location is greater than 0

Warning message:

In wilcox.test.default(STAT2\$X1, mu = 0, alternative = "g") :

cannot compute exact p-value with ties

### **X2 - stoj, tlak**

```
wilcox.test(STAT2$X2,mu=0,alternative="g")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT2\$X2

V = 152, p-value = 0.01146

alternative hypothesis: true location is greater than 0

Warning messages:

1: In wilcox.test.default(STAT2\$X2, mu = 0, alternative = "g") :

cannot compute exact p-value with ties

2: In wilcox.test.default(STAT2\$X2, mu = 0, alternative = "g") :

cannot compute exact p-value with zeroes

### **X3- nakročení VDK, tah**

```
wilcox.test(STAT2$X3,mu=0,alternative="g")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT2\$X3

V = 185.5, p-value = 0.001406

alternative hypothesis: true location is greater than 0

Warning message:

In wilcox.test.default(STAT2\$X3, mu = 0, alternative = "g") :

cannot compute exact p-value with ties

### **X4 - nakročení VDK, tlak**

```
wilcox.test(STAT2$X4,mu=0,alternative="g")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT2\$X4

V = 162, p-value = 0.01742

alternative hypothesis: true location is greater than 0

Warning message:

In wilcox.test.default(STAT2\$X4, mu = 0, alternative = "g") :

cannot compute exact p-value with ties

## **X5 - nakročení PIDK, tah**

```
wilcox.test(STAT2$X5,mu=0,alternative="g")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT2\$X5

V = 129.5, p-value = 0.08558

alternative hypothesis: true location is greater than 0

Warning messages:

1: In wilcox.test.default(STAT2\$X5, mu = 0, alternative = "g") :

cannot compute exact p-value with ties

2: In wilcox.test.default(STAT2\$X5, mu = 0, alternative = "g") :

cannot compute exact p-value with zeroes

## **X6 - nakročení PIDK, tlak**

```
wilcox.test(STAT2$X6,mu=0,alternative="g")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT2\$X6

V = 185, p-value = 0.0001581

alternative hypothesis: true location is greater than 0

Warning message:

In wilcox.test.default(STAT2\$X6, mu = 0, alternative = "g") :

cannot compute exact p-value with zeroes



#### 4.2.2.2.3 Testování hypotézy H3

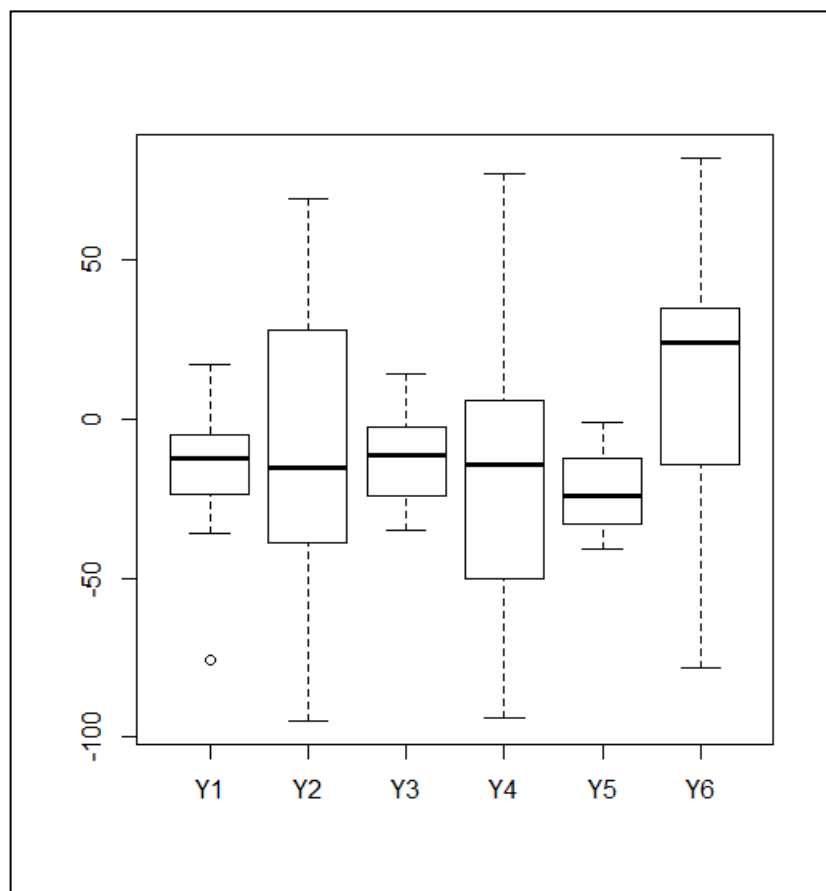
H3: Předpokládám, že výsledky posturální koordinace jsou lepší v tlaku než v tahu

H0: Výsledky koordinace trupu jsou stejné v tahu jako v tlaku

HA: Výsledky koordinace trupu jsou lepší v tlaku než v tahu

H0:  $Y = 0$ ; HA:  $Y < 0$

Grafická vizualizace rozložení dat proměnné Y (viz obrázek 19).



Obrázek 19 – boxplot graf pro proměnnou Y

Y1 – stoj, SZK; Y2 – stoj, BZK; Y3 – nakročení VDK, SZK; Y4 – nakročení VDK, BZK; Y5 – nakročení PIDK, SZK;

Y6 – nakročení PIDK, BZK

Data byla testována pomocí jednovýběrového wilcoxonova testu

### **Y1 – stoj, SZK**

