

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Hodnocení posturální stability u jedinců provozujících  
úpolový a bezkontaktní sport**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**Mgr. Helena Vomáčková**

Vypracoval:

**Bc. Richard Kania**

Praha, 2017

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

.....

V Praze, dne

.....

Podpis autora práce

## **Evidenční list**

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

Jméno:

Fakulta/katedra:

Datum:

Podpis:

---

## **Poděkování**

Rád bych touto cestou poděkoval vedoucí své diplomové práce Mgr. Heleně Vomáčkové za vedení, trpělivost, cenné rady a čas, který mi věnovala na odborných konzultacích. Zároveň bych chtěl poděkovat všem probandům, kteří se zúčastnili této výzkumné práce za jejich trpělivost a odhodlání dosáhnout nejlepších výsledků. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat své rodině za podporu při vytváření této práce.

## **Abstrakt**

**Název:** Hodnocení posturální stability u jedinců provozujících úpolový a bezkontaktní sport

**Cíle:** Cílem této práce je zjistit vliv kontaktu při sportovní aktivitě na posturální stabilitu jedince.

**Metody:** Do tohoto quasi-experimentu bylo záměrně vybráno celkem 16 osob (n=16) ve věkovém rozmezí 22 až 35 let. Vybraní jedinci byli rozděleni do dvou skupin po osmi podle svého sportovního zaměření (úpoly, baseball). U obou skupin bylo provedeno měření posturální stability pomocí počítačové dynamické posturografie Smart EquiTest Systém od firmy Neurocom. Naměřená data byla následně zpracována programem Neurocom Balance Manager Software. Pro analýzu získaných dat byly použity následující statistické metody – párový t-test, Mann-Whitneyův test a míra klinické významnosti (Cohenovo d).

**Výsledky:** Z výsledků práce vyplývá, že úpoloví sportovci dosahují znatelně vyššího průměrného skóre při testu Limits of Stability než baseballisti. Tato skutečnost byla statisticky i klinicky prokázána. Baseballisti dosahovali vyššího průměrného Equilibrium Score při sensory organization testu, nicméně tato skutečnost nebyla statisticky ani klinicky prokázána. Žádný významný rozdíl nebyl zaznamenán v době motorické odpovědi mezi oběma skupinami.

**Klíčová slova:** Neurocom Smart Equitest, dynamická posturografie, úpolové sporty, bojové sporty, bezkontaktní sporty, baseball, rehabilitace, fyzioterapie, quasi-experiment, posturální stabilita

## **Abstract**

**Title:** Evaluation of postural stability in subjects engaged in combat and non-contact sports

**Objectives:** The aim of this diploma thesis is to investigate the influence of contact itself during sport activities on postural stability of athletes.

**Methods:** In this quasi-experiment study there were picked 16 athletes (n=16) in age from 22 to 35 years. Selected individuals were divided into two groups of eight according to their sporting activity (combat sports, baseball). In the mentioned individuals the postural stability was measured. To measure postural stability the computerized dynamic posturography of EquiTest Smart System from Neurocom was used. Measured data were processed using Neurocom Balance Manager Software. For the analysis of the data following statistical methods – paired t-test, Mann-Whitney test and rate of clinical significance (Cohen's d) were used.

**Results:** The results indicate that individuals performing in combat sports were reaching higher mean scores in Limits of Stability than baseball players. This fact has been statistically and clinically proven. On the other hand baseball players reached higher mean Equilibrium Scores in Sensory organization test, however this fact has not been statistically nor clinically proven. No significant differences between the groups in motor reaction time was found.

**Keywords:** Neurocom Smart Equitest, dynamic posturography, martial art, combat sports, non-contact sports, baseball, MMA, rehabilitation, physiotherapy, quasi-experiment, postural stability

## **OBSAH**

1	Úvod .....	11
2	Postura a Posturální stabilita .....	12
2.1	Řízení posturální stability .....	14
2.2	Senzorická složka .....	14
2.2.1	Vizuální systém.....	14
2.2.2	Vestibulární systém.....	15
2.2.3	Somatoceptivní systém .....	16
2.2.4	Sluch .....	17
2.3	Výkonná složka .....	17
2.4	Řídící složka.....	19
2.5	Faktory ovlivňující posturální stabilitu .....	20
2.5.1	Anticipace .....	21
2.6	Vymezení pojmů posturální stability .....	22
2.7	Možnosti hodnocení posturální stability .....	23
2.7.1	Klinické vyšetření .....	23
2.7.2	Přístrojové vyšetření .....	25
3	Sport .....	27
3.1	Úpoly.....	27
3.1.1	Úpolové sporty.....	28
3.2	Bezkontaktní sporty .....	30
3.2.1	Baseball.....	30
3.3	Posturální stabilita sportovců .....	31
4	Metodologie.....	38
4.1	Cíle práce .....	38
4.2	Výzkumné otázky.....	38
4.3	Hypotézy .....	38

5	Metodika práce .....	39
5.1	Metodický postup u teoretické části práce .....	39
5.2	Výzkumný soubor .....	39
5.3	Metody získání dat .....	40
5.3.1	Technické parametry přístroje .....	41
5.4	Popis vyšetřujících protokolů.....	42
5.5	Analýza dat.....	46
6	Výsledky.....	48
6.1	Porovnání výsledků mezi skupinami .....	48
6.1.1	Vyhodnocení SOT .....	48
6.1.2	Vyhodnocení MCT .....	50
6.1.3	Vyhodnocení LOS .....	54
6.1.4	Shrnutí výsledků .....	64
7	Diskuze .....	67
8	Závěr.....	76
	Seznam zdrojů.....	77
	Seznam příloh .....	85



## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AC	plocha kontaktu
AS	opěrná plocha
BS	opěrná база
CDP	Počítačová dynamická posturografie
cit.	citováno
cm	centimetr
CNS	Centrální nervová soustava
COG	průmět těžiště
COM	těžiště
COP	centrum tlaku
č.	číslo
DCD	Vývojová koordinační porucha
ES	Equilibrium score
FTVS	Fakulta tělesné výchovy a posrtu
kg	kilogram
LCD	Liquid Crystal Display
LOS	Limits of stability
m.	musculus
mm.	musculi
MCT	Motor control test
MMA	smíšená bojová umění
MS	Microsoft
ms	milisekunda
N	newton

SD směrodatná odchylka  
s. strana  
s sekunda  
SOT Sensory organization test  
UK Univerzita Karlova  
vyd. vydání

# 1 Úvod

Klidová poloha těla je důležitou součástí života člověka. Ať už se jedná o každodenní činnosti, či specifické aktivity jako jsou například sporty. Zajištění správného držení těla je důležité prakticky pro celou populaci ve všech věkových kategoriích. Poruchy v rámci řízení a samotného udržování této polohy se mohou projevit například zhoršenou koordinací pohybů, neadekvátním zatěžováním pohybového ústrojí, či dokonce pády. Schopnost udržení klidové polohy hraje tedy poměrně významnou roli v rámci prevence zranění.

Sport je v široké veřejnosti většinou spojován s velmi dobrým stavem těla, je obecně brán jako přínosný (s výjimkou sportovních zranění) pro tělo člověka a je mnohými odborníky doporučován. Při sportovních aktivitách dochází k zvýšení nároků na tělo člověka, dochází k narušování homeostázy, což je v přiměřeném množství prospěšné díky opakování sportovní aktivity dochází k adaptaci lidského těla na zátěž. Prostřednictvím adaptace dochází i ke zlepšování v oblasti sportovních aktivit. Při sportu jsou kladeny vyšší nároky na koordinaci, svalovou sílu, vnímání prostředí prostřednictvím senzoričkových funkcí, propioceptivní informace z měkkých tkání, kondici a psychickou stránku jedince. Pro každý sport jsou často dány specifické polohy, ve kterých jedinec sportovní aktivitu provádí a dochází k ovlivnění zmíněných aspektů více, či méně. Obecně by mělo platit, že výsledky při zkouškách vzpřímeného držení těla by měly být lepší u sportujícího člověka než u jedince, který neprovádí často fyzickou aktivitu.

Sporty lze rozdělit podle různých kritérií. Pro tuto práci budou esenciální sporty úpolové a bezkontaktní. Hlavním úkolem této práce bude právě porovnání již zmiňovaných dvou skupin sportů vůči sobě právě při hodnocení posturální stability. Hodnocení posturální stability bude probíhat pomocí počítačové dynamické posturografie, konkrétně na přístroji Smart Equitest.

## 2 Postura a Posturální stabilita

Véle popisuje posturu jako určité uspořádání segmentů těla v klidu. Udržování postury probíhá dynamicky, ačkoliv se jeví zevnímu pozorovateli jako statický fenomén ve srovnání s pohybem fázickým (Véle, 2006).

Posturu lze charakterizovat jako aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil. Z těchto sil má největší význam v běžném životě síla tíhová. Držení těla neboli postura, je zajištěno prostřednictvím vnitřních sil, především svalovou aktivitou, která je řízena centrální nervovou soustavou (CNS). Postura je nezbytnou složkou chůzových mechanismů a jiných způsobů lokomoce člověka a je rozhodující složkou všech pohybových programů (Vařeka, 2002a). Aktivity posturálního systému se účastní oba typy svalů a to jak fázické, tak tonické. Během pohybu je posturální systém nahrazován fázickým svalstvem, neboť bez tohoto systému nemůže být pohyb proveden. Po skončení pohybu je dosaženo nové polohy a opět převládá posturální funkce, ovládána především svalstvem tonickým (posturálním) (Véle, 1997). Udržování polohy těla (postury) je zahájeno aktivitou krátkých svalů, stabilizujících polohy jednotlivých segmentů. Zároveň dochází i k aktivitě delších svalů, integrujících jednotlivé segmenty do stabilizovaného jednotného celku. Zaujatá poloha segmentů je neustále balancována okolo střední polohy. Dochází tím pádem k zajištění stability a zároveň i k pohotovosti a možnému přechodu z klidné polohy do pohybu a naopak. Udržování polohy probíhá bez vědomí jedince, je rámcově programované, ale musí být přizpůsobeno aktuálním vlivům vnějšího i vnitřního prostředí. Při neočekávané změně podmínek vstupuje udržování polohy do vědomí jedince (Véle, 2006).

Dle Hatziakyho et al (2002) je schopnost udržení rovnováhy lidského těla základní motorickou schopností, kterou zajišťuje složitý regulační systém, který je výsledkem souhry analyzátorů, díky kterým člověk vnímá své okolí. Další součástí jsou procesy CNS. Tato soustava integruje a zpracovává získané informace a následně umožňuje tvořit adekvátní svalové odpovědi.

Pohledy na význam postury a její vztah k lokomoci nejsou jednotné, ačkoliv zástupci různých směrů citují poměrně často totožný výrok „*posture follows movement like a shadow*“. Tento výrok je jen jedním z mnoha různých překladů a není přisuzován jednomu autorovi. Nicméně postura je na začátku ale i na konci libovolného cíleného pohybu a je jeho součástí a zároveň podmínkou (Vařeka, Vařeková. 2009).

*„Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu.“* (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 119)

Posturální stabilita není pouze jednorázové zaujetí určité stálé polohy, ale jde o kontinuální udržování stálé polohy. Jednou ze základních podmínek pro udržení stability ve statické poloze je, že se musí těžiště po celou dobu promítat do opěrné báze. Opěrnou bází je myšlena plocha, ohraničená nejvzdálenějšími body plochy, či ploch opory. Posturální stabilita je ovlivňována zároveň vizuální kontrolou, vestibulárním aparátem a propiocepcí. K poruše posturální stability často dochází, pokud je jeden z těchto sensorů narušen anebo zcela chybí (Kolář, 2009). Blaszczyk a Klonowski tvrdí, že vzpřímené držení těla je zprostředkováno prostřednictvím vzájemných vztahů segmentů těla a svislé orientace těla v gravitačním poli. Tato orientace, společně s úzkou opěrnou bází a vícesegmentální tělesnou architekturou určují potenciální posturální instabilitu (Blaszczyk, Klonowski, 2001).

Mechanismus vzpřímeného držení těla je založen na oporné funkci dolních končetin a stabilizačních schopností svalů okolo páteře. Ke vzpřímenému držení těla dochází pomocí udržování polohy segmentů těla a jejich kontinuálním vyvažováním. Toto vyvažování je řízeno CNS. Schopnost udržení vzpřímeného držení závisí jak na fyzikálních parametrech (gravitace, hmotnost, výška, struktura segmentů, vlastnosti oporné plochy atd.), ale také se na něm podílí svalová aktivita. Informace o změnách podmínek vnitřního i zevního prostředí přicházejí do CNS a ovlivňují proces stabilizace. Vzpřímená poloha nepatrně kolísá nejen díky vlivu dynamického udržování polohy, ale i vlivem dýchání, které taktéž ovlivňuje posturu (Véle, 2006). Stabilita je udržována v uzavřeném kinematickém řetězci a spoléhá se na zpětnou vazbu z kyčelních, kolenních a hlezenních kloubů. Tato stabilita může být rozvrácena například sníženou aferencí, či silovými nedostatky spolu s mechanickou nestabilitou v jakémkoliv z již zmíněných kloubů, řadících se do kinematického řetězce dolní končetiny (Cote, 2005).

Například u starších zdravých jedinců je možné pozorovat snížení schopnosti provádět posturální a kognitivní úkoly současně oproti mladším dospělým lidem. Senioři nejsou tedy schopni vytvořit dostatečnou posturální odpověď, jelikož dochází k rozdělování pozornosti mezi posturální systém a kognitivní funkce a to přispívá

k rizikovitosti pádů u seniorů se slabšími rovnovážnými schopnostmi (Brauer et al, 2001).

## **2.1 Řízení posturální stability**

Stabilita lidského těla bývá ovlivněna mnoha faktory: například biomechanickými (gravitace, výška těla), psychologickými (únava, psychický stav), či environmentálními (např. množství světla) (Mikolajec, Rzepka, 2007). Véle (2006) dělí složky, které mají pro zajištění posturální stability zásadní význam takto:

1. Senzorická složka – zajištěna propiocepcí, zrakem, vestibulárním systémem, sluchem
2. Výkonná složka – zajišťována muskuloskeletálním systémem (kosti, svaly, ligamenta)
3. Řídící složka – zajišťována CNS(Véle,2006)

## **2.2 Senzorická složka**

Senzorická složka je velmi důležitou součástí v řetězci řízení pohybu, či postury. Informace jsou zpracovávány prakticky ze všech sensorických soustav řídicími centry. Většina autorů je názoru, že největší význam pro zajištění posturální stability má především propiocepce, vestibulární aparát a zraková orientace. Další část informací je získávána z exterocepce. Příkladem mohou být například Ruffiniho a Maissnerovy tělíčka, která slouží k identifikaci míst s různým zatížením a tedy i polohy průmětu těžiště do opěrné baze. Díky většímu počtu vstupů (propriocepce, vestibulární aparát, zraková orientace, exterocepce, sluch) je umožněno, aby byla posturální stabilita i v situacích, kdy dojde k výpadku jednoho smyslu – např. vyřazení zrakové orientace ve tmě (Vařeka, 2006; Králíček, 2004).

### **2.2.1 Vizuální systém**

Zrak dodává informace o uspořádání zevního prostředí a znatelně ovlivňuje stabilizační proces. Díky zraku dochází k „opoře“ o pevné body zevního prostředí je díky němu dodáván pocit posturální jistoty (Véle, 2006). Dle Cornsweeta (2012) je pomocí zraku dodáváno přibližně 70 procent veškerých vjemů. Proto ztráta tohoto smyslu bývá pro člověka obtížnější než ztráta jakéhokoliv jiného smyslu. Zrakový systém lze rozdělit na funkční části:

1. Optický systém – umožňuje průnik obrazů objektů zevního prostředí na sítnici
2. Fotoreceptory sítnice – transformují elektromagnetické vlny do podoby akčních potenciálů
3. Optická dráha – přenáší vizuální informaci, která je zašifrovaná v podobě akčních potenciálů, do korové projekční oblasti
4. Korová zraková oblast – zpracovává příchozí informaci a umožňuje proniknutí této informace do vnímání.

V primární zrakové kůře dochází k dekodování zrakových informací a k přeměně na nejjednodušší smyslové vjemy, kterými jsou počítky. Receptorovým místem je macula v area striata. Tato oblast spojuje jednotlivé zrakové počítky v ucelený zrakový vjem. Poruchy v této oblasti se mohou projevat jako zraková agnosie, či zraková halucinace (Králíček, 2004).

Epidemiologická studie Ivers et al *Visual impairment and falls in older adults: the Blue Mountains Eye study* z roku 1998 poukázala na spojitost snížené posturální stability a poruchami zraku. U dospělých, trpících glaukomem, ztrátou větší části zorného pole, či nižším průměrem zornicového nervového vlákna byla přítomna porucha posturální stability (Ivers et al, 1998).

### **2.2.2 Vestibulární systém**

Vestibulární aparát informuje o směru působení akcelerační energie, včetně gravitační síly, na jedince. Tyto informace jsou nezbytné pro potřebu udržení posturální stability a pohybové koordinace, prostorové orientace a vědomé prostorové představy (směr dole/nahoře, směr akcelerace/decelerace). Detekování kinetické energie je realizováno vestibulárními orgány, kterými jsou senzoričné oblasti vestibulárního labyrintu. Polohu vestibulárních orgánů a jejich změny (pohyby hlavou) vztahuje vestibulární systém k referenční veličině, kterou je gravitační vertikála. Tyto funkce koná vestibulární systém jak v klidu, tak i při pohybu tělesa (člověka).

Vestibulární systém má zásadní podíl na těchto třech funkcích:

1. udržení posturální stability v klidu i během motorické aktivity
2. stabilita zrakové ostrosti
3. prostorová orientace (vědomá i podvědomá)

Oblastmi CNS, které jsou zapojeny významně do výše zmíněných vestibulárních funkcí, jsou vestibulární jádra, míšní motoneurony, jádra hlavových nervů (především okoohybných a jádra n. vagus), olivární komplex, retikulární formace mozečková a některé thalamické a korové oblasti. Vestibulární podněty se integrují v mozečku (hlavním orgánem koordinace a pohybové kontroly) společně s podněty ostatních smyslů informujících o poloze a pohybu (zrak, hmat, propiocepce, sluch). V mozečku dochází k výslednému mechanismu kontroly veškeré motoriky při zachování posturální stability.

Nezbytnou součástí komunikace s vestibulárním aparátem jsou nervové dráhy. Funkčně nejvýznamější jsou tyto: tr. Spino-vestibularis, tr. Cervico-vestibularis, tr. Vestibulospinalis, vestibulo-cerebelární a vestibulo-thalamo-kortikální (Naunton, 2012).

### **2.2.3 Somatoceptivní systém**

Véle (2006) i Králíček (2004) se shodují na rozdělení somatoceptivního systému na dvě části. První částí je kožní cití, pod které je zařazeno taktilní, nociceptivní a termoceptivní cití. Druhá skupina je tvořena propioceptory, které získávají informaci o vzájemné poloze.

Dle Trojana (2003) se propioceptivní cití rozděluje na následující 3 složky:

1. Polohové cití (statestezie) – informující o vzájemné poloze částí těla a postavení kloubů
2. Pohybové cití (kinestezie) – informující o pohybu, jeho rozsahu a rychlosti v kloubech
3. Silové cití – umožňující odhad svalové síly a odporu během konaného pohybu

Propriocepce je vnímána následujícími senzory:

#### *Svalové vřeténko*

Tento receptor je tvořen několika intrafuzálními vlákny umístěnými v pojivovém pouzdru. Vřeténko reaguje na změnu délky svalového vlákna a rychlost s jakou se tato změna děje, dále reagují na změny fyzické i statické. Díky nízkému prahu dráždivosti dochází k udržování svalového tonu. Jestliže protažení extrafuzálních vláken vřeténka přesáhne určitou prahovou hodnotu, narůstá aferentace ze svalového vřeténka a jsou



aktivovány alfa motoneurony, čímž dochází ke kontrakci. Zároveň putují míšní neuronovou sítivzruchy k neuronům antagonisty, jehož funkce je inhibována. V okamžiku svalové kontrakce ustává aferentace ze svalových vřetének, k jejímu obnovení dochází až po snížení svalového tonu. Svalové vřeténko je hlavním propioceptivním orgánem svalu.

#### *Golgiho šlachové tělísko*

Golgiho šlachová tělíška se vyskytují ve šlachách a úponech svalů. Tyto receptory reagují na zkrácení svalových vláken svalovou kontrakcí. Podávají informaci o velikosti zmiňované svalové kontrakce. Funkce šlachového tělíška je opačná než svalového vřeténka. Dochází k inhibici agonisty a facilitaci antagonisty. Aferentní nervová vlákna šlachových tělíšek mají buňky ve spinálních gangliích. Axony těchto buněk jdou k míše a pomocí interneuronů tlumí aktivitu alfa motoneuronů, inervujících kosterní svaly. Šlachová tělíška působí jako pojistka proti poškození systému.

#### *Kloubní receptory*

Tyto receptory podávají informace o poloze a pohybu kloubních segmentů. Jsou stimulovány zvýšením napětí anebo zřasením kloubního pouzdra. Proprioceptivní funkci mají pravděpodobně i Ruffiniformní a Paciniformní tělíška, která se nachází ve vazech a kloubních pouzdrech. Paciniformní tělíška zaznamenávají pohyb v kloubu a Ruffiniformní tělíška označují krajní polohu kloubu (Bartůňková, 2010).

### **2.2.4 Sluch**

Dle Viljanenové (2009) je sluch taktéž odpovědný za příjem vjemů, ovlivňujících posturální stabilitu. Jelikož struktura a funkce vnitřního ucha a vestibulárního systému jsou ovlivněny stejnými vývojovými faktory. Sluch a vestibulární orgány jsou si blízko anatomickým umístěním asdilejí společně kostěné složky naplněné tekutinou. Dále mají stejné krevní zásobení, obě části jsou inervovány osmým hlavovým nervem a mají podobné mechanosenzorické receptory, které společně detekují zvuk, pohyby hlavou a prostorovou orientaci. Dle Viljanenové je u lidí s horším sluchem tři až čtyřnásobně větší pravděpodobnost pro riziko pádů.

### **2.3 Výkonná složka**

Výkonná složka u řízení posturální stability je zastoupena svaly, kostmi a ligamenty. Pro zachování posturální stability funguje tento systém jako celek.

Posturální systém má za úkol udržet zaujatou polohu a bránit její změně. Naopak lokomoční systém usiluje o změnu polohy. Tyto dva systémy pracují antagonisticky, ale jeden bez druhého nemohou existovat a vzájemně se ovlivňují. Disharmonie mezi pohybem a posturální motorikou, pocházející z nepřesného, či nevhodného nastavení výchozí polohy, může způsobit zhoršení pohybového projevu, přetížení muskuloskeletálního aparátu až případně k poranění. Stejný výsledek může mít i vadné držení těla (Véle, 2006).

Při klidném stoji je poloha korigována převážně autochtonním svalstvem osového orgánu a akrálními svaly dolních končetin. Pokud je stabilita zhoršena, dochází k viditelné aktivaci větších svalových skupin (příkladem jsou lýtkové a bérkové svaly). Při progresi zhoršení dochází k aktivitě stehenních svalů a později i dlouhého svalstva trupu. Přímo úměrně instabilitě stoupá hmotnost aktivovaných svalových skupin (Véle, 2006).

Dle Suchomela a Lisického (2004) se celková stabilita dělí na stabilitu pasivní, na které se účastní kostěný a vazivový aparát. Dále se dělí na stabilitu aktivní, což je dynamický proces daný svalovou ko-kontrakcí. Dále Suchomel (2006) rozděluje svalový systém na stabilizátory lokální a globální, kdy pro vyvážený svalový tonus je žádoucí, aby byla nejlepší spolupráce mezi globálním a lokálním systémem. Dalo by se říci, že lokální a globální stabilizátory zajišťují vnitřní a vnější stabilitu osového orgánu, kterou popsal Véle v roce 2006.

