

Univerzita Karlova v Praze

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Vybrané parametry posturální stability u  
výkonnostní kategorie tanečního sportu**

Diplomová práce

Vedoucí práce:

Doc. Ing. František Zahálka, Ph.D.

Vypracoval:

Bc. Jan Kadlec

Praha, 2013

Prohlašuji, že jsem závěrečnou 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 diplomanta

## Evidenční list

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

---

## **Poděkování**

Na tomto místě bych v první řadě rád poděkoval vedoucímu práce panu Doc. Ing. Františku Zahálkovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady a zvláště za pomoc při sběru dat v Laboratoři sportovní motoriky. Dále děkuji panu PaedDr. Tomáši Malému, Ph.D. za pomoc se statistickým zpracováním dat. V neposlední řadě oceňuji ochotu všech tanečníků a tanečnic zúčastněných na tomto projektu.

## **Abstrakt**

Název: Vybrané parametry posturální stability u výkonnostní kategorie tanečního sportu.

Cíl práce: Cílem práce je zhodnotit vybrané parametry posturální stability elitních jedinců z nejvyšší výkonnostní kategorie tanečního sportu v rámci České republiky v průběhu přípravného období. Vymežit vztah posturální stability vzhledem k tělesnému složení, vyrovnanosti a schopnosti produkce výbušné síly dolních končetin.

Metody řešení: Skupina 10 vrcholových sportovních tanečnicků, složena z mužů (n=5, věk=25,1±2,4 roku, výška=181,9±3,8 cm, váha=73,7±7,5 kg) a žen (n=5, věk=23,9±3,1 roku, výška=169,1±5,7 cm, váha=53,8±3,6 kg) byla podrobena longitudinálnímu sledování v průběhu přípravného období. Na počátku a na vrcholu tohoto období (Mistrovství České republiky) byli zhodnoceni z hlediska úrovně posturální stability, tělesného složení a dynamických projevů. K měření byla použita tlaková deska FootScan (RScan International, Belgie), bioimpedanční analýza pomocí přístroje BIA 2000M (Datainput, Německo) a Tanita (Tanita Corporation, Japonsko) a dynamometrické silové desky Kistler 8611 (Kistler, Švýcarsko). Výsledky byly hodnoceny deskriptivní a induktivní (párový t-test) statistikou.

Výsledky: Výsledky ukazují vysokou míru podobnosti sledovaných vybraných parametrů sportovních tanečnicků, jak na počátku, tak na vrcholu přípravného období. Posturální stabilita se mírně zhoršila, ale pouze u 5 z 24 vybraných parametrů byly změny statisticky významné ( $p<0,05$ ). V tělesném složení došlo ke změně tělesné hmotnosti. Došlo k jejímu úbytku a to zejména ztrátou tukové tkáně. Změny však nebyly statisticky významné. Distribuce tekutin v těle byla bez statisticky významných změn a byla symetrická. U explozivní síly došlo ke snížení mírné stranové asymetrie mezi pravou a levou dolní končetinou. U výskoku bez pomoci horních končetin byla změna v poměru silového zapojení dolních končetin statisticky významná ( $p<0,05$ ).

Klíčová slova: Taneční sport, tanec, testy, tělesné složení, explozivní síla dolních končetin

## **Abstract**

Title: Selected parameters of postural stability in elite sport dance group.

Objectives: The aim of this study is to evaluate selected parameters of postural stability in elite sport dancers in Czech Republic during their preparatory period and to define the relation of postural stability to body composition, equality and ability of explosive strength production of lower limbs.

Methods: The group of 10 elite sport dancers, composed of men (n=5, age=25,1±2,4 years, height=181,9±3,8 cm, weight=73,7±7,5 kg) and women (n=5, age=24±3,2 years, height=169,1±5,7 cm, weight=53,8±3,6 kg), was longitudinally observed during their preparatory period. At the beginning and on the top (national championship) postural stability, body composition and dynamic performance were evaluated. These following devices were used for testing: force plate FootScan (RScan International, Belgium), bioimpedance analyzer BIA 2000M (Datainput, Germany) and Tanita (Tanita Corporation, Japan), dynamometric force plates Kistler 8611 (Kistler, Switzerland). Results were evaluated by descriptive and inductive (paired t-test) statistics.

Results: Results showed high similarity of followed selected parameters in elite sport dancers at the beginning and also at the top of preparatory period. Postural stability was slightly impaired, but only 5 from 24 selected parameter changes were statistically relevant ( $p < 0,05$ ). In body composition we observed a change of body weight which decreased. It was mainly caused through the body fat reduction. Distribution of fluids in the body was without changes and symmetrical. In explosive strength we revealed a decrease of moderate asymmetry between lower limbs in countermovement jump. This change was statistically relevant ( $p < 0,05$ ).

Keywords: Dance sport, dance, tests, body composition, explosive strength of lower limbs

## OBSAH

Seznam zkratk .....	9
1 Úvod .....	11
2 Teoretické podklady .....	12
2.1 Těžiště lidského těla .....	12
2.2 Stabilita lidského těla .....	12
2.2.1 Posturální stabilita .....	13
2.2.2 Posturální stabilita z hlediska biomechaniky .....	13
2.2.3 Posturální stabilita z hlediska fyzioterapie .....	15
2.2.4 Posturální strategie zajištění stability .....	16
2.2.5 Faktory ovlivňující stabilitu .....	17
2.3 Posturální stabilita ve sportu .....	18
2.3.1 Bilateralita a asymetrie ve sportu .....	19
2.4 Taneční sport (sportovní tanec) .....	19
2.4.1 Kritéria hodnocení výkonu na soutěži .....	20
2.4.2 Stabilita v tanci .....	22
2.4.3 Bilateralita a asymetrie v tanci .....	23
2.5 Posturografie .....	24
2.5.1 Hodnocené parametry .....	25
2.5.2 Posturografické testy .....	26
2.6 Tělesné složení a sport .....	27
3 Cíle práce, úkoly práce, hypotézy .....	29
3.1 Cíle práce .....	29
3.2 Úkoly práce .....	29
3.3 Hypotézy .....	29
4 Metodika práce .....	30

4.1	Metodologický princip .....	30
4.2	Zkoumaný výběr (charakteristika souboru) .....	30
4.3	Metodika měření .....	31
4.4	Analýza dat.....	36
4.5	Omezení .....	36
5	Výsledky.....	37
5.1	Posturální stabilita.....	37
5.1.1	Naměřené hodnoty parametrů posturální stability .....	37
5.1.2	Deskriptivní statistika.....	39
5.1.3	Induktivní statistika – párový t-test.....	45
5.2	Tělesné složení .....	47
5.2.1	Deskriptivní statistika.....	47
5.2.2	Induktivní statistika – párový t-test.....	50
5.3	Dynamické projevy – explozivní síla.....	52
5.3.1	Deskriptivní statistika.....	52
5.3.2	Induktivní statistika – párový t-test.....	56
6	Diskuze .....	58
7	Závěr.....	64
8	Seznam použitých zdrojů .....	66
9	Přílohy .....	72



## Seznam zkratek

AC – plocha kontaktu

AS – opěrná plocha

BCM – vnitrobuněčná hmota

BMI – body mass index

BS – opěrná báze

CMJ – výskok bez pomoci horních končetin

CMJ-F – výskok s pomocí horních končetin

CNS – centrální nervová soustava

COG – centre of gravity

COM – centre of mass

COP – centre of pressure

DT – distribuce tekutin

DTV – Německý taneční svaz

ECM – mimobuněčná hmota

ECW – extracelulární voda

FAT – tuk

F-Imp – poměr silového zapojení pravé a levé dolní končetiny během odrazu

FL-L - Stoj na levé dolní končetině

FL-P - Stoj na pravé dolní končetině

F-Rel-L – relativní síla levé dolní končetiny

F-Rel-Max – maximální relativní síla

F-Rel-P – relativní síla pravé dolní končetiny

ICW – intracelulární voda

LA – levá horní končetina

LL – levá dolní končetina

MČR – Mistrovství České republiky

MM – svalová hmota

MO-OO – stoj na molitanu s otevřenýma očima

MO-ZO – stoj na molitanu se zavřenýma očima

RA – pravá horní končetina

RL – pravá dolní končetina

SD – směrodatná odchylka

SEM – střední chyba průměru

Sig. – signifikance

SQJ – výskok z podřepu

SS-OO - Široký stoj s otevřenýma očima

SS-ZO - Široký stoj se zavřenýma očima

t – statistická významnost

T – tanečník/tanečnice

TBW – celkový objem tělesné vody

TPH – tukuprostá hmota

TTW – total traveled time

US-OO - Úzký stoj s otevřenýma očima

US-ZO - Úzký stoj se zavřenýma očima

WDSF – World Dance Sport Federation

## 1 Úvod

Tanec je starý jako lidstvo samo. Přirozený pohybový projev se v průběhu staletí měnil, až se nakonec v průběhu dvacátého století vyvinulo odvětví tance i s důrazem na soutěžní výkon, a to taneční sport. Taneční sport nabízí fyzickou i psychickou námahu, tělesnou kondici, vítězství a prohru. Mimo to má však i své charakteristické znaky v důrazu na estetiku, hudebnost, společenský kontakt, schopnost vlastní prezentace a bezpochyby také důraz na správné držení těla, koordinaci a rovnováhu. Pro podání optimálního tanečního výkonu jsou tak, kromě jiných nároků, nezbytné četné motorické dovednosti. Během tance dochází k rychlým pohybovým změnám, měnícím se nárokům na statické polohy a dynamické fáze pohybu. Časté jsou například výskoky a mnohonásobné rotace. Je třeba zdůraznit, že podstatnou stránkou tanečního výkonu je i estetické působení a plynulost vytvářeného pohybu, které by bez adekvátní koordinace, stability a symetrického pohybového projevu nebyly myslitelné. Posturální stabilita, balance či rovnováha jsou pro tanec, ať už sportovní, scénický, klasický či moderní, naprosto nezbytnou součástí. Posturální stabilita však může být negativně ovlivněna například nerovnováhou v morfologické skladbě těla, změnami v dynamickém projevu a tím v důsledku vést k asymetrickému zatěžování zvyšujícímu tendenci ke zranění. Většina dostupných studií (Fidler et al., 2005; Uzunović et al., 2009; Zhang et al., 2008; Schimt et al. 2005; Guidetti et al., 1996; Hackman et al., 2004; Simmons, 2005; Mertz et al., 2012) zabývajících se stabilitou tanečnicků se však zaměřuje pouze na tanec klasický, tedy balet. Proto je tato diplomová práce zaměřena na posturální stabilitu a další parametry vrcholových sportovních tanečnicků v České republice. Měla by tak přispět ke znalosti vybraných parametrů u této specifické skupiny.

## **2 Teoretické podklady**

### **2.1 Těžiště lidského těla**

Těžiště je působiště tíhové síly, která působí na hmotné těleso. V základním anatomickém postavení (stoj spojný se vzpřímenou hlavou, končetiny volně spuštěny podél těla, dlaněmi obrácenými vpřed) nacházíme těžiště v malé pánvi, v úrovni druhého až třetího bederního obratle a asi 4-6 cm před promontoriem. Na základě odlišné anatomické stavby těla mužů a žen, je těžiště umístěno v rozdílné výšce, lišící se o 1-2 % (Janura, 2003). Je lokalizováno do 57% výšky ve stoji u mužů a do 55% u žen (Huei-Ming, 2002). Při změně vzájemné polohy jednotlivých segmentů těla, se mění i umístění celkového těžiště lidského těla. Proto v některých polohách se může těžiště nacházet i mimo tělo (Janura, 2003). Celkové těžiště těla souvisí se stabilitou člověka v jednotlivých polohách a postojích (Otáhal, 1999).

### **2.2 Stabilita lidského těla**

Živé lidské tělo je souborem hmotných součástí ve skupenství pevném, tekutém i plynném. Tyto součásti tvoří vnitřní prostředí, jehož složky jsou odděleny od prostředí vnějšího kožním povrchem a jsou vůči sobě pohyblivé (Véle, 2006). Tělo a jeho tvar jsou, vzhledem k jeho obsahu, proměnlivé a proto v základním vzpřímeném držení na dvou dolních končetinách je ze své biomechanické podstaty velmi nestabilní. (Malinčíková, Pastucha, Beránková, 2011). Což je sice nevýhodné, ale v případě, že je tato nestabilita kontrolována a korigována, dává lidskému tělu značnou flexibilitu a možnost účelově polohu těla měnit a tyto změny stabilizovat (Véle, 2006). Vertikální poloha je ale výchozí polohou lokomoce a manipulace, a proto je její stabilizovaná a vyvažovaná labilita předpokladem dobré mobility (Véle, 1997).

Potřebujeme-li zaujmout stabilní polohu těla, musí být stabilita této polohy udržována svaly, řízenými centrální nervovou soustavou (CNS). Proto u lidského těla mluvíme o aktivní stabilizaci polohy těla na podložce neboli udržení daného nastavení pohyblivých částí (Véle, 2006). Tato schopnost udržování rovnováhy v nestabilních podmínkách, je jednou ze základních pohybových dovedností, která se vytváří většinou podvědomě, ale lze ji značně zdokonalit vědomým učením (Véle, 1995).

### 2.2.1 Posturální stabilita

Pro správné pochopení poznatků o posturální stabilitě, je potřeba zpočátku objasnit a definovat několik základních pojmů, jejichž interpretace může být nejasná a nejednotná.

*Posturální stabilita* je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu (Vařeka, 2002).

*Rovnováha* a *Balance* jsou pojmy označující soubor statických a dynamických strategií k zajištění posturální stability (neustálé přizpůsobování svalové aktivity a polohy kloubů funkčním požadavkům k udržení těla nad opěrnou bází).

*Postura* je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová. Je zajištěna vnitřními silami, především svalovou aktivitou řízenou centrální nervovou soustavou. K provedení optimálního pohybu je nezbytné zaujmout a udržet optimální posturu (Vařeka, 2002). Ta vyžaduje zpevnění osového orgánu, tedy pánve, trupu, krku a hlavy. (Špringrová Palaščáková, 2010) Postura je nejen na začátku a na konci každého pohybu, ale také je jeho součástí v průběhu, čili jeho nezbytnou podmínkou. (Vařeka, Vařeková, 2009; Véle, 1995)

*Atituda* neboli orientované držení, je postura nastavená tak, aby bylo možné provést požadovaný a plánovaný pohyb (Véle, 2006).

### 2.2.2 Posturální stabilita z hlediska biomechaniky

Pro úroveň stability tělesa má význam velikost a charakter kontaktu s podložkou. U tuhých těles je plocha kontaktu neměnná (při nastavení tělesa do určité polohy). U lidského těla dochází ke změnám, které jsou vyvolány polohou jednotlivých segmentů. Proto je z hlediska biomechaniky nutné rozlišovat pojmy plocha kontaktu, opěrná plocha a opěrná báze.

*Plocha kontaktu* (Area of Contact, AC) je tvořena částmi lidského těla, které jsou v kontaktu s podložkou.

*Opěrná plocha* (Area of Support, AS) je tvořena těmi částmi plochy kontaktu, které jsou aktuálně využity k vytvoření opěrné báze.

*Opěrná báze* (Base of Support, BS) je útvar, či oblast, tvořená spojnicemi okrajových bodů (hran) opěrné plochy. Například u stoje na jedné noze BS přibližně odpovídá AS. Podobně tak u stoje spojného. Při stoji rozkročném se BS dále zvětšuje při nezměněném AS. (Vařeka, 2002; Vařeka, Vařeková, 2009)

V případě pohybujících se těles (např. i člověk) se nedetekuje vertikální průmět těžiště objektu, ale působíště výsledné kontaktní síly (Šorfová, Otáhal, 2012).

Rozlišujeme tedy základní pojmy:

- a) COM (Centre of Mass, těžiště) je hypotetický hmotný bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla v globálním vztažném systému. Jedná se tedy o bod, ve kterém by tělo mělo rovnováhu bez tendence k rotaci (Vařeka, Vařeková, 2009).
- b) COG (Centre of Gravity) je průmět společného těžiště těla do roviny oporné báze.
- c) COP (Centre of Pressure) je definováno jako působíště vektoru reakční síly podložky. COP je shodné s COG pouze v případě dokonale tuhého tělesa. Tím lidské tělo, tvořené řadou segmentů, rozhodně není. Nelze tedy ztotožňovat COP s COM či COG (Vařeka, Vařeková, 2009).

K vysvětlení vztahu COP a COG v předozadním směru při snožném stoji je používán model obráceného kyvadla. Výchyly COP uvnitř oporné báze jsou podstatně vyšší než oscilace COG. To je však dáno např. rozdílnou aktivitou svalů bérce. Zvýšená aktivita plantárních flexorů posouvá COP vpřed či zvýšená aktivita supinátorů posouvá COP laterálně. Tato svalová aktivita je však řízena tak, aby těžnice COG zůstávala v oporné bázi (Vařeka, Vařeková 2009).

### 2.2.3 Posturální stabilita z hlediska fyzioterapie

*„Při zaujetí stálé polohy nejde o statický stav, ale spíše o určitý pochod nebo proces, který čelí přirozené labilitě pohybové soustavy, jež je pro pohyb nutným předpokladem. Nejde tedy o jednorázové zaujetí stálé polohy, ale kontinuální zaujímání stálé polohy. Schopnost zajistit takové držení těla, aby nedošlo k nezamýšlenému anebo neřízenému pádu, nazýváme posturální stabilitou.“ (Kolář, 2009)*

V oblasti stability se zabýváme z hlediska fyzioterapie spíše posturální stabilizací.

Posturální stabilizaci můžeme definovat jako aktivní držení segmentů těla, proti působení zevních sil, které je řízené CNS. Ve své podstatě se jedná o svalovou aktivitu, která zpevňuje tělesné segmenty, především proti působení tíhové síly. Svaly jsou zapojovány koaktivačně, čili za statické situace zajišťují relativní tuhost segmentů a tím umožňují v dané poloze působit proti gravitační síle. Díky této aktivitě jsme schopni držet naše tělo ve vzpřímené poloze a při lokomoci. Tato aktivita je však nezbytnou součástí všech pohybů. Od jednoduchých pohybů dolních a horních končetin, až po složité pohybové úkony (Kolář, 2006).

U stabilizace rozlišujeme dva typy - stabilizaci vnější a vnitřní. Hlavní funkcí vnitřní, neboli intersegmentální stabilizace, je stabilita osového orgánu. Ta je pak základnou pro stabilitu celkovou (stabilitu vnější) a zároveň je bází, ze které vychází i účelově řízený pohyb. Musí být však zachována dostatečná míra pružnosti a pohyblivosti v segmentech, která umožní natavení rozsahu pohybu segmentů podle aktuálně požadovaných potřeb. Určité sektory jsou pak schopny stabilizovat svoji polohu a tím dávají prostor segmentům dalším, aby mohly svou polohu účelově měnit. Tuto stabilizaci páteře mají na starosti hluboké krátké intersegmentální svaly, které jsou součástí hlubokého stabilizačního systému páteře. Pružná vnitřní stabilita je nezbytná při pohybu s větší zátěží, ale i při každodenních činnostech (Véle et al., 2001). Stabilizace vnější, nebo také sektorová či celková, navazuje na stabilizaci vnitřní. Je zajišťována pomocí povrchově uložených svalů, které jsou delší, silnější a spojují vícero páteřních sektorů a připojují horní a dolní končetiny přes jejich pletence k osovému orgánu (Špringrová Palaščíková, 2010).

#### 2.2.4 Posturální strategie zajištění stability

System vzpřímeného držení a zajištění posturální stability má tři hlavní složky – senzorickou (propriocepce, exterocepce, zrak a vestibulární systém), řídicí (CNS) a výkonnou (pohybový systém, zejména kosterní svaly) (Vařeka, 2002; Hatzitaki et al., 2002; Mikolajec et al., 2007; Strejcová et al., 2012; Crotts, 1996).