```
wilcox.test(STAT3$Y1,mu=0,alternative="l")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT3\$Y1

$V = 15.5$ ,  $p\text{-value} = 0.0004445$

alternative hypothesis: true location is less than 0

Warning message:

In wilcox.test.default(STAT3\$Y1, mu = 0, alternative = "l") :

cannot compute exact p-value with ties

### **Y2 – stoj, BZK**

```
wilcox.test(STAT3$Y2,mu=0,alternative="l")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT3\$Y2

$V = 83$ ,  $p\text{-value} = 0.211$

alternative hypothesis: true location is less than 0

Warning message:

In wilcox.test.default(STAT3\$Y2, mu = 0, alternative = "l") :

cannot compute exact p-value with ties

### **Y3 – nakročení VDK, SZK**

```
wilcox.test(STAT3$Y3,mu=0,alternative="l")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT3\$Y3

V = 19.5, p-value = 0.0007508

alternative hypothesis: true location is less than 0

Warning message:

In wilcox.test.default(STAT3\$Y3, mu = 0, alternative = "l") :

cannot compute exact p-value with ties

### **Y4 – nakročení VDK, BZK**

```
wilcox.test(STAT3$Y4,mu=0,alternative="l")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT3\$Y4

V = 50.5, p-value = 0.02187

alternative hypothesis: true location is less than 0

Warning message:

In wilcox.test.default(STAT3\$Y4, mu = 0, alternative = "l") :

cannot compute exact p-value with ties

## Y5 – nakročení PIDK, SZK

```
wilcox.test(STAT3$Y5,mu=0,alternative="l")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT3\$Y5

V = 0, p-value = 0.04718

alternative hypothesis: true location is less than 0

Warning message:

In wilcox.test.default(STAT3\$Y5, mu = 0, alternative = "l") :