Lokální stabilizátory jsou zodpovědné především za postavení obratlů, jsou to nejhluběji uložené svaly a při aktivitě se jejich délka téměř nemění, což souvisí s krátkým ramenem síly, a tedy malou vzdáleností úponu od bodu otáčení. Dle Jalovcové a Pavlů (2010) patří mezi lokální stabilizátory mm. multifidii, svalstvo pánevního dna, dále velice významný sval m. transversus abdominis společně s bránicí, kdy jejich správné a včasné zapojení předchází kontrakci ostatních svalů trupu. Tyto svaly zajišťují správné nastavení postury pro očekávaný následný pohyb. Jejich aktivace je mimovolní a automatická. Globální stabilizátory pracují v podstatě proti stabilizátorům lokálním. Často totiž přesahují více kloubů a tvoří svalové řetězce, zajišťují pohyb a stabilitu mezi hrudníkem, trupem, pánví a převádí síly na končetiny. Dle Suchomela (2006) mají poměrně často globální stabilizátory převahu v rámci svalového systému, což není vždy prospěšné.

## 2.4 Řídící složka

Brügger definoval 3 etáže zpracování vstupní informace z jednotlivých receptorů, které vysílají informace o aktuálním stavu polohy tělesných segmentů vůči sobě, dále o vlivech zevního i vnitřního prostředí (fyzikálního, chemického), o směru gravitace apod. Tyto informace jsou zpracovány na jedné, případně až všech třech etážích. Výstupní informace se projeví svalovou aktivitou. Každá svalová kontrakce je zároveň dalším zdrojem nové vstupní informace a díky ní dochází k dalším regulačním zásahům do průběhu motoriky.

Etáže zpracování dle Brüggera:

1. Kortikální úroveň
2. Subkortikální úroveň
3. Míšní úroveň

Na úrovni kortikální dochází k vnímání a interpretaci různých druhů vjemů. Subkortikální úroveň má za úkol nastavení svalového tonu, řízení rovnováhy, koordinaci jemné motoriky, volbu posturálních programů a strategií. Na míšní úrovni dochází k aktivaci alfa motoneuronů, nastavování excitace gamma systému, řízení intenzity reciproční inhibice (Rašev, 2011).

Pro udržení stability je potřeba volba vhodného pohybového programu. Tato volba je spojena s porovnáváním aktuálního stavu s předchozími zkušenostmi. Díky této činnosti se postupně vyvíjí specifické posturální programy. Posturální programy mají za úkol ovlivnění konfigurace osového orgánu. Takovýto mechanismus nemusí být pro jedince vždy výhodný. Pokud dojde například k utvoření programu pomocí dlouhodobého udržování neměnné polohy, může se takto změněné (vadné) držení stát navyklym a nevýhodným programem pro jedince. Následně může být tento program zdrojem pohybových omezení, či bolestí.

Strategie využívané k zajištění stability stoje lze rozdělit na statické a dynamické. U statických strategií nedochází ke změně plochy opěrné báze. U dynamických strategií ke změnám plochy opěrné báze dochází. Pokud statická strategie nestačí k udržení stability, řídicí systém využije dynamickou strategii. Pokud i dynamická strategie selže, provede řídicí systém program řízeného pádu. Jedinci,

pro které je náročné udržení posturální stability, využívají nejčastěji jednu z těchto dvou statických strategií:

- Kotníková strategie – je pohybový program, který usnadňuje zajištění rovnováhy převážně v předozadním směru. Tato rovnováha je udržována především aktivitou plantárních a částečně i dorsálních flexorů hlezna. Opěrná база se při stoji nachází prakticky pouze před osami hlezenních kloubů
- Kyčelní strategie – zajišťuje přenášení hmotnosti z jedné nohy na druhou a uplatňuje se především v latero-laterálním směru. Tato strategie se používá při větších a rychlejších změnách, nebo když je oporná plocha menší než chodidlo (stoj na jedné dolní končetině). Stranová stabilita stoje je podstatně lepší než stabilita předozadní (kotníková strategie). Je tomu tak dáno anatomickým uspořádáním, které omezuje pohyby do stran, než pohyby v sagitální rovině, ve které probíhá lokomoční pohyb. Dále je tomu dáno i velikostí svalových skupin, které mají tyto klouby k dispozici pro jejich stabilizaci (Véle, 2006).

## 2.5 Faktory ovlivňující posturální stabilitu

*Psychický stav jedince* -Při depresivních stavech je obecná tendence jedince k flekčnímu držení těla. Naopak při stavech povznesenosti je tendence k extenčnímu držení těla (Véle, 1995). Dle Vařeky (2002) má psychické rozpoložení významný podíl na způsobu držení těla a ovlivňuje proces volby vhodného programu k udržení či obnovení posturální stability. Dále ovlivňuje hranici přechodu mezi různými strategiemi anebo využitím řízeného pádu. Vliv psychiky působí jak vědomě, tak i podvědomě. Opakovaně bylo prokázáno, že při stoji na plošině probandi podvědomě „utuzují“ kontrolu těžiště, zároveň se také výrazně projevuje anticipační strategie. Určitá míra soustředěnosti má tedy pozitivní vliv na udržení stability, nadměrná psychická tenze je v tomto případě ale kontraproduktivní.

K psychickému stavu lze počítat i stav CNS. Guskiewicz et al (2001) poukazuje na fakt, že u většiny testovaných sportovců, kteří utrpěli mozkovou komoci při sportu, je porucha posturální stability přítomna i 3 dny po traumatu.

*Věk* – Dle Borahové (2007) může být interakce několika systémů, odpovědných za udržení rovnováhy, rušena různými vlivy. Jedním z těchto vlivů je právě proces

stárnutí. S přibývajícím věkem se zvyšuje riziko pro tvorbu specifických patologií, které vedou ke zrychlené degeneraci v neurální a muskuloskeletálních systémech. U starších jedinců má oslabené svalstvo vyšší energetickou poptávku během svalové aktivity, což vede k dřívějšímu nástupu únavy a posturálních dysbalancí. Kombinace snížené citlivosti, oslabení svaloviny dolních končetin a delší reakční doba je pro starší jedince velmi zásadní.

*Hmotnost* – Hue díky jeho výzkumu z roku 2007 našel spojitost mezi zvýšenou tělesnou váhou a zvýšenou nestabilitou jedince. Nadváha je jedním z faktorů, který může snížit citlivost mechanoreceptorů. Bensmaia et al (2005) potvrzují, že dlouhotrvající nadprahová vibrační stimulace (která je přítomná při nadváze) může vytvářet sníženou citlivost mechanoreceptorových vjemů. Hue et al (2007) dále pokračuje, že nadváha má vliv na sníženou stabilitu napříč věkovým spektrem. Poukazuje například na výzkum Pettiho et al z roku 1997, který došel k závěru, že u obézních dětí je větší šance traumatů předního chrupu než u neobézních dětí, protože u obézních je větší šance dopředného pádu.

### **2.5.1 Anticipace**

Botezatuová et al v publikaci z roku 2014 popisují anticipaci jako zásadní faktor získávání motorických dovedností. Anticipaci definuje jako „*schopnost jedince odpovědět na podnět před tím, než se podnět objeví*“ (Botezatu et al, 2014, s. 1).

Santos et al (2010) popisuje motorické projevy v těchto situacích jako anticipační posturální strategie. Anticipační posturální strategie předchází samotné reakci na zevní podnět i následnému volnému pohybu. K tomuto přecházení dochází pomocí aktivací svalů končetin a trupu jako kompenzace očekávaného působení destabilizačních sil. Opakem anticipační posturální strategie je kompenzační posturální strategie, která je využívána k obnově původní polohy těžiště těla po destabilizujícím podnětu. Shumway-Cook et al (2001) tvrdí, že anticipační strategie vychází především z předešlé zkušenosti, kdežto kompenzační strategie jsou zahájeny senzoricou zpětnovazebnou informací o směru a intenzitě působící síly. Santos et al (2010) ve svém výzkumu tvrdí, že čím větší je svalová aktivita během anticipačních strategií, tím menší je během kompenzačních a obráceně.

## 2.6 Vymezení pojmů posturální stability

*Opěrná plocha* – Opěrná plocha (Area of Support, AS) je plocha kontaktu podložky s povrchem těla. Jde o část *plochy kontaktu* (Area of Contact, AC), která je využita k vytvoření *opěrné báze* (Base of Support, BS). Průběžně dochází ke změnám AS a od ní odvozené BS. Například při stožení nedochází k rovnoměrnému rozprostření zatížení nohy. Nejvíce zatíženými oblastmi jsou kostní prominence, především pod kalkaneem a metatarsy. Tyto části lze označit za opěrné body, ačkoliv z pohledu geometrické terminologie nemusí toto označení být přesné.

BS-je definována jako část podložky ohraničená nejvzdálenějšími body AS.

*Těžiště* (*Centre of Mass, COM*) – Hmotný bod, do kterého je soustředěna hmotnost těla v globálním vztažném systému. Jedná se o bod hypotetický. Těžiště se určuje prostřednictvím několika různých metod. Ať už to jsou metody experimentální, grafické nebo matematické, kde příkladem může být vážený průměr COM všech segmentů.

*Průmět těžiště* (*Centre of Gravity, COG*)-je chápáno jako průmět těžiště těla do roviny BS. Přičemž COG má význam pouze ve vztahu k BS, kdy se COG vždy musí nacházet v BS. Pokud je COG mimo BS není možné, aby došlo k navrácení COG do BS pouze použitím vnitřních sil (svalové síly jedince). Jediná možnost je změna BS pomocí přemístění AC.

*Centrum tlaku* (*Centre of Pressure, COP*) – Je definováno Winterem (1995) jako „*Působíště vektoru reakční síly podložky*“. COP je s COG identické pouze u dokonale tuhého tělesa, ne však u lidského těla, které je tvořeno řadou segmentů.

Pro vysvětlení vztahů mezi COP a COG v předozadním směru při snožném stožení je využíváno modelu obráceného kyvadla. Oscilace COP uvnitř BS jsou podstatně větší než oscilace COG a významně se na nich podílí například vliv kolísající aktivity svalstva bérce a nohy. Při nadměrné aktivitě plantárních flexorů nohy dochází k posunu COP vpřed, u aktivity supinátorů dochází k přesunu COP ve směru laterálním. Svalová aktivita je řízena tak, aby těžiště COG neopouštěla BS. Ve stožení se COG může prakticky nacházet pouze před osami hlezenních kloubů. Pak je možné využití momentu síly m. triceps surae k udržení posturální stability. Pokud se COG nachází za osou hlezenního kloubu, nemůže aktivita tohoto svalu přispět k navrácení stability. Může ale pomoci aktivita dorzálních flexorů nohy, kterými je například m. tibialis anterior.

Při porovnání těchto dvou zmíněných svalů zjistíme, že kontrakční síla dorzálních flexorů výrazně menší a zároveň páka, na které působí, je kratší. Z těchto důvodů je vyvinutý moment velmi malý a prakticky téměř zanedbatelný. Proto má řídicí systém snahu udržet COG v přední části nohy a tím snížit riziko pádu vzad (Vařeka, 2009).

## **2.7 Možnosti hodnocení posturální stability**

Horak ve své práci z roku 2006 popisuje, že schopnost bezpečně stát, pohybovat se a provádět běžné každodenní činnosti, je závislá na vzájemném působení jednotlivých fyziologických principů (které jsou popsány blíže v kapitolách 2.1 až 2.4). Proto je potřeba hodnotit několik soustav pro pochopení poruchy stability jedince. Dále pokračuje, že neexistuje jediný test posturální stability, který by dokázal vyhodnotit zároveň všechny aspekty, podílející se na kontrole posturální stability. Vyhodnocování pouze jedné komponenty, podílející se na kontrole posturální stability, může být velmi prospěšné, nicméně nemůže plně předpovídat funkční schopnost stability (Horak, 2006).

Hodnocení posturální stability je rozděleno na následující dvě kategorie, což potvrzuje i práce Manciniové a Horaka (2010)

- Klinické vyšetření
- Přístrojové vyšetření

### **2.7.1 Klinické vyšetření**

Manciniová a Horak ve svojí práci z roku 2010 popisují hlavní důvody aplikování klinického vyšetření. Prvním z těchto důvodů je obecná zhodnocení, zda je porucha posturální stability u daného jedince přítomna, či nikoliv. Druhým důvodem provádění klinických vyšetření je určení původu příčiny, která způsobuje poruchu rovnováhy. Odhalení přítomnosti poruchy posturální stability je podstatné především pro předpovězení rizika pádu a zároveň kontrola efektivity intervence. V ideálním případě by měly být klinické testy kvantitativní a měly by vyhodnocovat jak funkční schopnosti, tak druhy posturálních strategií. Dále by tyto testy měly být citlivé, validní a spolehlivé. V neposlední řadě jednoduché na provedení a finančně nenáročné.

V praxi zpravidla předcházejí klinické metody přístrojovému vyšetření. Klinické metody se rozdělují na tyto dva přístupy:

*Funkční měření*

Funkční testy rovnováhy jsou vhodné pro záznam rovnovážného stavu a změn po intervenci.. Funkční testy většinou hodnotí provedení pohybového úkolu na tři až pětistupňových škálách, či využívají měření času pro sledování, jak dlouho udrží testovaný zadanou posturu. Mezi tyto testy lze zařadit (Mancini, Horak, 2010):

- Activities-Specific Balance Confidence Scale – jedná se o 16ti položkový dotazník ve kterém respondent hodnotí důvěru v udržení rovnováhy v průběhu různých denních aktivit (Myers, 1998).
- Berg Balance Scale – Vyšetřovaný hodnotí 14ti složkovou baterii aktivit jako například sed, stoj, přesuny. Každá položka je hodnocena od 0 do 4 bodů s možným dosažitelným maximem 56 bodů. Pokud proband dosáhne 45 bodů a méně je u něj zvýšená pravděpodobnost pádu (Berg et al., 1995).
- Timed Up and Go Test – Během tohoto testu dochází k měření délky trvání úkolu, který by měl být proveden v pohodlném tempu. Měří se: posazování na židli, postavení se ze židle, tří metrová chůze, otáčení se, chůze pozpátku. Pokud účastníkovi zabere provedení tohoto testu déle než 13.5 vteřiny je u něj zvýšené riziko pádů.
- One-leg stance duration test – Je nejstarším z uvedených testů. Pokud stoj na jedné noze netrvá déle než 5 vteřin, je u vyšetřovaného zvýšené riziko pádů (Mancini, Horak, 2010).

### *Systémově/fyziologické měření*

Na rozdíl od funkčního přístupu ke klinickému měření stability, který určuje, zda problém se stabilitou je u jedince přítomný, systémové měření má za cíl diferenciovat etiologii problému.

- Balance Evaluation Systems Test – je zaměřen na 6 rozdílných systémů, podílejících se na udržení rovnováhy. Test je složen z 36 položek, které jsou rozděleny do následujících 6 skupin: „Biomechanical Constraints“, „Stability Limits/Verticality“, „Anticipatory Postural Adjustments“, „Postural Responses“, „Sensory Orientation“, a „Stability in Gait.“ Omezení tohoto testu je jeho časová náročnost, která čítá 30 minut. Existuje ale i zkrácená 10ti minutová verze tohoto testu (Horak, Wrisley, Frank, 2009).



- **Physiological Profile Approach** – Physiological profile approach obsahuje baterii jednoduchého testování zraku, kožní citlivosti nohou, sílu svalů dolních končetin, reakční dobu a titubace při stoji. Stejně jako Balance evaluation systems test má tento test kratší a delší verzi, kdy krátká verze zabere přibližně 15 minut a má přesnost 75% pro předvídání pádu u starších osob (Mancini, Horak; 2010).

### 2.7.2 Přístrojové vyšetření

Nevýhodou funkčních klinických testů oproti přístrojovému vyšetření je například variabilita realizace testu (provedení testu je rozdílné z hlediska času a z hlediska vyšetřujícího), subjektivita hodnocení a nízká citlivost k malým změnám. Na druhou stranu nevýhodou přístrojových vyšetření je především vysoká pořizovací cena a obvykle časová i prostorová náročnost. (Mancini, Horak; 2010) Výstupním parametrem je velikost amplitudy vychýlení COP v různých směrech, která je zaznamenána prostřednictvím informační technologie. Výstupem vyšetření je protokol, který obsahuje číselné hodnoty a jejich grafické zobrazení. Z tohoto důvodu je pro vyšetřujícího snadnější porovnávání výsledků jednotlivých vyšetřovaných, než je tomu u funkčních klinických testů. Objektivizace vyšetření posturální stability se nazývá posturografie (Kolář, 2009).

#### 2.7.2.1 Posturografie

Posturografické vyšetření měří rozklad sil ve třech na sebe kolmých rovinách, které působí na balanční plošinu. Hlavní silou je tíhová síla vyšetřovaného. Tenzometrická plošina měří sílu reakční, která reaguje podle zákona akce a reakce na tíhovou sílu pacienta. Sekundárními reakčními silami jsou akční síly svalů, které jsou přenášeny na plošinu. Tyto síly neustále reagují na oscilaci těžiště v průběhu stoje (Kolář, 2009).

Sell (2010) rozděluje možnosti hodnocení posturální stability na následující dvě složky:

*Statická Posturografie* – hodnocení schopnosti udržet stálou polohu těla na pevné, nepohyblivé opěrné bázi (Sell, 2010). Tato metoda zaznamenává a posuzuje výchylky těla, které mohou být způsobeny aktuální tělesnou aktivitou, či instabilitou. U tohoto typu měření lze využít dva druhy techniky. První způsob je využití silových plošin, která mají snímače sil umístěny v rozích plošiny. Zástupcem této varianty je

například Kistler. Na druhé straně jsou přístroje, jejichž plošina je vyplněna tlakovými platy, určeným k měření kontaktních tlakových sil. Tyto snímače jsou rozloženy po celé plošině. Do této kategorie lze řadit FootScan, Emed či Balance Master (Zemková, 2009).

*Dynamická Posturografie* – hodnocení schopnosti přesunu průmětu těžiště okolo opěrné báze. K tomuto hodnocení docházelo při vychylování opěrné báze, jedince, či při úkolu jedince provést změnu pozice, či místa (například skok na jedné noze). V posledních letech bylo preferováno testování Dynamické Posturografie nad Statickou alternativou z důvodu větší aplikovatelnosti na sportující populaci. Nejčastěji využívanými systémy jsou SMART BM, PRO Balance Master, Chattex Balance Systém, Equi test od firmy Neurocom International (Sell, 2010).

## 3 Sport

### 3.1 Úpoly

*„Úpoly jsou pohybové aktivity zacílené na kontaktní fyzické překonání partnera. Do úpolů zařazujeme i specifická cvičení, které jsou přímou přípravou na kontaktní překonání partnera.“* (Reguli, 2005, s. 7)

Jedním z důležitých znaků je, že v úpolech dochází ke kontaktu minimálně dvou jedinců. Kontakt může být veden bezprostřední formou, nebo formou s využitím různých zbraní. Ke kontaktu zúčastněných dochází i v jiných sportech a sportovních odvětvích. Na rozdíl od ostatních kontaktních sportů se úpolové sporty odlišují tím, že kontakt je v nich cílem, který se snažíme dosáhnout. V jiných kontaktních sportech je kontakt pouze prostředkem k dosažení jiných cílů. Příkladem může být obrana tělem při basketballu, aby došlo k úspěšné střelbě na koš. Kontakt jako takový je v úpolových sportech prostředkem získání převahy v zápasu. V některých disciplínách, kterými jsou například box, karate, taekwondo, či šerm, se boduje platný zásah soupeře. V judu nebo zápasu využíváme kontakt k hození, či držení soupeře. Kontakt se soupeři je v úpolových sportech cílem a finální formou techniky (Reguli, 2005).

Reguli úpoly rozděluje do následujících tří úrovní:

1. Průpravné úpoly – řadí se mezi nejjednodušší úpolové činnosti. Jedná se o úroveň úpolových předpokladů. Obsahem jsou základní úpolové techniky (postoj, střeh, pády), které jsou důležitým předpokladem pro další úroveň a celkově pohybové činnosti v úpolech.
2. Úpolové sporty – Druhá úroveň zahrnuje všechny samostatně stojící a vzájemně se odlišující úpolové systémy. Každý z těchto systémů splňuje základní specifika samostatného úpolového odvětví. Úpolové sporty jsou zároveň úrovní nejobsáhlejší.
3. Sebeobrana – Tato úroveň se zabývá použitím úpolových schopností a úkonů v nutné obraně podle příslušných právních, etických, společenských a jiných norem.

### 3.1.1 Úpolové sporty

Každý úpolový sport se odlišuje od jiných úpolových sportů. Ať už je to názvem, vývojem, prostředky, metodami, či formou výcviku (tréninku), vzděláním a výchovou. Dále lze odlišovat jednotlivé úpolové sporty pomocí sportovního dělení a to například podle soutěžního systému, pravidel, či zkoušek, titulů a hodností. Obecně řečeno neexistuje žádný nadřazený úpolový sport, jelikož každý nabízí něco jiného a rozvíjí jiné dovednosti. Avšak lze úpolové sporty rozdělit dále do tří dalších podskupin:

1. Soutěžní úpolové sporty (Zápas, Box, Kickbox) – Hlavním cílem je účast v soutěžním systému a příprava na jednotlivé zápasy se snahou dosáhnouti vrcholného výkonu v těchto soutěžích dle platných pravidel.
2. Sebeobrané úpolové sporty (Jiu-jitsu, Krav Maga, Musado) – Hlavním znakem je zaměření úpolového sportu směrem k ochraně vlastního zdraví.
3. Komplexně rozvíjející úpolové sporty (Aikido, Kendo) – Hlavním cílem je celoživotní a mnohdimenzionální rozvoj člověka v oblasti tělesné, duševní, sociální i spirituální (Reguli, 2005).

Úpolové sporty většinou nepatří výlučně do pouze jedné z výše vypsanych skupin, nýbrž dochází k různému prolínání těchto množin. Zaměření úpolových sportů se může měnit i v průběhu svého vývoje. Za příklad lze jmenovat judo. Toto japonské bojové umění bylo původně zkonstruováno jako komplexní a výchovný prostředek v oblasti tělesné (renšindó), mravní (šušinhó) a branné (šoubuhó) výchovy. Během počátku 20. století se rozšířilo celosvětově díky své užitečnosti v rámci sebeobrany. Za posledních padesát let se Judo nejvíce proslavilo především jako soutěžní olympijský sport.

Díky své variabilitě lze úpolové sporty dále dělit několika možnými způsoby. Příkladem může být dělení opět dle Reguliho (2005) pomocí používaných technických prostředků:

1. Úpolové sporty, používající zbraně (Šerm, Kendo)
2. Úpolové sporty, používající zejména kontakt částmi těla
  - a. S použitím především úderů a kopů (box, karate, taekwondo)
  - b. S použitím především hodů a znehybnění (zápas, sumó, judo)

### 3.1.1.1 Mixed Martial Arts (MMA)

Historie smíšených bojových umění (Ang. Mixed Martial Arts, zkráceně MMA) sahá svými kořeny až do roku 648 před naším letopočtem, kdy byl přidán Pankrátion do programu třicátých třetích Olympijských her. Pankrátion (přeloženo z řečtiny jako „veškerá síla“) je forma bojového umění, které má v sobě zakomponovány prvky boxu a zápasu, čímž lze charakterizovat jako volnostylový bojový sport. Pankrátion byl řazen na Olympijských hrách jako jedna z vrcholných událostí celých her (Kochhar et al, 2005; Hirose, 2009).