Strategie zajištění posturální stability je dvojitá - strategie statická a dynamická. Statická strategie je například představována rovnovážnými reakcemi (balančními mechanismy), pomocí kterých se řídicí systém snaží udržet posturální stabilitu v rámci nezměněné AC. Kahle et al. (2009) popisují statickou stabilitu jako snahu o zachování BS současně s minimalizací pohybu tělesných segmentů a COM. Pokud je však v nestabilních polohách udržení COP v rámci BS nemožné, je řídicím systémem volena dynamická strategie k obnovení posturální stability. Ta může být zajištěna změnou AC, např. úkrokem, zachycením se pevné opory a podobně. Pokud však ani tato strategie není dostatečná k obnovení posturální stability, systém rezignuje na její udržení a využívá program řízeného pádu (Vařeka, 2002).

V rámci statické strategie je během stoje s nohama u sebe využíváno především dvou mechanismů. Hlezenního mechanismu, který je aktivní v předozadním směru, a kyčelního mechanismu ve směru laterolaterálním. Stranová stabilita je podstatně lepší než stabilita předozadní, což je dáno anatomickou vůlí pohybu v těchto rovinách. Vzhledem k tomu, že v sagitální rovině probíhá přirozená lokomoce, je zde vůle pohybu větší. Hlezenní mechanismu je proto omezen zejména na klidný stoj bez značných změn či působení zevních sil. V opačném případě jsou zapojeny i svaly kyčle a samozřejmě je neustálá kontrola a úprava postury činností posturálního systému (Vařeka, 2002).



### 2.2.5 Faktory ovlivňující stabilitu

Faktory ovlivňující stabilitu můžeme dle Véleho (1995) rozdělit do dvou skupin - na faktory fyzikální a neurofyziologické.

#### 1. Faktory fyzikální

- a) Oporná plocha – stabilita je přímo úměrná velikosti oporné plochy.
- b) Hmotnost a poloha těžiště – osoby vyšší hmotnosti a nižšího vzrůstu mají lepší stabilitu.
- c) Charakter kontaktu těla s opornou plochou – pro dobrou stabilitu musí mít noha schopnost přilnout k podložce takovým způsobem, aby byl zajištěn přenos zátěže na podložku přes nožní klouby.
- d) Postavení a vlastnosti hybných segmentů – pokud těžnice prochází středy jednotlivých segmentů je těleso staticky stabilní. Zvýšená tuhost tkání sice zvyšuje stabilitu, ale omezuje rozsah pohybu.

#### 2. Faktory neurofyziologické

- a) Psychické procesy a vlivy vnitřního prostředí – postura souvisí s psychickými stavy i stavem vnitřního prostředí. Psychika významně ovlivňuje držení těla i proces volby vhodného programu k udržení či obnovení posturální stability a výběru vhodné posturální strategie. Určitá míra soustředění stabilitu zlepšuje, ale nadměrná psychická tenze vede ke zvýšení svalového napětí a narušuje potřebnou koordinaci (Vařeka, 2002).
- b) Procesy nastavující excitabilitu – v souvislosti se stavem organismu a okolního prostředí nastavují stav odpočinku či připravenosti.
- c) Procesy spouštějící pohybové programy – závisí na výchozí poloze a současném dění ve vnějším prostředí; podle toho je vybráno, který program a kdy má být spuštěn.
- d) Procesy zpětnovazebné – udržují či mění posturu na základě informací z propiocepce a exterocepce

## 2.3 Posturální stabilita ve sportu

Bez dostatečné úrovně posturální kontroly je i nejjednodušší cílené pohyby až po lokomoci obtížné či dokonce nemožné provést. U starších jedinců nestabilita často způsobí nepříjemné pády i při běžných denních činnostech. Důležitost posturální kontroly je o to větší, když provozujeme sportovní činnosti, které vyžadují vyvinutí jak vysoké síly, tak preciznosti pohybu. Tyto pohyby běžně způsobují výkyvy celého těla a musejí být přesně kontrolovány posturálním systémem (Fidler et al., 2005).

V mnoha sportech je statická/dynamická posturální stabilita stěžejním faktorem požadovaného výkonu. Zemková (2009; 2011) uvádí, že naprosto precizní statická posturální stabilita je nezbytná u střelby či lukostřelby, kde jakákoliv výchylka může vést ke zhoršení výsledků. Dynamická stabilita je nedělitelnou součástí sportů jako snowboarding, skateboarding, windsurfing, krasojízda, cykloakrobacie. Ve sportech jako karate, judo, sportovní šerm, ale i tai-chi a joga, je rovnováha a stabilita stěžejní dovedností. Extrémní nároky na stabilitu jsou kladeny například ve sportovním lezení, krasobruslení, ledním hokeji, kde je významně zúžena AS. Stejně tak v baletu, rockenrollu, gymnastice či sportovním tanci, kde dochází ke střídání statických i dynamických nároků a zvláště pak k mnohanásobným rotacím. Nedostatečná posturální kontrola může značně ovlivnit výkony ve vzpírání, golfu, hodových či vrhových disciplínách. Výjimkou nejsou ani kolektivní sporty jako fotbal, basketbal, házená či volejbal, kde dochází k rychlým změnám v důsledku útočných a obranných akcí. Nezbytná je precizní posturální stabilita i ve sportech jako je tenis, stolní tenis a badminton, kde dochází neustálým změnám pohybu ze strany na stranu. Nedostatečná posturální kontrola pak může vést k poraněním menisků či vazů kolene a kotníků.

Při zkoumání posturální stability u sportů vyžadujících excelentní posturální kontrolu, získáváme přehled o rozvoji specifických posturálních strategií. Několik let tréninku a účasti na soutěžích či závodech mohou specificky působit a upravit funkci posturálního systému. Ta v nejlepším případě vede k optimálnímu nastavení a využití senzomotorických orgánů podílejících se na potřebné rovnováze těla (Bieć, Kuczyński, 2010). Porozumění těmto specifickým změnám je důležité, protože nedostatečná úroveň posturální stability nemusí mít dopad pouze na výkon či výsledek, ale zvyšuje zároveň pravděpodobnost přetížení částí muskuloskeletálního systému a tím i riziko poranění (Hrysomallis, 2010; Zemková, 2011).

### **2.3.1 Bilateralita a asymetrie ve sportu**

Vlivem specifických situací, které nastávají během výkonu či v tréninkovém procesu, dochází k jednostrannému zatěžování, což může vést ke vzniku bilaterálních asymetrií a snížení symetrického rozvoje těla. Svalové dysbalance, nerovnoměrné rozložení vody a svalové hmoty v těle může negativně ovlivňovat výkon sportovce. Identifikace a monitorování vybraných parametrů, jako jsou svalová síla, posturální stabilita, rozložení vody či svalové hmoty v těle, může být klíčové pro vytváření tréninkových programů s cílem snížit riziko výskytu zranění (Vaidová et al., 2012). Podstatnou součástí této tělesné diagnostiky se ukázalo být zjišťování nedostatků v rovnovážných schopnostech. Je to důvěryhodný nástroj k odhalení náchylnosti ke zranění u mladých sportovců. S tím pak souvisí i odhalení již zmíněných možných asymetrií mezi pravou a levou dolní končetinou v rámci svalové aktivity, izolované i v dynamickém/funkčním zapojení, protože stranová diference v aktivitě svalů může být značným faktorem přispívajícím ke zranění. I u elitních hráčů fotbalu, kde jsou kladeny výrazné požadavky, aby byli hráči schopni používat ve hře obě dolní končetiny stejně, však byly stále zjištěny stranové rozdíly ve svalové síle, svalové aktivitě i objemu svalů (Gstöttner et al., 2009).

Odhalení a diagnostika těchto tělesných asymetrií, vyšetření stability a rovnovážných schopností tak není jen otázkou sportovních věd a tvorby tréninkových programů, ale i například fyzioterapie, kde v rámci prevence a terapie lze indikovat specifické programy s cílem stranové nedostatky kompenzovat. Ta, ač je nezbytnou součástí sportovní přípravy, je stále mnohdy opomíjena. (Bieć, Kuczyński, 2010).

### **2.4 Taneční sport (sportovní tanec)**

Taneční sport představuje zvláštní sportovní soutěžní disciplínu, která ve svém vrcholovém provedení kombinuje sportovní a umělecké prvky. Ty se kombinují ve sportovních tancích předváděných na soutěžích, které jsou organizovány po celém světě, byly standardizovány a řídí se nadnárodními pravidly světové amatérské federace tanečního sportu (WDSF – World Dance Sport Federation). Taneční soutěže obvykle zahrnují standardní tance (waltz, tango, vídeňský valčík, slowfox a quickstep) a latinsko-americké tance (samba, chacha, rumba, pasodoble a jive) (Uzunović et al., 2009). Tyto tance jsou potom prezentovány, netradičně v porovnání s ostatními sporty,

ve skupinách spolu s dalšími páry v rámci zachování původního společenského charakteru tance (Kuczyński et al., 2011). Cílem však není ani maximální rychlost ani výdrž, přestože obě jsou pro podání optimálního výkonu nezbytné. Cílem všech tanečnicků či párů je co nejkvalitnější a nejkrásnější provedení pohybu, vyjádření charakteru tanců, splynutí s doprovodnou hudbou, vyjádření emocí a atmosféra, kterou páry svými výkony vytvářejí (Odstrčil, 2003). Kvalita taneční techniky a schopnosti vyjádření pohybem však závisí na široké škále pohybových dovedností, jako je koordinace, statická a dynamická rovnováha, frekvence pohybu, rytmus, flexibilita, výbušná síla a v neposlední řadě i aerobní vytrvalost (Lukić et al., 2011; Uzunović et al., 2009).

Důležité pro zkoumání tanců z hlediska kineziologie a stability je, že standardní tance se od těch latinsko-amerických v tomto ohledu liší zejména v postavení páru a vzájemného kontaktu neboli držení v páru, ve kterém tanec probíhá.

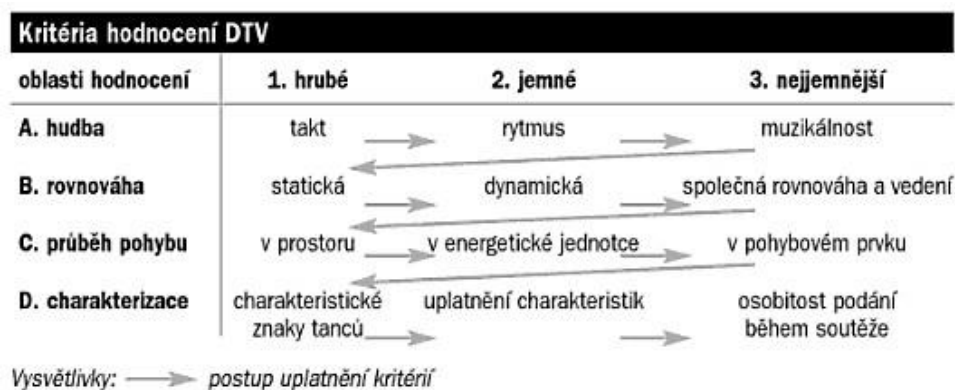
V případě standardních tanců se jak od obou partnerů, tak od celého páru očekává vznešené držení. Důležitý je také kontakt v oblasti stehen, pánve a části břicha po co nejdélší dobu tance. Ztráta tohoto kontaktu mezi partnery není žádoucí (Odstrčil, 2003). Značným specifickým standardních tanců je držení horních končetin v tzv. rámu, který je po dobu tance téměř neměnný a do určité míry tak omezuje pohyb jak partnerů zvláště tak i celého páru (Vitošek, 2011). Do určité míry může přinést páru vzájemnou oporu, avšak bez dostatečné stability a koordinace by pár v takto úzkém držení úspěšně fungovat nemohl.

Co se týká tanců latinsko-amerických, zde je variabilita kontaktu v páru značná. Ve většině případů je kontakt uskutečněn držením partnerů za jednu ruku. Ve vyšších výkonnostních třídách je pak hojně využíváno postavení tanečnicků tzv. bez držení, které umožňuje oběma v páru vysokou míru volnosti pohybu (Vitošek, 2011). To zcela jistě vyžaduje precizní koordinaci a vysokou úroveň stability.

#### **2.4.1 Kritéria hodnocení výkonu na soutěži**

Kritéria hodnocení jsou rozdělena do čtyř úrovní. A to hudba, rovnováha, průběh pohybu a charakterizace. Všechny tyto úrovně jsou rozděleny do tří stupňů. Hudba je rozdělena na takt, rytmus a muzikálnost. Druhá úroveň hodnocení je dělena na rovnováhu statickou, dynamickou a společnou rovnováhu v páru a vedení. Průběh

pohybu je hodnocen v prostoru, v energetické jednotce a v pohybovém prvku. Nejvyšší úroveň hodnocení je rozlišena na charakteristické znaky tanců, uplatnění charakteristik a osobitost podání během soutěže (Odstrčil, 2003).



**Obrázek 1.** Kritéria hodnocení dle DTV (Německý taneční svaz) (Odstrčil, 2003)

Stabilita či rovnováha je jedním ze stěžejních kritérií v hodnocení při soutěžích v tanečním sportu.

#### 2.4.1.1 Systém výkonnostních tříd

V tanečním sportu v České republice funguje rozdělení párů do takzvaných výkonnostních tříd nebo kategorií. Těch je v systému pět. Nejnižší třídou je třída D, pak následuje C, B, A a nejvyšší je třída zvaná mezinárodní M.

Při zahájení soutěžní kariéry pár začíná v kategorii D. Postup do vyšších tříd je založen na získávání postupových bodů na postupových soutěžích. Nezbytnou podmínkou pro postup do vyšší kategorie je však i účast ve finále a to v každé kategorii alespoň pětkrát. Nestačí tedy pouze účast, ale i umístění na předních příčkách. Celkový počet bodů je součtem bodů za každého poraženého soupeře, bonifikace za postup do dalšího kola a umístění na jednom z prvních tří míst. Postupovou hranicí je 200 bodů. Aby však nedocházelo k přeplnění nejvyšší třídy a poklesu její úrovně, třída M dospělých je tedy i sestupová. Každý pár této kategorie se musí během dvou let umístit do 24. místa taneční ligy nebo do 36. místa na Mistrovství České republiky (MČR). V opačném případě sestupuje o třídu níže. Úroveň párů je tak tímto systémem neustále prověřována a dosažení vrcholové „dvanáctky“ je dlouholetý proces vyžadující všestrannou, náročnou a kontinuální přípravu.

## 2.4.2 Stabilita v tanci

Profesionální tanečníci vykazují vysokou úroveň prostorových schopností a ty se projevují na jejich schopnostech orientovat se a zaujímat polohu v prostoru. Prostorové schopnosti spolu s dlouholetým tréninkem, flexibilitou a silovými možnostmi, přispívají k neobyčejné rovnováze tanečníků.

Systémový model zachování rovnováhy je stejný jako u ostatních jedinců. Je nezbytná integrace senzorické, motorické i kognitivní složky k udržení vzpřímeného stoje. Přestože rovnovážná poloha může být dosažena i při vyřazení zraku (například zavřením očí), je zrak stále důležitou součástí zachování rovnováhy, zejména pokud provádíme úkoly s větší komplexností, jako je právě tanec. Zrak je tedy stále významnou složkou při vytváření precizních posturálních úkonů. Avšak Crotts et al. (1996) ve své studii uvádí, že tanečníci, pokud jsou jejich zrakové možnosti změněny, jsou schopni v tanci pokračovat, zachovat pohybové strategie a udržet rovnováhu. Důvodem je, že trénink často probíhá v různých prostředích, za různého osvětlení a na rozdílném povrchu. Jsou proto schopni lépe využívat informací z propriocepce, exterocepce a vestibulárního systému a na základě toho jsou méně závislí na podílu zraku při posturální kontrole (Nagy et al., 2004). Podobně je tomu například i u plavců a gymnastů, kteří jsou také schopni lépe vnímat „vnitřní“ orientaci (Corsi-Cabrera et al., 1991).

Rovnovážné schopnosti a flexibilita podmiňují řádné provedení široké škály pohybů, které jsou hodnoceny na taneční soutěži, a jsou tak předpokladem pro optimální taneční výkon. Typické otočky a charakteristické pózy nemohou být správně prováděny bez nadprůměrné schopnosti udržet setrvalé rovnovážné pozice či tvořit dynamické změny (Uzunović et al., 2009). Vhodná posturální kontrola umožňuje vytváření plynulého estetického pohybu (Crotts et al., 1996). Tento fakt tak poukazuje na to, že nedostatečné rovnovážné schopnosti mají značný vliv na soutěžní úspěch (Uzunović et al., 2009).

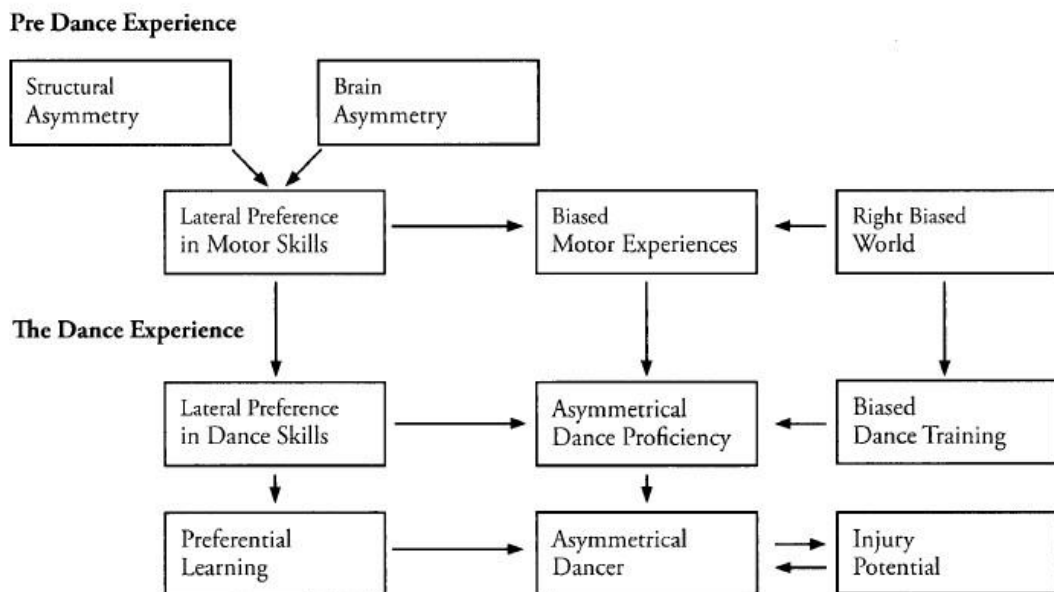
Kuczyński et al. (2011) uvádí, že u sportovního tance musí být posturální stabilita tanečníků značně vysoká. Hodnocení soutěžních výkonů probíhá při prezentaci jednotlivých tanců ve skupinách s ostatními soutěžícími, což vede k neustálým změnám prostředí, ve kterém se taneční pár musí orientovat a reagovat na něj. Rovnovážné schopnosti tak musí být nezávislé na množství pozornosti, které jim tanečník v danou

chvíli věnuje. Tanečník či tanečnice neustále vytváří rychlá rozhodnutí a musí tak svou pozornost dělit mezi mentální a motorické požadavky. Stabilita sportovních tanečníků proto nezbytně vyžaduje určitou míru automatice.

### 2.4.3 Bilateralita a asymetrie v tanci

V tanci a v baletu především se vyrovnané používání nohou očekává a teoreticky by taneční tréninky měly rozvíjet tělo symetricky. Avšak velmi často dochází k nestejnomyšernému nácviku a to zejména při osvojování specifických pohybů, variací či konkrétně dané choreografie. Přítomnost stranové preference nebo nerovnováhy v užívání dolních končetin může mít za následek vzniku zranění a chronické bolesti (Mertz et al, 2012).

Otázkou však je, zdali asymetrie vzniká na základě nevyrovnaného tanečního tréninku či byla přítomna (nebo dispozice k ní vedoucí) již předtím.



**Obrázek 2.** Model laterality (Kimmerle, 2010)

Model laterality zobrazuje provázanost faktorů, které se mohou účastnit na rozvoji stranové asymetrie, a pracuje s teorií, že existuje počáteční stranová preference jak ze strukturálního hlediska, tak z hlediska řízení v CNS (které je utvářeno během vývoje jedince a při zrání nervového systému). Ta je pak na základě specifického funkčního zatěžování posilována a v nejhorším případě může vést k rozvoji silně

lateralizovaného tanečníka se značnou tendencí ke zranění a omezeného v možnostech tvorby všestranného a estetického pohybového projevu (Kimmerle, 2010).