cannot compute exact p-value with ties

## Y6 – nakročení PIDK, BZK

```
wilcox.test(STAT3$Y6,mu=0,alternative="l")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT3\$Y6

V = 131, p-value = 0.9291

alternative hypothesis: true location is less than 0

Warning messages:

1: In wilcox.test.default(STAT3\$Y6, mu = 0, alternative = "l") :

cannot compute exact p-value with ties

2: In wilcox.test.default(STAT3\$Y6, mu = 0, alternative = "l") :

cannot compute exact p-value with zeroes

#### 4.2.2.2.4 Testování hypotézy H4

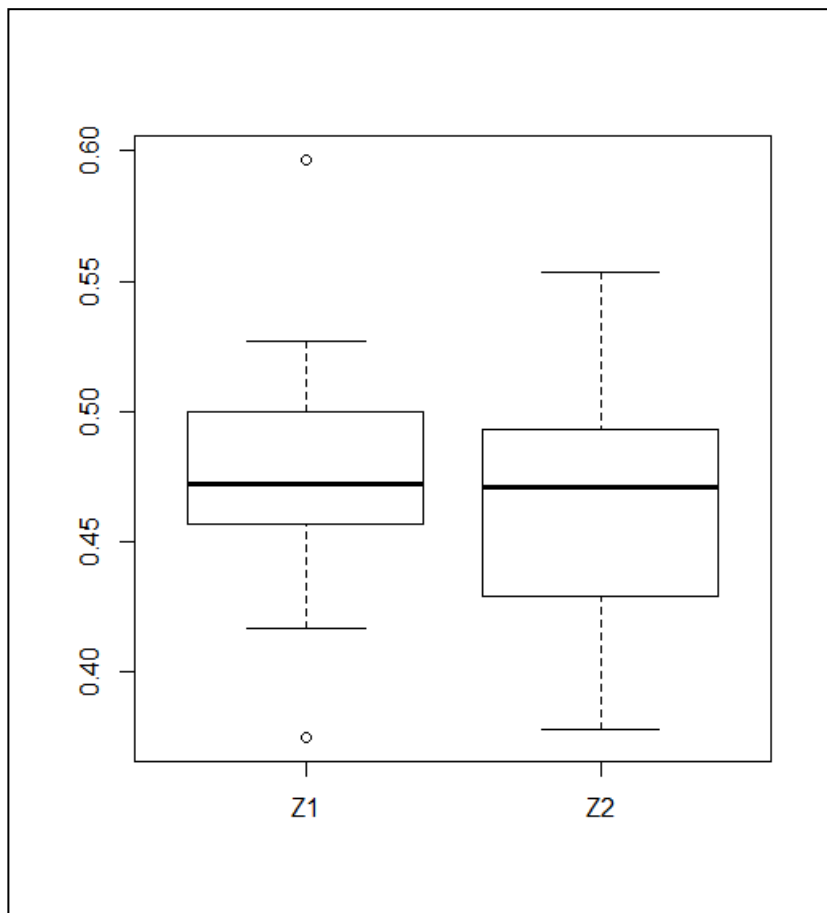
H4: Předpokládám, že hráč zatěžuje více neodhodovou než odhodovou horní končetinu

H0: Hráč zatěžuje obě horní končetiny stejně

HA: Hráč zatěžuje více neodhodovou než odhodovou horní končetinu

H0:  $Z = 50\%$ ; HA:  $Z < 50\%$

Grafická vizualizace rozložení dat proměnné Z (viz obrázek 20).



Obrázek 20 – boxplot graf pro proměnnou Z

Z1 - průměrné zatížení OHK v tahu; Z2 - průměrné zatížení OHK v tlaku

Data byla testována pomocí jednovýběrového wilcoxonova testu

### **Z1 - průměrné zatížení OHK v tahu**

```
wilcox.test(STAT4$Z1,mu=0.5,alternative="l")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT4\$Z1

$V = 39$ ,  $p\text{-value} = 0.007211$

alternative hypothesis: true location is less than 0.5

Warning message: In wilcox.test.default(STAT4\$Z1, mu = 0.5, alternative = "l") :

cannot compute exact p-value with ties

### **Z2 - průměrné zatížení OHK v tlaku**

```
wilcox.test(STAT4$Z2,mu=0.5,alternative="l")
```

Wilcoxon signed rank test with continuity correction

data: STAT4\$Z2

$V = 27$ ,  $p\text{-value} = 0.001903$

alternative hypothesis: true location is less than 0.5

Warning message: In wilcox.test.default(STAT4\$Z2, mu = 0.5, alternative = "l") :

cannot compute exact p-value with ties

# 5 DISKUZE

## 5.1 Teoretická část

Hráč UF je v průběhu zápasu, ale také tréninku, vystaven rychlým změnám směru a přechodům z klusu či pomalého běhu do plného sprintu. S tím se pojí brzdné manévry a celkově změny rychlosti. Očekává se od něho dobrá koordinace při chytání letícího disku a stabilní postura při odhodu. To jakým způsobem je hráč vystaven jednostranné zátěži je popsáno právě v teoretické části. Jednostranná zátěž je obsažena především v hodech a s nimi spojených pivotech. Popisují dva nejfrekventovanější způsoby házení. Podobně jako já rozebírá tyto hody z kineziologického hlediska ve své práci i Kobylková 2014.

Co se týče pivotu, ten popisují v metodice hry Filandr a Veselý 2007, avšak není zde rozebíráno zapojení svalů, protože se na pivotování dá pohlížet jako na výpad vpřed, rozhodla jsem se čerpat ze zdroje, který takový pohyb popisuje. Ráda bych na tomto místě ještě dodala, že při házení vychází ze stabilního postavení ve výpadu pohyb celého trupu v koordinaci s pohyby odhodové ruky.

V případě pivotu na backhand dochází při hodů k rotaci pánve a celého trupu, která vychází z kyčle výpadové nohy. Pánev rotuje kolem hlavice femuru a kyčelní kloub se dostává z neutrálního postavení do postavení vnitřněrotačního. Naopak při házení forehandu z příslušného pivotu se kyčelní kloub výpadové dolní končetiny dostane díky pohybu jamky přes hlavici do zevněrotačního postavení.