Pankrátion je předchůdcem dnešních smíšených bojových umění, které zkráceně označujeme jako MMA. Forma MMA, jak ji známe dnes, vznikla v roce 1993 v USA, kdy tato forma byla převzata z brazilského vale tudo (z portugalštiny „vše dovoleno“). V MMA se využívá nejčastěji kombinací několika bojových umění, či stylů, kdy se využívá boj v postoji, tak na zemi. Mezi nejčastěji využívané styly v MMA se v postoji řadí box, karate, kick-box, taekwondo nebo thajský box. Při soubojích na zemi bývá nejčastěji využívané judo, řecko-římský zápas, či brazilské jiu jitsu (Sanchez, Malcolm, 2010).

Způsobů, kterými je možné v MMA zápase zvítězit je několik. Buse (2006) popisuje nejčastější možné způsoby vítězství, mezi které se řadí následující:

1. Submise – jedná se o situaci, kdy je jedinec pomocí různých druhů páčení, či škrcení přinucen vzdát se. Jedinec vyjádří nevěli dále zápasit ať už verbálně, či poklepaním na podložku, či soupeře.
2. Knockout – Uvedení soupeře do bezvědomí pomocí úderu.
3. Technický knockout – Zápas je předčasně ukončen rozhodčím, kdy vítěz prokázal značnou převahu a kontrolu nad svým soupeřem, který se nedokázal adekvátně po delší dobu bránit.
4. Výhra na body – Tento způsob hodnocení zápasu nastává po uplynutí časově vymezeného úseku (viz dále), kdy na základě kontroly středu ringu nebo klece, počtu strhnutí soupeře na zem, či úspěšných zásahů je rozhodnut pomocí bodovacího systému vítěz.
5. Vážnější zranění – Kdy kvůli svému zranění nedovede zápasník dál pokračovat v souboji

V profesionálním MMA by zápas, u kterého se nesoutěží o titul, neměl přesahovat počtu tří kol po pěti minutách, kdy odpočinek mezi jednotlivými koly je jedna minuta. Titulové zápasy by neměly přesáhnout počtu pěti kol po pěti minutách na kolo. Doba odpočinku mezi koly je u titulových zápasů totožná jako u zápasů netitulových (Buse, 2006).

## **3.2 Bezkontaktní sporty**

Rice v roce 1994 definoval bezkontaktní sporty jako ty sporty, ve kterých nedochází žádným způsobem fyzickému kontaktu. Mezi takové sporty lze zařadit například golf, tenis nebo plavání. Dále neopomenul ani sporty, ve kterých dochází k občasnému kontaktu, nicméně se ke sportům kontaktním neřadí. Takové sporty jsou označovány jako sporty s omezeným kontaktem. Sporty s omezeným kontaktem jsou například softball, baseball nebo squash, kde ke kontaktu s jiným účastníkem, či neživým objektem, dochází příležitostně, či neúmyslně.

### **3.2.1 Baseball**

Baseball se řadí do kategorie pálkovacích sportovních her. Do této skupiny je zařazen především proto, že se v průběhu hry používá odpalovací náčiní. V této kategorii jsou zařazeny i jiné sporty, jako například kriket, pasepalo, softball a další. Dále lze baseball zařadit mezi kolektivní sportovní hry, jelikož je u tohoto sportu důležitá jak individuální kvalita hráčů v týmu, tak i souhra a porozumění mezi jednotlivými hráči. Jelikož dochází v baseballu pravidelně ke střídání obrany s útokem, patří baseball mezi neinvazivní sportovní hry. Tým, který brání, se nemůže dostat do útoku a obráceně. Jeden tým vždy brání a druhý útočí.

Co se týče kondiční náročnosti během utkání, není v baseballu energetická spotřeba příliš vysoká. Důvodem je především střídání činností s vysokou intenzitou v průběhu celkové hrací doby s intenzitou nízkou. Nicméně v kategorii dospělých není hrací doba jasně časově daná. Zápas trvá devět inningů, kdy každý inning je složen ze tří outů. Out znamená vyřazení útočícího hráče (pálkaře, či běžce) týmem obrany. Díky tomuto pravidlu může jeden inning trvat například pět, či dvacet minut i více (Süss, 2003).

### 3.3 Posturální stabilita sportovců

Hrysomallis (2011) vytvořil rešeršní práci, ve které se zabývá jednotlivými výzkumy posturální stability z oblasti sportu. Několik výzkumů potvrdilo předpoklad, že posturální stabilita má nezanedbatelný vliv na výkon v různých sportovních disciplínách. Úměrnost posturální stability a výkonu lze pozorovat především v přesnosti u střeleckých disciplín, jako je například střelba z pušky, či lukostřelba. Dle Behma et al (2005) stabilita silně koreluje s maximální rychlostí, kterou dokáže hokejista vyvinout během třicetisedmi metrového sprintu. Keanová et al (2006) pozoruje vliv tréninku posturální stability na zvýšení maximální výšky skoku u rekreačních sportovkyň.

Výzkumy nebyly prováděny pouze ve spojitosti posturální stability s výkonem, ale zároveň také s vlivem na zdraví ať už sportující, či nespportující populace. Příkladem mohou být recidivující výrony hlezenního kloubu u jedinců, kteří dosahují podprůměrných hodnot posturální stability (Wikstrom et al, 2007).

Výzkumy, které provedli Fong et al (2013) a Berry (2012) se zabývaly reakční dobou u sportovců, praktikujících baseball a Taekwondo. Při porovnání hodnot Ruler drop testu obou skupin, kdy baseballisti dosahovali hodnot 0,21 sekund se směrodatnou odchylkou 0,23. Přičemž skupina taekwondistů dosahovala průměrného reakčního času 0,19 při ruler drop testu se směrodatnou odchylkou 0,03. Ačkoliv k těmto testům nebylo využito přístroje Smart Equitest, lze přesto vycházet z rozdílů hodnot standardizované zkoušky reakční doby (Ruler drop test). Tyto studie vytvořily podklad pro formulování hypotézy číslo čtyři.

Zkoumáním posturální stability u sportovně aktivních jedinců se i mimo jiné zabývali autoři, pocházející z Hong Kongské Polytechnické Univerzity, Fong a Tsang v roce 2012. Tito autoři pozorovali vliv tříměsíčního tréninku bojového umění Taekwonda u dětí trpících vývojovou koordinační poruchou (zkráceně DCD). U těchto dětí byl konkrétně pozorován vliv na jednotlivé podsložky stability, kterými jsou podsložky somatosenzorická, vizuální a vestibulární.

Děti v této studii byly rozřazeny podle následujících kritérií:

1. Dítě muselo být v minulosti diagnostikováno pediatrem pro DCD podle Diagnostického a statistického manuálu mentálních poruch. Tento manuál vydala v roce 2000 Americká psychiatrická asociace.

2. Děti musely splňovat věkové rozmezí 6-9 let.
3. Děti se musely účastnit běžné školní docházky a nesměly trpět žádným mentálním deficitem.

Bylo náhodně vybráno 44 dětí, trpících DCD. Byly rozřazeny do dvou skupin, kdy první skupina, čítající 21 dětí, plnila funkci experimentální. Tyto děti se účastnily tříměsíčního intervenčního programu tréninku taekwonda. Druhá skupina, čítající 23 dětí s DCD plnila funkci skupiny kontrolní pro porovnání výsledků experimentální skupiny. Následně byla vytvořena druhá kontrolní skupina, která byla tvořena 18 zdravými dětmi opět pro porovnání výsledků.

Děti z experimentální skupiny docházely jednou týdně na trénink Taekwonda, který byl veden fyzioterapeutem a trenérem taekwonda v jedné osobě. Tyto tréninky trvaly přibližně hodinu a obsahovaly rozehrátí, protahovací cvičení a samotnou výuku jednotlivých kopů a úderů, které tyto děti po dobu dvanácti týdnů zdokonalovaly. Pokud v daný den nebyla lekce, prováděly děti předem dané domácí cvičení pod dohledem rodičů.

Měření bylo provedeno měsíc před zahájením intervence a 2 týdny po jejím ukončení. K objektivizaci výsledků bylo využito počítačové dynamické posturografie (CDP), konkrétně přístroje SMART Equitest od firmy Neurocom. Na tomto přístroji byly měřeny dva moduly a to Sensory Organization Test (SOT) a Unilateral Stance Test. V průběhu SOT stojí vyšetřovaný na podložce a přístroj měří jeho titubace v průběhu různých situací. Mezi tyto situace se řadí například stoj se zavřenými očima nebo reagující podložka, či prostředí, které se hýbe v závislosti na titubacích jedince (blíže je tento test popsán v kapitole 5.4.1). Při Unilateral Stance Testu stojí vyšetřovaný po dobu deseti sekund na nedominantní dolní končetině. V průběhu měření má ruce podél těla a stojná dolní končetina je flektována do 45° v kyčelním kloubu. Přístroj měří výchylky těžiště. Provádí se tři měřicí pokusy pro minimalizaci chyb měření, mezi každým pokusem je deseti vteřinový odpočinek.

Před intervencí bylo možné pozorovat u dětí, trpících DCD, nižší hodnoty vizuální a vestibulární složky stability, než u zdravých dětí. Somatosenzorická složka stability dosahovala srovnatelných hodnot všech skupin. Po intervenci nebyl u somatosenzorické složky zaznamenán žádný rozdíl. Nicméně u vizuální složky stability došlo u experimentální skupiny dětí ke zlepšení o 26%, stejně jako u vestibulární složky



těchto dětí došlo ke zlepšení o 58%, kde hodnoty v průměru přesahovaly hodnoty zdravých dětí. Hodnoty kontrolní skupiny dětí s DCD byly stejné před i po intervenci jako úvodní hodnoty experimentální DCD skupiny. U stoje na jedné dolní končetině došlo ke snížení rychlosti titubací v průměru až o 30% u experimentální skupiny. Zbylé hodnoty kontrolních skupin byly shodné jako při prvním měření.

Autoři této studie došli k závěru, že taekwondo je vhodný sport pro děti trpící vývojovou koordinační poruchou a že tento druh bojového umění je vhodný pro zlepšení hodnot jednotlivých podsložek posturální stability (Fong et al, 2012).

Obrázek č. 1: Porovnání hodnot jednotlivých měření (Fong et al, 2012)

Measurements	DCD-TKD group (n=21)		DCD-control group (n=23)		Normal-control group (n=18)	
	Pretest	Post-test	Pretest	Post-test	Pretest	Post-test
<i>SOT</i>						
Somatosensory ratio	0.93 ± 0.07	0.91 ± 0.13	0.91 ± 0.09	0.92 ± 0.07	0.96 ± 0.04	0.97 ± 0.04 <sup>d</sup>
Visual ratio	0.58 ± 0.19	0.73 ± 0.19 <sup>d</sup>	0.57 ± 0.24	0.57 ± 0.23	0.74 ± 0.15	0.75 ± 0.16
Vestibular ratio	0.32 ± 0.16	0.55 ± 0.23 <sup>a,d</sup>	0.35 ± 0.21	0.34 ± 0.20 <sup>c</sup>	0.51 ± 0.20	0.52 ± 0.17
Composite score	49.00 ± 10.36	58.05 ± 16.55 <sup>d</sup>	49.26 ± 12.30	52.13 ± 12.51 <sup>d</sup>	57.83 ± 8.30	60.94 ± 9.87
<i>UST</i>						
COP sway velocity (°/s)	3.18 ± 2.17	2.21 ± 1.88 <sup>a,d</sup>	3.56 ± 1.85 <sup>b</sup>	3.79 ± 1.77 <sup>a,c</sup>	1.68 ± 0.70 <sup>a,c</sup>	1.71 ± 1.06 <sup>a</sup>

Totožný autor se zabýval i porovnáváním skupin zkušených a méně zkušených dospívajících cvičenců taekwonda. Zároveň porovnával tyto dvě skupiny s kontrolní skupinou necvičících. U všech těchto skupin byly analyzovány, podobně jako u předešlého výzkumu, jednotlivé podsložky stability.

Do tohoto experimentu se přihlásilo 31 dospívajících cvičenců (19 chlapců, 12 dívek) ve věkovém rozmezí 11 až 14 let. Jedenáct cvičenců patřilo ke zkušenějším s 5-9 lety cvičení taekwonda a dosáhli hodnosti černého pásu. Deset subjektů patřilo k méně zkušeným s 1-4 lety zkušeností s taekwondem. Zbylých deset subjektů nemělo žádné zkušenosti s taekwondem, či jiným úpolovým sportem. Všechny dospívající subjekty, cvičící taekwondo, trénovali minimálně čtyři hodiny týdně.

Jednotlivci byli z experimentu vyřazeni, pokud splňovali následující podmínky:

1. Přítomné poruchy zraku, či vestibulárního systému
2. Muskuloskeletální, či neurologická onemocnění
3. Zranění v průběhu dvanácti měsíců před zahájením experimentu, kdy bylo zapotřebí lékařské kontroly
4. Pravidelný trénink jiného sportu, než taekwonda

U subjektů bylo provedeno jedno měření. Měření byly dva moduly na dynamické posturografii Smart Equitest, konkrétně Unilateral Stance Test (popsán v první studii) a SOT (blíže popsán v kapitole 5.4.1).

Výsledky (obrázek číslo 2) ukázaly, že obě skupiny cvičenců taekwonda dosáhly nižších hodnot titubací při měření Unilateral Stance Testu. U skupiny dlouhodobě cvičících taekwondistů byly hodnoty titubací u stoje na jedné dolní končetině o 36 % nižší než u kontrolní skupiny necvičících dětí. O 35.4% nižší hodnoty titubací měla skupina krátkodobě cvičících při porovnání s kontrolní skupinou necvičících. Nicméně u krátkodobě cvičících byly naměřeny vyšší hodnoty vizuální složky, než u kontrolní skupiny necvičících i skupiny zkušených taekwondistů. Cvičenci, kteří se taekwondo věnovali kratší dobu, měli vyšší hodnoty i u vestibulární složky stability oproti oběma zbývajícím skupinám. U somatosenzorické složky posturální stability nebyl zaznamenán žádný zásadní rozdíl mezi všemi měřenými skupinami. Jedinci, kteří praktikovali taekwondo po delší dobu, dosahovali průměrných hodnot ES u SOT 87,3 přičemž průměrná odchylka byla 11,7.

Autoři této studie došli k závěru, že skupina cvičících kratší dobu má lepší kontrolu stability než skupina necvičících. Méně zkušení cvičenci taekwonda se více spoléhají na vizuální a vestibulární systémy při držení rovnováhy, zatímco skupina zkušenějších taekwondistů se spoléhá především na vestibulární systém (Fong et al, 2012).

Obrázek č. 2: Porovnání hodnot jednotlivých měřených skupin (Fong et al, 2012).

Sensory ratio	Long-term TKD subjects	Short-term TKD subjects	Control subjects	Effect size (f)	P value
Somatosensory ratio	0.98 ± 0.03	0.99 ± 0.02	0.97 ± 0.02	0.40	0.476
Visual ratio	0.81 ± 0.11	0.90 ± 0.05	0.80 ± 0.05	2.22	*0.011
Vestibular ratio	0.57 ± 0.17	0.67 ± 0.09	0.46 ± 0.23	4.22	*0.033
COG sway velocity in UST	1.01 ± 0.14	1.02 ± 0.22	1.58 ± 0.68	13.21	*0.006

Evans se v roce 2013 zabýval vztahem mezi posturální stabilitou a přesností nadhozu u skupiny vysokoškolských nadhazovačů.

Do tohoto výzkumu bylo vybráno 10 mužů ve věku mezi 18 a 22 lety. Vylučujícím kritériem byly zdravotní komplikace.

Testování bylo provedeno ve třech sezeních během dvou týdnů. Probandi nejdříve provedli rozcvičení a následně jim byly představeny podmínky testování. Po měření posturální stability bylo provedeno rozházení a následně byla měřena přesnost nadhozu. Měření posturální stability bylo provedeno pomocí testu Balance Error Scoring System. Tento test hodnotí posturální stabilitu jedinců při stožení se zavřenýma očima. Test je vyhodnocován v následujících šesti podmínkách:

1. Stoj na jedné dolní končetině (na pevné i měkké podložce)
2. Stoj na obou dolních končetinách (na pevné i měkké podložce)
3. Stoj měrný (na pevné i měkké podložce)

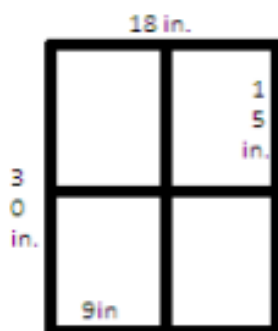
Pevná podložka byla v tomto případě podlaha tělocvičny. Měkká, konkrétně pěnová, podložka byla při měření zajištěna firmou Airex o rozměrech 50 x 41 x 6 centimetrů. Probandi měli za úkol stát po dobu 20 sekund s rukama na cristae iliace. Za chybu se počítaly následující úkony:

1. Zvednutí ruky z crista iliaca
2. Otevření očí
3. Přešlápnutí, či pád
4. Pohyb kyčlí více než 30° do flexe, či abdukce (měřeno orientačně hodnotícím)
5. Zvednutí přednoží, či paty nad podložku

Pokud proband provedl chybu, byla započítána a následně byl proband instruován o návrat do původní pozice testování.

Po měření posturální stability byli probandi instruováni k provedení nadhozu 20 rychlých, rovných míčů (fastball) ze vzdálenosti 18,44 metrů. Tyto nadhozy musely trefit náhodně vybranou sekci „strike zóny“ (obrázek číslo 3), což je obdélníková plocha složená ze čtyř menších obdélníků o stranách 22,86 centimetrů a 38,1 centimetrů. Každému účastníkovi bylo naměřeno, kolik vybraných čtverců z dvaceti byl schopný zasáhnout. Před samotným měřením mohl proband využít možnost pěti hodů, které nebyly započítány.

Obrázek č. 3: Ilustrace „strike zóny“ a jejich rozměrů (udáváno v palcích)



Autor této studie po analýze naměřených výsledků došel k tvrzení, že mezi posturální stabilitou nadhazovačů a přesností jejich nadhozů neexistuje žádná korelace. Ve výsledcích se autor ztotožňuje s výsledky experimentu, který provedl v roce 2004 Marsh et al s využitím odlišných postupů (Evans, 2013).

Marsh et al provedl v roce 2004 experiment, který hledal korelaci mezi přesností nadhazovačů a jejich stabilitou.

Do výzkumu se zapojilo šestnáct vysokoškolských baseballových nadhazovačů. Nadhazovači byli vyloučeni, pokud splňovali následující podmínky:

1. Byli v dobu experimentu zraněni
2. Probíhala u nich rehabilitace, kvůli zranění v minulosti
3. Podstoupili operaci na horní, či dolní končetině v průběhu jednoho roku před měřením experimentu

Věk probandů se pohyboval rozmezí 18 až 22 let, činící průměrný věk 20,1 let. Probandi byli následně rozděleni do dvou skupin, kdy první skupina podstoupila testování přesnosti nadhozu a přibližně 16 hodin poté podstoupila testování posturální stability. Druhá skupina podstoupila měření týden po skupině první.

Měření přesnosti nadhozu bylo provedeno pomocí aparátu, který byl vytvořen z vysokorychlostní kamery, která byla umístěna nad domácí metou. Za domácí metou byl umístěn chytač, jehož hřbet rukavice byl označený bílou tečkou, jejíž polohu snímala kamera. Chytač vždy umístil rukavici na stejné místo a nadhazovač měl za úkol trefit svým nadhozem rukavici tak, aby chytač nemusel s rukavicí pohybovat. Přesnost byla hodnocena pomocí kamery, která měřila vzdálenost, kterou rukavice urazila z výchozího bodu, aby chytila míč. Konkrétně za použití počítačového softwaru, který odhadl střed míče a vyměřil vzdálenost mezi tímto středem a bílou tečkou na hřbetu

rukavice chytače. Vzdálenost byla udávána v pixelech. Nadhazovačům bylo měřeno dvacet hodů ze vzdálenosti 18,4 metrů od chytače.

K měření posturální stability bylo SOT (blíže popsán v kapitole 5.4.1) a Unilateral Stance Testu obdobným způsobem, jako u výzkumu taekwondistů, který je popsán výše. K experimentu bylo využito taktéž Smart Equitest systému.

Výsledky měření neprokázaly žádnou korelaci mezi přesností nadhozu a hodnotami naměřené posturální stability. Korelace nebyla prokázána při porovnání přesnosti se stojem na jedné dolní končetině, s výsledky SOT (všechny varianty), či rychlostí nadhozu. Kdy průměrná hodnota SOT byla 85,5 se směrodatnou odchylkou 10,5. Jediné hodnoty, u kterých byla prokázána pozitivní korelace, byly hodnoty rychlost nadhozu a titubace při stoji na jedné dolní končetině se zavřenýma očima (Marsh et al, 2004).

Bohužel na poli výzkumu nejsou dohledatelné žádné studie, které by využívaly zkoušku Limits of Stability (LOS) u sportující populace. Z tohoto důvodu nelze predikovat konkrétní hodnoty vyšetřovaných skupin, zahrnutých v této práci. Ačkoliv nelze predikovat konkrétní hodnoty, je možné predikovat pravděpodobný výsledek při porovnání skupiny úpolových sportovců a skupiny baseballistů. Na základě Itamarovy et al (2013) a Perrinovy et al (2002) práce, lze předpokládat, že úpoloví sportovci při své sportovní aktivitě mnohem častěji dosahují hranic své posturální stability. Důvodem je častá snaha soupeře při úpolových aktivitách vychýlit jedince ze stabilní polohy. Ve prospěch této teorie hovoří i autorova osobní zkušenost. Lze předpokládat, že úpoloví sportovci budou dosahovat průměrně vyšších hodnot Endpoint Excursion při testování LOS.

## 4 Metodologie

Tato práce má deskriptivně-asociační charakter a typem patří mezi kvalitativní práce.

### 4.1 Cíle práce

Hlavním cílem této práce je definování a popis posturální stability a její uplatnění ve výzkumu z oblasti sportů. Dalším cílem je porovnání úrovně posturální stability u úpolového a bezkontaktního sportu.

### 4.2 Výzkumné otázky

Má vliv samotný kontakt v průběhu sportovní aktivity na schopnost udržení posturální stability?

Mají jedinci, kteří provozují úpolový sport kratší dobu odezvy než jedinci provozující bezkontaktní sport?

### 4.3 Hypotézy

$H_0^1$ : Rozdíl mezi skupinami bude roven nule (MMA=Baseball)

$H_1^2$ : Rozdíl mezi skupinami nebude roven nule (MMA $\neq$ Baseball)

$H_2$ : Průměrná hodnota Equilibrium Score (ES), získaná měřením SOT, bude u obou skupin vyšší, než 70.

$H_3$ : Průměrná hodnota ES skupiny sportovců, věnujících se úpolovým sportům (MMA), bude vyšší než baseballistů.

$H_4$ : Průměrná motorická reakční doba Latency Left/Right (ms) u Motor Control Testu (MCT) bude u skupiny úpolových sportovců (MMA) dosahovat nižších hodnot než u baseballistů.

$H_5$ : Úpoloví sportovci (MMA) budou dosahovat vyšších průměrných hodnot Endpoint Excursion (%) při měření LOS než baseballisti.