## 2.5 Posturografie

Posturografie je přístrojová objektivizační metoda, pomocí které lze zobrazit a analyzovat změny průmětu těžiště těla do opěrné plochy v čase. Na tomto základě můžeme hodnotit funkci řídicí a výkonné složky při požadavku udržení vzpřímené polohy těla. Jedná se o nenáročnou, neinvazivní metodu a lze jí proto využít ke snadnému sběru dat (Strachotová, 2011).

Posturografii lze rozdělit do dvou sekcí podle typu vyšetření:

1. Statická posturografie – sleduje a zaznamenává výchylky těla, které mohou být dané aktuální tělesnou aktivitou či nestabilitou, diskoordinací (ataxií) stoje. V průběhu měření je zaznamenáváno přemísťování tlaku středu chodidla, přesun výsledného působení vektoru reakční síly podložky (COP). Ve statické posturografii jsou využívány dva typy přístrojů. Jedná se buď o silové plošiny, u nichž jsou snímače umístěny v rozích. Ty snímají reakční sílu  $R$ , dále její tři složky  $F_x$ ,  $F_y$ , a  $F_z$ , pak také momenty těchto sil. Z takto získaných dat, je pak vypočítáváno COP se souřadnicemi, které udávají jeho polohu v ploše. Do této skupiny přístrojů patří například Kistler nebo AMTI. Druhou skupinu měřících přístrojů tvoří tlaková plata pro měření kontaktních tlakových sil. Zde jsou tlakové snímače rozmístěny po celé ploše plata. Hustota jejich rozmístění závisí na konkrétním typu desky. Tyto přístroje umožňují detailní zobrazení rozložení tlaků pod pravým i levým chodidlem zvlášť, pak ale také pod všemi jejich částmi. Do této skupiny patří například Footscan nebo Emed (Zemková, 2009, Strachotová, 2011).

Zde je však třeba uvést, že určitou nevýhodou statické posturografie může být nižší citlivost pro odhalení méně výrazných či závažných odchylek ve stabilitě a koordinaci. K tomuto dochází na základě trojího jištění aferentních informací přicházejících ze zraku, vestibulárního aparátu a propiocepce. Pokud je jeden ze systémů



narušen, ostatní ho dokážou do určité míry kompenzovat, aby nedocházelo k výraznějšímu narušení stability (Zemková, 2009).

2. Dynamická posturografie – má za úkol simulovat běžné situace, kdy na testovanou osobu působí neočekávané změny vnějších podmínek, čili jsou bez varování vychylováni ze své pozice. Tato metoda proto zdá se být vhodnější například pro testování stability sportovců nebo u starší populace, kde může docházet právě ke zmíněnému kompenzačnímu mechanismu, který při statické posturografii nemusí být odhalen. Při dynamických změnách jsou však často kompenzační možnosti vyčerpány a projeví se instabilita (Zemková, 2009). Při využití dynamické posturografie k hodnocení dynamické stability, je stěžejní výběr vhodných a specifických testů pro danou skupinu. V potaz by měly být brány i cíle studie (Wikstrom et al., 2007; Fitzpatrick et al., 2005)

I u dynamické posturografie jsou však mnohé nevýhody. Většinou vychýlení plošin není dostatečné, aby způsobilo potřebné narušení stability stoje. U sportovců dochází k efektu učení z důvodu pravidelného opakování pohybů platformy způsobujících vychýlení. Další nevýhodou je absence standardizovaného testu, který by umožnil měření rozličné skladby testovaných jedinců (Zemková, 2009).

### 2.5.1 Hodnocené parametry

V posturografii je sledováno několik základních parametrů:

- COP<sub>x</sub> – výchylka COP v mediolaterální ose x
- COP<sub>y</sub> – výchylka COP v anteroposteriorní ose y
- COPE – konfidencí elipsa (množina poloh COP v čase)
- COP<sub>d</sub> – dráha trajektorie COP v průběhu měření (=ttw?)
- COP<sub>v</sub> – rychlost změn polohy COP
- COP<sub>MVE</sub> - maximální volné exkurze COP v rámci opěrné báze
- F<sub>x</sub> – laterolaterální vodorovná složka reakční síly
- F<sub>y</sub> – anterioposteriorní vodorovná složka reakční síly
- F<sub>z</sub> – svislá složka reakční síly (Strachotová, 2011)

## 2.5.2 Posturografické testy

Jedním z nejstarších testů hodnotících statickou stabilitu je Rombergův test. Běžně se používá k diagnóze funkce vestibulárního aparátu. Míra rovnováhy je zkoumána ve čtyřech různých polohách (stoj spojný, stoj měrný, stoj na jedné noze, váha předklonmo a paže v upažení). V těchto polohách jsou ruce předpažené, dlaněmi vzhůru a oči zavřené. Testovaný provádí pozice naboso a musí zachovat rovnováhu po dobu alespoň 15 sekund (Hedvábný, 2011).

Podle Kapteyna (1983) je stanoveno 6 základních posturografických testů:

1. Široký stoj s otevřenýma očima (SS-OO) – chodidla paralelně ve vzdálenosti na šířku pánve
2. Široký stoj se zavřenýma očima (SS-ZO) – chodidla paralelně ve vzdálenosti na šířku pánve
3. Úzký stoj s otevřenýma očima (US-OO) – chodidla paralelně co nejbliže u sebe, avšak bez dotyku vnitřní hrany
4. Úzký stoj se zavřenýma očima (US-ZO) - chodidla paralelně co nejbliže u sebe, avšak bez dotyku vnitřní hrany
5. Stoj na pravé dolní končetině (FL-P) – stoj na pravé dolní končetině, levá odlehčena, mírně pokrčena v kolenním a kyčelním kloubu, bez kontaktu s podložkou
6. Stoj na levé dolní končetině (FL-L) - stoj na levé dolní končetině, pravá odlehčena, mírně pokrčena v kolenním a kyčelním kloubu, bez kontaktu s podložkou

Co se týká optimální délky trvání testů, mnozí autoři (Kapteyn, 1983; Le Clair, Riach, 1992; Zemková 2009) uvádějí, že vhodná časová dotace je od 20-30 až do 60s. Nejčastější doba trvání testů je 30s. Bylo prokázáno, že s rostoucí dobou trvání testů dochází ke zvyšování COP<sub>x</sub>, COP<sub>y</sub>, ale naopak klesá COP<sub>v</sub> a hodnoty reakčních sil kolísají. Při opakování testů se také dostavuje efekt učení a naopak hodnoty COP<sub>x</sub> a COP<sub>y</sub> postupně klesají.

Existují mnohé další testy posturální stability (Jarockého test, Standing stork test, Eurofit test apod.). Jednotlivé testy mohou být sdruženy do homogenních či

heterogenních testových baterií. Případně také mohou být součástí baterie testů fyzické zdatnosti (Hedvábný, 2011).

## 2.6 Tělesné složení a sport

Pod pojmem tělesné složení si lze představit morfologické parametry, jako somatotyp, výšku, váhu, hmotnost, míru tělesného tuku a tak podobně. Většinou je na tělo pohlíženo jako na model a to nejčastěji jako pětistupňový (mající pět komponent). Anatomický, molekulární, buněčný, tkáňově-systémový a celotělový. K hodnocení každé z těchto komponent se využívá jiných metod (Špůr, 2012).

Změny v těchto jednotlivých komponentách, podílejících se na tělesném složení, jsou ovlivňovány mnoha faktory. Věkem, pohlavím, životním stylem, mírou aktivity apod. Lze pozorovat intersexuální rozdíly nejen v množství, ale i distribuci například tuku v těle. S věkem a inaktivitou většinou dochází nárůstu tělesné hmotnosti a míra tělesného tuku se zvyšuje (Knošková, 2009). Zde se ale budeme zabývat zejména vlivem tělesné aktivity na složení těla.

Je běžné, že vrcholoví sportovci a sportovně aktivní lidé mají poměr tukové a tukuprosté hmoty odlišný od jedinců, kteří volí spíše sedavý nebo neaktivní způsob života. Ale i mezi jednotlivými sportovními odvětvími se budou objevovat značné rozdíly. Míra odlišnosti ve složení těla závisí na charakteru pohybové aktivity. Jedná-li se o vytrvalostní či silovou zátěž, v jaké frekvenci, intenzitě i časovém rozpětí tréninkové jednotky probíhají. Rozdíl bude také mezi muži a ženami. U žen se objevuje relativně vyšší podíl tělesného tuku než u mužů ve stejném sportovním odvětví (Knošková, 2009). Úroveň tělesného složení je považována jako jedna z komponent fyzické zdatnosti sportovců. Ve vrcholovém sportu může průběžné sledování tělesného složení pomoci hodnotit a regulovat tréninkové procesy, které pozitivně ovlivní vrcholovou formu sportovců. Nadměrné množství tukové tkáně je považováno za nevyužitou hmotu a sportovcovo tělo musí opakovaně překonávat a vypořádávat se s gravitací během pohybu, což vede ke snížení výkonu a zvýšení energetických nároků. Tukuprostá hmota, zejména aktivní tělesná hmota a kostní tkáň, je nezbytná k produkci rychlosti a síly a v neposlední řadě také podstatná v prevenci zranění (Malý et al., 2011).

Hledání estetické dokonalosti v tanci nezbytně souvisí s morfologickou charakteristikou tanečnicků. Krásné tělo je žádoucí coby nástroj k tanci. Nízká míra podkožního tuku, důraz na podlouhlé rozměry, malé průměry kloubů a obvody končetin, vzhled štíhlého těla je zkrátka upřednostňován (Zaletel et al., 2011). Podle Wilmerdinga et al. (2005) se u tanečnic procento podkožního tuku pohybuje mezi 7,8 a 20%, což je vcelku široké rozmezí, protože tato studie zahrnuje ženy různého věku a z odlišných tanečních stylů. Nicméně bylo prokázáno, že nejběžnější somatotyp mezi tanečnický je mezo-ektomorf, u kterého je typické, že přes sportovně tvarovanou postavu jsou zachovány dlouhé a štíhlé rozměry. Mnozí tanečníci mají vytvarované svaly, avšak stále zachovávají estetická kritéria. Pochopitelně, jedinci s takovými předpoklady jsou vyhledáváni trenéry a učiteli tance jak pro závodní kariéru, tak pro vystupování (Zaletel et al., 2011). Twichettová et al. (2008) však u tanečnicků odhalili negativní spojitost nízkého procenta tělesného tuku a ektomorfního somatotypu s incidencí zranění a dobou rekonvalescence. Tento somatotyp se také ukázal jako silný předpoklad k akutním i chronickým zraněním. Tito tanečníci jsou častěji postiženi poraněními na základě přetěžování, protože nezbytná síla a rovnováha svalů není dostatečná.

Z pohledu trenérů, choreografů, ale i fyzioterapeutů by nemělo být tělesné složení tanečnicků opomíjeno a je vhodné hledat kompromis mezi estetickým a efektivně fungujícím tělem.

### **3 Cíle práce, úkoly práce, hypotézy**

#### **3.1 Cíle práce**

Cílem práce je evaluace vybraných parametrů posturální stability u elitních jedinců z nejvyšší výkonnostní kategorie tanečního sportu v rámci České republiky.

Vymezit vztah posturální stability k tělesnému složení, vyrovnanosti a schopnosti produkce výbušné síly dolních končetin.

#### **3.2 Úkoly práce**

- Vyhledání a studium odborné literatury související a pojednávající o daném tématu
- Přehledné a ucelené zpracování teoretických podkladů
- Výběr reprezentativního vzorku elitních sportovních tanečnicků
- Výběr vhodných testů statických a dynamických projevů souvisejících s dispozicí a projevem posturální stability
- Výběr časového období pro měření, které by charakterizovalo fáze tanečního sportu z hlediska přípravy a výkonu
- Provedení vlastního měření
- Zpracování a vyhodnocení výsledků měření

#### **3.3 Hypotézy**

1. Úroveň posturální stability sportovních tanečnicků z hlediska jejich vybraných parametrů je vysoká bez ohledu na přípravné či soutěžní období.
2. Existuje vztah posturální stability, tělesné morfologie a dynamických projevů.

## 4 Metodika práce

### 4.1 Metodologický princip

Práce má charakter empiricko-teoretické studie. V první části je teoreticky probrána posturální stabilita a její biomechanické základy. Dále je zde také představen taneční sport, jeho charakteristické znaky, principy a spojitost s posturální stabilitou. Popsána je i stručně metoda posturografie a vybraných testů. Tato část je vypracována na základě rešerše aktuální české i zahraniční literatury týkající se daného tématu.

V druhé, empirické části, jsou zaznamenány výsledky longitudinálního sledování, jenž má za úkol objasnit úroveň posturální stability jedinců výkonnostní kategorie sportovního tance a prověřit její souvislost s tělesným složením a dynamickým projevem.

### 4.2 Zkoumaný výběr (charakteristika souboru)

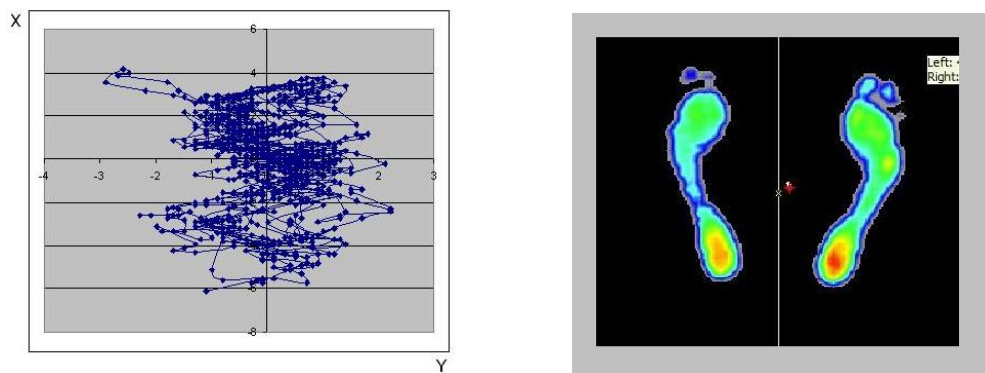
Sledovaný soubor byl složen z elitních jedinců tanečního sportu v České republice. Tato skupina elitních jedinců byla vybrána na základě výsledků na MČR a to s umístěním maximálně do dvanáctého místa.

Vstupní měření skupiny ( $n=10$ , věk= $24,5\pm 2,8$  roku, výška= $175,5\pm 8$  cm, váha= $63,7\pm 5,7$  kg, BMI= $20,6\pm 2,5$  kg/m<sup>2</sup>; z toho žen= $5$ , věk= $23,9\pm 3,1$  roku, výška= $169,1\pm 5,7$  cm, váha= $53,8\pm 3,6$  kg, BMI= $18,8\pm 0,8$  kg/m<sup>2</sup>; mužů= $5$ , věk= $25,1\pm 2,4$  roku, výška= $181,9\pm 3,8$  cm, váha= $73,7\pm 7,5$  kg, BMI= $22,3\pm 2,3$  kg/m<sup>2</sup>) proběhlo v červnu 2012 čili v závěru soutěžního období a počátku přípravného období. Výstupní měření skupiny ( $n=10$ , věk= $25,2\pm 2,8$  roku, výška= $175,2\pm 8$  cm, váha= $62,6$  kg, BMI= $20,3\pm 2,1$  kg/m<sup>2</sup>; z toho žen= $5$ , věk= $24,5\pm 3$  roku, výška= $168,8\pm 5,5$  cm, váha= $59,2\pm 4,1$  kg, BMI= $18,6\pm 0,7$  kg/cm<sup>2</sup>; mužů= $5$ , věk= $25,8\pm 2,4$  roku, výška= $181,6\pm 4,1$  cm, váha= $72,3\pm 6$  kg, BMI= $21,9\pm 1,8$  kg/m<sup>2</sup>) proběhlo po 8 měsících v únoru 2013 čili na vrcholu přípravného a soutěžního období (konání MČR). Všichni jedinci byli podrobeni výstupnímu testování v těsné návaznosti po konání MČR. Průměrný počátek taneční kariéry testované skupiny je rok 1999,5 $\pm$ 3,9.

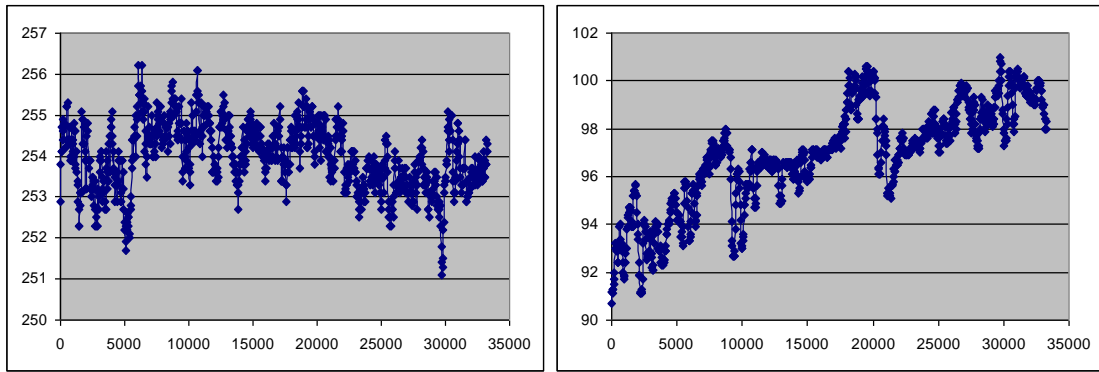
Tento výzkum byl schválen Etickou komisí FTVS UK, testovaní jedinci byli informováni o průběhu měření i následném zpracování dat, což potvrdili svým podpisem.

### 4.3 Metodika měření

K testování a hodnocení posturální stability byl využit přístroj FootScan (RScan, International, Belgie), velikosti 0,5m x 0,4m se snímacím polem 4100 snímačů s citlivostí 0,1 N/cm<sup>2</sup>. Snímkovací frekvence byla stanovena na 33 Hz. Probandi byli testováni pomocí 6 klasických testů dle Kapteyna (1983) v délce 30 s: (1) široký stoj s otevřenými očima (dále SS-OO), (2) široký stoj se zavřenými očima (dále SS-ZO), (3) úzký stoj s otevřenými očima (dále US-OO), (4) úzký stoj se zavřenými očima (dále US-ZO), (5) stoj na pravé dolní končetině „flamingo test“ (dále FL-R), (6) stoj na levé dolní končetině (dále FL-L). Stoje na jedné dolní končetině měly trvání 60 s. K těmto klasickým testům byly v případě této specifické skupiny navíc přidány testy (7) úzkého stoje na labilním povrchu (molitan 10cm) po dobu trvání 30 s s otevřenými (dále MO-OO) a poté (8) zavřenými (dále MO-ZO) očima. Jako hodnotící parametry byly vybrány výchylka v předozadním (X) a pravolevém (Y) směru. Na obrázku 3a je stabilograf vybraného testu představující plošné změny Centre of Pressure (COP) v pravolevém a předozadním směru a otisk chodidel (Obrázek 3b).



**Obrázek 3a, 3b** Stabilograf vybraného testu představující plošné změny COP a otisk chodidel.

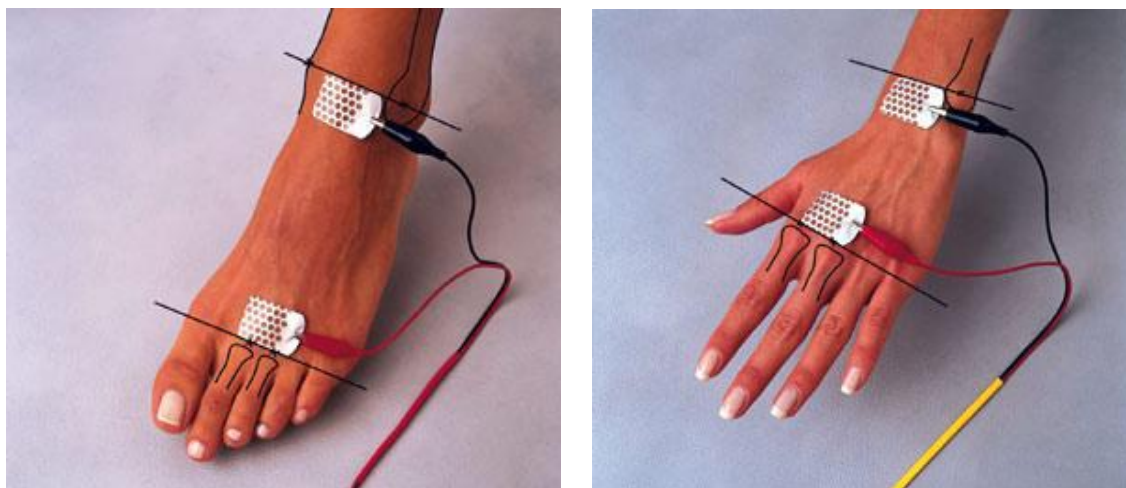


**Obrázek 4a, 4b** Záznam výchylek COP v předozadním (X) a pravolevém směru (Y)

Na obrázku 4a a 4b je grafické znázornění jednotlivých výchylek COP během celého testu v jednotlivých směrech. Na horizontální ose je poloha COP udávaná v mm, na vertikální ose je čas testu v ms. Hlavním hodnoceným parametrem byla celková dráha vychylování COP během celého testu (total traveled way – TTW).