Dále v teoretické části rozebírám stabilitu, koordinaci a celkově řízení pohybu, které je zodpovědné za schopnost provádět pohyb koordinovaně a ze stabilního postavení. Náš mozek se neustále učí jak v různých situacích reagovat a držet posturu. Díky různým funkčním poruchám, které se v populaci vyskytují, sportovce nevyjímaje, je více či méně stabilita zajišťována svaly, které k tomu nejsou prvotně určeny. Dochází tak ještě více k rozevírání pomyslných nůžek. Velké fázické svaly bývají přetěžovány a nedostatečné zapojení hlubokého stabilizačního systému vede k tomu, že při náhlé a neočekávané situaci je zapotřebí větší reakce a reakční doby na uvedení těla do stabilní polohy.

Samozřejmě se v teoretické části zmiňuji o hře Ultimate frisbee jako takové, a to hlavně pro lepší pochopení celého prostředí této, ne tolik známé, sportovní hry.

Poslední kapitola je věnována přístroji, na kterém jsem měřila celý výzkum popsany v praktické části mé práce. Jedná se o přístroj Imoove, který umí generovat unikátní elisférický pohyb. Díky tomu, že měřený stojí na pohyblivé desce, je jeho tělo nepředpokladatelně vyváženo z rovnováhy, na to musí pohybový aparát samozřejmě reagovat, aby nedošlo k pádu. Jak popisují právě v kapitole o Imoove, přístroj je vybaven senzory, jejichž pomocí lze měřit, jakým způsobem se měřený s takovou situací vypořádává.

## 5.2 Praktická část

V praktické části je nejprve popsána metodika, jakým způsobem byly vybráni probandi pro můj výzkum a jak probíhalo měření na přístroji Imoove. Abych zabránila vlivu motorického učení na výsledky testu, prováděla jsem u každého hráče každý test pouze jednou. V kapitole „Postup testování“ však popisují i fázi učení, kdy měl měřený možnost se s přístrojem seznámit ještě před sérií dvanácti testů.

Dále pak uvádím nastavení přístroje pro jednotlivé testy a celý průběh testování. V tabulce 1, ke které se vážou čtyři grafy (obrázky 12 až 15), jsou názorně shrnutá data charakteristiky měřeného souboru. Všichni respondenti se do této studie přihlásili dobrovolně. Domnívám se, že tato studie je zajímavá právě proto, že se mi podařilo testovat vzorek napříč všemi věkovými kategoriemi aktivních hráčů nejvyšší republikové úrovně v zastoupení obou pohlaví, praváků a leváků a také s různou dobou hraní. Na druhou stranu je možné, že by se u homogennějšího souboru možná více projevil sledované odchylky.

Stanovila jsem si 4 hypotézy. Výsledky měření uvádím v tabulkách 2 až 5 a jedná se vždy o hodnoty příslušných proměnných. Každou hypotézu jsem testovala v několika kategoriích příslušné proměnné.

U první hypotézy nelze nulovou hypotézu ( $H_0 = 50\%$ ) zamítnout, mluvíme-li o statisticky významném výsledku na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ . Nejbližší této hladině významnosti je však proměnná W3 (průměrné zatížení VDK při vykročení PIDK předozadní). To dokládá obrázek 17, kde je graficky znázorněno rozložení dat a kde je hodnota mediánu větší než 50%. U proměnných W1 (zatížení VDK pravolevé) a W2 (zatížení VDK při vykročení VDK předozadní) je hodnota mediánu právě 50%. Proto není možno průkazně vyvrátit nulovou hypotézu. Z testu tedy spíše vyplývá, že hráči zatěžují obě končetiny symetricky. Nejmenší rozptyl dat a zároveň medián na hodnotě 50% je u pravolevého zatížení. To znamená, že v uvedeném případě docházelo k nejsymetričtějšímu rozložení váhy u všech měřených.



Ve druhé hypotéze se testuje, zda byly výsledky stejné u testů se zpětnou vazbou kurzoru a bez ní. Je zde 6 variant proměnné X. Jedná se o 6 dvojic testů. U pěti ze šesti testů můžeme nulovou hypotézu vyvrátit se statistickou významností na hladině  $\alpha = 0,05$ , pouze u proměnné X5 (nakročení PIDK, tah) se nedá v této hladině významnosti mluvit o statisticky významném důkazu neplatnosti  $H_0$  avšak rozdíl p - hodnoty a hladiny statistické významnosti není veliký. V příslušném grafu (viz obrázek 18) je vidět, že medián je ve všech kategoriích v kladných číslech, což spíše potvrzuje alternativní hypotézu ( $H_A: X > 0$ ). Nejmarkantnější je to v případě X6 (nakročení PIDK, tlak), kdy se i p - hodnota ( $p = 0.0001581$ ) blíží nule. Dovolím si tedy tvrdit, že výsledky mého měření lze interpretovat tak, že měření měli lepší stabilitu a koordinaci, když měli zrakovou zpětnou vazbu pomocí úsečkového kurzoru.