---

<sup>1</sup>  $H_0$  – Nulová hypotéza, formulována negativně

<sup>2</sup>  $H_1$  – Alternativní hypotéza, formulovaná jako neplatnost nulové hypotézy (Soukup, 2010)

## 5 Metodika práce

### 5.1 Metodický postup u teoretické části práce

Teoretická část diplomové práce byla vytvořena na základě dostupných informací z českých i zahraničních literárních a informačních zdrojů týkající se problematiky posturální stability a jejím využitím ve sportovních odvětvích. V rámci teoretické části je zpracované téma posturální stability a možnostmi jejího hodnocení, dále jsou zde charakterizovány sporty, ze kterých je vybrán výzkumný soubor pro praktickou část této diplomové práce.

### 5.2 Výzkumný soubor

Do experimentu bylo záměrně vybráno celkem šestnáct zdravých probandů ( $n=16$ ). Tito probandi byli záměrně vybráni do dvou skupin. První skupinu tvořilo osm úpolových sportovců. Druhou skupinu tvořilo osm hráčů baseballu. Všichni jedinci museli hrát, či zápasit v nejvyšší možné soutěži. Zároveň se museli věnovat samotnému sportu a přípravě pro tento sport (myšleno různými formami posilování, získávání kondice apod.) minimálně 8 hodin týdně tento aspekt je dále označován jako výkon.

U sportovců, provádějících bojová umění, byl průměrný věk 29,8 let ( $SD\pm 7,3$ ). Průměrná výška ve skupině byla 175,5 cm ( $SD \pm 4,0$ ), hmotnost 79,6 kg ( $SD \pm 9,2$ ), průměrný výkon 9,3125 hodin ( $SD\pm 0,97$ ). U sportovců, kteří se věnovali baseballu, byl průměrný věk 24,8 let ( $SD\pm 4,3$ ). Průměrná výška ve skupině byla 182,1 cm ( $SD \pm 6,3$ ), hmotnost 82,2 kg ( $SD \pm 11,7$ ), průměrný výkon 9,19 hodin ( $SD\pm 0,7$ ).

Tabulka č. 1: Tabulka charakterizující výzkumný soubor

POČET	SPORT	VÝKON	VÝKON SD	VÁHA	VÁHA SD	VÝŠKA	VÝŠKA SD	VĚK	VĚK SD
8	MMA	9,31	0,97	79,6	$\pm 9,2$	175,5	$\pm 4$	29,8	$\pm 7,3$
8	BASEBALL	9,19	0,70	82,2	$\pm 11,7$	182,1	$\pm 6,3$	24,8	$\pm 4,3$

Každý z jedinců byl před testováním seznámen s průběhem měření. Všechny měřené osoby uvedly, že rozumí průběhu testování a před samotným testováním podepsaly informovaný souhlas, ve kterém je uvedeno, že souhlasí se zpracováním naměřených dat do diplomové práce. Tento souhlas byl schválen etickou komisí a je k nahlédnutí v příloze této práce. Testované osoby byly naměřeny v únoru 2017. Všechna měření proběhla v Kineziologické laboratoři katedry Fyzioterapie FTVS UK.

### 5.3 Metody získání dat

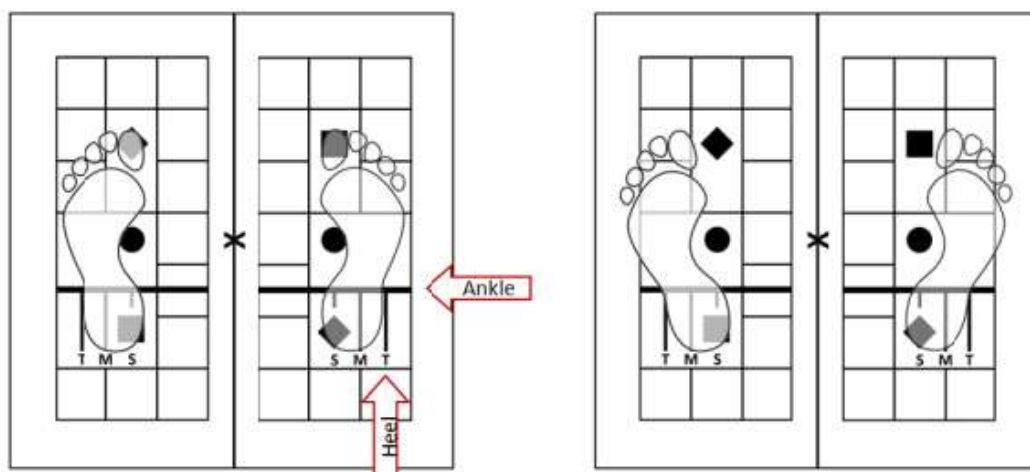
Přístroj Smart EquiTest od značky Neurocom nabízí objektivní měření a vyhodnocování kontroly rovnováhy a posturální stability, které patří mezi výzvy každodenního života. Smart EquiTest zahrnuje celou baterii testů, využívající CDP. Tento systém provádí jak vyšetření, ale zároveň lze využít pro znovu-obnovení schopností pomocí vizuální zpětné vazby při stoje na stabilní, či nestabilní opěrné bázi ve stabilním, či dynamickém prostředí, které tento přístroj vytváří. Výhodou EquiTestu je, že pomáhá v identifikaci a diferenciaci senzorických a motorických poruch a nabízí možnost diagnostiky a léčby problémů s poruchami rovnováhy a posturální stability, především u pacientů, jejichž porucha byla nedostatečně diagnostikována (Concordia University, 2015).

Jedinci, kteří jsou jakýmkoliv způsobem testováni na přístroji Smart Equitest, musí po celou dobu testování mít na sobě bezpečnostní závěsný postroj (Concordia University, 2015).

Po nasazení a upevnění závěsného postroje karabinami k přístroji, se musí všechny vyšetřované osoby postavit na dynamickou silovou desku přístroje následujícím způsobem. Malleoli mediales et laterales musí být na úrovni tlusté horizontální roviny. Následně zevní hrany pat měřených subjektů musí být na úrovni linie T (viz obrázek číslo 4). Pokud dojde k těmto dvěma podmínkám, je možné, aby si pacient posunul přednoží (většinou pomocí zevní rotace) do více přirozené a příjemnější polohy pro testování. Ať již tak vyšetřovaný učiní, či nikoliv, je potřeba dbát při každém měřeném pokusu zvýšené opatrnosti pro ustanovení pat a malleoli mediales(Concordia University, 2015).



Obrázek č. 4: Ustanovení dolních končetin na měřící ploše Neurocom Smart Equitest (Concordia University, 2015)



### 5.3.1 Technické parametry přístroje

Mezi technické parametry přístroje se řadí:

- Podpurná tyč pro zavěšení postroje
- LCD monitor pro zpětnou vazbu
- Pojízdný počítač s tiskárnou
- Pohyblivá dynamická silová deska
- Pohyblivé vizuální okolí (Natus Incorporated, 2016)

Dynamometrická pohyblivá deska má možnost rotace ve vertikální rovině  $\pm 10^\circ$  s maximální úhlovou rychlostí  $50^\circ/\text{s}$ . Rozsah pohybu desky v předozadní rovině je  $\pm 6,35$  cm s maximální rychlostí  $15$  cm/s. Vizuální okolí je schopné se pohybovat úhlovou rychlostí až  $15^\circ/\text{s}$  při rotaci ve vertikální rovině  $\pm 10^\circ$ .

## 5.4 Popis vyšetřujících protokolů

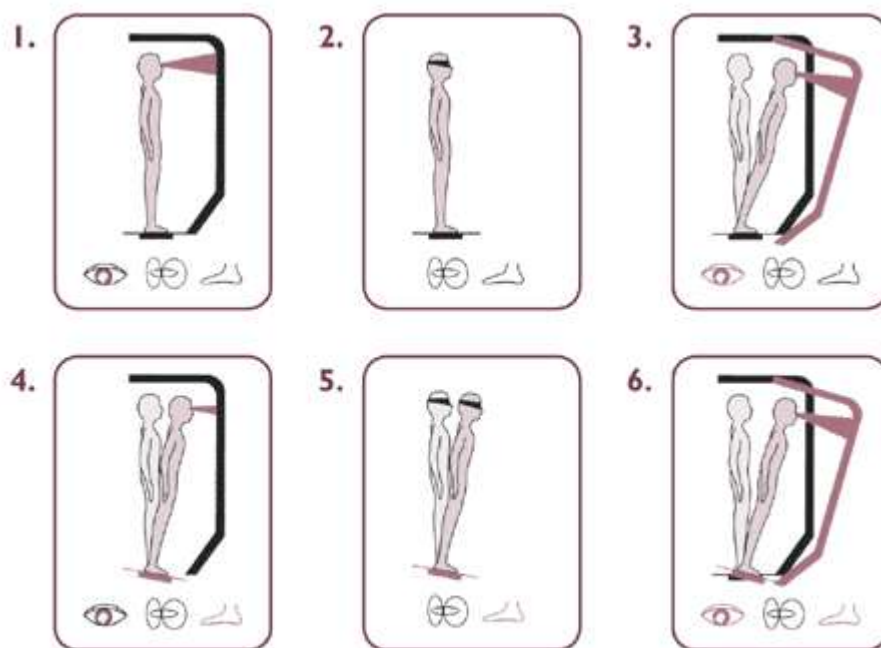
Přístroj SMART EquiTest nabízí následující standardizované vyšetřovací protokoly:

### *Sensory Organization Test (SOT)*

Tento protokol objektivně rozpoznává abnormality v používání jednoho z těchto tří systémů: somatosenzorického, vizuálního a vestibulárního. V průběhu tohoto testu dochází k předozadním titubacím, které přímo ovlivňují pohyby tlakových ploch, na kterých pacient stojí, či vizuálnímu prostředí ve kterém pacient v danou chvíli je. SOT protokol systematicky vyřazuje užitečné vizuální anebo opěrné informace a vytváří situace, při kterých dochází ke konfliktům mezi třemi výše popsány mi sensorickými systémy. Díky těmto vytvořeným podmínkám dochází k izolaci jednotlivých vstupů a následnému zpracování pacientova chování. Každá fáze protokolu je hodnocena po dobu 20 vteřin. SOT se skládá z šesti situací, ve kterých je jedinec testován za následujících podmínek

1. Otevřené oči, stabilní opora a prostředí
2. Zavřené oči, stabilní opora
3. Otevřené oči, stabilní opora, pohyblivé prostředí
4. Otevřené oči, pohyblivá opora, stabilní prostředí
5. Zavřené oči, pohyblivá opora
6. Otevřené oči, pohyblivá opora i prostředí

Obrázek č. 5: Ilustrace provedení SOT protokolu (Neurocom International, 2016)



Sensory Organization Test

Každá naměřená hodnota při SOT je udávána jako ES. Tato hodnota odpovídá celkové koordinaci jednotlivých systému odpovědných za kontrolu posturální stabilizace. Pokud by u testovaného subjektu nedocházelo k žádným titubacím, jeho ES by dosahovalo maximální možné hodnoty, tedy 100. Pokud by došlo v průběhu měření k pádu testovaného subjektu, bylo by ES subjektu ohodnoceno minimem, tedy 0.

Nashner již v roce 1993 vytvořil tabulku normativních hodnot ES (obrázek číslo 6), kterých by měla dosahovat při SOT běžná populace. Hodnoty jsou vyjádřeny pro jednotlivé situace i pro průměrnou hodnotu celého měření.

Obrázek č. 6: Normativní hodnoty pro věková rozmezí (Nashner, 1993)

**Sensory Organization Test Normative Values**

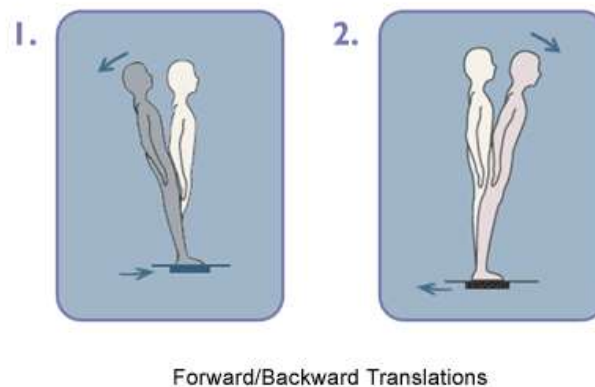
AGE	EQL-1	EQL-2	EQL-3	EQL-4	EQL-5	EQL-6	COMP
3-4	62.9	65.3	42.1	15.6	2.8	1.4	31.7
5-6	69.2	61.8	58.2	34.5	8.8	6.1	39.8
7-8	80.4	71.6	73.4	43.9	8.4	11.1	48.1
9-10	81.6	77.5	76.5	47.9	25.4	6.8	52.6
11-13	86.6	85.7	82.2	52.2	21.8	23.3	58.6
14-15	87.2	86.8	83.3	67.5	28.7	29.9	63.9
16-59	90	85	86	70	52	48	70
60-69	90	86	80	77	51	49	68
70-79	70	63	82	69	45	27	64

Nashner, L. (1993). Posturographic Testing. In Jacobson, G. P., Newman, C. W., & Kartush, J. M. (1993). *Handbook of balance function testing*. (p. 305-307). St. Louis: Mosby Year Book.

### *Motor Control Test (MCT)*

Protokol MCT hodnotí schopnost rychlého a automatického návratu z neočekávaných výchylek, způsobených vnějším prostředím. Sekvence malých, středních a velkých posunů (poměrově uspořádaných dle výšky vyšetřovaného) plochy vpřed a vzad provokují automatické posturální odpovědi. Přístroj měří dobu, za kterou se vyšetřovaný vrátí do původního stavu, sílu, kterou k tomu vyvine a stranovou symetrii odpovědi. Pro každý posun (malý, střední, velký) je test proveden třikrát.

Obrázek č. 7: Ilustrace provedení MCT protokolu (Neurocom International, 2016)



Weight symmetry značí míru symetričnosti váhy těla probanda při posunu podložkou. Hodnoty této veličiny, které jsou menší než 100 udávají tendenci jedince zatěžovat levou polovinu těla. Naopak hodnoty, které jsou vyšší než 100 udávají tendenci jedince zatěžovat pravou polovinu těla.

Řádek obsahující Latency Left a Latency Right udává rychlost motorické odpovědi na konkrétní polovině těla. Přístroj měří rychlost prvního odporu proti posuvnému pohybu podložky. Tyto hodnoty jsou udávány v milisekundách (ms).

Řádek udávající Amplitude popisuje sílu vynaloženou testovaným jedincem pro návrat rovnováhy. Je to tedy reakční síla, kterou jedinec působí v rámci reakce na vychýlení z klidové polohy. Tato síla je udávána v Newtonech.

Strenght symmetry udává míru symetričnosti odporu těla proti posuvnému pohybu podložky. Hodnoty jsou zaznamenány obdobným systémem jako výše popsaná Weight symmetry (Neurocom International, 2016).

### *Limits of Stability (LOS)*

Protokol LOS hodnotí schopnost vyšetřovaného ovládat COP a pohybovat s ním do požadovaného místa. Toto místo je označeno na monitoru, který vidí vyšetřovaný před sebou. „Cílová místa“ jsou rozmístěna v 45° intervalech okolo oválného tvaru, který představuje 100 procent od střední pozice teoretických limitů stability vyšetřovaného. Vyšetřovaný je instruován pro dosažení daného místa a setrvání v tomto

místě po dobu 8 vteřin a následnému vrácení se do výchozí polohy. Cíle jsou v průběhu měření zvýrazňovány po směru hodinových ručiček (Wallmann, 2001).

*V tomto testu jsou hodnoceny následující parametry:*

Při LOS je hodnocen reakční čas (reaction time), který udává dobu, během které dojde k narušení běžných titubací a následnému přenesení COG směrem k cílové poloze na monitoru.

Dalším měřeným parametrem při měření LOS je Endpoint Excursion, která udává poměrovou vzdálenost, kterou COG urazilo při primárním pokusu o dosažení cíle. Cílů je celkem osm a jsou rozmístěny v krajních polohách posturální stability, které jsou normativně vyhodnoceny. Tato vzdálenost je udávána v procentech, kdy 100% znamená dosažení COG daného cíle při primárním pokusu.

Movement Velocity udává průměrnou rychlost COG při primárním pokusu o dosažení cíle. Tato hodnota je udávána ve stupních za vteřinu.

Maximum Excursion je hodnota, udávající maximální vzdálenost, kterou urazí COG v průběhu měření. Tato hodnota je udávána v procentech, kdy 100 procent znamená, že testovaný subjekt dosáhl cílové lokality v daném směru.

Directional Control je hodnota udávající přesnost vedení COG v žádaném směru. Tato hodnota je udávána v procentech, přičemž 100% znamená, že testovaný subjekt vedl své COG přímočaře rovnou do středu požadované lokality daného směru (Neurocom International, 2016).

## **5.5 Analýza dat**

Data z jednotlivého měření byla zaznamenána v počítači pomocí Neurocom Data Analyzer. Z naměřených hodnot byla data rozřazena podle skupin na úpolové, či bezkontaktní. V tabulkách můžeme nalézt hodnoty zástupců úpolových sportů pod názvem MMA. Hodnoty bezkontaktních sportovců jsou označeny názvem Baseball. U hodnot obou skupin byl vytvořen průměr pro každou měřenou podmínku, či situaci. Tabulky a průměrné hodnoty byly vytvořeny v programu MS Excel.

Průměrné hodnoty obou skupin byly zadány do počítačového programu Statistica verze 12 a následně vyhodnoceny pomocí t-testu, či Mann-Whitneyova testu. Výběr testu byl proveden v závislosti na parametrickém, či neparametrickém charakteru dat

jednotlivých skupin. Pro oba testy byla nastavena hladina statistické významnosti  $\alpha = 0,05$ . Byla stanovena nulová hypotéza, která tvrdí, že rozdíl mezi skupinami bude roven nule ( $H_0$ : MMA = Baseball). Dále byla stanovena alternativní hypotéza, která tvrdí, že MMA budou mít vyšší hodnoty a tedy výsledek nebude roven nule ( $H_1$ : MMA > Baseball). Tyto hypotézy byly následně potvrzeny, či vyvráceny v závislosti na velikosti p-hodnot t-testu, či Mann-Whitneyova testu.

## 6 Výsledky

V této kapitole jsou zpracovány výsledky zaznamenaných hodnot jednotlivých měření. Výzkumný soubor probandů byl již blíže specifikován v kapitole 5.2. Výsledky byly vyhodnoceny pro každou skupinu zvlášť a následně vzájemně porovnány.

### 6.1 Porovnání výsledků mezi skupinami

Z dat, která jsme získali měřením, byly vytvořeny průměry pro obě skupiny. Výsledkem byly zprůměrované hodnoty, charakterizující schopnosti jednotlivých skupin. U těchto zprůměrovaných hodnot byla určena nejprve statistická významnost. Tato významnost byla dokazována v závislosti na parametrickém, či neparametrickém rozdělení naměřených hodnot. Při parametrickém rozdělení bylo využito T-testu, pro rozdělení neparametrické byl využit Mann-Whitneyův test. Klinická významnost naměřených hodnot byla charakterizována pomocí Cohenova d.

Všechna data jsou zpracována ve formě tabulek a pro statisticky významné údaje byly vytvořeny krabicové grafy pro znázornění odlišností v průměrných naměřených hodnotách.

#### 6.1.1 Vyhodnocení SOT

Vyhodnocené údaje SOT jsou uvedeny v tabulce číslo 2. Každý řádek charakterizuje měřenou veličinu a zároveň obsahuje průměrné naměřené hodnoty ES pro každou skupinu. Dále je v tabulce vyjádřena statistická významnost.

Tabulka č. 2: Přehled průměrných naměřených hodnot SOT a vyjádření statistické významnosti

6.2	Skupina	SOT 1	SOT 2	SOT 3	SOT 4	SOT 5	SOT 6
ES	MMA	95,708	91,375	90,625	90,542	66,750	79,292
	Baseball	96,375	93,250	93,041	91,208	74,667	79,792
p hodnota		0,061	0,078	0,227	0,702	0,189	0,600

(Legenda: ES- Equilibrium Score, MMA – úpoloví sportovci, Baseball – bezkontaktní sportovci, p hodnota – hladina významnosti, SOT 1- stoj s otevřenýma očima, SOT 2- stoj se zavřenýma očima, SOT 3 – stoj s otevřenýma očima, pohyblivé prostředí, SOT 4 – Stoj s otevřenýma očima, pohyblivá podložka, SOT 5- Stoj se zavřenýma očima, pohyblivá podložka, SOT 6- Stoj s otevřenýma očima, pohyblivá podložka i prostředí, oranžově – ověřená hladina významnosti pomocí neparametrického Mann-Whitney testu)



Při vyhodnocování SOT, kdy byla nastavena hladina významnosti  $p=0,05$  (5%), nebyl zaznamenán žádný významný rozdíl hladiny významnosti v porovnání zástupců bojových sportů a baseballu.

V následující tabulce (tabulka číslo 3) je vyjádřena klinická významnost pomocí zabarvení buněk tabulky. U Cohena  $d$  je pro zvýraznění využito podmíněné formátování v programu MS Excel 2016, kdy bílá barva zastupuje klinickou nevýznamnost v hodnotách do 0,2. Běžová barva zastupuje klinicky nízkou významnost v hodnotách mezi 0,2 a 0,5. Tmavě žlutá barva zastupuje střední významnost v hodnotách mezi 0,5 a 0,8. Červená barva zastupuje klinicky velkou významnost v hodnotách, které jsou vyšší než je 0,8 (Soukup, 2010).

Tabulka č. 3: Znárodnění barevného přiřazení hodnot v závislosti na klinické významnosti

Cohen $d$	0 - 0,2	0,2 - 0,5	0,5 - 0,8	0,8 a více
Významnost	žádná	nízká	střední	Vysoká
Příslušná barva				

Tabulka č. 4: Znárodnění průměrných naměřených hodnot SOT a jejich klinické významnosti

	Skupina	SOT 1	SOT 2	SOT 3	SOT 4	SOT 5	SOT 6	Průměr
ES	MMA	95,708	91,375	90,625	90,542	66,750	79,292	85,715
	Baseball	96,375	93,250	93,041	91,208	74,667	79,792	88,056
Směrodatná odchylka	MMA	1,306	2,705	6,963	5,538	21,938	20,214	9,777
	Baseball	0,904	2,504	2,850	3,617	11,390	14,494	5,960
Cohen $d$		0,594	0,723	0,454	0,142	0,453	0,028	0,289

(Legenda: ES- Equilibrium Score, MMA – úpoloví sportovci, Baseball – bezkontaktní sportovci, Směrodatná odchylka – udávána v hodnotách  $\pm$ , SOT 1- stoj s otevřenými očima, SOT 2- stoj se zavřenými očima, SOT 3 – stoj s otevřenými očima, pohyblivé prostředí, SOT 4 – Stoj s otevřenými očima, pohyblivá podložka, SOT 5- Stoj se zavřenými očima, pohyblivá podložka, SOT 6- Stoj s otevřenými očima, pohyblivá podložka i prostředí)

Z výše uvedené tabulky (tabulka číslo 4) můžeme vyčíst, že dvě ze šesti naměřených průměrných hodnot se nedají označit za klinicky významné, konkrétně situace SOT 4 a SOT6. Nicméně další dvě hodnoty (SOT 3 a 5) jsou klinicky málo významné. Při porovnání průměrných hodnot SOT 1 a 2 lze označit jejich klinickou

významnost za střední. Žádné hodnoty nedosahovaly vysoké klinické významnosti nad 0,8 Cohena d.

Průměrná hodnota ES u skupiny, věnující se MMA, je rovna 85,715. Průměrná hodnota ES u skupiny baseballistů je 88,056. Rozdíl průměrných hodnot obou skupin byl vyhodnocen jako klinicky málo významný. Tímto potvrzujeme hypotézu číslo 2 ( $H_2$ ) a zároveň zamítáme nulovou hypotézu ( $H_0$ ) a hypotézu číslo 1 ( $H_1$ ) a 3 ( $H_3$ ).