Tělesné složení bylo hodnoceno a analyzováno pomocí celotělové bioimpedanční metody přístrojem BIA 2000M (Datainput, Německo), který na měření impedance používá frekvence 1, 5, 50 a 100 kHz. Měření bylo realizováno pomocí tetrapolárních elektrod v konfiguraci se čtyřmi svody na končetinách jedné strany těla. Elektrody byly umístěné na středu metakarpálních kostí a zápěstí horní končetiny, a na středu metatarzálních kostí a nártu na končetině dolní (Obrázek 5.). Během diagnostiky byly zachované standardní podmínky bioimpedančního měření (Kyle et al., 2004). Sledovanými parametry byly objem tekutin v těle jako celkový objem tělesné vody (TBW) rozdělený na extracelulární (ECW) a intracelulární vodu (ICW), procentuální zastoupení tukové hmoty (FAT), tuku prostá hmota (TPH), svalová hmota (MM) a vzájemný poměr extracelulární a intracelulární buněčné hmoty (ECM/BCM). Pro přepočet nepřímě měřitelných parametrů identifikujících složení těla jsme vycházeli z příslušných predikčních rovnic (Bunc, 2007).

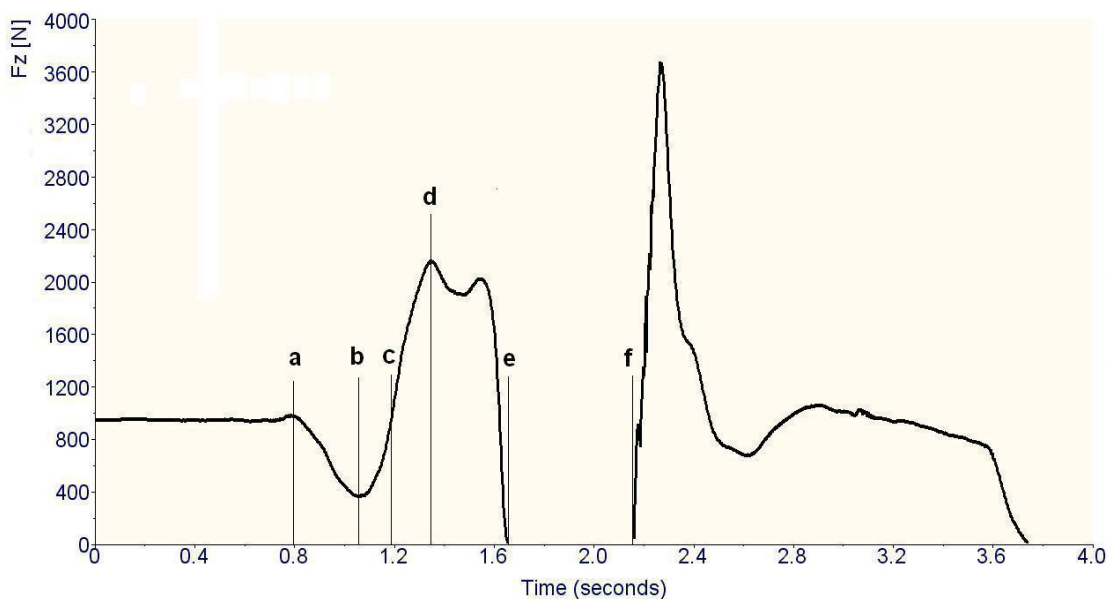




**Obrázek 5.** Umístění elektrod na dolní a horní končetině (www.data-input.de, zobrazeno 29.7.2013)

Segmentální zastoupení svalové hmoty bylo posuzováno z parametrů získaných multifrekvenčním bioimpedančním analyzátozem Tanita MC-980MA (Tanita Corporation, Japonsko). Měření je realizováno pomocí 8 bodových elektrod za pomoci 6 měřících frekvencí (1, 5, 50, 250, 500 a 1000 kHz). Sledované a hodnocené byly parametry odvozené z tělesné vody a indikující množství svalové resp. tukové hmoty trupu (Trunk), na pravé resp. levé horní končetině (RA resp. LA) a na pravé resp. levé dolní končetině (RL resp. LL).

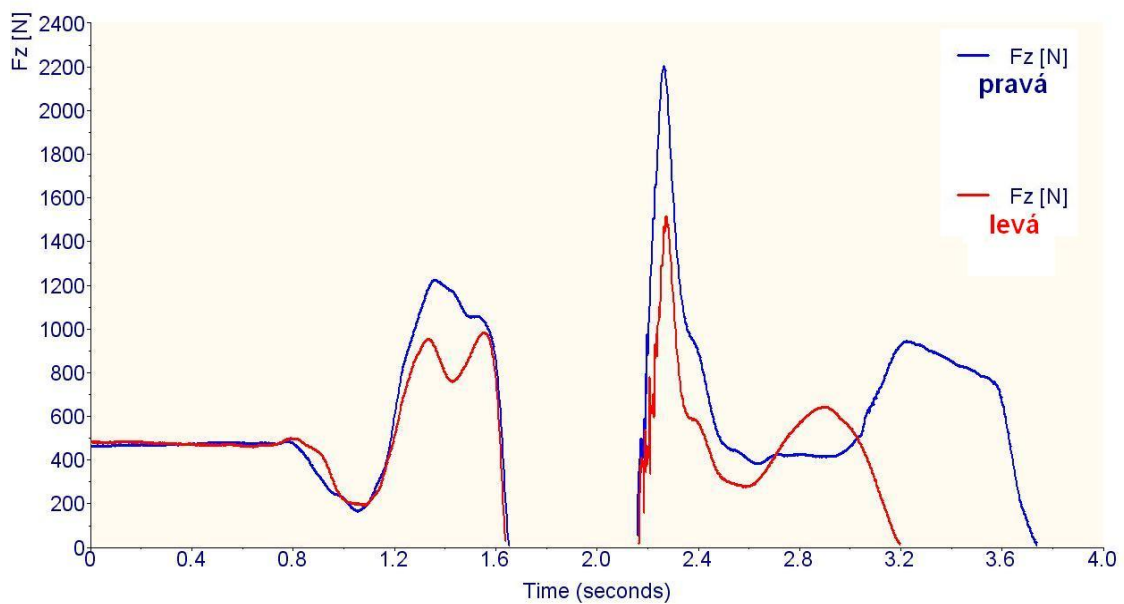
Pro měření explozivní síly dolních končetin byly použity desky KISTLER 8611 (Kistler, Švýcarsko) se vzorkovací frekvencí 400 Hz. Všechny sledované osoby absolvovaly testy vertikálního výskoku ve třech provedeních. Výskok s pomocí horních končetin (CMJ-F - Countermovement jump - free arms), výskok bez pomoci horních končetin (CMJ - Countermovement jump), a výskok z podřepu (SQJ - Squat jump), kdy je celý pohyb realizován pouze vzhůru bez přípravného snížení. Během samotného testování prováděly jednotlivé osoby vždy tři výskoky od každého typu a pro vyhodnocení byl vybrán ten, kdy bylo dosaženo nejvyššího výskoku. Výstupním parametrem měření je výška výskoku, která je vypočítána ze vzletové rychlosti při odrazu.



**Obrázek 6.** Příklad průběhu silové křivky během vertikálního výskoku.

Na obrázku (Obrázek 6.) je znázorněn graf průběhu síly během realizace vertikálního výskoku, v tomto případě výskoku s pomocí horních končetin (CMJ-F). Průběh křivky až do bodu a ukazuje vlastní hmotnost měřené osoby, pak následuje počátek snižování těla až do okamžiku b, kdy je silové působení do podložky minimální. V ideálním případě může být toto působení dokonce nulové. Pak začíná tělo brzdit až do dalšího významného okamžiku c, kdy je silové působení rovno hmotnosti těla. Dalším silovým působením především dolních končetin do podložky narůstá až do okamžiku d, kdy silová křivka dosahuje svého maxima. V tomto okamžiku dokáže člověk vyprodukovat 2-3 násobek vlastní hmotnosti. Pak už se dokončuje propínání dolních končetin, síla do podložky klesá až do okamžiku e, kdy dochází k opuštění podložky a je zahájena letová fáze. Po dopadu v okamžiku f dochází k prudkému nárůstu silového působení do podložky, které je závislé na míře tlumení dopadu a může dosahovat až 5 násobku hmotnosti měřené osoby. Při použití dvou silových plošin lze sledovat izolované působení pravé a levé dolní končetiny a jejich zapojení do odrazu a dopadu, tak jak to ukazuje graf na obrázku (Obrázek 7.). Na průběhu je dobře patrné, jak během odrazu dochází k výrazné asymetrii zapojení pravé a levé dolní končetiny, a to jak v maximální dosažené síle, tak ve vlastním průběhu silového působení během celého odrazu a i během dopadu. Dalšími měřenými parametry vertikálního výskoku jsou tedy, kromě výšky výskoku, i hodnoty maximální dosažené síly přepočítané na

kilogram hmotnosti (F-Rel-Max), poměr relativních maximálních sil vyprodukovaných pravou (F-Rel-P) a levou (F-Rel-L) dolní končetinou a poměr silového zapojení pravé a levé dolní končetiny (F-Imp) během odrazu. Pro hodnocení asymetrie mezi pravou a levou dolní končetinou se užívá procentuálního rozdílu hodnot F-Rel-P a F-Rel-L (%F-Rel). Rozmezí hodnot 10-15% se považuje za asymetrii mírnou, nad 15% se jedná o asymetrii zvýšenou.



**Obrázek 7.** Příklad průběhu silových křivek pravé a levé dolní končetiny během vertikálního výskoku.

#### **4.4 Analýza dat**

Analýza dat byla provedena pomocí Microsoft Excel 2007 a IBM SPSS Statistics 20.0.

#### **4.5 Omezení**

V porovnání s ostatními sportovními svazy má Český svaz tanečního sportu poměrně malou členskou základnu, čili i jedinců vrcholové úrovně není mnoho. Je tedy obtížné získat data od většího množství probandů. Jedná se proto o úzce specifický vzorek jedinců na vrcholové úrovni.

## 5 Výsledky

### 5.1 Posturální stabilita

#### 5.1.1 Naměřené hodnoty parametrů posturální stability

Testy		T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10
SS-OO	$\Delta X$ (mm)	5,5	6,8	6,9	7,5	7,6	9,6	13,5	8,3	6,3	5,4
	$\Delta Y$ (mm)	8,2	7,7	8,6	17,0	11,9	23,0	13,5	6,4	2,9	7,0
	TTW (mm)	157,8	148,1	156,1	174,7	227,9	179,9	241,7	169,6	220,2	134,1
SS-ZO	$\Delta X$	8,5	7,2	7,9	9,1	7,7	10,6	12,8	4,6	9,9	6,8
	$\Delta Y$	13,7	5,8	13,4	15,9	6,1	25,3	10,6	4,9	4,9	6,8
	TTW	182,0	161,5	176,4	193,2	205,0	190,8	241,3	157,4	226,5	158,3
US-OO	$\Delta X$	6,0	10,9	10,4	12,1	14,3	16,7	6,1	12,8	10,8	7,4
	$\Delta Y$	10,0	12,6	12,0	23,0	12,9	24,7	4,2	20,9	18,1	8,7
	TTW	140,2	192,3	187,0	163,1	198,2	224,2	131,1	183,5	198,9	121,0
US-ZO	$\Delta X$	6,6	10,8	15,8	30,4	21	15,8	15,3	10,4	15,7	14,8
	$\Delta Y$	9,3	9,4	16,7	14,6	21,9	28,3	16,1	20,1	12,2	11,5
	TTW	155,4	163,7	235,1	281	282,6	271,8	199,1	207,8	277,6	166,5
FL-L	$\Delta X$	19,2	19,5	29,5	19,7	21,8	26,7	12,4	31,8	27,1	23,7
	$\Delta Y$	31,5	29,3	43,7	50,2	26,4	70,7	30,3	69,2	58,5	61,2
	TTW	774,2	848,6	1923,9	884,4	1353,9	1232,9	1408	1272,6	997,8	1170,5
FL-P	$\Delta X$	23,1	28,4	25,2	24,3	27,9	26,8	31,6	25,9	27,6	28,5
	$\Delta Y$	33,4	41,9	43,8	46,5	36,4	68,5	33,1	61,1	65,1	47,7
	TTW	840,8	961,2	1017,0	1033,6	1940,2	1505,6	1727,1	995,2	1292,6	1793,2
MO-OO	$\Delta X$	35,2	74,1	22,3	88,9	64,4	117,5	33,9	43,8	56,3	46,7
	$\Delta Y$	58,5	109,7	4,4	101,3	12,8	99,9	17,3	155,3	50,9	98,4
	TTW	360,5	580,5	257,0	501,0	682,9	592,6	390,5	570,0	457,0	318,5
MO-ZO	$\Delta X$	15,6	64,6	45,7	119,6	83,2	98,8	38,9	71,8	93,6	34,0
	$\Delta Y$	30,5	88,7	11,9	183,9	30,0	99,0	15,8	12,7	49,5	47,5
	TTW	422,8	538,0	406,3	629,3	629,9	913,5	503,2	507,7	929,7	372,6

**Tabulka 1.** Naměřené hodnoty (mm) testů posturální stability na počátku přípravného období (vstupní měření).

Vysvětlivky: T – tanečník/tanečnice, SS-OO – široký stoj otevřené oči, SS-ZO – široký stoj zavřené oči, US-OO – úzký stoj otevřené oči, US-ZO – úzký stoj zavřené oči, FL-P – stoj na pravé noze, FL-L – stoj na levé noze, MO-OO – stoj na molitanu otevřené oči, MO-ZO – stoj na molitanu zavřené oči,  $\Delta X$  – výchylka v antero-posteriorní rovině,  $\Delta Y$  – výchylka v medio-laterální rovině, TTW – total traveled way - celková dráha COP

Test		T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10
SS-OO	$\Delta X$ (mm)	5,3	9,3	6,9	13,2	11,8	4,1	16,1	10,2	15,3	4,3
	$\Delta Y$ (mm)	7,4	6,2	10,4	53,2	8,5	8,6	16,1	14,2	5,8	7,4
	TTW (mm)	188,4	229,5	217,6	219,3	290,7	87,7	287,6	63,1	235,1	175,7
SS-ZO	$\Delta X$	6,8	17,2	6,1	11,0	9,6	7,6	15,2	13,1	7,1	7,0
	$\Delta Y$	17,8	13,5	8,9	18,5	10,5	20,4	12,6	15,1	8,2	7,2
	TTW	199,1	188,9	230,4	241,5	278,3	131,6	287,1	58,8	224	176,1
US-OO	$\Delta X$	4,8	15,3	10,4	26,5	13,4	18,0	7,3	21,4	14,8	16,3
	$\Delta Y$	5,8	12,3	8,2	18,4	11,7	13,6	4,9	23,2	19,6	10,7
	TTW	181,2	167,3	192,4	239,3	242,7	165,4	156	120,3	223,6	196,7
US-ZO	$\Delta X$	13,7	14,8	6,6	17,3	16,5	14,0	18,2	25,6	14,5	12,1
	$\Delta Y$	9,2	9,7	7,5	29,5	16,4	26,7	19,2	17,0	12,6	13,3
	TTW	224,8	168,0	172,3	299,4	212,7	217,2	236,9	135,4	244,1	178,6
FL-L	$\Delta X$	34,2	23,3	38,4	42,9	40,5	31,1	14,7	41,3	21,1	42,8
	$\Delta Y$	66,8	56,0	62,9	79,0	34,7	55,9	36,1	66,4	51,3	81,4
	TTW	1442,7	1054,1	1651,7	1595,4	2018,6	1462,7	1675,5	1263,3	1751,5	2557,3
FL-P	$\Delta X$	37,3	18,4	28,6	48,8	31,0	35,1	37,6	39,2	35,9	41,2
	$\Delta Y$	49,7	49,0	71,8	99,9	53,5	61,1	39,4	90,7	126,4	106,8
	TTW	1183,3	699,7	1532,1	1760,2	1568,4	1619,8	2055,2	976,5	1907,9	2785,3
MO-OO	$\Delta X$	46,3	297,2	38,8	40,9	74,4	39,7	40,3	19,3	243,8	100,3
	$\Delta Y$	92,5	182,9	3,7	10,5	34,3	41,4	20,6	79,0	79,7	135,2
	TTW	488,2	617,8	345,8	423,5	920,0	437,4	464,7	217,3	652,9	500,8
MO-ZO	$\Delta X$	18,7	281,9	13,4	135,0	92,8	31,3	46,3	37,2	75,3	27,2
	$\Delta Y$	50,7	182,9	3,5	74,2	95,1	25,9	18,8	30,7	9,2	36,5
	TTW	441,2	525,1	335,9	802,2	906,6	327,3	598,8	197,1	602,3	515,7

**Tabulka 2.** Naměřené hodnoty (mm) testů posturální stability na vrcholu přípravného období (výstupní měření).

Vysvětlivky: T – tanečník/tanečnice, SS-OO – široký stoj otevřené oči, SS-ZO – široký stoj zavřené oči, US-OO – úzký stoj otevřené oči, US-ZO – úzký stoj zavřené oči, FL-P – stoj na pravé noze, FL-L – stoj na levé noze, MO-OO – stoj na molitanu otevřené oči, MO-ZO – stoj na molitanu zavřené oči,  $\Delta X$  – výchylka v antero-posteriorní rovině,  $\Delta Y$  – výchylka v medio-laterální rovině, TTW – total traveled way - celková dráha COP

## 5.1.2 Deskriptivní statistika

Testy		Průměr (mm)	SD	SEM
SS-OO	ΔX1	7,7400	2,38477	0,75413
	ΔX2	9,6465	4,43013	1,40093
	ΔY1	10,6200	5,89610	1,86451
	ΔY2	13,7765	14,25176	4,50680
	TTW1	181,0100	36,56329	11,56233
	TTW2	199,4723	75,10286	23,74961
SS-ZO	ΔX1	8,5100	2,26100	0,71499
	ΔX2	10,0732	3,92358	1,24074
	ΔY1	10,7400	6,53320	2,06598
	ΔY2	13,2714	4,61715	1,46007
	TTW1	189,2400	28,52466	9,02029
	TTW2	201,5847	68,50305	21,66257
US-OO	ΔX1	10,7500	3,48943	1,10345
	ΔX2	14,8159	6,42369	2,03135
	ΔY1	14,7100	6,68472	2,11389
	ΔY2	12,8498	5,99330	1,89525
	TTW1	173,9500	33,71525	10,66170
	TTW2	188,4909	38,83868	12,28187
US-ZO	ΔX1	15,6600	6,49841	2,05498
	ΔX2	15,3307	4,84242	1,53131
	ΔY1	16,0100	6,04161	1,91052
	ΔY2	16,1059	7,33937	2,32091
	TTW1	224,0600	52,16926	16,49737
	TTW2	208,9429	47,00325	14,86373
FL-L	ΔX1	23,1400	5,79141	1,83141
	ΔX2	33,0356	10,12110	3,20057
	ΔY1	47,1000	17,21188	5,44288
	ΔY2	59,0457	15,73150	4,97474
	TTW1	1186,6800	340,21324	107,58487
	TTW2	1647,2820	415,74715	131,47079
FL-P	ΔX1	26,9300	2,43769	0,77087
	ΔX2	35,3104	8,10327	2,56248
	ΔY1	47,7500	12,95533	4,09683
	ΔY2	74,8289	29,38129	9,29118
	TTW1	1310,6500	400,87677	126,76837
	TTW2	1608,8449	587,91573	185,91528
MO-OO	ΔX1	58,3100	28,87065	9,12970
	ΔX2	94,1041	96,43871	30,49660
	ΔY1	70,8500	49,86066	15,76732
	ΔY2	67,9787	57,83883	18,29024
	TTW1	471,0500	137,56540	43,50200
	TTW2	506,8395	190,91642	60,37307
MO-ZO	ΔX1	66,5800	32,91284	10,40795
	ΔX2	75,9091	81,73677	25,84744
	ΔY1	56,9500	53,89719	17,04379
	ΔY2	52,7502	53,89565	17,04330
	TTW1	585,3000	196,90374	62,26643
	TTW2	525,2208	216,88509	68,58509