U třetí hypotézy testuji, jestli je koordinace stejná v tahu i v tlaku, či je v jednom ze zmíněných případů lepší. Stejně jako u předchozí hypotézy hodnotím 6 kategorií proměnné Y. Jedná se o 6 dvojic testů, které se od sebe liší pouze v tahu a tlaku. Nulovou hypotézu ( $H_0: Y = 0$ ) lze vyvrátit na hladině statistické významnosti  $\alpha = 0,05$  ve čtyřech z šesti případů. Konkrétně u proměnných Y1 (stoj, SZK), Y3 (nakročení VDK, SZK), Y4 (nakročení VDK, BZK) a Y5 (nakročení PIDK, SZK). Největší rozptyl hodnot je u proměnné Y2 (stoj, BZK), kde je  $p = 0.211$ . Medián proměnné Y6 je jako jediný v kladných číslech. U většiny proměnných Y tedy platí alternativní hypotéza ( $H_A: Y < 0$ ). Tento výsledek napovídá, že hráči lépe koordinovali své pohyby v testech, kdy madla pružného odporu byla zapojena v tlaku. Dle mého názoru je koordinace v tlaku lepší kvůli lepší stabilitě v této variantě testu. Domnívám se, že lepší stabilita v tlaku je dána tím, že se v tlaku zapojují více svaly posturální, zatímco v tahu spíše svaly fázické.

V poslední hypotéze testuji distribuci zatížení horních končetin. Jedná se vlastně o to, kterou končetinou se respondent snažil vyrovnávat vzniklou výchylku rovnováhy, na kterou stranu více přetahoval koordinační rysku. U proměnné Z jsem testovala 2 varianty, a sice zapojení HKK v tahu a zapojení HKK v tlaku. Zde vyšly obě měřené kategorie průkazně, nulová hypotéza je vyvrácena a platí hypotéza alternativní se statistickou hladinou významnosti  $\alpha = 0,05$ . Pokud bychom obě p-hodnoty porovnávali se statistickou hladinou významnosti  $\alpha = 0,01$ , rovněž by došlo k zamítnutí nulové hypotézy. Z toho tedy vyplývá, že hráči řešili nenadálou situaci zvýšeným tahem nebo tlakem nedominantní končetiny, zatímco dominantní spíše udržovala původní tah či tlak, a tak došlo k přetažení kurzoru na stranu nedominantní horní končetiny. Probandi tedy lépe ovládají svoji dominantní končetinu, kterou dokáží lépe korigovat.

## 6 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo zmapovat stav koordinace a stability hráčů UF. Domnívám se, že se mi podařilo tento cíl splnit.

Na přístroji Imoove 300 jsem vyšetřila 20 aktivních hráčů UF. Data z měření byla nejprve zpracovaná. Výsledné kategorie proměnných jsou průměrem naměřených hodnot. Tato data nemají normální rozložení, proto byl pro testování hypotéz použit neparametrický jednovýběrový wilcoxonovův test. Graficky je rozložení měřených dat zpracováno pomocí boxplot grafů.

Nulovou hypotézu jsem ve všech variantách proměnné popřela pouze u čtvrté hypotézy. Zde tedy platí hypotéza alternativní ( $H_A$ : Hráč zatěžuje více neodhodovou než odhodovou horní končetinu). Koordinační ryska byla jak v tahu tak v tlaku přetahována na stranu nedominantní HK. Hráči tedy řešili nenadálou situaci zvýšeným tahem nedominantní končetiny, zatímco dominantní spíše udržovala původní tah či tlak.

Naopak v první hypotéze nulovou hypotézu na hladině významnosti  $\alpha=0,05$  popřít nelze. Přikláním se tedy k tvrzení, že co se týče rozložení zátěže dolních končetin, tak ta je spíše symetrická. Na grafu (viz obrázek 17) si však lze všimnout, že při variantě testu – průměrné zatížení VDK při vykročení PIDK – je předozadní zatížení VDK o něco větší než zatížení PIDK, medián je nad hranicí 50%. Nejedná se ovšem o statisticky významný výsledek na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ , aby byla nulová hypotéza zamítnuta.

U hypotéz 2 a 3, kde bylo v obou případech testováno 6 variant jak proměnné X, tak proměnné Y nelze vyslovit takto jednoznačný závěr. Ani v jednom případě se totiž nestalo, že by se u všech 6 variant podařilo vyvrátit  $H_0$ .