### 6.1.2 Vyhodnocení MCT

Vyhodnocené údaje MCT jsou uvedeny v tabulce číslo 5. Každý řádek charakterizuje měřenou veličinu a zároveň obsahuje průměrné hodnoty pro každou skupinu. Dále je v tabulkách vyjádřena statistická významnost. Data jsou pro své množství rozdělena do více tabulek.

*Tabulka č. 5: Přehled průměrných naměřených hodnot MCT při posunu vzad u úpolových a bezkontaktních sportovců*

	Skupina	Small B	Small B (p)	Medium B	Medium B (p)	Large B	Large B (p)
WS(%)	MMA	99,875	1,652	99,500	0,442	99,625	0,600
	Baseball	101,375		100,125		100,125	
LL (ms)	MMA	145,000	0,730	132,500	0,958	132,500	0,674
	Baseball	140,000		131,250		131,250	
LR (ms)	MMA	147,500	0,674	132,500	0,884	126,250	0,634
	Baseball	136,250		133,750		128,750	
AL (N)	MMA	4,625	0,896	7,125	0,772	11,000	0,852
	Baseball	4,500		6,750		10,75	
AR (N)	MMA	4,000	0,512	6,625	0,772	11,125	0,934
	Baseball	4,750		7,000		11,250	
SS (%)	MMA	90,500	0,164	96,375	0,562	99,375	0,475
	Baseball	101,870		100,875		102,125	

(Legenda: WS – Weight symmetry, LL – Latency Left, LR – Latency Right, AL – Amplitude Left, AR – Amplitude Right, SS – Strenght symmetry, MMA –úpoloví sportovci, Baseball – bezkontaktní sportovci, Small B – malý posun vzad, Medium B – střední posun vzad, Large B – velký posun vzad, (p) – hladina významnosti, oranžově – ověřená hladina významnosti pomocí neparametrického Mann-Whitney testu)

Při vyhodnocování MCT, s pohybem plošiny vzad, kdy byla nastavena hladina významnosti  $p=0,05$  (5%), nebyl zaznamenán žádný významný rozdíl hladiny významnosti v porovnání zástupců bojových sportů a baseballu.

Tabulka č. 6: Znáornění průměrných naměřených hodnot MCT při posunu vzad a jejich klinické významnosti

	Skupina	Small B	Small B (SD)	Cohen d	Medium B	Medium B (SD)	Cohen d	Large B	Large B (SD)	Cohen d
WS(%)	MMA	99,875	1,691	0,783	99,500	1,118	0,423	99,625	1,728	0,286
	Baseball	101,375	2,118		100,125	1,763		100,125	1,763	
LL (ms)	MMA	145,000	20,000	0,333	132,500	18,540	0,091	132,500	8,570	0,163
	Baseball	140,000	7,071		131,250	5,995		131,250	6,614	
LR (ms)	MMA	147,500	15,612	0,137	132,500	21,065	0,080	126,250	9,922	0,260
	Baseball	151,250	35,510		133,750	6,960		128,750	9,270	
AL (N)	MMA	4,625	1,932	0,071	7,125	2,421	0,158	11,000	1,658	0,101
	Baseball	4,500	1,581		6,750	2,332		10,750	3,072	
AR (N)	MMA	4,000	2,291	0,360	6,625	2,233	0,158	11,125	2,571	0,045
	Baseball	4,750	1,854		7,000	2,500		11,250	2,990	
SS (%)	MMA	90,500	17,219	0,784	96,375	17,363	0,318	99,375	6,670	0,393
	Baseball	101,870	11,129		100,875	9,993		102,125	7,322	

(Legenda: WS – Weight symmetry, LL – Latency Left, LR – Latency Right, AL – Amplitude Left, AR – Amplitude Right, SS – Strenght symmetry, MMA – úpoloví sportovci, Baseball – bezkontaktní sportovci, SD – směrodatná odchylka udávaná v hodnotách  $\pm$ , Small B – malý posun vzad, Medium B – střední posun vzad, Large B – velký posun vzad)

Ve výše uveden tabulce (tabulka číslo 6) je znázorněna klinická významnost. Celkem devět naměřených posunů bylo hodnoceno jako klinicky nevýznamné. Nízká klinická významnost při porovnání obou skupin byla zhodnocena u Latency Left a Amplitude right malého posunu vzad, Weight Symmetry u středního i velkého posunu vzad, Latency Right velkého posunu vzad a Strenght Symmetry středního a velkého posunu vzad. Klinicky střední významnost byla zaznamenána u Weight a Strenght symmetry malého posunu vzad, kde se obě hodnoty blížily spíše k vysoké klinické významnosti.

Tabulka č. 7: Přehled průměrných naměřených hodnot MCT při posunu vpřed u úpolových a bezkontaktních sportovců

	Skupina	Small F	Small F (p)	Medium F	Medium F (p)	Large F	Large F (p)
WS (%)	MMA	99,750	0,063	100,250	0,483	101,000	0,149
	Baseball	101,000		100,750		102,250	
LL (ms)	MMA	143,750	0,499	131,250	0,378	132,500	0,843
	Baseball	137,500		137,500		133,750	
LR (ms)	MMA	153,750	0,525	135,000	0,600	128,750	0,958
	Baseball	143,750		133,750		133,750	
AL (N)	MMA	3,000	0,781	5,750	0,427	8,750	0,932
	Baseball	3,250		7,125		8,875	
AR (N)	MMA	3,250	0,483	6,500	0,544	6,500	0,093
	Baseball	2,750		5,750		5,750	
SS (%)	MMA	105,625	0,175	109,500	0,075	105,375	0,052
	Baseball	91,375		91,250		97,125	

(Legenda: WS – Weight symmetry, LL – Latency Left, LR – Latency Right, AL – Amplitude Left, AR – Amplitude Right, SS – Strenght symmetry, MMA – úpoloví sportovci, Baseball – bezkontaktní sportovci, Small F – malý posun vpřed, Medium F – střední posun vpřed, Large F – velký posun vpřed (p) – hladina významnosti, oranžově – ověřená hladina významnosti pomocí neparametrického Mann-Whitneytestu)

Při testování druhé varianty MCT, tedy s pohybem plošiny vpřed, jsme nezaznamenali při hladině významnosti  $p=0,05$  (5%) žádný významný rozdíl hladiny významnosti. V žádné z obou částí MCT nebyla potvrzena statistická významnost mezi výkonem měřených skupin.

Tabulka č. 8: Znáznornění průměrných naměřených hodnot MCT při posunu vpřed a jejich klinické významnosti

	Skupina	Small F	Small F (SD)	Cohen d	Medium F	Medium F (SD)	Cohen d	Large F	Large F (SD)	Cohen d
WS(%)	MMA	99,750	1,090	1,078	100,250	1,199	0,385	101,000	0,707	0,816
	Baseball	101,000	1,225		100,750	1,392		102,250	2,046	
LL (ms)	MMA	143,750	18,666	0,371	131,250	11,659	0,487	132,500	9,682	0,108
	Baseball	137,500	14,790		137,500	13,919		133,750	13,170	
LR (ms)	MMA	153,750	44,088	0,259	135,000	18,028	0,069	128,750	12,686	0,386
	Baseball	143,750	32,380		133,750	18,028		133,750	13,229	
AL (N)	MMA	3,000	1,871	0,152	5,750	3,231	0,437	8,750	2,046	0,046
	Baseball	3,250	1,392		7,125	3,059		8,875	3,219	
AR (N)	MMA	3,250	1,479	0,385	6,500	2,398	0,332	6,500	1,218	0,482
	Baseball	2,750	1,090		5,750	2,107		5,750	1,833	
SS (%)	MMA	105,625	23,393	0,764	109,500	20,037	1,026	105,375	10,942	0,630
	Baseball	91,375	12,175		91,250	15,197		97,125	14,937	

(Legenda: WS – Weight symmetry, LL – Latency Left, LR – Latency Right, AL – Amplitude Left, AR – Amplitude Right, SS – Strenght symmetry, MMA – úpoloví sportovci, Baseball – bezkontaktní sportovci, SD – směrodatná odchylka udávaná v hodnotách  $\pm$ , Small F – malý posun vpřed, Medium F – střední posun vpřed, Large F – velký posun vpřed)

Při porovnání hodnot obou skupin u posunu vpřed byly čtyři hodnoty označeny za klinicky nevýznamné. Nízká klinická významnost byla zaznamenána u Latency Left i Right a Amplitude Right u malého posunu vpřed, Weight symmetry, Latency Left, Amplitude Left i Right středního posunu vpřed a Latency i Amplitude right velkého posunu vpřed. Střední klinická významnost byla zjištěna pouze při porovnání dvou měření Strenght symmetry konkrétně u malého a velkého posunu směrem vpřed. Vysoká klinická významnost byla objevena ve třech případech, konkrétně Weight symmetry malého i velkého posunu vpřed a v neposlední řadě Strenght symmetry středního posunu vpřed.

Pro přehlednost jsou na následující tabulce znázorněny průměrné hodnoty MCT, konkrétně Latency Left i Latency Right u obou zkoumaných skupin. Průměry jsou doplněny i o směrodatné odchylky.

Tabulka č. 9: Znáznornění průměrných naměřených hodnot MCT do všech směrů.

	MMA	MMA SD	Baseball	Baseball SD	Cohen d
LL (ms)	136,250	5,774	135,208	3,340	0,221
LR (ms)	137,292	9,985	137,500	7,603	0,028

(Legenda: LL – Latency Left, LR – Latency Right, MMA – úpoloví sportovci, Baseball – bezkontaktní sportovci, SD – směrodatná odchylka udávaná v hodnotách  $\pm$ , světle zlatá výplň – mírná klinická významnost)

Z tabulky číslo 9 lze vyčíst průměrné hodnoty motorické reakční doby (Latency Left, Latency right), naměřené při MCT. U měřeného parametru Latency Left byla u skupiny MMA zjištěna průměrná hodnota 136,25 ms se směrodatnou odchylkou 5,77. U stejného parametru pro skupinu baseballistů byla zjištěna průměrná hodnota 135,2 ms se směrodatnou odchylkou 9,98. Skupina MMA dosáhla v Latency Right průměrné hodnoty 137,292 se směrodatnou odchylkou 9,98. Na druhé straně baseballisti dosáhli hodnot 137,5 se směrodatnou odchylkou 7,6.

Z výše uvedených údajů plyne, že zamítáme  $H_4$ , která předpokládá nižší motorickou reakční dobu u sportovců MMA.

### 6.1.3 Vyhodnocení LOS

Vyhodnocené údaje testu LOS jsou uvedeny v následujících dvou tabulkách (tabulky číslo 10 a 11). Každý řádek obsahuje průměrné hodnoty pro každou skupinu. Dále je v tabulkách vyjádřena statistická významnost. Data jsou pro své množství rozdělena do více tabulek.

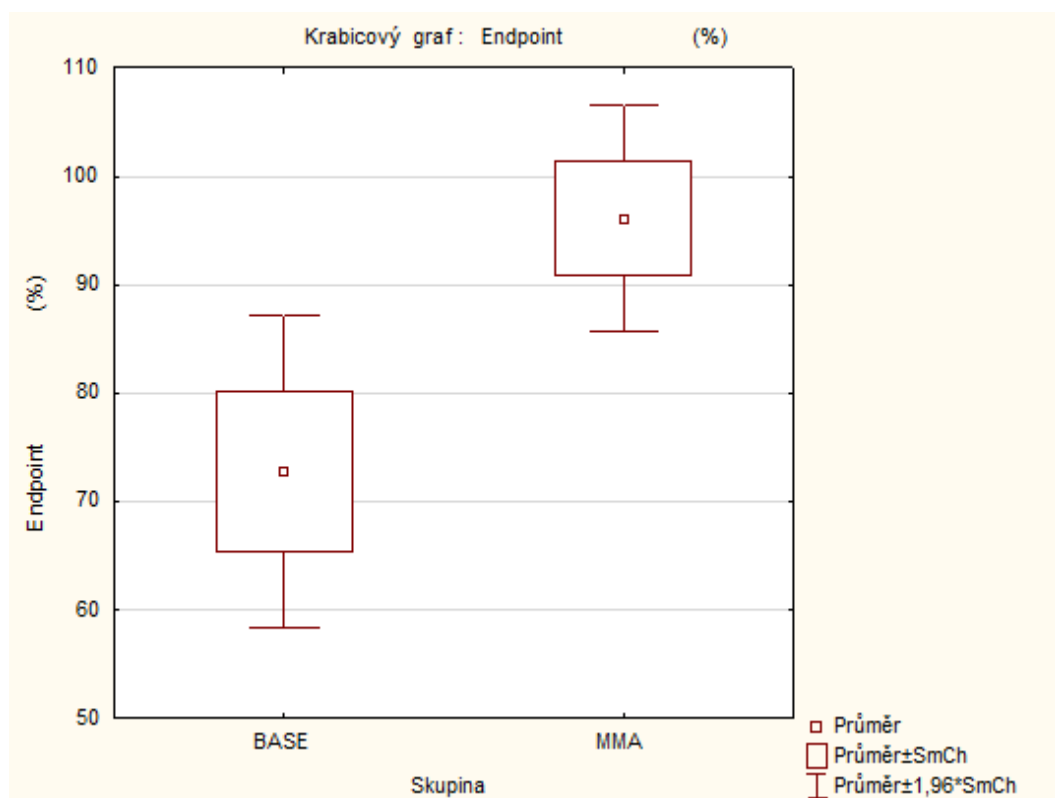
Tabulka č. 10: Přehled průměrných naměřených hodnot do prvních čtyř směrů LOS u úpolových a bezkontaktních sportovců

	Skupina	F	F (p)	RF	RF (p)	R	R (p)	RB	RB (p)
RT (s)	MMA	0,704	0,901	0,596	0,399	0,581	0,833	0,508	0,103
	Baseball	0,721		0,520		0,565		0,708	
MV (°/s)	MMA	4,950	0,698	4,850	0,803	5,100	0,753	5,150	0,318
	Baseball	4,450		5,088		4,825		5,175	
EE (%)	MMA	82,625	0,237	96,125	0,022	87,875	0,228	85,375	0,422
	Baseball	73,375		72,750		81,625		79,625	
ME (%)	MMA	96,500	0,061	104,750	0,062	98,875	0,123	103,750	0,288
	Baseball	88,875		96,750		93,125		97,000	
DC (%)	MMA	90,875	0,616	87,625	0,637	87,500	0,189	72,625	0,562
	Baseball	89,500		83,375		79,125		70,375	

(Legenda: RT – Reaction Time, MV – Movement Velocity, EE – Endpoint Excursion, ME – Max Excursion, DC – Directional Control, MMA – úpoloví sportovci, Baseball – bezkontaktní sportovci, (p) – hladina významnosti, červeně – statisticky významná hodnota, oranžově – ověřená hladina významnosti pomocí neparametrického Mann-Whitneytestu, F- pohyb vpřed, RF – pohyb doprava vpřed, R – pohyb doprava, RB – pohyb doprava vzad)

Při vyhodnocování LOS byl u hladiny významnosti  $p=0,05(5\%)$  zaznamenán statisticky signifikantní rozdíl u hodnoty Endpoint Excursion při pohybu ve směru doprava vpřed (pohyb číslo 2). Při porovnání obou skupin byl zaznamenán rozdíl dvacetitří procent ve prospěch úpolových sportovců a p hodnota se rovnala 0,0221. Toto porovnání je i graficky znázorněno na krabicovém grafu níže (obrázek číslo 8). Délka krabice je vždy ohraničena horním a spodním kvartilem hodnot. Obecně platí, že pokud se krabice nepřekrývají, značí to, že se jejich průměry liší.

Obrázek č. 8: Graf znázornění statisticky významného rozdílu skupin u Endpoint Excursion pohybu číslo 2 (doprava vpřed).



Tabulka č. 11: Znázornění průměrných naměřených hodnot LOS ve směru vpřed (F), vpravo vpřed (RF) a vpravo (R) včetně jejich klinické významnosti

	Skupina	F	F (SD)	Cohen d	RF	RF (SD)	Cohen d	R	R (SD)	Cohen d
RT (s)	MMA	0,703	0,257	0,068	0,596	0,173	0,464	0,581	0,182	0,114
	Baseball	0,721	0,261		0,520	0,155		0,565	0,090	
MV(°/s)	MMA	4,950	2,984	0,212	4,850	2,040	0,136	5,100	1,902	0,172
	Baseball	4,450	1,499		5,088	1,400		4,825	1,228	
EE (%)	MMA	82,625	11,747	0,660	96,130	14,031	1,375	87,875	10,301	0,674
	Baseball	73,375	15,960		72,750	19,524		81,625	8,123	
ME (%)	MMA	96,500	7,246	1,085	104,750	4,409	1,083	98,875	5,533	0,878
	Baseball	88,875	6,809		96,750	9,470		93,125	7,424	
DC (%)	MMA	90,875	3,257	0,274	87,625	6,480	0,504	87,500	3,905	0,789
	Baseball	89,500	6,305		83,375	10,012		79,125	14,490	

(Legenda: RT – Reaction Time, MV – Movement Velocity, EE – Endpoint Excursion, ME – Max Excursion, DC – Directional Control, MMA – úpoloví sportovci, Baseball – bezkontaktní sportovci, SD – směrodatná odchylka udávaná v hodnotách ±, F – pohyb vpřed, RF – pohyb vpravo vpřed, R – pohyb vpravo)



Ve výše uvedené tabulce (tabulka číslo 11) vidíme, že klinická významnost nebyla prokázána u čtyř porovnání obou skupin. Nízká klinická významnost se objevila u Movement velocity a directional control ve směru vpřed. Střední klinická významnost byla objevena u Endpoint Excursion ve směru vpřed i vpravo, Directional Control ve směru vpravo i vpravo vpřed. Přičemž vysoká klinická významnost byla zjištěna u Max Excursion všech směrech, tedy vpřed, vpravo vpřed a vpravo a u Endpoint Excursion ve směru vpravo vpřed.

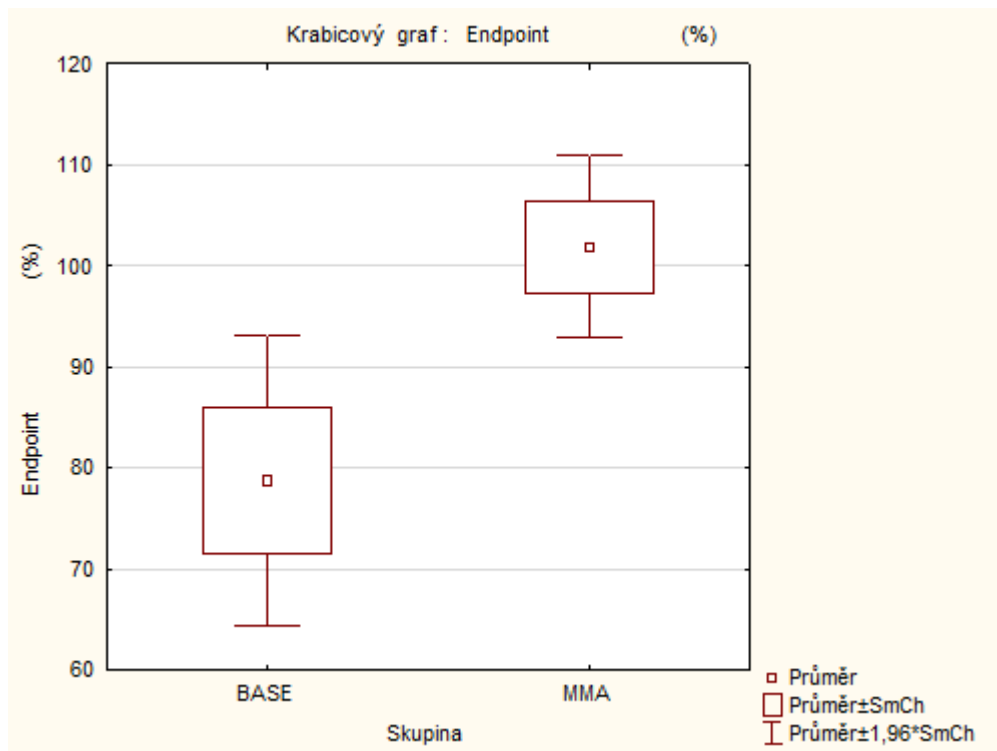
Tabulka č. 12: Přehled průměrných naměřených hodnot do druhých čtyř směrů LOS u úpolových a bezkontaktních sportovců

	Skupina	B	B (p)	LB	LB (p)	L	L (p)	LF	LF (p)
RT (s)	MMA	0,601	0,741	0,551	0,096	0,535	0,355	0,615	0,874
	Baseball	0,566		0,849		0,673		0,673	
MV (°/s)	MMA	3,338	0,702	5,500	0,227	6,438	0,553	6,463	0,211
	Baseball	3,063		3,838		5,588		5,063	
EE (%)	MMA	63,625	0,914	101,875	0,018	98,500	0,001	91,750	0,361
	Baseball	62,750		78,750		79,875		86,000	
ME (%)	MMA	89,250	0,391	110,000	0,011	103,250	0,005	102,625	0,186
	Baseball	85,000		92,750		92,875		96,875	
DC (%)	MMA	87,250	0,674	68,000	0,873	84,875	0,960	79,625	0,713
	Baseball	86,125		69,375		88,000		81,500	

(Legenda: RT – Reaction Time, MV – Movement Velocity, EE – Endpoint Excursion, ME – Max Excursion, DC – Directional Control, MMA – úpoloví sportovci, Baseball – bezkontaktní sportovci, (p) – hladina významnosti, červeně – statisticky významná hodnota, oranžově – ověřená hladina významnosti pomocí neparametrického Mann-Whitneytestu, B - pohyb vzad, LB - pohyb doleva vzad, L – pohyb doleva, LF – pohyb doleva vpřed)

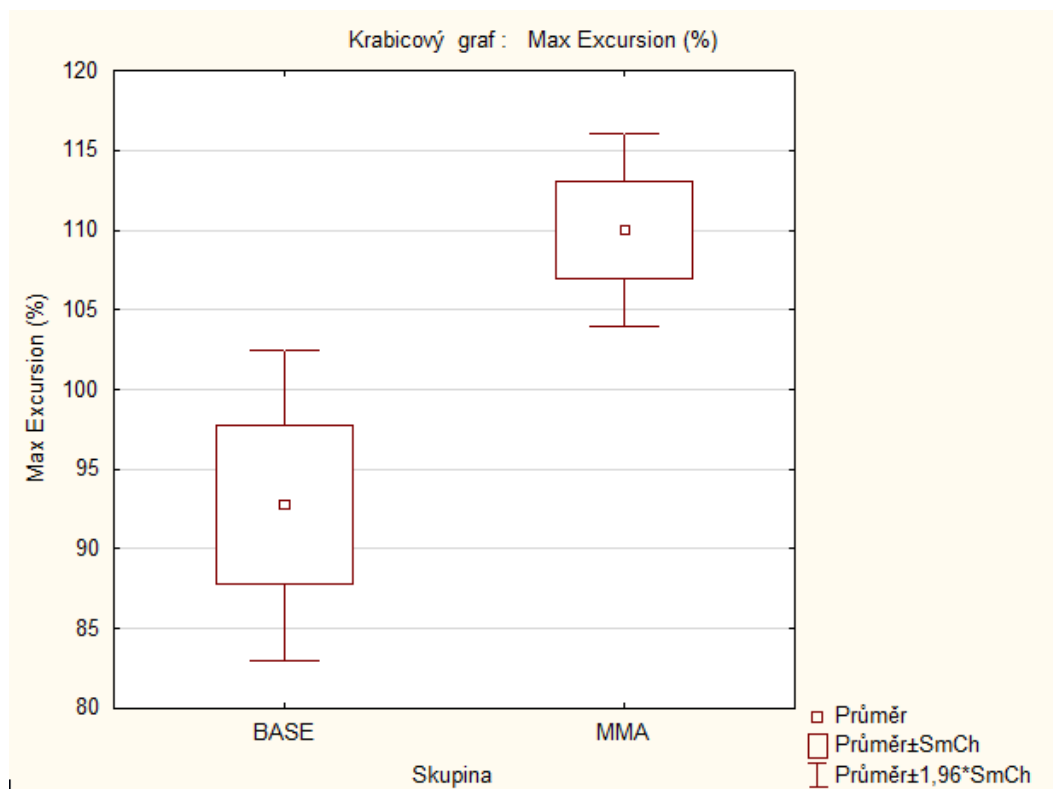
Při vyhodnocování LOS byl u hladiny významnosti  $p=0,05(5\%)$  zaznamenán statisticky signifikantní rozdíl u hodnoty Endpoint Excursion při pohybu ve směru doleva vzad (pohyb číslo 6). Při porovnání obou skupin byl zaznamenán rozdíl dvaceti tří procent ve prospěch úpolových sportů a p hodnota se rovnala 0,0179. Toto porovnání je i graficky znázorněno na krabicovém grafu níže (obrázek číslo 9).