**Tabulka 3.** Deskriptivní statistika testů posturální stability na počátku a vrcholu přípravného období.

Vysvětlivky: SS-OO – široký stoj otevřené oči, SS-ZO – široký stoj zavřené oči, US-OO – úzký stoj otevřené oči, US-ZO – úzký stoj zavřené oči, FL-P – stoj na pravé noze, FL-L – stoj na levé noze, MO-OO – stoj na molitanu otevřené oči, MO-ZO – stoj na molitanu zavřené oči,  $\Delta X$  – výchylka v antero-posteriorní rovině,  $\Delta Y$  – výchylka v medio-laterální rovině, TTW – total traveled way – průměrná hodnota celkové dráhy COP, 1 – vstupní měření (počátek přípravy), 2 – výstupní měření (vrchol přípravy), SD – směrodatná odchylka, SEM – střední chyba průměru

Z deskriptivní statistiky výsledků celé skupiny (Tabulka 3.) je patrné, že při sledování průměrných hodnot TTW došlo ke zvýšení těchto hodnot u většiny posturografických testů při výstupním měření. Jednalo se o test SS-OO, kde při vstupním měření byla průměrná hodnota celkové dráhy COP 181 mm se směrodatnou odchylkou (SD) 36,5 a při výstupním měření byla průměrná hodnota celkové dráhy COP 199,4 mm s SD 75,1. U testu SS-ZO byla při vstupním měření naměřena průměrná hodnota celkové dráhy COP 189,2 mm s SD 28,5 a při výstupním měření byla průměrná hodnota celkové dráhy COP 201,5 mm s SD 68,5. U testu US-OO byla při vstupním měření naměřena průměrná hodnota celkové dráhy COP 173,9 mm s SD 33,7 a při výstupním měření byla průměrná hodnota celkové dráhy COP 188,4 mm s SD 38,8. U testu FL-L byla při vstupním měření naměřena průměrná hodnota celkové dráhy COP 1186,6 mm s SD 340,2 a při výstupním měření byla průměrná hodnota celkové dráhy COP 1647,2 mm s SD 415,7. U testu FL-P byla při vstupním měření naměřena průměrná hodnota celkové dráhy COP 1310,6 mm s SD 400,8 a při výstupním měření byla průměrná hodnota celkové dráhy COP 1608,8 mm s SD 587,9. U testu MO-OO byla při vstupním měření naměřena průměrná hodnota celkové dráhy COP 471 mm s SD 137,5 a při výstupním měření byla průměrná hodnota celkové dráhy COP 506,8 mm se směrodatnou od s SD 190,9. Pouze u dvou testů došlo ke snížení průměrných hodnot TTW a to u testu US-ZO, kde byla při vstupním měření naměřena průměrná hodnota celkové dráhy COP 224 mm s SD 52,1 a při výstupním měření byla průměrná hodnota celkové dráhy COP 208,9 mm s SD 47. A také u testu MO-ZO, kde byla při vstupním měření naměřena průměrná hodnota celkové dráhy COP 585,3 mm s SD 196,9 a při výstupním měření byla průměrná hodnota celkové dráhy COP 525,2 mm s SD 216,8. Z této tabulky je také patrné, že změny průměrných hodnot výchylek v antero-posteriorní a medio-laterální ose i průměrných hodnot celkové dráhy COP nejsou nikterak výrazné.



Testy		Ž1	Ž2	Ž3	Ž4	Ž5	Průměr	SD
SS-OO	ΔX1 (mm)	6,8	7,6	9,6	13,5	6,3	8,8	2,6
	ΔX2 (mm)	9,3	11,8	4,1	16,1	15,3	11,3	4,4
	ΔY1 (mm)	7,7	11,9	23	13,5	2,9	11,8	6,7
	ΔY2 (mm)	6,2	8,5	8,6	16,1	5,8	9,0	3,7
	TTW1 (mm)	148,1	227,9	179,9	241,7	220,2	203,6	34,5
	TTW2 (mm)	229,5	290,7	87,7	287,6	235,1	226,2	73,8
SS-ZO	ΔX1	7,2	7,7	10,6	12,8	9,9	9,6	2,0
	ΔX2	17,2	9,6	7,6	15,2	7,1	11,3	4,1
	ΔY1	5,8	6,1	25,3	10,6	4,9	10,5	7,6
	ΔY2	13,5	10,5	20,4	12,6	8,2	13,0	4,1
	TTW1	161,5	205,0	190,8	241,3	226,5	205,0	27,8
	TTW2	188,9	278,3	131,6	287,1	224,0	221,9	57,8
US-OO	ΔX1	10,9	14,3	16,7	6,1	10,8	11,8	3,6
	ΔX2	15,3	13,4	18,0	7,6	14,8	13,8	3,6
	ΔY1	12,6	12,9	24,7	4,2	18,1	14,5	6,8
	ΔY2	12,3	11,7	13,6	5,0	19,6	12,4	4,7
	TTW1	192,3	198,2	224,2	131,1	198,9	188,9	30,9
	TTW2	167,3	242,7	165,4	156,0	223,6	191,0	35,1
US-ZO	ΔX1	10,8	21,0	15,8	15,3	15,7	15,7	3,2
	ΔX2	14,8	16,5	14,0	18,2	14,5	15,6	1,6
	ΔY1	9,4	21,9	28,3	16,1	12,2	17,6	6,8
	ΔY2	9,7	16,4	26,7	19,2	12,6	16,9	5,9
	TTW1	163,7	282,6	271,8	199,1	277,6	238,9	48,4
	TTW2	168,0	212,7	217,2	237,0	244,1	215,8	26,6
FL-L	ΔX1	19,5	21,8	26,7	12,4	27,1	21,5	5,4
	ΔX2	23,3	40,5	31,1	14,8	21,1	26,2	8,9
	ΔY1	29,3	26,4	70,7	30,3	58,5	43,0	18,1
	ΔY2	56,0	34,7	55,9	36,1	51,3	46,8	9,5
	TTW1	848,6	1353,9	1232,9	1408,0	997,8	1168,2	213,2
	TTW2	1054,1	2018,6	1462,7	1675,5	1751,5	1592,4	322,6
FL-P	ΔX1	28,4	27,9	26,8	31,6	27,6	28,5	1,7
	ΔX2	18,4	31,0	35,1	37,6	35,9	31,6	6,9
	ΔY1	41,9	36,4	68,5	33,1	65,1	49,0	14,8
	ΔY2	49,0	53,5	61,1	39,4	126,4	65,9	31,1
	TTW1	961,2	1940,2	1505,6	1727,1	1292,6	1485,3	339,9
	TTW2	699,7	1568,4	1619,8	2055,3	1907,9	1570,2	471,1
MO-OO	ΔX1	74,1	64,4	117,5	33,9	56,3	69,2	27,5
	ΔX2	297,2	74,4	39,7	40,3	243,8	139,1	109,3
	ΔY1	109,7	12,8	99,9	17,3	50,9	58,1	40,4
	ΔY2	182,9	34,3	41,4	20,6	79,7	71,8	58,9
	TTW1	580,5	682,9	592,6	390,5	457,0	540,7	103,9
	TTW2	617,8	920	437,4	464,7	652,9	618,6	172,4
MO-ZO	ΔX1	64,6	83,2	98,8	38,9	93,6	75,8	21,9
	ΔX2	281,9	92,8	31,3	46,3	75,3	105,5	90,8
	ΔY1	88,7	30,0	99,0	15,8	49,5	56,6	32,4
	ΔY2	182,9	95,1	25,9	18,8	9,2	66,4	65,7
	TTW1	538,0	629,9	913,5	503,2	929,7	706,9	183,4
	TTW2	525,1	906,6	327,3	598,8	602,3	592,0	184,4

**Tabulka 4.** Deskriptivní statistika parametrů testů posturální stability na počátku a vrcholu přípravného období – ženy.

Vysvětlivky: SS-OO – široký stoj otevřené oči, SS-ZO – široký stoj zavřené oči, US-OO – úzký stoj otevřené oči, US-ZO – úzký stoj zavřené oči, FL-P – stoj na pravé noze, FL-L – stoj na levé noze, MO-OO – stoj na molitanu otevřené oči, MO-ZO – stoj na molitanu zavřené oči,  $\Delta X$  – výchylka v antero-posteriorní rovině,  $\Delta Y$  – výchylka v medio-laterální rovině, TTW – total traveled way – celková dráha COP, 1 – vstupní měření (počátek přípravy), 2 – výstupní měření (vrchol přípravy), SD – směrodatná odchylka

Podobně, jak předznamenala deskripce celé skupiny, i u žen došlo u většiny testů ke zvýšení hodnot průměrů celkové dráhy COP (Tabulka 4.). Ke snížení hodnoty tohoto parametru došlo pouze u testu US-ZO, kde byla při vstupním měření naměřena průměrná hodnota celkové dráhy COP 238,9 mm se směrodatnou odchylkou (SD) 48,4 a při výstupním měření byla průměrná hodnota celkové dráhy COP 215,8 mm s SD 26,6. Ke zlepšení také došlo u testu MO-ZO, kde byla při vstupním měření naměřena průměrná hodnota celkové dráhy COP 706,9 mm s SD 183,4 a při výstupním měření byla průměrná hodnota celkové dráhy COP 592 mm s SD 184,4.

Testy		M1	M2	M3	M4	M5	Průměr	SD
SS-OO	ΔX1 (mm)	5,5	6,9	7,5	8,3	5,4	6,7	1,1
	ΔX2 (mm)	5,3	6,9	13,2	10,2	4,3	7,9	3,3
	ΔY1 (mm)	8,2	8,6	17,0	6,4	7,0	9,4	17,5
	ΔY2 (mm)	7,4	10,4	53,2	14,2	7,4	18,5	17,5
	TTW1 (mm)	157,8	156,1	174,7	169,6	134,1	158,4	14
	TTW2 (mm)	188,4	217,6	219,3	63,1	175,7	172,8	57,4
SS-ZO	ΔX1	8,5	7,9	9,1	4,6	6,8	7,4	1,6
	ΔX2	6,8	6,1	11,0	13,1	7,0	8,8	2,8
	ΔY1	13,7	13,4	15,9	4,9	6,8	10,9	4,3
	ΔY2	17,8	8,9	18,5	15,1	7,2	13,5	4,6
	TTW1	182,0	176,4	193,2	157,4	158,3	173,5	13,8
	TTW2	199,1	230,4	241,5	58,8	176,1	181,2	65,4
US-OO	ΔX1	6,0	10,4	12,1	12,8	7,4	9,7	2,6
	ΔX2	4,8	10,4	26,5	21,4	16,3	15,9	7,7
	ΔY1	10,0	12,0	23,0	20,9	8,7	14,9	5,9
	ΔY2	5,8	8,2	18,4	23,2	10,7	13,3	6,5
	TTW1	140,2	187,0	163,1	183,5	121,0	158,9	25,3
	TTW2	181,2	192,4	239,3	120,3	196,7	185,9	38,3
US-ZO	ΔX1	6,6	15,8	30,4	10,4	14,8	15,6	8,1
	ΔX2	13,7	6,6	17,3	25,6	12,1	15,1	6,3
	ΔY1	9,3	16,7	14,6	20,1	11,5	14,4	3,8
	ΔY2	9,2	7,5	29,5	17,0	13,3	15,3	7,8
	TTW1	155,4	235,1	281,0	207,8	166,5	209,2	45,9
	TTW2	224,8	172,3	299,4	135,4	178,6	202,1	56,3
FL-L	ΔX1	19,2	29,5	19,7	31,8	23,7	24,8	5,1
	ΔX2	34,2	38,4	42,9	41,3	42,8	39,9	3,3
	ΔY1	31,5	43,7	50,2	69,2	61,2	51,2	13,1
	ΔY2	66,8	62,9	79	66,4	81,4	71,3	7,4
	TTW1	774,2	1923,9	884,4	1272,6	1170,5	1205,1	402,7
	TTW2	1442,7	1651,7	1595,4	1263,3	2557,3	1702,1	448,5
FL-P	ΔX1	23,1	25,2	24,3	25,9	28,5	25,4	1,8
	ΔX2	37,3	28,6	48,8	39,2	41,2	39,0	6,5
	ΔY1	33,4	43,8	46,5	61,1	47,7	46,5	8,9
	ΔY2	49,7	71,8	99,9	90,7	106,8	83,8	20,7
	TTW1	840,8	1017,0	1033,6	995,2	1793,2	1135,9	306,5
	TTW2	1183,3	1532,1	1760,2	976,5	2785,3	1647,5	575,4
MO-OO	ΔX1	35,2	22,3	88,9	43,8	46,7	47,4	22,4
	ΔX2	46,3	38,8	40,9	19,3	100,3	49,1	27,1
	ΔY1	58,5	4,4	101,3	155,3	98,4	83,6	50,2
	ΔY2	92,5	3,7	10,5	79,0	135,2	64,2	50,2
	TTW1	360,5	257,0	501,0	570,0	318,5	401,4	116,4
	TTW2	488,2	345,8	423,5	217,3	500,8	395,1	104,6
MO-ZO	ΔX1	15,6	45,7	119,6	71,8	34,0	57,3	36,1
	ΔX2	18,7	13,4	135,0	37,2	27,2	46,3	45,1
	ΔY1	30,5	11,9	183,9	12,7	47,5	57,3	64,6
	ΔY2	50,7	3,5	74,2	30,7	36,5	39,1	23,3
	TTW1	422,8	406,3	629,3	507,7	372,6	467,7	92,2
	TTW2	441,2	335,9	802,2	197,1	515,7	458,4	202,5

**Tabulka 5.** Deskriptivní statistika parametrů testů posturální stability na počátku a vrcholu přípravného období – muži.

Vysvětlivky: SS-OO – široký stoj otevřené oči, SS-ZO – široký stoj zavřené oči, US-OO – úzký stoj otevřené oči, US-ZO – úzký stoj zavřené oči, FL-P – stoj na pravé noze, FL-L – stoj na levé noze, MO-OO – stoj na molitanu otevřené oči, MO-ZO – stoj na molitanu zavřené oči,  $\Delta X$  – výchylka v antero-posteriorní rovině,  $\Delta Y$  – výchylka v medio-laterální rovině, TTW – total traveled way – celková dráha COP, 1 – vstupní měření (počátek přípravy), 2 – výstupní měření (vrchol přípravy), SD – směrodatná odchylka

Ve skupině mužů (Tabulka 5.) došlo ke snížení průměrné hodnoty celkové dráhy COP u tří testů. Stejně jako u žen se jednalo o test US-ZO, kde byla při vstupním měření naměřena průměrná hodnota celkové dráhy COP 209,2 mm se směrodatnou odchylkou (SD) 45,9 a při výstupním měření byla průměrná hodnota celkové dráhy COP 202,1 mm s SD 56,3. Dále pak u testu MO-ZO byla při vstupním měření naměřena průměrná hodnota celkové dráhy COP 467,7 mm s SD 92,2 a při výstupním měření byla průměrná hodnota celkové dráhy COP 458,4 mm s SD 202,5. A na rozdíl od skupiny žen došlo ke snížení hodnot také u testu MO-OO, kde byla při vstupním měření naměřena průměrná hodnota celkové dráhy COP 401,4 mm s SD 116,4 a při výstupním měření byla průměrná hodnota celkové dráhy COP 395,1 mm s SD 104,6.

### 5.1.3 Induktivní statistika – párový t-test

Testy (parametry)	Párové rozdíly					t	Sig.
	Průměr (mm)	SD	SEM	95% Confidence Interval of the Difference			
				Lower	Upper		
SSOox1 - SSOox2	-1,91	3,98	1,26	-4,76	0,94	-1,51	0,164
SSOoy1 - SSOoy2	-3,16	12,96	4,10	-12,43	6,12	-0,77	0,461
SSOOTTW1 - SSOOTTW2	-18,46	64,78	20,49	-64,81	27,88	-0,90	0,391
SSZOx1 - SSZOx2	-1,56	4,52	1,43	-4,80	1,67	-1,09	0,303
SSZOy1 - SSZOy2	-2,53	4,73	1,50	-5,92	0,85	-1,69	0,125
SSZOTTW1 - SSZOTTW2	-12,34	53,53	16,93	-50,64	25,95	-0,73	0,484
USOox1 - USOox2	-4,07	5,12	1,62	-7,73	-0,40	<b>-2,51</b>	<b>0,033</b>
USOoy1 - USOoy2	1,86	4,16	1,31	-1,11	4,83	1,41	0,191
USOOTTW1 - USOOTTW2	-14,54	49,91	15,78	-50,25	21,16	-0,92	0,381
USZOx1 - USZOx2	0,33	8,12	2,57	-5,48	6,14	0,13	0,901
USZOy1 - USZOy2	-0,10	6,34	2,01	-4,63	4,44	-0,05	0,963
USZOTTW1 - USZOTTW2	15,12	50,16	15,86	-20,76	51,00	0,95	0,365
FLLx1 - FLLx2	-9,90	9,09	2,87	-16,40	-3,39	<b>-3,44</b>	<b>0,007</b>
FLLy1 - FLLy2	-11,95	16,73	5,29	-23,91	0,02	-2,26	0,050
FLLTTW1 - FLLTTW2	-460,60	471,97	149,25	-798,23	-122,98	<b>-3,09</b>	<b>0,013</b>
FLPx1 - FLPx2	-8,38	9,02	2,85	-14,84	-1,93	<b>-2,94</b>	<b>0,017</b>

Testy (parametry)	Párové rozdíly					t	Sig.
	Průměr (mm)	SD	SEM	95% Confidence Interval of the Difference			
				Lower	Upper		
FLPy1 - FLPy2	-27,08	23,88	7,55	-44,16	-10,00	-3,59	0,006
FLPTTW1 - FLPTTW2	-298,19	436,14	137,92	-610,19	13,80	-2,16	0,059
MOOOx1 - MOOOx2	-35,79	96,89	30,64	-105,10	33,52	-1,17	0,273
MOOOy1 - MOOOy2	2,87	54,34	17,18	-36,00	41,75	0,17	0,871
MOOOTW1 - MOOOTW2	-35,79	182,76	57,79	-166,53	94,95	-0,62	0,551
MOZOx1 - MOZOx2	-9,33	77,40	24,48	-64,70	46,04	-0,38	0,712
MOZOy1 - MOZOy2	4,20	60,43	19,11	-39,03	47,43	0,22	0,831
MOZOTTW1 - MOZOTTW2	60,08	269,31	85,16	-132,57	252,73	0,71	0,498

**Tabulka 6.** Induktivní statistika – párový t-test parametrů posturografických testů

Vysvětlivky: test x1 – výchylka při daném testu v antero-posteriorní rovině při vstupním měření, test x2 - výchylka při daném testu v antero-posteriorní rovině při výstupním měření, test y1 – výchylka při daném testu v medio-laterální rovině při vstupním měření, test y2 - výchylka při daném testu v medio-laterální rovině při výstupním měření, test TTW1 – total traveled way - průměrná hodnota celkové dráhy COP v daném testu při vstupním měření, test TTW2 – total traveled way - průměrná hodnota celkové dráhy COP v daném testu při výstupním měření, SSOO - široký stoj zavřené oči, USOO – úzký stoj otevřené oči, USZO – úzký stoj zavřené oči, FLP – stoj na pravé noze, FLL – stoj na levé noze, MOOO – stoj na molitanu otevřené oči, MOZO – stoj na molitanu zavřené oči, SD – směrodatná odchylka, SEM – střední chyba průměru, t – statistická významnost, Sig. – signifikance (hladina významnosti  $p < 0,05$ )

Z párového t-testu (Tabulka 6.), porovnávajícího výchylky v antero-posteriorní rovině, medio-laterální rovině a hodnoty celkové dráhy COP (TTW – total traveled way) v jednotlivých testech ze vstupního a výstupního měření, lze vyčíst, že ke změnám statisticky významným (na hladině významnosti  $p < 0,05$ ) došlo u výchylky v antero-posteriorní rovině při testu UZ-OO. Dále u výchylky v antero-posteriorní rovině při testu FL-L. Také u parametru TTW při testu FL-L. Dále došlo ke změnám se statistickou významností u výchylek v antero-posteriorní a medio-laterální rovině při testu FL-P.