Avšak u  $H_2$  se toto neprokázalo pouze u jedné ze 6 variant. U ostatních pěti došlo k zamítnutí nulové hypotézy. Z tohoto důvodu si tedy dovoluji tvrdit, že respondenti měli lepší koordinaci v případě, kdy měli zrakovou zpětnou vazbu.

U třetí hypotézy platí alternativní hypotéza ve 4 ze 6 případů. Jak již píše v diskusi, výsledek napovídá, že hráči lépe koordinovali své pohyby v testech, kdy madla pružného odporu byla zapojena v tlaku. Zapojení v tlaku umožňuje dosáhnout lepší stability, a to díky využití spíše posturálního svalstva. Lepší stabilita pak tvoří i lepší podmínky pro koordinaci.

Tato bakalářská práce je určena jako základ pro další bádání. Ultimate frisbee je sport, který si získává stále větší oblibu a jeho hráčská základna roste. Postupem času také dochází k jeho profesionalizaci. Právě proto je důležité věnovat pozornost tomu, jakým způsobem ovlivňuje pohybový aparát hráčů. Existují studie zabývající se různými zraněními z tohoto sportu, například britská studie z roku 1991 mapující zranění hráčů na šesti turnajích mezi lety 1986 a 1990, [26] či studie mapující výskyt otřesu mozku mezi hráči v USA. [27]

Studii podobnou této, která by mapovala schopnosti pohybového aparátu hráče a poodkryla tak jeho pohybovou výbavu, jsem však nenalezla. Pro komplexnější práci s hráči, zkvalitnění tréninků a prevenci úrazů je však důležité znát, jakým způsobem hráči reagují a na co se zaměřit, ať už v kompenzačních aktivitách, či v již zmiňovaném tréninku. Proto je vhodné, se tímto tématem dále zabývat.

Potěšilo mě, že se neprokázala výrazná asymetrie například mezi dolními končetinami. U horních končetin nelze určit, zda je výsledek způsoben hraním UF. Bylo by zajímavé ověřit, jestli bude stejný výsledek i u populace, která s tímto sportem nepřišla do styku. V tomto případě by pak výsledek souvisel s rozdělením končetin na dominantní a nedominantní.

# REFERENČNÍ SEZNAM

1. History of ultimate. Wfdf.org [online]. [cit. 2019-07-21]. Dostupné z: <http://www.wfdf.org/history-stats/history-of-ultimate>
2. KENNEDY, P. The History of the Frisbee® [online]. MORRISON, F. Wormhole Publishers. January, 2014. Retrieved January 19. 2019 [cit. 2019-07-21]. Dostupné z: <http://www.flatflip.com/downloads/A%20Short%20History%20of%20the%20Frisbee.pdf>
3. IACOVELLA, M. E. An abbreviated history of Ultimate compiled by Michael E.Iacovella. In: Wfdf.com [online]. [cit. 2019-07-21]. Dostupné z: <http://www.wfdf.org/history-stats/history-of-ultimate/167-an-abbreviated-history-of-ultimate-compiled-by-michael-e-iacovella>
4. Our heritage. Wham-o.com [online]. [cit. 2019-07-21]. Dostupné z: [wham-o.com/about-us/our-heritage/](http://wham-o.com/about-us/our-heritage/)
5. What is the WFDF. Wfdf.org [online]. [cit. 2019-07-21]. Dostupné z: <http://www.wfdf.org/about/what-is-the-wfdf>
6. About. Team.discraft.com [online]. [cit. 2019-07-23]. Dostupné z: <https://www.team.discraft.com/about>
7. Bio eurodisc. Eurodisc.biz. [online]. [cit. 2019-07-23]. Dostupné z: <http://www.eurodisc.biz/bio-eurodisc/>
8. Historie Ultimate v ČR. Cald.cz [online]. [cit. 2019-06-04] Dostupné z: <http://cald.cz/historie-ultimate-v-cr>