Obrázek č. 9: Graf znázornění statisticky významného rozdílu skupin u Endpoint Excursion pohybu číslo 6 (doleva vzad).



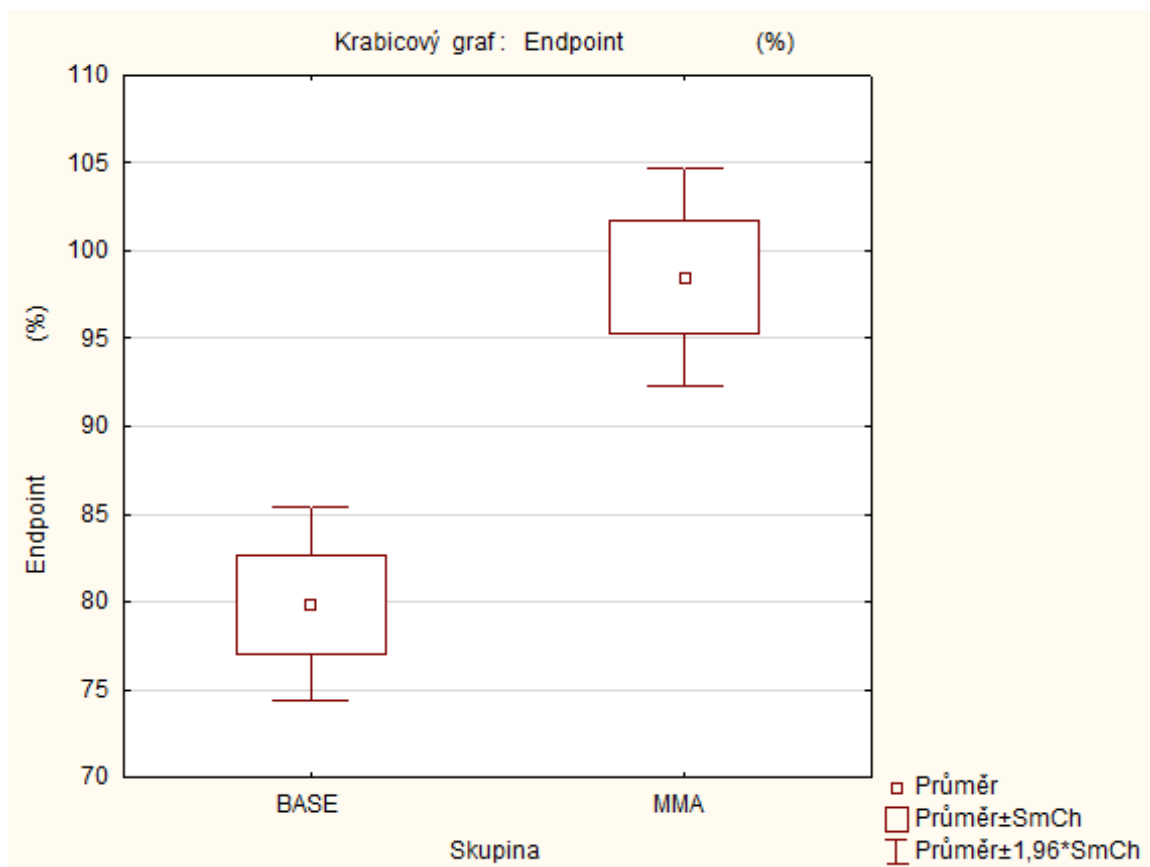
Při vyhodnocování LOS byl u hladiny významnosti  $p=0,05(5\%)$  zaznamenán statisticky signifikantní rozdíl u hodnoty Max Excursion při pohybu ve směru doleva vzad (pohyb číslo 6). Při porovnání obou skupin byl zaznamenán rozdíl sedmnácti procent ve prospěch úpolových sportů a  $p$  hodnota se rovnala 0,0106. Toto porovnání je i graficky znázorněno na krabicovém grafu číslo níže (obrázek číslo 10).

Obrázek č. 10: Graf znázornění statisticky významného rozdílu skupin u Max Excursion pohybu číslo 6 (doleva vzad).



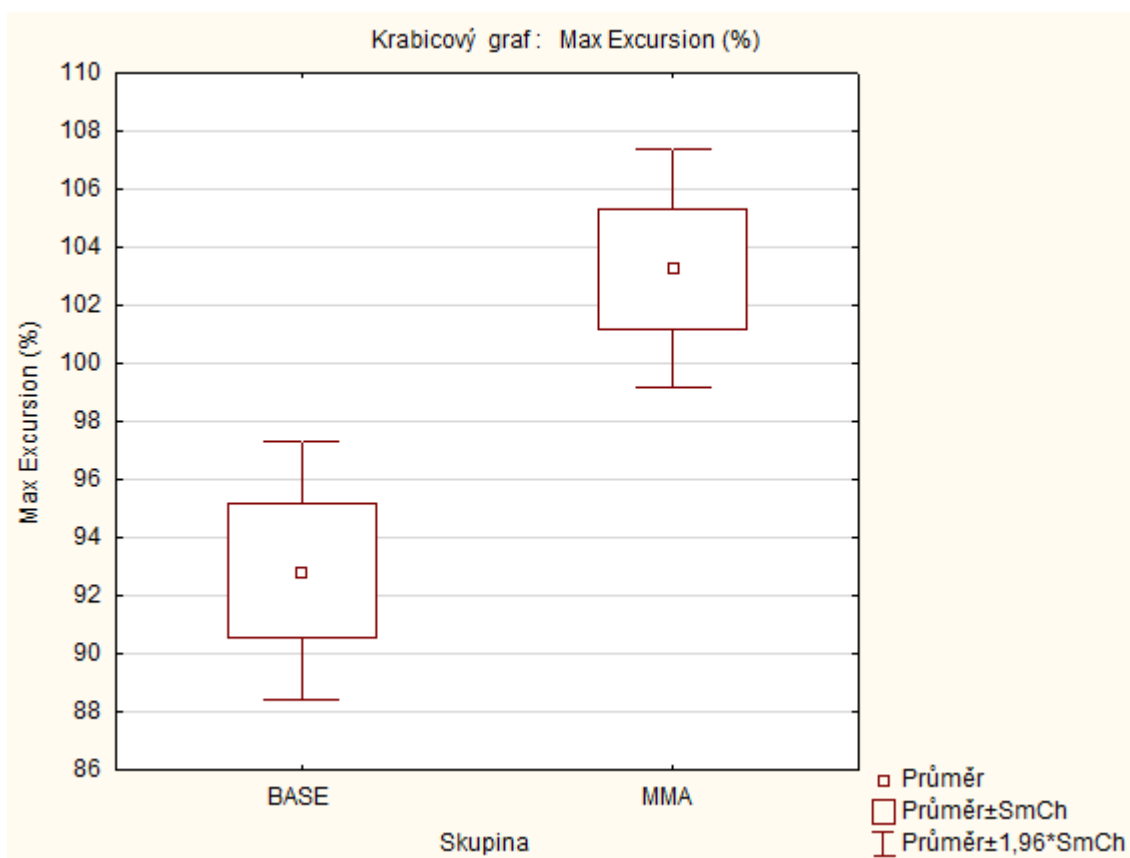
Při vyhodnocování LOS byl u hladiny významnosti  $p=0,05(5\%)$  zaznamenán statisticky signifikantní rozdíl u hodnoty Endpoint Excursion při pohybu ve směru doleva (pohyb číslo 7). Při porovnání obou skupin byl zaznamenán rozdíl devatenácti procent ve prospěch úpolových sportů a p hodnota se rovnala 0,0006. Toto porovnání je i graficky znázorněno na krabicovém grafu níže (obrázek číslo 11).

Obrázek č. 11: Graf znázornění statisticky významného rozdílu skupin u Max Excursion pohybu číslo 7 (doleva).



Při vyhodnocování LOS byl u hladiny významnosti  $p=0,05(5\%)$  zaznamenán statisticky signifikantní rozdíl u hodnoty Max Excursion při pohybu ve směru doleva (pohyb číslo 7). Při porovnání obou skupin byl zaznamenán rozdíl deseti procent ve prospěch úpolových sportů a  $p$  hodnota se rovnala 0,0047. Toto porovnání je i graficky znázorněno na krabicovém grafu níže (obrázek číslo 12).

Obrázek č. 12: Graf znázornění statisticky významného rozdílu skupin u Max Excursion pohybu číslo 7 (doleva).



Tabulka č. 13: Znáznornění průměrných naměřených hodnot LOS ve směru vpravo vzad (RB), vzad (B) a vlevo vzad (LB) včetně jejich klinické významnosti

	Skupina	RB	RB (SD)	Cohen d	B	B (SD)	Cohen d	LB	LB (SD)	Cohen d
RT (s)	MMA	0,508	0,146	0,763	0,601	0,203	0,180	0,535	0,277	0,441
	Baseball	0,708	0,341		0,566	0,185		0,673	0,344	
MV (°/s)	MMA	5,150	2,639	0,013	3,338	1,300	0,209	6,438	2,595	0,959
	Baseball	5,175	0,787		3,063	1,334		5,588	0,955	
EE (%)	MMA	85,375	8,915	0,443	63,625	15,467	0,059	98,500	12,160	1,155
	Baseball	79,625	16,062		62,750	14,307		79,875	19,299	
ME (%)	MMA	103,750	7,980	0,590	89,250	8,526	0,473	103,250	8,170	0,948
	Baseball	97,000	14,071		85,000	9,407		92,875	13,141	
DC (%)	MMA	72,625	8,395	0,317	87,250	5,974	0,180	84,875	13,666	0,198
	Baseball	70,375	5,499		86,125	6,528		88,000	17,635	

(Legenda: RT – Reaction Time, MV – Movement Velocity, EE – Endpoint Excursion, ME – Max Excursion, DC – Directional Control, MMA – úpoloví sportovci, Baseball – bezkontaktní sportovci, SD – směrodatná odchylka udávaná v hodnotách ±, RB – pohyb vpravo vzad, B – pohyb vzad, LB – pohyb vlevo vzad)

Klinicky nevýznamné se při porovnání obou skupin v tabulce (tabulka číslo 13) projevilo pět měření. Hodnoty s klinicky nízkou významností se objevily u Endpoint Excursiona Directional control ve směru vpravo vzad, dále v Movement Velocity a Max Excursion směru vzad a Reaction Time ve směru vlevo vzad. Jako středně klinicky významné se prokázaly hodnoty Reaction Time a Max Excursion ve směru doprava vzad. Vysokou klinickou významnost prokázaly Movement Velocity, Endpoint Excursion a Max Excursion ve směru vlevo vzad.

Tabulka č. 14: Znáornění průměrných naměřených hodnot LOS ve směru vlevo (L) a vlevo vpřed (LF) včetně jejich klinické významnosti

	Skupina	L	L (SD)	Cohen d	LF	LF (SD)	Cohen d
RT (s)	MMA	0,535	0,248	0,511	0,615	0,209	0,278
	Baseball	0,673	0,288		0,673	0,207	
MV (°/s)	MMA	6,438	3,127	0,325	6,463	2,617	0,700
	Baseball	5,588	1,979		5,063	1,070	
EE (%)	MMA	98,500	8,411	2,350	91,750	9,756	0,505
	Baseball	79,875	7,407		86,000	12,826	
ME (%)	MMA	103,250	5,517	1,795	102,625	7,696	0,744
	Baseball	92,875	6,030		96,875	7,753	
DC (%)	MMA	84,875	11,847	0,357	79,625	8,674	0,201
	Baseball	88,000	3,601		81,500	9,975	

(Legenda: RT – Reaction Time, MV – Movement Velocity, EE – Endpoint Excursion, ME – Max Excursion, DC – Directional Control, MMA – úpoloví sportovci, Baseball – bezkontaktní sportovci, SD – směrodatná odchylka udávaná v hodnotách  $\pm$ , L- pohyb vlevo, LF – pohyb vlevo vpřed)

V tabulce číslo 14 můžeme vidět klinickou významnost udávanou Cohenovým d pro směry doleva a doleva vpřed. Klinicky nevýznamné nebylo žádné měření v těchto směrech. Nízkou klinickou významnost jsme zaznamenaly u Movement Velocity a Directional Control při pohybu vlevo, dále Reaction Time a Directional Control při pohybu vlevo vpřed. Střední klinická významnost byla zaznamenána čtyřikrát a to u Reaction Time pohybu vlevo a Movement velocity, Endpoint Excursion i Max Excursion pohybu vlevo vpřed. Klinicky vysoce významné bylo měření Endpoint Excursion, Max Excursion u pohybu vlevo.

Tabulka č. 15: Znázornění průměrných naměřených hodnot obou skupin u LOS všemi směry

	MMA	Baseball	Cohen d
EE (%)	88,469	76,844	1,258
SD	11,242	6,658	

(Legenda: EE – Endpoint Excursion, MMA – úpoloví sportovci, Baseball – bezkontaktní sportovci, SD – směrodatná odchylka udávaná v hodnotách  $\pm$ )

Z tabulky číslo 15 lze vyčíst průměrné hodnoty Endpoint Excursion obou skupin, naměřené při LOS. Skupina MMA zápasníků dosahovala průměrné hodnoty 88,469% se směrodatnou odchylkou 11,242. Na druhé straně skupina baseballových hráčů dosahovala průměrných hodnot 76,843% se směrodatnou odchylkou 6,658.

Díky výše uvedeným údajům lze potvrdit hypotézu  $H_5$ , která předpokládá vyšší průměrnou hodnotu Endpoint Excursion při testování LOS u MMA sportovců oproti baseballovým hráčům.

#### 6.1.4 Shrnutí výsledků

Při porovnání záměrně vybraných jedinců ze skupiny sportovců MMA a skupiny Baseballistů docházíme k následujícím závěrům.

Skupina baseballových hráčů dosáhla vyšších hodnot ES při měření SOT, přičemž žádná ze šesti měřených situací v průběhu SOT nedosáhla statistické významnosti (statistické hodnoty významnosti  $p= 0,061; 0,078; 0,227; 0,702; 0,189; 0,600$ ). Ve dvou ze šesti situací nebyla zaznamenána klinická významnost, mírná klinická významnost výsledků byla zaznamenána u dvou situací ze šesti situací, dokonce i u celkového průměru hodnot. Střední klinická významnost byla zaznamenána u prvních dvou situací SOT. Průměrné hodnoty ES obou skupin nebyly stejné, zároveň byly vyšší než 70 a baseballisti dosáhli vyšších hodnot ES (88,056) oproti skupině MMA (85,715).

Tím pádem byla zamítnuta nulová hypotéza  $H_0$  a hypotéza číslo 3 ( $H_3$ ), ale potvrzena hypotéza číslo 1 ( $H_1$ ) a číslo 2 ( $H_2$ ).

Při MCT dosahovala skupina baseballových hráčů v průměru kratší svalové odpovědi levé poloviny těla (135,208 ms) než MMA sportovci (136,250 ms), tento rozdíl je označen za klinicky málo významný. MMA sportovci dosahovali kratší



svalové odpovědi na pravé polovině těla (137,292 ms) oproti baseballovým hráčům (137,5 ms), rozdíl byl podle Cohena d klinicky nevýznamný. Žádná z naměřených hodnot nedosahovala statistické významnosti při  $p=0,05$  (5%).

Jelikož byla v hypotéze číslo 4 ( $H_4$ ) předpokládána nižší hodnota svalové odpovědi MMA sportovců, byla tato hypotéza splněna z 50%. Hypotéza číslo 4 ( $H_4$ ) byla zamítnuta.

Nejvíce klinicky významné byly u MCT hodnoty Weight a Strenght Symmetry. Weight symmetry ze šesti měření dosahovala dvakrát vysoké klinické významnosti a jednou střední klinické významnosti. Strenght symmetry dosahovala třikrát střední klinické významnosti a jednou byla klinická významnost vysoká. Z těchto čísel vyplývá, že MMA zápasníci při posunu podložky vpřed mají váhu spíše na pravé straně a používají k nastolení rovnováhy více pravou polovinu těla. Při pohybu podložky vzad mají zápasníci MMA váhu spíše na levé straně a k nastolení rovnováhy využívají spíše levou polovinu těla. Skupina baseballistů u posunu podložky vzad měla váhu spíše na pravé straně a k nastolení rovnováhy využívala pravou stranu těla. Při posunu podložky vpřed měli baseballisti tendenci mít těžiště vpravo od středu osy, nicméně k nastolení rovnováhy byla využita spíše levá strana těla.

Nejvyšší statistickou významnost zaznamenalo měření LOS, kdy z osmi pohybů byla prokázána statistická významnost u třech. Statisticky významné byly pohyby směrem vpravo vpřed, vlevo vzad a vlevo. U směru vpravo vpřed, zejména u parametru Endpoint Excursion (%) dosáhla v průměru skupina zápasníků 96,125%, skupina baseballistů dosáhla 72,75%, tento rozdíl byl vyhodnocen jako statisticky významný s hodnotou  $p=0,022$ . Zároveň se potvrdila i klinická významnost rozdílu obou skupin u tohoto parametru. U porovnání Endpoint Excursion obou skupin při pohybu vlevo vzad a vlevo byla zaznamenána opět statistická významnost. Při pohybu vlevo vzad dosahovali zápasníci MMA průměrných hodnot Endpoint Excursion 101,875% a baseballisti 78,75%, přičemž statistická významnost byla hodnocena  $p=0,018$ . Obdobný výsledek byl zaznamenán i při pohybu vlevo, kdy průměrný Endpoint Excursion MMA zápasníků byl 98,5 % a baseballistů 79,875%, statistická významnost  $p=0,001$ . Vysoká klinická významnost Endpoint Excursion potvrdila relevanci výsledků obou pohybů. Kromě Endpoint Excursion byl zaznamenán statisticky významný rozdíl obou skupin u hodnot Max Excursion opět ve směru vlevo vzad a vlevo. U směru vlevo

vzad dosahovali zápasníci MMA průměrných hodnot Max Excursion 110%, baseballisti dosahovali 92,75 %. U směru vlevo dosahovali zápasníci MMA průměrných hodnot 103,25 % a baseballisti 92,875 %. Statistická významnost dosahovala hodnoty ve směru vlevo vzad  $p=0,011$  a u směru vlevo  $p=0,005$ . Vysoká klinická významnost potvrdila váhu statistické významnosti u Endpoint Excursion a Max Excursion ve směrech vlevo vzad a vlevo. Klinická významnost přesahovala u LOS významnost statistickou. Kromě pohybu vzad byla u každého ze zbylých sedmi pohybů prokázána alespoň jednou střední, či vyšší klinická významnost. Klinicky vysoce významný byl například rozdíl u následujících parametrů a pohybů: Max Excursion (vpřed, vpravo vpřed, vpravo), Movement Velocity (vlevo vzad). Klinicky střední významnost byla zaznamenána u těchto parametrů a pohybů: Endpoint Excursion (vpřed, vpravo, vlevo vpřed), Directional Control (vpravo vpřed, vpravo), Reaction time (vpravo vzad, vlevo), Max Excursion (vpravo vzad, vlevo vpřed), Movement Velocity (vlevo vpřed).

Při porovnání průměrné hodnoty Endpoint Excursion dosahovali zápasníci MMA hodnot 88,469 %, oproti tomu baseballisti 76,843 %. Klinická významnost tohoto rozdílu je vysoká.

Tímto byla potvrzena hypotéza číslo pět ( $H_5$ ), jelikož úpoloví sportovci dosahují vyšších průměrných hodnot než baseballisti.

## 7 Diskuze

Jedním z cílů této práce bylo shromáždění informací, týkajících se posturální stability, její funkce, řízení a to především z oblasti anatomie, fyziologie a kineziologie. Posturální stabilita je poměrně rozsáhlou a složitou problematikou. I přesto neexistují výzkumy, které by se zabývaly podobným tématem, či používali obdobnou metodiku, jako experiment, který je součástí této práce. Z tohoto důvodu na základě literární rešerše byly použity studie, které sledovaly obdobnou problematiku a ty budou v následujícím textu porovnávány.

*Výzkumná otázka: Má vliv samotný kontakt v průběhu sportovní aktivity na schopnost udržení posturální stability?*

Výzkumy, týkající se sportu a posturální stability, se zpravidla zabývají vlivem posturální stability na sportovní výkon. Avšak tato práce má cíl opačný. Tímto cílem je pozorování vlivu sportovní aktivity na posturální stabilitu.

V oblasti sportu není zcela jasný vliv posturální stability na motorické schopnosti nebo obecně na výkon jedince. Důkazem mohou být závěry studií Marshe (2004) a Evanse (2013), kteří se zabývali vlivem posturální stability na výkonnost baseballových nadhazovačů. Při jejich pozorování nebyla nalezena žádná korelace, týkající se úspěšnosti baseballových nadhazovačů a schopnosti posturální stability. Ačkoliv byla dosud stabilita považována za stěžejní schopnost nadhazovačů. Studii s obdobným závěrem publikoval i Platzer et al v roce 2009. V této studii je popsáno, že mezi snowboardisty, kteří závodí na světové úrovni a mezi snowboardisty, kteří se účastní pouze evropských šampionátů, není zásadní rozdíl v posturální stabilitě. Opačný výsledek vyšel ve studii Sella et al (2007), který dokazuje korelaci mezi handicapem golfového hráče a jeho posturální stabilitou. Tento výzkum došel k závěru, že statisticky lepší hráči golfu dosahovali vyšších hodnot posturální stability než hráči, kteří podle statistik měli horší výsledky. Podobně tak Mononen et al (2007) ve svém výzkumu prokázal vliv posturální stability na úspěšnost závodních střelců a označuje posturální stabilitu za jeden z nejmarkantnějších faktorů, které ovlivňují výsledek střelby.

Výzkumy, týkající se posturální stability u sportovců jsou relativně hojně zastoupeny na poli vědy. Nicméně výzkumů, zabývajících se porovnáním posturální stability u úpolových, či kontaktních a bezkontaktních sportovců je nepoměrně méně.