## 5.2 Tělesné složení

### 5.2.1 Deskriptivní statistika

Parametry	Skupina		Ženy		Muži	
	Vstup Průměr (SD)	Výstup Průměr (SD)	Vstup Průměr (SD)	Výstup Průměr (SD)	Vstup Průměr (SD)	Výstup Průměr (SD)
Váha (kg)	63,7 (11,5)	62,6 (11,0)	53,8 (3,6)	52,9 (4,1)	73,7 (7,5)	72,3 (6,0)
Výška (cm)	175,5 (8,0)	175,2 (8,0)	169,1 (5,7)	168,8 (5,5)	181,9 (3,8)	181,6 (4,1)
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	20,6 (2,5)	20,3 (2,1)	18,8 (0,8)	18,6 (0,7)	22,3 (2,3)	21,9 (1,8)
ECM/BCM	0,85 (0,1)	0,86 (0,08)	0,95 (0,1)	0,96 (0,08)	0,74 (0,04)	0,76 (0,02)
TBW (l)	38,9 (7,4)	38,3 (7,7)	31,7 (6,2)	30,9 (2,1)	46,1 (0,8)	45,7 (2,4)
ICW (l)	23,9 (3,5)	23,8 (3,6)	20,5 (0,9)	20,2 (0,7)	27,4 (0,4)	27,3 (1,0)
ECW (l)	14,9 (3,9)	14,6 (4,0)	11,2 (1,6)	10,8 (1,3)	18,7 (0,4)	18,4 (1,5)
%tuku	12,3 (4,3)	11,7 (2,5)	15,1 (2,4)	13,3 (1,2)	9,5 (4,0)	10,1 (2,4)
TPH (kg)	55,8 (10,8)	55,5 (10,1)	45,6 (2,3)	46,1 (3,1)	66,1 (4,1)	64,9 (3,9)
MM (kg)						
Trunk	29,2 (4,8)	29,3 (4,8)	24,6 (1,7)	24,9 (2,1)	33,8 (4,9)	33,8 (1,5)
LA	2,9 (0,9)	2,9 (0,9)	1,9 (0,1)	2,0 (0,2)	3,8 (0,2)	3,8 (0,2)
RA	2,9 (0,9)	2,96 (0,9)	2,0 (0,7)	2,1 (0,2)	3,8 (0,2)	3,9 (0,1)
LL	9,1 (1,8)	9,1 (1,6)	7,4 (0,3)	7,6 (0,5)	10,8 (0,6)	10,6 (0,4)
RL	9,1 (1,8)	9,1 (1,7)	7,3 (0,3)	7,5 (0,4)	10,9 (0,5)	10,7 (0,4)
FAT (kg)						
Trunk	4,0 (2,6)	3,4 (2,1)	3,7 (1,0)	3,2 (1,2)	4,3 (3,0)	3,5 (2,7)
LA	0,3 (0,2)	0,3 (0,1)	0,3 (0,1)	0,3 (0,1)	0,3 (0,2)	0,3 (0,1)
RA	0,4 (0,1)	0,3 (0,1)	0,4 (0,1)	0,3 (0,1)	0,4 (0,2)	0,3 (0,1)
LL	1,5 (0,7)	1,3 (0,5)	1,8 (0,3)	1,5 (0,3)	1,1 (0,8)	1 (0,6)
RL	1,6 (0,7)	1,4 (0,5)	2,0 (0,3)	1,6 (0,3)	1,2 (0,6)	1,1 (0,5)
FAT (%)						
Trunk	11,2 (5,6)	9,7 (5,0)	12,3 (2,5)	10,8 (3,6)	10,0 (7,4)	8,6 (5,9)
LA	11,5 (5,1)	9,3 (3,5)	14,7 (3,8)	11,4 (2,9)	7,8 (3,6)	7,1 (2,6)
RA	11,1 (4,6)	9,4 (3,7)	14,3 (3,2)	11,7 (2,7)	7,8 (3,2)	6,9 (2,8)
LL	13,7 (6,9)	11,8 (5,3)	19,1 (3,0)	15,6 (2,8)	8,3 (4,6)	8,1 (4,5)
RL	14,8 (6,9)	12,9 (5,4)	20,6 (2,9)	17,2 (2,3)	9,0 (4,6)	8,8 (4,2)
DT v těle (%)						
Trunk	18,3 (4,0)	18,37 (4,0)	14,44 (1,0)	14,48 (0,9)	22,16 (1,1)	22,26 (1,2)
LA	2,17 (0,7)	2,19 (0,7)	1,53 (0,1)	1,54 (0,1)	2,82 (0,2)	2,85 (0,2)
RA	2,22 (0,7)	2,24 (0,7)	1,56 (0,1)	1,56 (0,1)	2,88 (0,2)	2,91 (0,2)
rozdíl LA a RA	0,05	0,05	0,03	0,02	0,06	0,06
LL	6,97 (1,4)	6,91 (1,3)	5,72 (0,5)	5,74 (0,5)	8,23 (0,5)	8,07 (0,6)
RL	6,94 (1,4)	6,9 (1,3)	5,67 (0,5)	5,71 (0,5)	8,21 (0,5)	8,09 (0,6)
rozdíl LL a RL	0,03	0,01	0,05	0,03	0,02	0,02

**Tabulka 7.** Deskriptivní statistika jednotlivých parametrů tělesného složení naměřených na počátku a vrcholu přípravného období

Vysvětlivky: BMI – body mass index, ECM/BCM – poměr mimobuněčné a vnitrobuněčné hmoty, TBW – celková tělesná voda, ICW – vnitrobuněčná voda, ECW – mimobuněčná voda, TPH – tuku prostá hmota, MM – svalová hmota, FAT – tuková hmota, DT – distribuce tekutin, Trunk – trup, LA – levá horní končetina, RA – pravá horní končetina, LL – levá dolní končetina, RL – pravá dolní končetina, SD – směrodatná odchylka, vstup – počátek přípravného období, výstup – vrchol přípravného období

Z hlediska tělesného složení (Tabulka 7.) v průběhu přípravného období došlo k úbytku průměrné tělesné váhy u celé skupiny z 63,7 kg se směrodatnou odchylkou (SD) 11,5 na 62,6 kg s SD 11. U žen z 53,8 kg s SD 3,6 na 52,9 kg s SD 4,1. U mužů pak ze 73,7 kg s SD 7,5 na 72,3 kg s SD 6. S tím klesala i průměrná hodnota BMI z 20,6 kg/m<sup>2</sup> s SD 2,5 na 20,3 kg/m<sup>2</sup> s SD 2,1. U žen došlo k poklesu z 18,8 kg/m<sup>2</sup> s SD 0,8 na 18,6 s SD 0,7. U mužů hodnoty také poklesly z 22,3 kg/m<sup>2</sup> s SD 2,3 na 21,9 s SD 1,8. Poměr extracelulární a intracelulární hmoty (ECM/BCM) byl u vstupního měření 0,85 s SD 0,1 a při výstupním měření 0,86 s SD 0,08. U žen byl poměr 0,95 s SD 0,1 při vstupním měření a 0,96 s SD 0,08 při měření výstupním. U mužů byl tento poměr nižší, a to 0,74 s SD 0,04 při vstupním měření a 0,76 s SD 0,02 při měření výstupním. Ke změnám došlo i v průměrných hodnotách celkové tělesné vody (TBW) z 38,9 l s SD 7,4 na 38,3 l s SD 7,7. U žen se jednalo o pokles z 31,7 l s SD 6,2 na 30,9 l s SD 2,1 a u mužů ze 46,1 l s SD 0,8 na 45,7 s SD 2,4. U hodnot intracelulární (ICW) a extracelulární (ECW) vody nedošlo k výraznějším změnám. U průměrných hodnot tukuprosté hmoty (TPH) došlo ke snížení z 55,8 kg s SD 10,8 na 55,5 kg s SD 10,1. A to zejména z důvodu úbytku TPH ve skupině mužů z 66,1 kg s SD 4,1 na 64,9 kg s SD 3,9. Naopak u žen došlo ke zvýšení TPH z 45,6 kg s SD 2,3 na 46,1 kg s SD 3,1. Tyto změny korelují se změnami v průměrných hodnotách procent tělesného tuku, kde v rámci celé skupiny došlo ke snížení z 12,3% s SD 4,3 na 11,7% s SD 2,5. U žen však došlo ke snížení z 15,1% s SD 2,4 na 13,3% s SD 1,2. Naopak u mužů se jednalo o zvýšení hodnot z 9,5% s SD 4 na 10,1% s SD 2,4. U průměrných hodnot svalové hmoty (MM) došlo u skupiny žen ke zvýšení hodnot ve všech částech těla. Naopak u mužů byly hodnoty u levé horní končetiny beze změn, čili 3,8 kg s SD 0,2, při vstupním i výstupním vyšetření. U pravé horní končetiny došlo k nárůstu z 3,8 kg s SD 0,2 na 3,9 kg s SD 0,1. U obou dolních končetin ve skupině mužů došlo ke snížení hodnot. U levé dolní končetiny z 10,8 kg s SD 0,6 na 10,6 kg s SD 0,4. U pravé dolní končetiny z 10,9 kg s SD 0,5 na 10,7 kg s SD 0,4. Z hlediska pravolevé symetrie průměrných hodnot MM u horních a dolních končetin byly hodnoty u žen vyšší u pravé horní končetiny a



levé dolní končetiny, a to v obou měřeních. U mužů v prvním měření byly horní končetiny vyrovnané a dominovala pravá dolní končetina. V druhém měření byly hodnoty vyšší u pravé horní i dolní končetiny. Při diagnostice procentuálního i hmotnostního podílu tukové tkáně v jednotlivých segmentech byl zjištěn pokles v průměrných hodnotách jak u mužů, tak u žen, a to ve všech měřených segmentech. Z hlediska pravolevé symetrie byly však zjištěny rozdíly mezi pravými a levými dolními končetinami jak u mužů, tak u žen s tím, že průměrné hodnoty zastoupení tukové tkáně v pravých segmentech byly vyšší. Z měření distribuce tekutin v těle lze pozorovat asymetrii mezi pravou a levou horní končetinou, kde u žen se jedná o rozdíl 0,03% při vstupním měření a 0,02% při výstupním měření a u mužů o rozdíl 0,06% při obou měřeních. U dolních končetin je tento ve skupině žen rozdíl o 0,05% při vstupním měření a 0,03% při výstupním měření u mužů se jedná o rozdíl 0,02% při obou měřeních.

## 5.2.2 Induktivní statistika – párový t-test

Parametry		Párový rozdíl průměru skupiny	Sig.
Váha (kg)	vstup- výstup	-1,1	0,154
Výška (cm)		-0,3	0,055
ECM/BCM		0,01	0,345
TBW (l)		-0,6	0,560
ICW (l)		-0,1	0,646
ECW (l)		-0,3	0,468
%tuku		-0,6	0,439
TPH (kg)		-0,3	0,517
MM (kg)			
Trunk		0,1	0,445
LA		0,0	0,509
RA		0,06	0,104
LL		0,0	0,834
RL		0,0	1,000
FAT (kg)			
Trunk		-0,6	0,058
LA		0,0	0,081
RA		-0,1	0,051
LL		-0,2	0,071
RL		-0,2	0,071
FAT (%)			
Trunk		-1,5	0,053
LA		-2,2	0,058
RA		-1,7	0,082
LL		-1,9	0,074
RL		-1,9	0,344
DT v těle (%)			
Trunk		0,07	0,758
LA		0,02	0,565
RA		0,02	0,574
LL		-0,06	0,283
RL		-0,04	0,568

**Tabulka 8.** Induktivní statistika – párový t-test parametrů tělesného složení

Vysvětlivky: ECM/BCM – poměr mimobuněčné a vnitrobuněčné hmoty, TBW – celková tělesná voda, ICW – vnitrobuněčná voda, ECW – mimobuněčná voda, TPH – tuku prostá hmota, MM – svalová hmota, FAT – tuková hmota, DT – distribuce tekutin, Trunk – trup, LA – levá horní končetina, RA – pravá horní končetina, LL – levá dolní končetina, RL – pravá dolní končetina, vstup – počátek přípravného období, výstup – vrchol přípravného období, Sig. – signifikance (hladina významnosti  $p < 0,05$ )

Výsledky párového t-testu parametrů tělesného složení (Tabulka 8.) ukazují, že všechny změny, ke kterým došlo, nebyly statisticky významné (na hladině významnosti  $p < 0,05$ ).

## 5.3 Dynamické projevy – explozivní síla

### 5.3.1 Deskriptivní statistika

CMJ-F							
Parametry		Skupina		Ženy		Muži	
		Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
Výška (cm)	vstup	34,41	4,8	30,34	1,1	38,48	3,5
	výstup	34,72	5,7	30,00	1,3	39,44	4,5
F-Rel-Max (N/kg)		2,47	0,3	2,37	0,3	2,57	0,2
		2,37	0,1	2,31	0,1	2,43	0,1
F-Rel-P (N/kg)		1,25	0,1	1,12	0,1	1,31	0,1
		1,18	0,1	1,16	0,1	1,21	0,1
F-Rel-L (N/kg)		1,21	0,2	1,17	0,2	1,26	0,1
		1,18	0,1	1,15	0,1	1,22	0,1
% F-Rel		8,11	5,2	9,59	5,6	6,62	4,3
		6,74	5,7	9,26	5,1	4,21	5,3
F-Imp		1,06	0,1	1,05	0,1	1,07	0,04
		1,04	0,1	1,05	0,1	1,02	0,1

**Tabulka 9.** Deskriptivní statistika parametrů při výskoku s pomocí horních končetin (CMJ-F)

Vysvětlivky: CMJ-F – výskok s pomocí horních končetin, F-Rel-Max – maximální relativní síla, F-Rel-P – relativní síla pravé dolní končetiny, F-Rel-L – relativní síla levé dolní končetiny, % F-Rel – procentuální rozdíl mezi R-Rel-P a F-Rel-L, F-Imp – poměr silového zapojení pravé a levé dolní končetiny, SD – směrodatná odchylka, vstup – počátek přípravného období, výstup – vrchol přípravného období

Z výsledků výskoků s pomocí horních končetin (Tabulka 9.) je patrné, že v parametru výška výskoku došlo k mírnému zvýšení průměrných hodnot u skupiny z 34,41 cm s SD 4,8 na 34,72 cm s SD 5,7. Ve skupině žen bylo patrné snížení z 30,34 cm s SD 1,1 na 30 cm s SD 1,3. Ve skupině mužů naopak ke zvýšení z 38,48 cm s SD 3,5 na 39,44 s SD 4,5. U maximální relativní síly (F-Rel-Max) skupiny došlo ke snížení průměrných hodnot mezi vstupním a výstupním měřením. A to z 2,74 N/kg s SD 0,3 na 2,37 N/kg s SD 0,1. U skupiny žen se jednalo o snížení průměrných hodnot z 2,37 N/kg s SD 0,3 na 2,31 N/kg s SD 0,1. Taktéž ve skupině mužů se průměrné hodnoty snížily z 2,57 N/kg s SD 0,2 na 2,43 N/kg s SD 0,1. V parametru procentuálního rozdílu relativní síly pravé a levé dolní končetiny (% F-Rel) došlo ke snížení průměrných hodnot. Zejména ve skupině mužů pokles z 6,62% s SD 4,3 na 4,21% s SD 5,3. U žen bylo snížení průměrných hodnot minimální. Z 9,59% s SD 5,6 na 9,26% s SD 5,1. U

poměru silového zapojení levé a pravé dolní končetiny se průměrné hodnoty u mužů snížily z 1,07 s SD 0,04 na 1,02 s SD 0,1 a u žen byly při vstupním i výstupním měření stejné 1,05 s SD 0,1.

CMJ							
Parametry	Skupina		Ženy		Muži		
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	
Výška (cm)	vstup	29,54	3,4	27,08	0,5	32,00	3,3
	výstup	30,06	4,9	26,02	1,4	34,10	3,6
F-Rel-Max (N/kg)		2,51	0,4	2,32	0,3	2,69	0,4
		2,36	0,3	2,29	0,3	2,42	0,3
F-Rel-P (N/kg)		1,32	0,3	1,19	0,2	1,46	0,3
		1,18	0,2	1,13	0,2	1,23	0,2
F-Rel-L (N/kg)		1,19	0,2	1,14	0,2	1,24	0,2
		1,17	0,1	1,16	0,1	1,19	0,1
% F-Rel		11,73	8,0	12,74	9,1	10,73	6,6
		7,52	5,1	6,60	5,6	8,45	4,3
F-Imp		1,09	0,1	1,09	0,1	1,11	0,1
		1,01	0,1	1,03	0,1	1,00	0,1

**Tabulka 10.** Deskriptivní statistika parametrů při výskoku bez pomoci horních končetin (CMJ)

Vysvětlivky: CMJ – výskok bez pomoci horních končetin, F-Rel-Max – maximální relativní síla, F-Rel-P – relativní síla pravé dolní končetiny, F-Rel-L – relativní síla levé dolní končetiny, % F-Rel – procentuální rozdíl mezi R-Rel-P a F-Rel-L, F-Imp – poměr silového zapojení pravé a levé dolní končetiny, SD – směrodatná odchylka, vstup – počátek přípravného období, výstup – vrchol přípravného období

Z výsledků výskoků bez pomoci horních končetin (Tabulka 10.) je patrné, že v parametru výška výskoku došlo k mírnému zvýšení průměrných hodnot u skupiny z 29,54 cm s SD 3,4 na 30,06 cm s SD 4,9. Ve skupině žen bylo patrné snížení z 27,08 cm s SD 0,5 na 26,02 cm s SD 1,4. Ve skupině mužů naopak ke zvýšení z 32 cm s SD 3,3 na 34,1 s SD 3,6. U maximální relativní síly (F-Rel-Max) skupiny došlo ke snížení průměrných hodnot mezi vstupním a výstupním měřením. A to z 2,51 N/kg s SD 0,4 na 2,36 N/kg s SD 0,3. U skupiny žen se jednalo o snížení průměrných hodnot z 2,32 N/kg s SD 0,5 na 2,29 N/kg s SD 1,4. Taktéž ve skupině mužů se průměrné hodnoty snížily z 2,69 N/kg s SD 0,4 na 2,42 N/kg s SD 0,3. V parametru procentuálního rozdílu relativní síly pravé a levé dolní končetiny (% F-Rel) došlo ke snížení průměrných

hodnot. Zejména ve skupině žen pokles z 12,74% s SD 9,1 na 6,6% s SD 5,6. U mužů bylo snížení průměrných hodnot z 10,73% s SD 6,6 na 8,46% s SD 4,3. U poměru silového zapojení levé a pravé dolní končetiny se průměrné hodnoty u mužů snížily z 1,11 s SD 0,1 na 1 s SD 0,1 a u žen byly při vstupním měření 1,09 s SD 0,1 a při výstupním měření 1,03 s SD 0,1.