9. ČALD. [Česká mixová reprezentace pod 24 let ...] In: *Facebook* [online]. [cit. 2019-07-21]. Dostupné z: <https://www.facebook.com/czechultimate/>
10. Co je Ultimate. *Cald.cz* [online]. [cit. 2019-06-06] Dostupné z: <http://cald.cz/co-je-ultimate>
11. WFDF výbor pro pravidla ultimate. WFDF Pravidla Ultimate (2017). In: *Cald.cz* [online]. ČALD. Oficiální verze platná od 1. 1. 2017. Poslední revize české verze: 8. 4. 2017. [cit. 2019-06-06] Dostupné z: <http://cald.cz/pravidla-ultimate>
12. FILANDR, J. a VESELÝ, T. *Frisbee: lézat je tak snadné. Pravidla a metodika sportu s létajícím diskem*. Praha 2007
13. WUEBBEN, J. Zaměřeno na výpady. In: *Muscle&fitness* [online] [cit. 2019-06-15]. Dostupné z: <https://www.muscle-fitness.cz/sp-26923/>
14. KOBYLKOVÁ, T. *Ultimate z hlediska kineziologického*. Brno, 2014. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií. Vedoucí práce Starec P.
15. VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozšíř. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
16. SHIEL, W. C. Jr. Medical definition of Locomotion. In: *Medicinenet* [online] Reviewed on 2018-12-12 [cit. 2019-07-25]. Dostupné z: <https://www.medicinenet.com/script/main/art.asp?articlekey=4190>
17. NEULS, F. Nervové řízení motoriky. [online] [cit. 2019-07-16] Dostupné z: [http://old.ftk.upol.cz/fileadmin/user\\_upload/FTK-dokumenty/Katedra\\_fyziologie/FYO\\_13\\_bonus\\_rizeni\\_motoriky.pdf](http://old.ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-dokumenty/Katedra_fyziologie/FYO_13_bonus_rizeni_motoriky.pdf)

18. TAKAKUSAKI, K.. Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *Journal of Movement Disorders*. 2017, **10**(1), 1-17 ISSN 2005-940X.
19. KOLÁŘ, P. et al. Rehabilitace v klinické praxi. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-807262-657-1.
20. DIEDRICHSEN, J., SHADMEHR, R.. and IRVY, R. B. The coordination of movement: optimal feedback control and beyond. *Trends in Cognitive Sciences*. 2010, **14**(1):31-9.
21. RUSHWORTH, G. On Postural and Righting Reflexes. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 1961, 3: 535-543.
22. JANDA, V. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada, 2004. ISBN 978-80-247-0722-8.
23. Uživatelský manuál aplikací a technologie Imoove 3D Elisférický pohyb. Medical © 2018
24. Moderní technologie pro dynamickou neuromuskulární a osteomuskulární funkční rehabilitaci, stabilizace a mobilizace se zpětnou vazbou. In: Lefeen.com [online]. [cit. 2019-07-03] Dostupné z: <http://www.lefeen.com/wp-content/uploads/2017/05/Imoove-CZ-2016-PRINT-210x210-LD.pdf>
25. Imoove 300 pro sport. Imoove.cz. [online]. [cit. 2019-07-03] Dostupné z: <http://imoove.cz/imoove-200/>
26. MARFLEET, P. Ultimate injuries: a survey. *British Journal of Sports Medicine* . 1991, **25**(4), 235-240. ISSN 0306-3674.
27. LAZAR, D. J., LICHTENSTEIN J. D. a TYBOR D. J. Concussion Prevalence in Competitive Ultimate Frisbee Players. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* . 2018, **6**(3), ISSN 2325-9671.

# SEZNAM OBRÁZKŮ

<i>Obrázek 1 – schéma hřiště pro UF</i> .....	13
<i>Obrázek 2 – ilustrační foto postoje (pivotu) pro odhod backhandu</i> .....	17
<i>Obrázek 3 – ilustrační foto postoje (pivotu) pro odhod forehandu</i> .....	17
<i>Obrázek 4 – ilustrační foto výchozího postoje markera</i> .....	18
<i>Obrázek 5 – přirozený pohyb páteře</i> .....	23
<i>Obrázek 6 – druhy zatížení na mobilní platformě Imoove</i> .....	23
<i>Obrázek 7 – 3 roviny prostoru, ve kterých se hýbe mobilní platforma Imoove</i> .....	24
<i>Obrázek 8 – ilustrační foto přístroje Imoove 300</i> .....	24
<i>Obrázek 9 – displej Imoove, Check Up - nastavení testu DLC, nastavení kurzoru zpětné vazby</i> .....	28
<i>Obrázek 10 – displej Imoove, Check Up - nastavení testu DLC, nastavení polohy dolních končetin</i> .....	28
<i>Obrázek 11 – displej Imoove, Check Up - nastavení testu DLC, nastavení citlivosti a obtížnosti</i> .....	28
<i>Obrázek 12 – koláčový graf – zastoupení praváků a leváků ve vybraném souboru</i> .....	35
<i>Obrázek 13 – koláčový graf – zastoupení žen a mužů ve vybraném souboru</i> .....	35
<i>Obrázek 14 – sloupcový graf – rozložení hráčů v jednotlivých věkových kategoriích</i> .....	36
<i>Obrázek 15 – sloupcový graf – rozdělení hráčů podle délky hraní (v letech)</i> .....	36
<i>Obrázek 16 – protokol testu</i> .....	37
<i>Obrázek 17 – boxplot graf pro proměnnou W</i> .....	42
<i>Obrázek 18 – boxplot graf pro proměnnou X</i> .....	45
<i>Obrázek 19 – boxplot graf pro proměnnou Y</i> .....	49
<i>Obrázek 20 – boxplot graf pro proměnnou Z</i> .....	53
<i>Tabulka 1 – charakteristika vybraného souboru</i> .....	34
<i>Tabulka 2 – tabulka hodnot proměnné W</i> .....	38
<i>Tabulka 3 - tabulka hodnot proměnné X</i> .....	39
<i>Tabulka 4 - tabulka hodnot proměnné Y</i> .....	40
<i>Tabulka 5 - tabulka hodnot proměnné Z</i> .....	41