Jedním z mála autorů je například Itamar et al (2013), který ve své práci porovnával posturální stabilitu mladých judistek a plavkyň. Zkoumal především vliv tréninku, který využívá schopností rovnováhy ve stoji (judo) a tréninku, který rovnováhu ve stoji nevyužívá (plavání). Dívky, které se věnovaly judu, dosahovaly lepších hodnot stability při stoji se zavřenýma očima, nicméně při stoji na pěnové podložce dosahovaly lepších výsledků naopak plavkyně. Při stoji s otevřenýma očima nebyl pozorován žádný významný rozdíl mezi skupinami. Probandi výzkumu této práce byli na rozdíl od Itamarova (2013) výzkumu vybráni pouze z mužské části populace. Nicméně výsledky této práce nekorelují se závěry, které popisuje ve své práci Itamar et al (2013). U situací SOT 1 a SOT 2, kdy vyšetřovaný stojí s otevřenýma (SOT 1) a zavřenýma očima (SOT 2), dosahovala skupina baseballistů vyšších hodnot ES než sportovci MMA. Tato odlišnost mezi skupinami byla prokázána na rozdíl od Itamarovy et al (2013) práce pouze klinickou významností, nikoliv statistickou. Itamarovy et al (2013) výsledky podpořil i výzkum Perrina et al (2002), který porovnával posturální stabilitu tanečnicků a judistů. V tomto výzkumu byla obě pohlaví zahrnuta stejným dílem. Výsledky studie hovořily opět ve prospěch juda, kdy nejenže judisti dosahovali lepších výsledků se zavřenýma očima, dosahovali zároveň znatelně lepších výsledků při stoji na pohyblivé (pohyb byl popsán jako „rotačně oscilující“) podložce oproti skupině tanečnicků i kontrolní skupině. Při porovnání Perrinova et al (2002) výzkumu s touto prací nebyla nalezena korelace, kdy by úpoloví sportovci dosahovali lepších hodnot jak se zavřenýma očima, tak s pohyblivou podložkou. Faktem ale je, že při testování SOT s pohyblivou podložkou a otevřenýma očima (SOT 4,6) byl zaznamenán nejmenší rozdíl mezi skupinami, který potvrzuje i nízká a statistická klinická významnost.

*H<sub>0</sub>: Rozdíl mezi skupinami bude roven nule (MMA=Baseball)*

*H<sub>1</sub>: Rozdíl mezi skupinami nebude roven nule (MMA≠Baseball)*

Výsledky jednotlivých testů prokázaly, že existují rozdíly průměrných naměřených hodnot mezi oběma skupinami. Ačkoli tyto rozdíly nemusí být markantní a z velké části nejsou statisticky, ani klinicky významné. Při vyhodnocení průměrných hodnot SOT je zřejmé, že baseballisti dosahovali v průměru vyššího ES. Největší rozdíly průměrných hodnot byly zjištěny u SOT 5, tedy u stoje se zavřenýma očima a pohyblivou podložkou. V této situaci dosahovali zápasníci MMA průměrných hodnot

ES=66,750 a baseballisti ES=74,667, přičemž statistická významnost tohoto rozdílu dosahovala hodnoty  $p=0,189$ . Klinická významnost tohoto rozdílu byla ohodnocena Cohenovým  $d=0,453$  a byla označena za mírnou. Takto značný propad průměrných hodnot skupiny MMA byl pravděpodobně způsoben jedním z probandů, u kterého při dvou ze tří pokusů SOT 5 byl (jako u jediného) zaznamenán pád, který je kalkulován systémem jako ES=0. Pokud by byl tento proband vyřazen ze studie, dosahovala by skupina MMA při SOT 5 průměrných hodnot ES=73,143 a celkové průměrné hodnoty ES=86,143. Další markantní rozdíly u SOT byly zjištěny konkrétně u SOT 3, kdy skupina zápasníků MMA dosahovala průměrných hodnot ES=90,625 a skupina baseballistů ES=93,041. U tohoto rozdílu nebyla opět potvrzena statistická významnost, jelikož byla hodnota  $p=0,227$ . Klinická významnost tohoto rozdílu byla, podobně jako u SOT5, značena jako mírná. Za zmínku stojí i rozdíl při měření SOT 2, kdy skupina MMA zápasníků dosahovala průměrných hodnot ES= 91,375 a skupina baseballistů ES=93,250. Statistická významnost tohoto rozdílu nebyla opět prokázána ( $p=0,078$ ), nicméně klinická významnost byla téměř na hranici střední a vysoké (Cohen  $d=0,723$ ).

Z výše uvedených důvodů byla zamítnuta nulová hypotéza  $H_0$ , která predikovala totožné výsledky obou skupin. Naopak byla potvrzena hypotéza alternativní  $H_1$ , která predikovala rozdílné výsledky obou měřených skupin.

*$H_2$ : Průměrná hodnota ES, získaná měřením SOT, bude u obou skupin vyšší, než 70.*

V této práci byly porovnávány průměrné hodnoty ES obou skupin u jednotlivých situací SOT (1 až 6). Skupina MMA dosáhla v průměru u situace SOT 1 hodnoty ES=95,708 (SD±1,306). U stejné situace dosahovali baseballisti průměrné hodnoty ES=96,375 (SD±0,904). Výsledky měřené situace SOT 2 dosahovaly u skupiny MMA hodnot ES= 91,375 (SD±2,705) a u baseballistů ES=93,250 (SD±2,504). U SOT 3 byly průměrné výsledky skupiny MMA ES=90,625 (SD±6,963) a skupiny baseballistů ES=93,041 (SD±2,850). Průměrné hodnoty při situaci SOT 4 byly zaznamenány pro skupinu MMA ES=90,542 (SD±5,537) a pro skupinu baseballistů ES=91,208 (SD±3,616). U situace SOT 5 byly průměrné hodnoty skupiny MMA sportovců ES=66,750 (SD±21,937) a skupiny baseballistů ES=74,667 (SD±11,389). U situace SOT 6 dosáhla skupina MMA zápasníků průměrných hodnot ES=79,291 (SD±20,214) a skupina baseballistů dosáhla průměrných hodnot ES=79,792(SD±14,494). Po sečtení

průměrných hodnot naměřených pro každou skupinu při testu SOT byl vytvořen celkový průměr. Celková průměrná hodnota ES skupiny MMA zápasníků byla  $ES=85,715$  ( $SD\pm 9,777$ ) a skupiny baseballistů  $ES=88,056$  ( $SD\pm 5,959$ ).

Díky výše uvedeným výsledkům zkoušky SOT byla hypotéza číslo 2 ( $H_2$ ) potvrzena.

*$H_3$ : Průměrná hodnota ES skupiny sportovců, věnujících se úpolovým sportům (MMA), bude vyšší než baseballistů.*

Skupina sportovců, praktikujících MMA zápasení, dosahovala již zmiňované průměrné hodnoty ES při testu SOT  $ES=85,715$  ( $SD\pm 9,777$ ). Skupina, věnující se baseballu dosáhla průměrné hodnoty  $ES=88,056$  ( $SD\pm 5,959$ ). I pokud by byl ze studie vyřazen již zmiňovaný proband, u kterého byl při situaci SOT 5 zaznamenán opakovaný pád, nedosahovala by skupina MMA zápasníků vyšších průměrných hodnot ES než skupina baseballistů. Nicméně by se mezi měřenými skupinami v situaci SOT 5 značně snížil rozdíl (jak již bylo popsáno výše). Na základě výsledků měření lze předpokládat, že u zmiňovaného probanda může být přítomna strukturální, či funkční porucha vestibulárního aparátu a bylo mu doporučeno lékařské vyšetření.

V tomto případě nebyla nalezena žádná korelace s jinými výzkumy, zabývajícími se problematikou posturální stability u úpolových a bezkontaktních sportovců. Nebyla v tomto případě potvrzena statistická významnost ( $p=0,600$ ), nicméně z důvodu neparametrického uspořádání výsledků byl proveden Mann-Whitneyův test, který je označován Corderem a Foremanem (2014) za méně přesný než test parametrický. Není zcela zřejmé, z jakého důvodu nedosahovala skupina MMA vyššího skóre než skupina baseballistů a tím nebyla nalezena korelace výsledků s jinými výzkumy (Itamar et al., 2013, či Perrin et al., 2002). Tuto skutečnost by bylo vhodné v následujících studiích dále zkoumat.

Hypotéza číslo 3 ( $H_3$ ) byla na základě výsledků zamítnuta.

*$H_5$ : Úpoloví sportovci (MMA) budou dosahovat vyšších průměrných hodnot Endpoint Excursion (%) při měření LOS než baseballisti.*

Tato hypotéza nebyla podložena výsledky žádné studie, jelikož nejsou dohledatelné žádné studie, které by využívaly testování LOS u úpolových sportovců. Nicméně při formulování hypotéz bylo nahlíženo jak na osobní zkušenosti autora práce, tak

na výsledky studie Itamara et al (2013), ve které dosahovali obecně úpoloví sportovci lepších hodnot při měření posturální stability než bezkontaktní sportovci.

Při měření LOS dosahovala skupina MMA zápasníků průměrných hodnot Endpoint Excursion 88,469% (SD±11,242) a skupina baseballistů 76,844% (SD±6,658). Parametr Endpoint Excursion patřil mezi nejvíce statisticky významné. Statistická významnost rozdílů obou skupin (ve prospěch MMA skupiny) byla zaznamenána u Endpoint Excursion při pohybu vpravo vpřed ( $p=0,022$ ), vlevo vzad ( $p=0,018$ ) a vlevo (0,001). Rozdíly byly podpořeny i klinickou významností s využitím Cohena d. Při porovnání Endpoint Excursion skupin u pohybu vpravo vpřed dosahovalo Cohenovo d hodnoty 1,375, při pohybu vlevo vzad 1,155 a při pohybu vlevo 2,350. Všechny tyto hodnoty lze dle Soukupa (2013) označit za klinicky velmi významné opět ve prospěch skupiny zápasníků MMA. Kromě zkoumaného Endpoint Excursion byla nalezena vysoká statistická i klinická významnost rozdílů hodnot Max Excursion u totožných směrů.

Hypotéza číslo 5 ( $H_5$ ) byla na základě výsledků přijata.

Pravděpodobnou odpověď, proč dosahovali v průměru úpoloví zápasníci významně vyšších hodnot Endpoint Excursion do určitých směrů, získáme při nahlédnutí do provedení jednotlivých zápasnických technik. Thompson (2004) popisuje ve své publikaci nejčastěji využívané techniky, které jsou používané ke strhávání soupeře. Jednou z těchto ofenzivních technik je takzvaný „double-leg takedown“. Při této technice útočník (stojící levou nohou vpřed, pravou vzad – je tedy pravák) provádí krátký krok levou nohou vpřed a následně přenáší váhu na levé koleno, které se opře o podložku mezi nohama obránce. Následně dochází k zachycení horních končetin útočníka za obě dolní končetiny obránce. Poté útočník přenáší váhu na pravou dolní končetinu, která je opřena na levé straně obránce a z této dolní končetiny se útočník odráží a zároveň dochází ke zvedání soupeřových dolních končetin a tlaku hlavou a trupu směrem do levé strany. Jelikož všichni probandi ze skupiny MMA jsou praváci, používají tuto techniku stejným, či obdobným způsobem jako je popsáno v Thompsonově (2004) publikaci. Při této technice dochází (při kleknutí a chytání soupeřových končetin) k přenášení váhy především doprava vpřed (samotné strhnutí je ve směru doleva), tedy do směru, kde úpoloví sportovci dosahovali značně lepších výsledků Endpoint Excursion než baseballisté. Je možné, že vyšší hodnoty Endpoint Excursion zápasníků ve směru vlevo a vlevo vzad mají spojitost naopak s obranou

proti výše zmiňovanému „double-leg takedownu“. Tato obranná technika má název „sprawl“. Thompson (2004) tuto techniku popisuje jako efektivní obranu právě proti zmiňovanému útoku a snahu o strhnutí. Technika spočívá v úkroku přední (v tomto případě levé) dolní končetiny vzad a přenesení váhy na tuto končetinu (vlevo vzad). Útočník do obránce tlačí v oblasti levé strany trupu, či pánve a obránce vytváří zároveň protitlak do levé strany proti útočníkovi. Závěrečná fáze pohybu není podstatná pro vysvětlení. Je možné najít spojitost mezi směry, kde byla u úpolových sportovců zaznamenána nejvyšší hodnota Endpoint Excursion a směry silového působení při útočení, či obraně zápasnických technik.

Všichni probandi ze skupiny úpolových sportů jsou praváci, bylo by proto vhodné v budoucích výzkumech například porovnat Endpoint Excursion proskupinu leváků a praváků. Nebo například zařadit intervenci v rámci kompenzace pro nácvik technik z druhé strany a pozorovat vliv této intervence na Endpoint Excursion.

*Řešená otázka: Mají jedinci, kteří provozují úpolový sport kratší dobu motorické odezvy než jedinci provozující bezkontaktní sport?*

Gorgy et al (2008) ve své studii popisuje vliv čínského bojového umění na posturální stabilitu. V této studii porovnával skupinu jedinců, kteří se věnují různým druhům čínského bojového umění, se skupinami vysokoškolských sportovců (fotbal, atletika, plavání, basketball) a sportovců produktivního věku (fotbal, plavání, cyklistika). Kontrolní skupinu tvořili jedinci z nesportující populace. Každá skupina byla tvořena šesti probandy. Ve studii bylo využito tlakové podložky (firmy AMTI), kamer, snímajících pohyb a elektromyografie. Probandi jednotlivých skupin měli za úkol zajistit, pokud možno co nejstabilnější tandemový stoj na tlakové podložce. Po ustálení tandemového stoje byl proveden posun podložky laterálním směrem. Úkolem vyšetřovaných byl co nejrychlejší návrat do rovnovážné polohy, ve které začínali. Posuny podložky se rozdělovaly na velké a malé, přičemž probandi byli testováni při tandemovém stoji se zavřenými i otevřenými očima. Skupina jedinců, věnujících se bojovým uměním, dosahovala, oproti zbylým skupinám, v průměru nižších pertubací COP ve všech měřených situacích. Rozdíl pertubací mezi vysokoškolskými sportovci a sportovci v produktivním věku nebyl statisticky významný. Ačkoliv skupina bojových umění dosahovala lepších hodnot posturální stability, rozdíl ve svalové odpovědi mezi všemi skupinami byl minimální. Ačkoliv



docházelo v Gorgyho et al (2008) výzkumu k posunům medio-laterálním a v experimentu této práce k posunům antero-posteriorním, stále nacházíme korelaci výsledků. Při porovnání výsledků Gorgyho et al (2008) a této studie byla nalezena korelace hodnot motorické odpovědi. V MCT při porovnání průměrných hodnot motorické odpovědi obou měřených skupin na posun podložky vpřed i vzad (parametr Latency Left i Right) nebyl zaznamenán významný rozdíl mezi skupinami. Skupina MMA dosahovala nižších průměrných hodnot motorické odpovědi (136,250 ms; 137,292 ms) oproti skupině baseballistů (135,208 ms; 137,500 ms) pouze z padesáti procent. Klinická významnost rozdílů průměrných hodnot obou skupin byla u parametru Latency Left 0,221, což je značeno jako klinicky nízká významnost. U Latency Right dosahovala klinická významnost hodnoty 0,028, což je značeno jako klinicky nevýznamný rozdíl. Je možné, že pokud by do této práce byli vybráni pouze elitní MMA zápasníci, byl by rozdíl motorické reakce mezi skupinami markantnější. Moreira et al. (2016) ve svém výzkumu uvádí spojitost motorické odezvy a soutěžní úrovně taekwondistů. Výstupem Moreirova et al (2016) výzkumu bylo naměření nižší (rychlejší) motorické odezvy u elitních taekwondistů (ti, kteří obdrželi zlatou medaili z mistrovství světa). Druhou skupinou byli subelitní taekwondisti (ti, kteří získali zlatou medaili v národních soutěžích). U druhé skupiny byly naměřené hodnoty motorické odezvy vyšší (pomalejší).

U skupiny, provozující úpolové sporty nebyla prokázána průměrná kratší doba motorické odezvy než u skupiny baseballistů.

*H<sub>4</sub>: Průměrná motorická reakční doba Latency Left/Right (ms) u MCT bude u skupiny úpolových sportovců (MMA) dosahovat nižších hodnot než u baseballistů.*

Průměrná hodnota motorické odpovědi skupiny MMA zápasníků byla na levé polovině těla 136,250 ms. Na pravé polovině těla dosahovala skupina MMA zápasníků průměrných hodnot 137,292 ms. Průměrná hodnota motorické odpovědi skupiny baseballistů byla na levé straně 135,208 ms a na pravé straně 137,5 ms. Rozdíly mezi skupinami byly na levé straně označeny za málo klinicky významné (Cohen  $d=0,221$ ) a na pravé straně za klinicky nevýznamné (Cohen  $d=0,028$ ). Rozdíly průměrných hodnot mezi skupinami nedosahovaly statistické významnosti při  $p=0,05$ .

Hypotéza číslo 4 (H<sub>4</sub>) byla na základě porovnání výsledků zamítnuta.

Ačkoliv žádný z výsledků MCT nebyl statisticky významný, byla objevena klinická významnost některých měřených parametrů. Konkrétně se jednalo o symetrii váhového rozdělení (Weight Symmetry) a symetrii silovou (Strength Symmetry). Při pohybu podložky vzad měla skupina MMA zápasníků v průměru spíše váhu na levé straně a k nastolení rovnováhy používali spíše levou polovinu těla. Naopak při posunu podložky vpřed měli průměrně zápasníci MMA váhu spíše na pravé straně a používali k nastolení rovnováhy pravou polovinu těla. Používání této asymetrické strategie může mít původ v základním zápasnickém postoji. Všichni probandi ze skupiny MMA zápasí jako „praváci“ to znamená, že při zápasnickém postoji (box, či řecko-římský zápas) mají levou dolní končetinu vpředu a pravou dolní končetinu vzadu. Proto pokud dojde k vychýlení pomocí posunu podložky vpřed (vyšetřovaný vnímá změnu polohy jako pád vzad), dojde k zapojení svalstva spíše pravé dolní končetiny, která je v zápasnickém postoji zadní. Opačný mechanismus platí při posunu podložky vzad.

Na druhé straně u skupiny baseballistů docházelo při posunu podložky vzad (vyšetřovaný vnímá změnu polohy jako pád vpřed) k přenesení váhy na pravou stranu a k nastolení rovnováhy byla využita taktéž pravá strana těla. Všichni probandi ze skupiny baseballistů používají k házení míče pravou horní končetinu. Při odhodovém mechanismu praváci stojí levým bokem k cíli a dochází k odrazu z pravé dolní končetiny, kdy levá, výkročná dolní končetina má funkci opornou a zabraňuje pádu. Tento mechanismus popsal Josefus (2013) ve své diplomové práci. Je tedy možné, že skupina baseballistů používala spíše odrazovou nohu pro udržení stability při posunu podložky vzad. Nicméně mechanismus, který skupina baseballistů převážně využívala při posunu podložky vpřed, zůstává nejasný a bylo by vhodné, kdyby byl součástí dalšího a detailnějšího zkoumání.

Při vyhodnocování výsledků bylo objeveno několik nedostatků, které by bylo vhodné při dalších výzkumech eliminovat.

Prvním z nedostatků této práce je relativně nízký počet probandů. Jelikož je charakter této práce quasi-experimentální, byli probandi vybráni záměrně. Vhodné by bylo provést studii u vyššího počtu probandů. Aby byla dosažena adekvátní statistická významnost a síla testu, je potřeba určit minimální velikost testovaného souboru. Za tímto účelem lze využít například program G-Power, či jemu podobné. Pro maximalizaci uplatnění výsledků by bylo také vhodné využít náhodný výběr

probandů ze sportující populace. Jelikož do této studie bylo záměrně vybráno pouze 16 sportovců, nelze výsledky této studie generalizovat na celkovou populaci provádějící bezkontaktní a úpolové sporty. Efekt na výpovědní hodnotu dat by mělo i zařazení kontrolní skupiny jedinců z běžné populace pro porovnání jednotlivých parametrů posturální stability

V této práci byla zkoumána posturální stabilita úpolových a bezkontaktních sportovců, nicméně byly vybrány celkem pouze dva sporty, které zastupovaly dané sportovní odvětví. Pro další zkoumání vlivu kontaktu ve sportu na posturální stabilitu by bylo vhodné začlenit, pokud možno co nejvíce úpolových, či kontaktních a bezkontaktních sportů s adekvátním počtem zástupců každého sportu.

V rámci této práce nebyl zohledňován vliv doplňkového cvičení na posturální stabilitu. Existuje možnost, že samotný vliv doplňkového cvičení, ať už formou posilování s volnými vahami, kettlebells, fitness stroji nebo balančního cvičení, může mít větší dopad na posturální stabilitu než samotný sport, který jedinec provozuje.

## 8 Závěr

V této práci jsou shrnuty poznatky o posturální stabilitě, její funkci, řízení a to především z oblasti anatomie, fyziologie a kineziologie. Dále jsou zde charakterizovány úpolové a bezkontaktní sporty.

Cílem této práce bylo zjistit, zda má samotný kontakt v průběhu sportovní aktivity vliv na kvalitu posturální stability.

Výsledky této práce potvrzují pozitivní vliv kontaktu na posturální stabilitu sportovce, tento závěr platí ale pouze u testu LOS. U tohoto testu dosahovali úpoloví sportovci statisticky i klinicky lepších výsledků než skupina baseballistů. Baseballisti na druhé straně dosahovali lepších průměrných hodnot při testu SOT, nicméně tyto rozdíly nebyly statisticky ani klinicky významné. Žádné výrazné rozdíly nebyly zaznamenány mezi skupinami při měření motorické odpovědi. Při vyhodnocování výsledků byl pravděpodobně zaznamenán vliv některých mechanismů, které jsou obecně využívány v průběhu sportovní aktivity obou sportů. Nicméně nelze jednoznačně tvrdit, že úpoloví sportovci mají zpravidla lepší posturální stabilitu než jedinci sportovních bezkontaktních aktivit.

Jelikož byli do této studie záměrně vybráni probandi pouze ze dvou sportů, může být toto zobecnění zavádějící. Bylo by vhodné provést více výzkumů z této oblasti vědy, například s porovnáním většího spektra sportovců, či využitím odlišných testů. I přes nespočet studií, věnujících se posturální stabilitě, je velmi málo studií, které by se zabývaly obdobnou tematikou jako experiment obsažený v této práci.