SQJ							
Parametry		Skupina		Ženy		Muži	
		Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
Výška (cm)	vstup	27,66	3,7	24,94	2,3	30,38	2,8
	výstup	29,05	4,1	25,44	1,2	32,66	2,2
F-Rel-Max (N/kg)		2,1	0,2	2,05	0,2	2,15	0,1
		1,88	0,6	1,65	0,7	2,11	0,2
F-Rel-P (N/kg)		1,04	0,1	0,99	0,2	1,10	0,1
		0,97	0,3	0,84	0,4	1,09	0,1
F-Rel-L (N/kg)		1,05	0,1	1,05	0,1	1,05	0,1
		0,92	0,3	0,81	0,4	1,03	0,1
% F-Rel		7,65	4,2	6,92	4,7	8,38	3,4
		7,31	4,3	8,63	4,9	5,99	2,9
F-Imp		1,07	0,1	1,06	0,1	1,09	0,03
		0,95	0,3	0,87	0,4	1,03	0,1

**Tabulka 11.** Deskriptivní statistika parametrů při výskoku z podřepu (SQJ)

Vysvětlivky: SQJ – výskok z podřepu, F-Rel-Max – maximální relativní síla, F-Rel-P – relativní síla pravé dolní končetiny, F-Rel-L – relativní síla levé dolní končetiny, % F-Rel – procentuální rozdíl mezi F-Rel-P a F-Rel-L, F-Imp – poměr silového zapojení pravé a levé dolní končetiny, SD – směrodatná odchylka, vstup – počátek přípravného období, výstup – vrchol přípravného období

Z výsledků výskoků z podřepu (Tabulka 11.) je patrné, že v parametru výška výskoku došlo ke zvýšení průměrných hodnot u skupiny z 27,66 cm s SD 3,7 na 29,05 cm s SD 4,1. Ve skupině žen bylo patrné zvýšení z 24,94 cm s SD 2,3 na 25,44 cm s SD 1,2. Ve skupině mužů naopak ke zvýšení z 30,38 cm s SD 2,8 na 32,66 s SD 2,2. U maximální relativní síly (F-Rel-Max) skupiny došlo ke snížení průměrných hodnot mezi vstupním a výstupním měřením. A to z 2,1 N/kg s SD 0,2 na 1,88 N/kg s SD 0,6. U skupiny žen se jednalo o snížení průměrných hodnot z 2,05 N/kg s SD 0,2 na 1,65 N/kg s SD 0,7. Taktéž ve skupině mužů se průměrné hodnoty snížily z 2,15 N/kg s SD 0,1 na 2,11 N/kg s SD 0,2. V parametru procentuálního rozdílu relativní síly pravé a levé dolní končetiny (% F-Rel) došlo ke snížení průměrných hodnot. Ve skupině mužů pokles

z 8,38% s SD 3,4 na 5,99% s SD 2,9. U žen došlo ke zvýšení průměrných hodnot z 6,92% s SD 4,7 na 8,63% s SD 4,9. U poměru silového zapojení levé a pravé dolní končetiny se průměrné hodnoty u mužů snížily z 1,09 s SD 0,03 na 1,03 s SD 0,1 a u žen byly při vstupním měření 1,06 s SD 0,1 a při výstupním měření 0,87 s SD 0,4.

### 5.3.2 Induktivní statistika – párový t-test

<b>CMJ-F Parametry</b>		<b>Rozdíl průměru</b>	<b>Sig.</b>
Výška (cm)	vstup- výstup	0,31	0,921
F-Rel-Max (N/kg)		-0,10	0,404
F-Rel-P (N/kg)		-0,07	0,235
F-Rel-L (N/kg)		-0,03	0,637
% F-Rel		-1,37	0,496
F-Imp		-0,02	0,421
<b>CMJ Parametry</b>		<b>Rozdíl průměru</b>	<b>Sig.</b>
Výška (cm)	vstup- výstup	0,12	0,833
F-Rel-Max (N/kg)		-0,15	0,474
F-Rel-P (N/kg)		-0,14	0,291
F-Rel-L (N/kg)		-0,02	0,886
% F-Rel		-4,21	0,241
F-Imp		-0,08	<b>0,042</b>
<b>SQJ Parametry</b>		<b>Rozdíl průměru</b>	<b>Sig.</b>
Výška (cm)	vstup- výstup	1,39	0,534
F-Rel-Max (N/kg)		-0,22	0,358
F-Rel-P (N/kg)		-0,07	0,525
F-Rel-L (N/kg)		-0,13	0,238
% F-Rel		-0,34	0,883
F-Imp		-0,12	0,308

**Tabulka 12.** Induktivní statistika – párový t-test parametrů u jednotlivých výskoků



Vysvětlivky: CMJ-F – výskok s pomocí horních končetin, CMJ – výskok bez pomoci horních končetin, SQJ – výskok z podřepu, F-Rel-Max – maximální relativní síla, F-Rel-P – relativní síla pravé dolní končetiny, F-Rel-L – relativní síla levé dolní končetiny, % F-Rel – procentuální rozdíl mezi R-Rel-P a F-Rel-L, F-Imp – poměr silového zapojení pravé a levé dolní končetiny, vstup – počátek přípravného období, výstup – vrchol přípravného období, Sig. – signifikance (hladina významnosti  $p < 0,05$ )

Výsledky párového t-testu parametrů u jednotlivých výskoků (Tabulka 12.) ukazují, že většina změn nebyla statisticky významná. Pouze v případě poměru silového zapojení pravé a levé nohy u výskoku bez pomoci horních končetin došlo ke změně statisticky významné (s hladinou významnosti  $p < 0,05$ ).

## 6 Diskuze

Taneční sport je unikátní kombinací sportu a umění (Hincapié et al., 2008; Russell, 2010; Stretanski a Weber, 2002). Většina veřejnosti však pohlíží na tanečníky spíše jako na umělce a nevnímá míru fyzické náročnosti, kterou tato pohybová aktivita vyžaduje. Na tanec je nezbytné pohlížet jako na komplexní spojení estetiky a sportovního výkonu, kde obě tyto složky navíc vzájemně přidávají na náročnosti. Je třeba si také uvědomit, že tanečníci jsou intenzitou svých výkonu srovnatelní s vrcholovými sportovci z jiných sportovních odvětví. Miller (2006) dokonce tvrdí, že tanečníci jsou velmi dobří sportovci, co se fyzické kondice týká. Leckdy frekvence a délka tréninkových jednotek značně převyšuje tréninky profesionálních sportovců. Tréninkové metody v tanečním sportu z hlediska objektivizace zatím však nejsou příliš dobře zpracovány, čili může docházet k určité míře neefektivity. Z tohoto důvodu je potřeba začít zařazovat do tréninkového procesu i diagnostické objektivizační metody, které (alespoň v České republice) nejsou zatím v tanečním sportu využívány, na rozdíl od ostatních sportů, kde hodnocení posturální stability, tělesného složení či dynamických projevů, je běžné.

Cílem této práce bylo vytvořit profil skupiny elitních sportovních tanečníků se zaměřením na jejich posturální stabilitu, tělesné složení a dynamické projevy a to ve dvou fázích sezóny.

Při hodnocení jednotlivých parametrů posturální stability, která je pro tanec esenciální, jsme se zabývali zejména změnami celkové dráhy COP v jednotlivých testech. Provedená induktivní statistika (párový t-test) ukazuje, že pouze u 5 ze všech 24 vybraných parametrů posturální stability došlo ke statisticky významným změnám (na hladině významnosti  $p < 0,05$ ). Nelze tedy obecně tvrdit, že došlo ke zhoršení posturální stability v průběhu přípravného období. Navíc se jednalo o parametry, naměřené u obtížných testů (např. FL-L nebo FL-P). Z výsledků patrných z deskriptivní statistiky však lze konstatovat, že v šesti z osmi testů došlo ke zvýšení průměrných hodnot celkové dráhy COP. A to jak celé skupiny, tak u skupiny žen. Ve skupině mužů došlo ke zvýšení průměrných hodnot pouze u pěti testů. Změny však nebyly nikterak výrazné.

Je třeba také zdůraznit, že mezi testy, kde došlo naopak ke snížení průměrných hodnot celkové dráhy COP v celé skupině, byly test úzkého stoje se zavřenýma očima (US-ZO) a test stoje na nestabilním povrchu se zavřenýma očima (MO-ZO). Což jsou

testy se značným ztížením podmínek k zachování stability a to zejména vyřazením zrakové kontroly. Tyto výsledky tak dávají za pravdu tvrzení některých autorů (Crotts et al., 1996; Nagy et al., 2004; Corsi-Cabrera et al., 1991), že tanečníci jsou schopni zachovat stabilitu i za zhoršených podmínek zrakové kontroly, kdy využívají více informace z propriocepce, exterocepce a vestibulárního systému. Lépe tak dokážou vnímat „vnitřní“ orientaci.

Vliv na zvýšení hodnot u většiny testů by také mohl mít charakter běžně využívané závěrečné přípravy před vrcholem sezóny. Většina tanečních párů, kromě doladování technických dovedností a estetického dojmu, intenzivně zařazuje do svých tréninků nejčastěji tzv. practice. Jedná se o simulaci soutěže, kdy jsou tančeny soutěžní tance se snahou o co nejlepší podání v pořadí, v jakém budou prezentovány na závodech, ve stejné délce trvání čili zhruba 1,5 minuty (někdy i déle) a to ve třech či čtyřech „sériích“ imitujících postupová soutěžní kola, přičemž cílem je rozvoj fyzické zdatnosti a výdrže. Efektivita této formy přípravy však nebyla objektivně prokázána.

Dále tato forma nebývá doplněna dalšími specifickými metodami pro simultánní rozvoj ostatních motorických dovedností, zařazením kompenzačních mechanismů nebo právě tréninkem posturální stability, která pak proto může být negativně ovlivněna v důsledku nadměrné zátěže a únavy (Dieën et al., 2012; Wiest et al., 2011; Changela et al., 2012). Výstupní měření bylo provedeno v těsném časovém odstupu po mistrovství republiky, což může být dalším přispívajícím důvodem k únavě.

Posturální stabilita je také ovlivněna i celou řadou dalších faktorů, jako je věk, výška, váha, kvalitou a vlastnostmi opěrné plochy, funkčností posturálního systému a významnou roli hraje i aktuální psychický stav testovaného jedince (Véle, 1995; Vařeka, 2002). Všechny tyto faktory však v rámci jedné objektivizační metody obsáhnout nelze, zejména když možnosti objektivizace jsou limitovány na hodnocení pouze zevních projevů stability.

U tanečníků je nezbytné si vysokou úroveň posturální stability udržovat dlouhodobě. Přestože došlo ve většině testů a hodnocených parametrů ke zhoršení, změny byly velmi malé a mohly být způsobeny jedním nebo kombinací výše uvedených faktorů ovlivňujících posturální stabilitu. Vhodné by však bylo v dalším výzkumu prověřit, zdali by zařazení cíleného tréninku stability do přípravy přineslo zlepšení

navzdory těmto ovlivňujícím faktorům. Přínosné by také mohlo být hodnocení stability pomocí dynamické posturografie.

Analýza tělesného složení má své značné uplatnění v mnohých vrcholových sportech, kde je tělesné složení považováno za jednu z komponent tělesné zdatnosti. U tělesného složení došlo ke změnám v několika parametrech. Je však nutno konstatovat, že změny parametrů tělesného složení nebyly statisticky významné (na hladině významnosti  $p < 0,05$ ). Průměrná tělesná hmotnost skupiny klesla v průběhu přípravného období z 63,7 kg s SD 11,5 na 62,6 kg s SD 11. Spolu s úbytkem tělesné hmotnosti byly patrné i změny v hodnotách BMI. Průměrná hodnota BMI u celé skupiny klesla z 20,6 kg/m<sup>2</sup> s SD 2,5 na 20,3 kg/m<sup>2</sup> s SD 2,1. Celá skupina tak podle běžné BMI stupnice spadá do kategorie norma (vymezena 18,5 – 25 kg/m<sup>2</sup>) (Roschinsky, 2006). Pokud zařadíme i výsledné hodnoty u skupiny žen a mužů zvlášť, obě spadají také do uvedené kategorie norma. Ženy jsou však se svým průměrným BMI 18,8 kg/m<sup>2</sup> s SD 0,8 ze vstupního měření a 18,6 kg/m<sup>2</sup> s SD 0,8 z druhého měření, těsně na spodní hranici této kategorie.

Podstatným parametrem, který jsme hodnotili, je procentuální zastoupení tukové tkáně. To bývá uváděno coby limitující faktor VO<sub>2</sub>max vyjádřené na kilogram hmotnosti těla. Tuková tkáň je pro sportovní výkon nevyužitelná, zvyšuje tělesnou hmotnost, kterou musí sportovec překonávat, a tím klesá jeho výkon a zvyšuje se energetická náročnost (Malý et al., 2011).

Tanečního sportu se však ještě týká jeden podstatný fakt a to je estetické působení tělesné stavby jedince, na kterém se vysoké procento tělesného tuku může odrazit značně negativně. Při sledování našich výsledků došlo u skupiny ke snížení průměrného procentuálního zastoupení tukové tkáně. Ke snížení ale došlo zejména ve skupině žen z 15,1% s SD 2,4 na 13,3% s SD 1,2. U mužů byl naopak zaznamenán mírný nárůst z 9,5% s SD 4 na 10,5% s SD 2,4. U běžné populace se doporučené hodnoty tělesného tuku pohybují u mužů do 30 let mezi 9 a 15%. U žen by se hodnoty tělesného tuku měly pohybovat mezi 14 a 21%. Pokud bychom však tanec přirovnali ke sportovní gymnastice, kde jsou daná rozmezí pro ženy 10-16% a pro muže 5-12%, pak tanečnické/spadají přesně do těchto rozmezí.

V souvislosti s množstvím tělesného tuku je potřeba zmínit, že použitou bioimpedanční metodou zaznamenáváme veškerý tělesný tuk (Heyward, 1996).

Neodlišujeme esenciální tuk, který je nezbytný pro fyziologické fungování organismu a tuk zásobní, který je potřebný k ochraně orgánů a pro tepelnou izolaci. Zde bych rád zmínil problematiku nadměrného snižování tělesného tuku a hmotnosti těla až za patologickou hranici, což je obecně s tancem často spojováno.

Z hlediska stranového rozložení tukové tkáně v těle byl zejména patrný rozdíl mezi pravou a levou dolní končetinou, kde u žen při vstupním měření byl rozdíl 1,5% a při výstupním 1,6%. U mužů značný rozdíl nebyl. Při vstupním i výstupním měření se jednalo o rozdíl 0,7%. Hodnoty množství svalové hmoty (MM) se v průběhu přípravného období téměř nezměnily. Stejně tak i v případě tukuprosté hmoty (TPH). Došlo k mírnému poklesu celkové tělesné vody (TBW) a to zejména u žen o 0,8 l. U mužů o 0,5 l. Distribuce tekutin v těle, poukazující na případné tělesné asymetrie, byla velmi vyrovnaná. Rozdíly v procentuálním zastoupení tekutin mezi pravou a levou horní končetinou a pravou a levou dolní končetinou byly v řádech setin procent čili zanedbatelné. Ani poměr extra a intracelulární hmoty, který indikuje kvalitu svalové hmoty a její předpoklady pro svalovou práci, nebyl výrazněji změněn. Průměrný poměr u celé skupiny byl při vstupním měření 0,85 a při výstupním 0,86, kdy hodnoty mezi 0,74 – 0,95 jsou velmi dobrou predispozicí pro svalovou práci a fyzický výkon (Malý et al., 2011).

Při shrnutí těchto poznatků lze říct, že skupina zůstala z hlediska tělesného složení značně homogenní a hodnoty parametrů zůstaly stabilní a optimální pro sportovní výkon na vysoké úrovni. Největší podíl na úbytku tělesné váhy měl zejména úbytek tělesného tuku, jehož nadměrné množství je pro sportovní výkon a estetický dojem nežádoucí, jak již bylo zmíněno výše.

Analýza složení těla a zastoupení jeho komponent je velmi přínosná, avšak důležitou součástí uceleného pohledu na tuto specifickou skupinu je, jak se projeví jedinci (respektive skupina) při konkrétním zadání dynamického úkolu. Jakou sílu jsou schopni vyprodukovat v jednotlivých modifikacích úkolu, jaký vliv má průběh přípravného období a hlavně jestli jsou v tomto dynamickém projevu přítomny stranové asymetrie. Ty se i ve zdánlivě jednoduchých motorických úkolech projeví a velmi pravděpodobně jsou přítomny i v podstatně náročnějších situacích během specifického sportovního výkonu. Jak už bylo mnohokrát zdůrazněno v teoretické části této práce, stranové asymetrie vedou k jednostrannému přetěžování muskuloskeletálního systému a

jsou prokazatelným rizikovým faktorem vzniku akutních i chronických zranění (Kimmerle, 2010; Mertz et al., 2012; Vaidová et al., 2012; Gstöttner et al., 2009; Daneshjoo et al., 2013).

Výška výskoku, která je vypočítána ze vzletové rychlosti při odrazu se v průběhu přípravného období zvýšila. Její průměrné hodnoty vzrostly ve všech třech typech výskoku. Zároveň se ale u všech typů výskoku snížila maximální relativní síla (F-Rel-Max). Čili by se dalo říci, že na vrcholu přípravného období byla dynamika výskoků efektivnější. Nicméně jak bylo již naznačeno, podstatnou částí cíle tohoto měření bylo zjistit, jaký je procentuální rozdíl mezi relativní silou pravé a levé dolní končetiny užití v jednotlivých typech výskoku. Nebo také zdali je přítomna stranová asymetrie. U výskoku s použitím horních končetin (CMJ-F) a výskoku z podřepu (SQJ) byly procentuální rozdíly u žen i mužů do 10% čili bezvýznamné asymetrie. V průběhu přípravného období navíc došlo k redukci tohoto rozdílu. U mužů v případě CMJ-F dokonce na 4,21%.

V případě výskoku bez použití horních končetin (CMJ) byly ale rozdíly znatelné. U mužů i žen byly průměrné hodnoty nad 10%. Konkrétně u mužů 10,73% s SD 6,6 a u žen dokonce 12,74% s SD 12,1. Tyto hodnoty informují o mírné asymetrii, za kterou se považuje hodnota mezi 10-15% (nad 15% pak asymetrie zvýšená). I u tohoto typu výskoku došlo ke snížení rozdílů mezi vstupním a výstupním měřením. U žen byl zaznamenán dokonce výrazný pokles na 6,6% s SD 5,6. Muži i ženy se tak dostali pod hranici 10%. V tomto případě bych rád podotknul, že se jedná o průměrné hodnoty skupiny. U některých jedinců ve skupině se objevily hodnoty rozdílu až 29%, což je v případě vrcholových sportovců téměř alarmující. Z induktivní statistiky však bylo patrné, že ke statisticky významné změně (na hladině významnosti  $p < 0,05$ ) došlo pouze v případě poměru silového zapojení pravé a levé dolní končetiny u výskoku bez pomoci horních končetin. Domnívám se, že zjištěné rozdíly mohou být do určité míry ovlivněny skupinou tanců, které se jedinci věnují, na což výsledky poukazují, jelikož tyto vysoké hodnoty byly zjištěny spíše u latinsko-amerických tanečníků a tanečnic. U tanců standardních je díky pevnému kontaktu v tzv. rámu zajištěna určitá míry vyrovnanosti v páru při tanci i při tvorbě choreografie. Naopak u tanců latinsko-amerických je volnost držení v páru mnohem větší, což umožňuje využití široké škály pohybových prvků v jednotlivých tanečních choreografiích. Při nedostatečné pozornosti věnované právě oboustrannému zapojení a zatěžování těla při tvorbě soutěžní

choreografie, může dost dobře dojít k nechtěné podpoře a prohlubování rozvoje asymetrie opakovaným trénováním a procvičováním jednostranně zaměřených tanečních prvků. Toto tvrzení potvrzuje Mertz et al. (2012), který upozorňuje na asymetrické zapojování těla při nácvičku choreografií v klasickém baletu. Nedovolím si však tvrdit, že by se jednalo o jev, ke kterému dochází u všech jedinců.