# SEZNAM PŘÍLOH

**Příloha 1:** Souhlas etické komise

**Příloha 2:** Informovaný souhlas účastníka studie



## Příloha č.1

Magdalena Juranová  
Studentka oboru fyzioterapie  
3. lékařská fakulta UK  
Ruská 87  
Praha 10  
100 00

V Praze, 13. května 2019

Vedoucí diplomové práce  
Mgr. Kristina Medková  
FN Motol  
V úvalu 84  
Praha  
150 06

**Věc: Vyjádření Etické komise 3.LF UK k bakalářské práci „Stabilita a koordinace u hráčů Ultimate frisbee“**

Vážená paní kolegyně,  
Etická komise 3. LF UK nemá námitek proti provedení bakalářského projektu „Stabilita a koordinace u hráčů Ultimate frisbee“ v rozsahu Vámi uvedeném a za dodržení podmínek stanovených v Informovaném souhlasu.

Přílohy:

Protokol studie  
Informovaný souhlas pro účastníky

S mnoha pozdravy

UNIVERZITA KARLOVA  
3. lékařská fakulta  
Etická komise  
Ruská 87, 100 00 Praha 10  
ICO: 00216208 DIČ: CZ00216208

Marek Vácha  
Předseda Etické komise  
3. LF UK, Praha  
Ruská 87  
Praha 10, 100 00

## **Příloha č.2**

### ***3. lékařská fakulta v Praze, obor fyzioterapie***

#### ***Informovaný souhlas***

#### **Stabilita a koordinace u hráčů Ultimate frisbee**

Popis výzkumu:

Tato bakalářská práce je zaměřena na popis pohybového aparátu u hráče Ultimate frisbee (dále jen UF). Cílem je získat informace o pohybovém aparátu hráče UF a jeho případných asymetriích. Testovací skupina je tvořena aktivními hráči republikové úrovně. Hráči budou podrobena jednorázovému neinvazivnímu vyšetření na přístroji IMOOVE, které je doplněno o anamnestický pohovor a vyšetření zkrácení vybraných svalů dle Jandy.

V případě jakýchkoliv otázek nás neváhejte kontaktovat:

Magdalena Juranová (studentka fyzioterapie)

[juranovamagdalena@gmail.com](mailto:juranovamagdalena@gmail.com)

Mgr. Kristina Medková (vedoucí práce)

[kristina.medkova@gmail.com](mailto:kristina.medkova@gmail.com)

- pracoviště: FN Motol

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný/á souhlasím s účastí ve studii.
2. Byl/a jsem podrobně informován/a o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mne očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Porozuměl/a jsem tomu, že mohu kdykoliv svou účast přerušit či odstoupit a že účast ve studii je dobrovolná.
3. Při zařazení do studie budou moje data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti osobních dat. Pro výzkumné a vědecké účely mohou být mé údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
4. S mojí účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.
5. Porozuměl/a jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka studie:

Datum:

Podpis řešitele pověřeného touto studií:

Datum:

# **SEZNAM ZKRATEK**

**DK – dolní končetina**

**DKK – dolní končetiny**

**LDK – levá dolní končetina**

**PDK – pravá dolní končetina**

**PIDK – pivotová dolní končetina**

**VDK – výpadová dolní končetina**

**HK – horní končetina**

**HKK – horní končetiny**

**OHK – odhodová horní končetina**

**PC – postural coordination (posturální koordinace)**

**UF – ultimate frisbee**

**DLC – dynamic live control**

**SZK – se zrakovou kontrolou**

**BZK – bez zrakové kontnoly**