## Seznam zdrojů

1. BARTŮŇKOVÁ, S. *Fyziologie člověka a tělesných cvičení: učební texty pro studenty fyzioterapie a studia Tělesná a pracovní výchova zdravotně postižených*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2010. ISBN 978-80-246-1817-3.
2. BENSMAIA, S. J. et al. Vibratory adaptation of cutaneous mechanoreceptive afferents. *Journal of neurophysiology*[online]. 2005, 94(5), 3023-3036 [cit. 2016-11-26]. Dostupné z: [10.1152/jn.00002.2005](https://doi.org/10.1152/jn.00002.2005)
3. BERG, K., WOOD-DAUPHINEE, S., WILLIAMS, J. I. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand.J.Rehabil.Med.* 1995, 27, 27–36 ISSN 0036-5505
4. BERRY, B. A. *The effects of crossed-dominant vision, reaction time and response time on hitting performance in baseball*. 2012. PhD Thesis, [cit. 20. 2. 2017]. Dostupné z: <https://esirc.emporia.edu/bitstream/handle/123456789/1583/Berry%201995.pdf?sequence=1>
5. BLASZCZYK, J. W., KLONOWSKI, W. Postural stability and fractal dynamics. *Acta Neurobiol. Exp* [online]. 2001, 61(5), 105-112 [cit. 2016-12-8]. Dostupné z: <http://www.ane.pl/pdf/6113.pdf>
6. BOTEZATU, C., ANDREI, C., HILLERIN, P. Neuromuscular Aspects of Anticipation in Preparing the Body for the Contact Structure in Motrice Performance. *Sport Science Review*[online]. 2014, 23(1-2), 1-22 [cit. 2017-01-06]. Dostupné z: <https://doi.org/10.2478/ssr-2014-0001>
7. BORAH, D. et al. Age related changes in postural stability. *Indian J Physiol Pharmacol* [online]. 2007, 51(4), 395-404 [cit. 2016-11-17]. Dostupné z: [http://www.ijpp.com/IJPP%20archives/2007\\_51\\_4/395-404.pdf](http://www.ijpp.com/IJPP%20archives/2007_51_4/395-404.pdf)
8. BRAUER, S. G., WOOLLACOTT, M., SHUMWAY-COOK, A. The interacting effects of cognitive demand and recovery of postural stability in balance-impaired elderly persons. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 2001, 56(8), 489-496 [cit. 2015-12-8]. Dostupné z: <http://biomedgerontology.oxfordjournals.org/content/56/8/M489.full>

9. BUSE, G. No holds barred sport fighting: a 10 year review of mixed martial arts competition. *British journal of sports medicine*[online]. 2006, 40(2), 169-172 [cit. 2017-03-11]. Dostupné z: [10.1136/bjism.2005.021295](https://doi.org/10.1136/bjism.2005.021295)
10. CORDER, G., FOREMAN, D. *Nonparametric statistics: A step-by-step approach*. 2. vyd. Dallas: John Wiley & Sons, 2014. ISBN 978-1118840313.
11. CORNSWEET, T. *Visual perception*. 2. vyd. New York: Academic press, 2012. ISBN 978-0155949362
12. CONCORDIA UNIVERSITY. PERFORM operating document: Neurocom SMART EquiTest, Computerized dynamic posturography. In: *perform.concordia.ca* [online]. ©2015 [cit. 2. 9. 2016]. Dostupné z: [https://perform.concordia.ca/GettingStarted/pdf/compliance/PC-POD-FA-002-V01\\_NEUROCOM.pdf](https://perform.concordia.ca/GettingStarted/pdf/compliance/PC-POD-FA-002-V01_NEUROCOM.pdf)
13. COTE, K. P. et al. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of athletic training* [online]. 2005, 40(1), 41 [cit. 2015-12-8]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1088344/>
14. DVOŘÁK, R., VAŘEKA, I. Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, 6(3), 84-85. ISSN 1211-2658
15. EVANS, C. Balance and pitch accuracy in division i baseball pitchers. *Research Papers* [online]. 2013, 37(2), s. 97-109 [cit. 2017-03-01]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/efaf/3fe3abcadda35d7aa12cb1ff2681e695ae3b.pdf>
16. FONG, S. et al. Health through martial arts training: Physical fitness and reaction time in adolescent Taekwondo practitioners. *Scientific Research*[online]. 2013, 5, 223-228 [cit. 2017-01-16]. Dostupné z: [10.4236/health.2013.56A3001](https://doi.org/10.4236/health.2013.56A3001)
17. FONG, S. et al. Taekwondo training improves sensory organization and balance control in children with developmental coordination disorder: A randomized controlled trial. *Research in Developmental Disabilities* [online]. 2012, 33(1), 85-95 [cit. 2017-02-17]. Dostupné z: [10.1016/j.ridd.2011.08.023](https://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.08.023)
18. FONG, S. M. et al. Sensory integration and standing balance in adolescent taekwondo practitioners. *Pediatr Exerc Sci* [online]. 2012, 24(1), 142-51 [cit. 2017-01-16]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1123/pes.24.1.142>

19. GABBETT, T., KING, T., JENKINS, D. Applied physiology of rugby league. *Sports Medicine*[online]. 2008, 38(2), 119-138 [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: 10.2165/00007256-200838020-00003
20. GORGY, O., VERCHER, J., COYLE, T. How does practise of internal Chinese martial arts influence postural reaction control? *Journal of sports science*[online]. 2008, 26(6), 629-642 [cit. 2017-3-29]. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=2&sid=46e1bbd2-4c27-4eab-bf28-5b57712049d2%40sessionmgr104&hid=108>
21. GUSKIEWICZ, K., ROSS, S., MARSHALL, S. Postural stability and neuropsychological deficits after concussion in collegiate athletes. *Journal of athletic training*[online]. 2001, 36(3), 263 [cit. 2017-03-17]. Dostupné z: [https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC155417/pdf/attr\\_36\\_03\\_0263.pdf](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC155417/pdf/attr_36_03_0263.pdf)
22. HATZIAKY, V. et al. Perceptual – Motor Contributions to Static and Dynamic Balance Control in Children. *Journal of Motor Behavior* [online]. 2002, 34(2), 161-170 [cit. 2016-12-20]. Dostupné z: [10.1080/00222890209601938](https://doi.org/10.1080/00222890209601938)
23. HIROSE, A. PIH, K. Men who strike and men who submit: Hegemonic and marginalized masculinities in mixed martial arts. *Men and Masculinities*[online]. 2009, roč(č), s [cit. 2017-03-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/1097184X09344417>
24. HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* [online]. 2006, roč(7), 35-40 [cit. 2016-12-20]. Dostupné z: [10.1093/ageing/af1077](https://doi.org/10.1093/ageing/af1077)
25. HORAK, F. B., WRISLEY, D. M., FRANK, J. The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical therapy* [online] 2009, 89(5), 484-498 [cit. 2016-12-17]. Dostupné z: 10.2522/ptj.20080071.
26. HRYSOMALLIS, C. Balance Ability and Athletic Performance. *Sports Medicine* [online]. 2011, 41(3), 221-232[cit. 2017-03-07]. Dostupné z: 10.2165/11538560-000000000-00000.
27. HUE, O. et al. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & posture* [online]. 2007, 26(1), 32-38 [cit. 2016-12-27]. Dostupné z: [10.1016/j.gaitpost.2006.07.005](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.005)

28. CHAPMAN, D. W. et al. Effects of experience in a dynamic environment on postural control. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2008, 42(1), 16-21 [cit. 2016-12-27]. Dostupné z: [10.1136/bjism.2006.033688](https://doi.org/10.1136/bjism.2006.033688)
29. CHAUDHRY, H. et al. Measures of postural stability. *Journal of rehabilitation research and development* [online]. 2004, 41(5), 713 [cit. 2016-12-28]. Dostupné z: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/05/42/4/pdf/chaudhry.pdf>
30. ITAMAR, N., SCHWARTZ, D. MELZER, I. Postural control: differences between youth judokas and swimmers. *The Journal of sports medicine and physical fitness* [online]. 2013, 53(5), 483-489 [cit. 2017-03-29]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23903528>
31. IVERS R. Q. et al. Visual impairment and falls in older adults: the Blue Mountains Eye Study. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 1998, 46(1), 58-64 [cit. 2017-01-23]. Dostupné z: [10.1111/j.1532-5415.1998.tb01014.x](https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1998.tb01014.x)
32. JAHN, K. et al. Suppression of eye movements improves balance. *Brain Research* [online]. 2002, 125, 2005 – 2011 [cit. 2017-03-15]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/brain/awf204>
33. JALOVCOVÁ, M., PAVLŮ, D. Stabilizační systém a role m. Transversus Abdominis. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, 17(4), 174-180. ISSN 1211-2658.
34. JOSEFUS, L. Analýza baseballového nadhozu. Praha, 2013. Diplomová práce. FTVS UK. Vedoucí práce Doc. PhDr. Vladimír Süß, PhD.
35. KOCHHAR, T. et al. Risk of cervical injuries in mixed martial arts. *British journal of sports medicine* [online]. 2005, 39(7), 444-447 [cit. 2017-03-15]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1136/bjism.2004.011270>
36. KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1.vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
37. KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0350-0
38. MANCINI, M., HORAK, F. B. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European journal of physical and rehabilitation medicine* [online]. 2010, 46(2), 239 [cit. 2016-12-17]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3033730/pdf/nihms-258907.pdf>.



39. MARSH, D. et al. The relationship between balance and pitching error in college baseball pitchers. *The Journal of Strength & Conditioning Research* [online]. 2004, 18(3), 441-446 [cit. 2017-02-05]. Dostupné z: 10.1519/R-13433.1
40. MIKOLAJEC, K., RZEPKA, R. Objective assessment and importance of stability and motor control in sports performance. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2007, 18, 135–140 [cit. 2017-03-14]. Dostupné z: [http://apps.webofknowledge.com/full\\_record.do?product=WOS&search\\_mode=GeneralSearch&qid=1&SID=Z1AFliwMmF4OIL558QW&page=1&doc=1](http://apps.webofknowledge.com/full_record.do?product=WOS&search_mode=GeneralSearch&qid=1&SID=Z1AFliwMmF4OIL558QW&page=1&doc=1)
41. MOREIRA, P., GOETHEL M., GONÇALVES M. Neuromuscular performance of Bandal Chagui: Comparison of subelite and elite taekwondo athletes. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2016, 30, 55 - 65 [cit. 2017-04-01]. Dostupné z DOI: 10.1016/j.jelekin.2016.06.001.
42. MYERS A. M. et al. Discriminative and evaluative properties of the activities-specific balance confidence (ABC) scale. *J. Gerontol. A Biol. Sci. med. Sci.* [online]. 1998, 53, 287–294 [cit. 2016-12-26]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/gerona/53A.4.M287>
43. NAUNTON, R. F. *The vestibular system: the proceedings of a symposium held at the University of Chicago, 1973*. 1. vyd. New York: Academic Press, 2012. ISBN 0125149506.
44. NATUS MEDICAL INCORPORATED. NeuroCom Equi Test Systems. In: *natus.com* [online]. ©2016 [cit. 2017-02-20]. Dostupné z: [http://www.natus.com/index.cfm?page=products\\_1&crd=270&contentid=395](http://www.natus.com/index.cfm?page=products_1&crd=270&contentid=395)
45. *Neurocom Balance Manager® Systems: Clinical Integration Seminar*. Clackamas: Neurocom International, 2016. 364 s.
46. PAI, Y. Movement termination and stability in standing. *Exercise and Sports Science Reviews* [online]. 2003, 31(1), 19 – 25 [cit. 2017-03-14]. Dostupné z: 10.1097/00003677-200301000-00005
47. PAVLŮ, D. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody*. 2. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2003. ISBN 80-7204-312-9
48. PETERKA, R. J., LOUGHLIN, P. J. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2004, 91(1), 410-423 [cit. 2016-12-13]. Dostupné z: [10.1152/jn.00516.2003](https://doi.org/10.1152/jn.00516.2003)

49. PLATZER, H. et al. Comparison of physical characteristics and performance among elite snowboarders. *The Journal of Strength & Conditioning Research* [online]. 2009, 23(5), 1427-1432 [cit. 2017-03-27]. Dostupné z: [10.1519/JSC.0b013e3181aa1d9f](https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181aa1d9f)
50. REGULI, Z. *Úpolové sporty*. 1. vyd. Brno: MU FSpS, 2005. ISBN 80-210-3700-8
51. RAŠEV, E. Testování posturální stabilizace motoriky ve vztahu k bolesti zad a evaluace dysfunkce posturálního řízení motoriky metodou posturální somatooscilografie. Praha, 2011. Disertační práce. FTVS UK. Vedoucí práce Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSs.
52. RICE, W. Medical conditions affecting sports participation. *American Academy of Pediatrics* [online]. 1994, -( ), 757-760 [cit. 2017-03-11]. Dostupné z: [10.1542/peds.2008-0080](https://doi.org/10.1542/peds.2008-0080)
53. SÁNCHEZ, R., MALCOLM, D. Decivilizing, civilizing or informalizing? The international development of Mixed Martial Arts. *International Review for the Sociology of Sport* [online]. 2010, 45(1), 39-58 [cit. 2017-03-17]. Dostupné z: [10.1177/1012690209352392](https://doi.org/10.1177/1012690209352392)
54. SANTOS, M., KANEKAR, N., ARUIN, A. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2010, 20(3), 398-405 [cit. 2017-02-23]. Dostupné z: [10.1016/j.jelekin.2010.01.002](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.01.002)
55. SATTLECKER, G. et al. Postural Balance and Rifle Stability During Standing Shooting on an Indoor Gun Range Without Physical Stress in Different Groups of Biathletes. *International Journal of Sports Science & Coaching* [online]. 2014, 9(1), 171-184 [cit. 2017-02-24]. Dostupné z: [10.1260/1747-9541.9.1.171](https://doi.org/10.1260/1747-9541.9.1.171)
56. SELL, T. An examination, correlation, and comparison of static and dynamic measures of postural stability in healthy, physically active adults. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2012, 13(2), 80-86 [cit. 2017-02-24]. Dostupné z: [10.1016/j.ptsp.2011.06.006](https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.06.006)
57. SELL, T. et al. Strength, flexibility, and balance characteristics of highly proficient golfers. *The Journal of Strength & Conditioning Research* [online]. 2007, 21(4), 1166-1171 [cit. 2017-03-21]. Dostupné z: <http://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/40474741/strength-flexibility->

balance.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=1490913188&Signature=Pg7VRcQ%2FoBpxA40VcC4jWhDxl14%3D&response-content-disposition=inline%3B%20filename%3DSTRENGTH\_FLEXIBILITY\_AND\_BALANCE\_CHARACTER.pdf

58. SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. *Motor control: theory and practical applications*. 2.vyd.: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. ISBN 9780683306439
59. SOUKUP, P. Věcná významnost výsledků a její možnosti měření. *SDA Info* [online]. 2013, 7(2), 125-148 [cit. 2017-03-19]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.13060/23362391.2013.127.2.41>
60. SUCHOMEL, T., LISICKÝ, D. Progresivní dynamická stabilizace bederní páteře. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, 11(3), 128-136 [cit. 2016-11-7]. Dostupné z: [http://www.ftk.upol.cz/dokumenty/kfa/prezentace/trenink\\_stabilizace.pdf](http://www.ftk.upol.cz/dokumenty/kfa/prezentace/trenink_stabilizace.pdf)
61. SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, 13(3), 112 - 124. ISSN 1211-2658
62. SÜSS, V. *Softball a baseball*. 1.vyd. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0658-X.
63. SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. *Motor control. Theory and Practical Application*. 1.vyd. Lippincott: Williams & Wilkins, 2001. ISBN 068330643X.
64. THOMPSON, G. *The Throws and Takedowns of Greco-roman Wrestling*. 3. vyd. Chichester: Summersdale Publishers, 2004. ISBN 9781840248289.
65. TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. Praha: Grada, 2003. ISBN 8024705125.
66. VANDERHILL, M. S. et al. The effect of actual and imaginary handgrip on postural stability during different balance conditions. *Gait & Posture* [online]. 2014, 40(4), 652-657 [cit. 2017-02-15]. Dostupné z: [10.1016/j.gaitpost.2014.07.015](http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.015)
67. VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, 9(4), 115-121. ISSN 1805-4552

68. VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, 9(4), 122-129. ISSN 1805-4552
69. VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-802-4424-323.
70. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1997. ISBN 80-7169-256-5.
71. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: FTVS UK, 1995. ISBN 80-7184-100-5.
72. VÉLE, F. *Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-725-4837-9.
73. VILJANEN, A. et al. Hearing as a predictor of falls and postural balance in older female twins. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 2009, 64(2), 312-317 [cit. 2017-02-19]. Dostupné z: [10.1093/gerona/gln015](https://doi.org/10.1093/gerona/gln015)
74. WALLMANN, H. W. Comparison of elderly nonfallers and fallers on performance measures of functional reach, sensory organization, and limits of stability. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 2001, 56(9), 580-583 [cit. 2017-02-19]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/gerona/56.9.M580>
75. ZEMKOVÁ, E. Posturografia ako súčasť funkčnej diagnostiky. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*. 2009, 18(1), 2-15. ISSN 1210-5481

## **Seznam příloh**

Příloha č. 1 - Vyjádření Etické komise FTVS UK

Příloha č. 2 – Vzor informovaného souhlasu

Příloha č. 3 – Seznam obrázků

Příloha č. 4 – Seznam tabulek

## Příloha č. 1 - Vyjádření Etické komise FTVS UK

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

### Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

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

**Název projektu:** Hodnocení posturální stability u jedinců provozující kontaktní a bezkontaktní sporty

**Forma projektu:** výzkumná práce - diplomová práce

**Období realizace:** leden 2017

**Předkladatel:** Bc. Richard Kania

**Hlavní řešitel:** Bc. Richard Kania

**Spoluřešitel(é):**

**Vedoucí práce (v případě studentské práce):** Mgr. Helena Vomáčková

**Název grantu:**

**Popis projektu:** Cílem projektu je zjištění fungování posturální stability u sportovců, provozujících kontaktní a bezkontaktní sporty a následné porovnání mezi těmito dvěma skupinami. K výzkumu bude použit přístroj Neurocom Smart Equitest od firmy Natus včetně vyšetřovacích protokolů, které tento přístroj nabízí. U vyšetřovaného se bude testovat schopnost stoje v různých modifikacích (na jedné noze, se zavřenými očima apod.) na plošině, která bude snímat výchylky těžiště tohoto jedince. Stoj bude měřen v modelových situacích, daných dle protokolu od firmy Natus. Během těchto situací bude docházet k pohybům at' už plošiny, či prostředí okolo vyšetřovaného. Testování bude probíhat v laboratoři katedry fyzioterapie UK FTVS. Výstupem bude grafické a statistické zpracování hodnot, které bude následně analyzováno pro získání informací výše zmiňované diplomové práce.  
**Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:** Bezpečnost bude zajištěna bezpečnostními protokoly systému Neurocom Smart Equitest. Na bezpečnost bude dohlížet vyšetřující (autor práce).  
Rizika prováděného testování nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u tohoto typu testování.  
**Etické aspekty výzkumu:** Tohoto výzkumu se účastní pouze zletilí jedinci, kteří budou vybráni libovolně řešitelem. Osobní data budou anonymizována a zveřejněna v anonymní podobě a fotografie probandů budou upraveny tak, aby nebyla možná jejich identifikace. Po anonymizaci budou osobní data smazána.  
**Informovaný souhlas:** příložen

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: 2.1.2017

Podpis předkladatele: 

### Vyjádření Etické komise UK FTVS

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

**Členové:** prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová


Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 245/2016

dne: 3.1.2017

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

**Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.**

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

  
podpis předsedkyně EK UK FTVS

## **Příloha č. 2 – Vzor informovaného souhlasu**

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 Hodnocení posturální stability u jedinců provozující kontaktní a bezkontaktní sporty, prováděné na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy (UK FTVS).

Cílem této diplomové práce je vyhodnocení posturální stability vyšetřovaných osob, zastupujících jednotlivá sportovní odvětví a následné zhodnocení. K tomuto vyhodnocení bude využito systému Neurocom Smart Equitest a vyšetřovacích protokolů, které lze na tomto zařízení provádět. Během testování se bude vyšetřovat schopnost stoje v různých modifikacích (na jedné noze, se zavřenýma očima apod.) na plošině, která bude snímat výchylky těžiště tohoto jedince. Stoj bude měřen v modelových situacích, daných dle protokolu od firmy Natus. Během těchto situací bude docházet k pohybům ať už plošiny, či prostředí okolo vyšetřovaného. Testování bude probíhat na katedře fyzioterapie UK FTVS.

Vyšetření je neinvazivní. Subjekt bude měřen pouze jednou, přičemž celková doba vyšetření je odhadnuta na hodinu a půl. V průběhu vyšetření může dojít k nepříjemnému pocitu závratě při některých vyšetřovacích protokolech, zejména u těch, kde dochází k pohybu hlavy anebo krční páteře. Vyšetření by mělo být bezbolestné. Rizika prováděného testování nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u tohoto typu testování. Bezpečnost při vyšetření bude zajištěna ze strany vyšetřujícího a bezpečnostních protokolů vyšetřujícího zařízení. Na bezpečnost bude v průběhu celé délky testování dohlížet školený personál (vyšetřující).

Přínosem tohoto projektu je bližší zkoumání vlivu kontaktních a bezkontaktních sportů na stabilitu jedince. Výstupní data budou statisticky zhodnocena vyšetřujícím. Získaná data budou zpracovávána a uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci a v odborných časopisech a na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Fotografie probandů budou upraveny tak, aby nebyla možná jejich identifikace.

Vaše účast v projektu nebude finančně ohodnocená.

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

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Richard Kania

Podpis:.....

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení ..... 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: .....



### **Příloha č. 3 – Seznam obrázků**

Obrázek č. 1: Porovnání hodnot jednotlivých měření (Fong et al., 2012).....	33
Obrázek č. 2: Porovnání hodnot jednotlivých měřených skupin. (Fong et al., 2012) ....	34
Obrázek č. 3: Ilustrace „strike zóny“ a jejích rozměrů (udáváno v palcích) .....	36
Obrázek č. 4: Ustanovení dolních končetin na měřicí ploše Neurocom Smart Equitest (Concordia University, 2015) .....	41
Obrázek č. 5: Ilustrace provedení SOT protokolu (Neurocom International, 2016) .....	43
Obrázek č. 6: Normativní hodnoty pro věková rozmezí (Nashner, 1993).....	44
Obrázek č. 7: Ilustrace provedení MCT protokolu (Neurocom International, 2016) .....	45
Obrázek č. 8: Graf znázornění statisticky významného rozdílu skupin u Endpoint Excursion pohybu číslo 2 (doprava vpřed). .....	56
Obrázek č. 9: Graf znázornění statisticky významného rozdílu skupin u Endpoint Excursion pohybu číslo 6 (doleva vzad). .....	58
Obrázek č. 10: Graf znázornění statisticky významného rozdílu skupin u Max Excursion pohybu číslo 6 (doleva vzad). .....	59
Obrázek č. 11: Graf znázornění statisticky významného rozdílu skupin u Max Excursion pohybu číslo 7 (doleva).....	60
Obrázek č. 12: Graf znázornění statisticky významného rozdílu skupin u Max Excursion pohybu číslo 7 (doleva).....	61

#### **Příloha č. 4 – Seznam tabulek**

Tabulka č. 1: Tabulka charakterizující výzkumný soubor.....	39
Tabulka č. 2: Přehled průměrných naměřených hodnot SOT a vyjádření statistické významnosti.....	48
Tabulka č. 3: Znázornění barevného přiřazení hodnot v závislosti na klinické významnosti.....	49
Tabulka č. 4: Znázornění průměrných naměřených hodnot SOT a jejich klinické významnosti.....	49
Tabulka č. 5: Přehled průměrných naměřených hodnot MCT při posunu vzad u úpolových a bezkontaktních sportovců.....	50
Tabulka č. 6: Znázornění průměrných naměřených hodnot MCT při posunu vzad a jejich klinické významnosti .....	51
Tabulka č. 7: Přehled průměrných naměřených hodnot MCT při posunu vpřed u úpolových a bezkontaktních sportovců.....	52
Tabulka č. 8: Znázornění průměrných naměřených hodnot MCT při posunu vpřed a jejich klinické významnosti .....	53
Tabulka č. 9: Znázornění průměrných naměřených hodnot MCT do všech směrů.....	54
Tabulka č. 10: Přehled průměrných naměřených hodnot do prvních čtyř směrů LOS u úpolových a bezkontaktních sportovců.....	55
Tabulka č. 11: Znázornění průměrných naměřených hodnot LOS ve směru vpřed (F), vpravo vpřed (RF) a vpravo (R) včetně jejich klinické významnosti.....	56
Tabulka č. 12: Přehled průměrných naměřených hodnot do druhých čtyř směrů LOS u úpolových a bezkontaktních sportovců.....	57
Tabulka č. 13: Znázornění průměrných naměřených hodnot LOS ve směru vpravo vzad (RB), vzad (B) a vlevo vzad (LB) včetně jejich klinické významnosti .....	62
Tabulka č. 14: Znázornění průměrných naměřených hodnot LOS ve směru vlevo (L) a vlevo vpřed (LF) včetně jejich klinické významnosti.....	63
Tabulka č. 15: Znázornění průměrných naměřených hodnot obou skupin u LOS všemi směry.....	64