Při celkovém pohledu na problematiku objektivizace procesů v tanečním sportu musím podotknout, že je velkým problémem vysoké množství faktorů, které se v přípravě i při samotném výkonu setkávají. Doposud nebylo prokázáno, které tréninkové metody jsou účinné, jak se mají páry optimálně připravovat a jestli ty metody, které v přípravě pro svůj soutěžní výkon využívají, opravdu zaručí efektivní výsledek. Také tréninkové aktivity tanečních párů, ale i jedinců jsou velmi často rozdílné. Což znemožňuje říci, která konkrétní tréninková metoda přispěla ke zhoršení či zlepšení toho či jiného parametru. Důležitou součástí je i estetický dojem z pohybu, který je do určité míry limitující pro samotný sportovní výkon. Je tedy stále nezbytné hledat nejlepší možné cesty, které lze využít v tréninku a budou vhodnou kombinací vedoucí ke zlepšení fyzické zdatnosti, dalšímu rozvíjení koordinačních schopností, rovnováhy a podobných výkonově zaměřených motorických vlastností, ale zároveň nebudou snižovat aspekty taneční techniky, estetického působení a nebudou podporovat rozvoj tělesných asymetrií. Tento úkol není jednoduchý, avšak otevírá široké možnosti pro další a nezbytný proces objektivizace.

## 7 Závěr

Analýza parametrů posturální stability, tělesného složení a dynamických projevů je v mnohých sportovních odvětvích běžná. Pomáhá určit trénovanost a dispozice sportovců pro výkon, specifikovat účinnost tréninku, ale i odhalit tělesné asymetrie, které jsou rizikovým faktorem pro vznik zranění. V tanečním sportu tato diagnostika zatím není často využívána, proto bylo cílem této práce vytvořit profil skupiny vrcholových sportovních tanečnic z hlediska vybraných parametrů posturální stability na počátku a vrcholu přípravného (soutěžního) období. Zde byly zejména hodnoceny průměrné celkové dráhy COP a výchylky v ose antero-posteriorní a medio-laterální v průběhu jednotlivých vybraných testů. Zajímala nás také souvislost posturální stability s tělesnou morfologií a dynamickým projevem a jejich změny v průběhu přípravného období.

Na vrcholu přípravného období bylo zjištěno, že průměrné hodnoty sledovaného parametru celkové dráhy COP jsou ve většině testů vyšší než na počátku. Rozdíly však byly minimální. Statisticky významné se ukázaly změny pouze u 5 z 24 vybraných parametrů a to zejména u náročných testů stoje na jedné noze. Tanečnice tedy v průběhu přípravného období, ač s mírnými změnami, které mohou být způsobeny mnohými faktory, udržují dlouhodobě vysokou úroveň posturální stability. To potvrzuje naši hypotézu 1.

Při pohledu na posturální stabilitu, tělesné složení a dynamické projevy vidíme existenci vztahu mezi těmito parametry v tom, že během přípravného období, tedy dlouhodobě, byly udržovány na velmi dobré úrovni, vhodné pro vrcholový sportovní výkon. V tanečním sportu, kde je kladen důraz i na estetiku a vzhled jedince, je tělesné složení důležitým faktorem pro úspěch. Hodnoty BMI a procentuálního podílu tělesného tuku se nacházely na spodní hranici rozmezí normy, jak na počátku, tak na vrcholu přípravného období. Stejně tak nízký poměr ECM/BCM ukázal vysoký potenciál pro sportovní výkon při obou měřeních. Veškeré změny parametrů tělesného složení nebyly statisticky významné. U dynamických projevů na počátku přípravného období byla při testu výskoku bez pomoci horních končetin zjištěna mírná asymetrie v silovém zapojení dolních končetin. Na vrcholu přípravného období se již tato asymetrie neprojevila a tato změna byla statisticky významná.



Sportovní tanečníci tedy, kromě posturální stability, vykazují i stálou vhodnou úroveň parametrů tělesného složení i dynamických motorických schopností. To potvrzuje hypotézu 2.

Pro vyšší výpovědní hodnotu by při další objektivizaci v rámci tanečního sportu bylo vhodné zajistit více probandů. Výsledky však i přes relativně nízký počet dostupných testovaných jedinců potvrdily obě pro tento výzkum stanovené hypotézy.

## 8 Seznam použitých zdrojů

1. BIEĆ, E., KUCZYŃSKI, M. Postural control in 13 years old soccer players. *European Journal of Applied Physiology*, 2010, no.110, p.703-708.
2. BUNC, V. Možnosti stanovení tělesného složení u dětí bioimpedanční metodou. *Časopis Lékařů Českých*, 2007, roč.146, č. 5, s. 492-496.
3. CORSI-CABRERA, M., GUTIEREZ, L. Spatial ability in classic dancers and their perceptual style. *Perceptual and Motor Skills* 1991, vol.72, no.2, p.399-402.
4. CROTTS, D., THOMPSON, B., NAHOM, M., RYAN, S., NEWTON, R. A. Balance abilities of professional dancers on selected balance tests. *Journal of Othopaedic and Sports Physical Therapy*, 1996, vol.23, no.1, p.12-17.
5. DANESHJOO, A., RAHNAMA, N., MOKHTAR, A. H., YUSOF, A. Bilateral and unilateral asymmetries of isokinetic strength and flexibility in male young professional soccer players. *Journal of Human Kinetics*, 2013, vol.36, p.45-53.
6. DAŘENA, F., ODSTRČIL, P. Žinkovy 2006: This time as a testodrome. *DanceTime*, 2006, č.9, s.25-26.
7. DIEËN, van J.H., LUGER, T., EB, van der J. Effects of fatigue on trunk stability in elite gymnasts. *European Journal of Applied Physiology*, 2012, no.112, p.1307-1313.
8. FIDLER, A., HADDAD, J.M., GAGNON, J.L., VAN EMERIK, R.E.A., HAMILL, J. *Postural control strategies in dancers and non dancers*. International Symposium on Biomechanics in Sports, 2005. Beijing, China.
9. FITZPATRICK, C., SIMPSON, J.M., VALENTINE, J.D., RYDER, S., PEACOCK-EDWARDS, T., SIDNELL, P., COLOGNESE, M. The measurement properties and performance characteristics among older people of TURN180, a test of dynamic postural stability. *Clinical Rehabilitation*, 2005, vol.19, p.412-418.
10. GSTÖTTNER, M., NEHER, A., SCHOLTZ, A., MILLONIG, M., LEMBERT, S., RASCHNER, CH. Balance ability and muscle response of the preferred and nonpreferred leg in soccer players. *Human Kinetics*, 2009, vol.13, p.218-231.

11. GUIDETTI, L., PULEJO, C. Balance ability of young female ballet dancers: posturographic analysis. *Coaching and Sport Science Journal*, 1996, vol.1, no.4, p.25-29.
12. HACKMAN, S., DYSON, R., ABRAHAM, C. *Foot alignment and unipodal postural stability of dancers trained in classical ballet*. International Symposium on Biomechanics in Sports, 2004. Ottawa, Canada.
13. HATZIAKI, V., ZLSI, V., KOLLIAS, I., KIOMOURTOZOGLOU, E. Perceptual – Motor Contributions to Static and Dynamic Balance Control in Children. *Journal of Motor Behavior*, 2002, vol.34, no.2, p.161-170.
14. HEDVÁBNÝ, P. *Vliv úrovně rovnováhových schopností na provedení vybraných gymnastických pohybových struktur*. Brno, 2011. Disertační práce, Masarykova Univerzita – Fakulta sportovních studií. Vedoucí práce Doc. PaedDr. Renata Klárová, CSc.
15. HEYWARD, V.H. Evaluation of body composition. *Sports Medicine*, 1996, vol.22, no.3, p.146-156.
16. HINCAPIÉ, C. A., MORTON, E. J., CASSIDY, J. D. Musculoskeletal injuries and pain in dancers: a systematic review. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2008, vol.89, no.9, p.1819–29.
17. HRYSOMALLIS, C. Balance ability and athlete performance. *Sports medicine*, 2011, vol.41, no.3, p.221-232.
18. CHANGELA, P.K., SELVAMANI, K., RAMAPRABHU A study to evaluate the effect of fatigue on knee joint proprioception and balance in healthy individuals. *Medicina Sportiva*, 2012, vol.8, no.2, p.1851-1857.
19. CHREN, M, STREŠKOVÁ, E. Balance ability level and sport performance in Latin-American dancers. *Facta Universitatis: Physical Education and Sport*, 2009, vol.7, no.1, p.91-99.
20. JANURA, M. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. 1.vyd., Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2003. 84s. ISBN 80-244-0644-6
21. KAHLE, N.L., GRIBBLE, P.A. Core stability training in dynamic balance testing among youth, healthy adults. *Athletic Training and Sports Health Care*, 2011, vol.1, no.2, p.65-73.
22. KAPTEYN, T.S., BLES, W., NJIOKIKTIJEN, CH.J., KODDE, L. MASEN, C.H., MOL, J.M.F. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agessologie*. 1983, vol.24, no.7, p.321-326.

23. KIMMERLE, M. Lateral bias, functional asymmetry, dance training and dance injuries. *Journal of Dance Medicine & Science*, 2010, vol.14, no.2, p.58-66.
24. KONŠKOVÁ, L. *Rozdíl tělesného složení u sportovců a běžné populace*. Praha, 2009. Bakalářská práce, FTVS UK. Vedoucí práce PaedDr. Lucia Malá, PhD.
25. KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1.vyd., Praha: Galén, 2009. 714s. ISBN 978-80-7262-657-1
26. KUCZYŃSKI, M., SZYMAŃSKA, M., BIEĆ, E. Dual-task effect on postural control in high level competitive dancers. *Journal of Sport Sciences*, 2011, vol.29, no.5, p.539-546.
27. KYLE, U.G., BOSAEUS, I., DE LORENZO, A.D., DEURENBERG, P., ELIA, M., GOMEZ, J.M., HEITMANN, B.L., KENT-SMITH, L., MELCHIOR, J.C., PIRLICH, M., SCHARFETTER, H., SCHOLS, A.M.W.J., PICHARD, C. Bioelectrical impedance analysis – part I: review of principles and methods. *Clinical nutrition*, 2004, vol.23, p.1226-1243.
28. LE CLAIR, K., RIACH, C. Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clinical Biomechanics*, 1992, vol.11, no.11, p.40-45.
29. LUKIĆ, A., BIJELIĆ, S., ZAGORC, M., ZUHRIC-ŠEBIĆ, L. The importance of strength in sport dance performance technique. *SportLogia*, 2011, vol.7, no.1, p.115-126.
30. MALINČÍKOVÁ, J., PASTUCHA, D., BERÁNKOVÁ, J. Posturální stabilita u skupin dětí s obezitou a atletů. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 2011, no.20, p.24-30.
31. MALÝ, T., MALÁ, L., ZAHÁLKA, F., BALÁŠ, J., ČADA, M. Comparison of body composition between two elite women's volleyball teams. *Acta Univ. Palacki*, 2011, vol.41, no.1, p.15-22.
32. MERTZ, L., DOCHERTY, C. Self-described differences between legs in ballet dancers: Do they relate to postural stability and ground reaction force measures? *Journal of Dance Medicine and Science*, 2012, vol.16, no.4, p.154-160.
33. MIKOLAJEC, K., RZEPKA, R. Objective assessment and importance of stability and motor control in sports performance, *Journal of Human Kinetics*, 2007, vol.18, p.135–140.
34. MILLER, C. Dance Medicine: Current Concepts. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 2006, vol.17, no.4, p.803–811.

35. NAGY, E., TOTH, K., JANOSITZ, G. Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *European Journal of Applied Physiology*, 2004, no.92, p.407-413.
36. ODSTRČIL, P. *Sportovní tanec*. Praha: Grada, 2003. 116s. ISBN 80-247-0632-6
37. ROSCHINSKY, J. *Hubneme cvičením a správnou výživou*. Praha: Grada, 2006. 140s. ISBN 80-247-1747-6.
38. RUSSEL, J. A. Acute Ankle Sprain in Dance. *Journal of Dance Medicine and Science*, 2010, vol.14, no.3, p.89–96.
39. SCHIMT, J.M., REGIS, D.I., RILEY, M.A. Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes. *Experimental Brain Research*, 2005, no.3, p.370-378.
40. SIMMONS, R.W. Sensory organization determinants of postural stability in trained ballet dancers. *International Journal of Neuroscience*, 2005, no.115, p.87-97.
41. STRACHOTOVÁ, H. *Vliv celotělového vibračního tréninku na posturální stabilitu u vybrané sportující populace*. Praha, 2011. Diplomová práce, FTVS UK. Vedoucí práce Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.
42. STREJCOVÁ, B., ŠIMKOVÁ, L., BALÁŠ, J. Izokinetická síla hlezenního kloubu a posturální stabilita u chodců na slackline. *Česká kinantropologie*, 2012, roč.16, č.3, s.93-100.
43. STRETANSKI, M. F., WEBER, G. J. Medical and rehabilitation issues in classical ballet: literature review. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2002, vol.81, no.5, p.383-391.
44. ŠORFOVÁ, M., OTÁHAL, J., *Objektivizační metody stabilometrie*. Přednáška na UK FTVS, 1.roč. navazujícího Mgr. studia 2011/2012.
45. ŠPRINGROVÁ PALAŠČÁKOVÁ, I. *Funkce - Diagnostika - Terapie hlubokého stabilizačního systému*. 1.vyd., REHASPRING, 2010. 67s. ISBN 978-80-254-7736-6
46. ŠPŮR, O. *Vybrané indikátory výkonu elitních hráčů golfu*. Praha, 2012. Diplomová práce, FTVS UK. Vedoucí práce Doc. PhDr. Vladimír Süß, PhD.
47. TWICHETT, E., ANGIOI, M., METSIOS, G.S., KOUTEDAKIS, Y., WYON, M. Body composition and ballet injuries. *Medical Problems of Performing Artists*, 2008, vol.23, no.3, p.93-98.

48. UZUNOVIĆ, S., KOSTIĆ, R., MILETIĆ, D. Motor status of competitive young sport dancers – tender differences. *Acta Kinesiologica*, 2009, vol.3, no.1, p.83-89.
49. VAŘEKA, I. Posturální stabilita (1.část). *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002, roč.9, č.4, s. 115-122.
50. VAŘEKA, I. Posturální stabilita (2.část). *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002, roč.9, č.4, s. 122-129.
51. VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. 179 s. ISBN 978-80-244-2432-3.
52. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. 85s. ISBN 80-7184-100-5
53. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 1997. 271s. ISBN 80-7169-265-5
54. VÉLE, F., ČUMPELÍK, J., PAVLŮ, D. Úvaha nad problémem stability ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, roč.8, č.3, s.103-105.
55. VÉLE, F. Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2. rozšířené přepracované vydání. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
56. VITOŠEK, P. *Vliv tanečního sportu na držení těla*. Praha,2011. Diplomová práce, FTVS UK. Vedoucí práce Mgr. Marie Vurmová
57. WIEST, M.J., DIEFENTHAELER, F., BOLLI MOTA, C., CARPES, F.P. Changes in postural stability following strenuous running and cycling. *Journal of Physical Education and Sport*, 2011, vol.11, no.4, p.406-413.
58. WIKSTROM, E.A., TILLMAN, M.D., CHMIELEWSKI, T.L., CAURAUGH, J.H., BORSA, P.A. Dynamic postural stability in subjects with self-reported ankle instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2007, vol.18, no.1, p.2-15.
59. WILMERDING, V.M., MCKINNON, M.M., MERMIER, CH. Body composition in dancers: a review. *Journal of Dance Medicine & Science*, 2005, vol.9, no.1, p.18-23.
60. ZALETEL, P., ČAMERNIK, J. Body composition of sport dancers. *Revija Šport*, 2011, vol.49, no.1, p.135-138.
61. ZEMKOVÁ, E. Posturografia jako súčasť funkčnej diagnostiky. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 2009, roč.18, č.1, s.2-15.

62. ZEMKOVÁ, E. Assessment of balance in sport: Science and reality. *Serbian Journal of Sport Sciences*, 2011, vol.5, no.4, p.127-139.

63. ZHANG, J. G., ISHIKAWA-TAKATA, K., YAMAZAKI, H., MORITA, T., OHTA, T. Postural stability and physical performance in social dancers. *Gait and Posture*, 2008, vol. 27, no. 4, p.697-702.

Elektronické zdroje:

64. HUEI-MING, Ch. *Stance and stability*. National Taiwan University: Taipei, 2002. [online] [cit. 3.5.2012]

Dostupné z:

<http://www.pt.ntu.edu.tw/hmchai/bm03/BMClinic/Stance.htm#stability>

65. OTÁHAL, J. Těžiště lidského těla. *Patobiomechanika a Patokineziologie: Kompendium*. 1999. [online] [cit. 22.5.2013]

Dostupné z:

[http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/geometrie\\_teziste.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/geometrie_teziste.php)

Ostatní zdroje:

66. [www.data-input.de](http://www.data-input.de); zobrazeno 29.7.2013

## 9 Přílohy

### **Seznam příloh:**

Příloha č. 1 – Vyjádření Etické komise FTVS UK

Příloha č. 2 – Základní podoba informovaného souhlasu

Příloha č. 3 – Seznam tabulek

Příloha č. 4 – Seznam obrázků



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



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín  
tel.: 220 171 111  
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

### Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Vybrané parametry posturální stability u výkonnostní kategorie tanečního sportu

Forma projektu: diplomová

Autor (hlavní řešitel): Bc. Jan Kadlec

Školitel (v případě studentské práce): Doc. Ing. František Zahálka, PhD.

#### Popis projektu

Náplní projektu je zhodnocení posturální stability a přidružených faktorů u sportovních tanečnicků na vrcholové úrovni. Měření bude realizováno v Laboratoři sportovní motoriky na FTVS UK.

#### Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky

Nebudou použity invazivní metody

#### Etické aspekty výzkumu

Výsledky ani osobní data nebudou zneužita

Informovaný souhlas (přiložen)

V Praze dne 18.12.2012

Podpis autora:

### Vyjádření etické komise UK FTVS

Složení komise: Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.

Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.

Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: ..... 202/2011

dne: ..... 22.12.2011

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

razítko školy

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

2

.....  
podpis předsedy EK

## **Příloha č. 2 – Základní podoba informovaného souhlasu**

### INFORMOVANÝ SOUHLAS

V souladu se Zákonem o péči o zdraví lidu (§ 23 odst. 2 zákona č.20/1966 Sb.) a Úmluvou o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, Vás já, Jan Kadlec student fyzioterapie na FTVS UK, žádám o souhlas k vyšetření a provedení testů v Laboratoři sportovní motoriky na FTVS UK. Dále Vás žádám o souhlas k uveřejnění výsledků měření v rámci diplomové práce na FTVS UK. Osobní data v této studii nebudou uvedena.

Dnešního dne jsem byl/a odborným pracovníkem poučen/a o plánovaném vyšetření, měření a provedení testů. Prohlašuji a svým dále uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že odborný pracovník, který mi poskytl poučení, mi osobně vysvětlil vše, co je obsahem tohoto písemného informovaného souhlasu, a měl/a jsem možnost klást mu otázky, na které mi řádně odpověděl. Byl/a jsem obeznámen/a s náplní a průběhem jednotlivých testů a informován o jejich neinvazivnosti a bezbolestnosti.

Prohlašuji, že jsem shora uvedenému poučení plně porozuměl a výslovně souhlasím s provedením vyšetření a požadovaných testů. Souhlasím s uveřejněním výsledků terapie v rámci studie.

Datum:.....

Osoba, která provedla poučení:.....

Podpis osoby, která provedla poučení:.....

Vlastnoruční podpis pacienta:.....

### **Příloha č. 3 – Seznam tabulek**

**Tabulka 1.** Naměřené hodnoty (mm) testů posturální stability na počátku přípravného období (vstupní měření).

**Tabulka 2.** Naměřené hodnoty (mm) testů posturální stability na vrcholu přípravného období (výstupní měření).

**Tabulka 3.** Deskriptivní statistika testů posturální stability na počátku a vrcholu přípravného období.

**Tabulka 4.** Deskriptivní statistika testů posturální stability na počátku a vrcholu přípravného období – ženy.

**Tabulka 5.** Deskriptivní statistika testů posturální stability na počátku a vrcholu přípravného období – muži.

**Tabulka 6.** Induktivní statistika – párový t-test posturografických testů.

**Tabulka 7.** Deskriptivní statistika jednotlivých parametrů tělesného složení naměřených na počátku a vrcholu přípravného období.

**Tabulka 8.** Induktivní statistika – párový t-test parametrů tělesného složení

**Tabulka 9.** Deskriptivní statistika parametrů při výskoku s pomocí horních končetin (CMJ-F).

**Tabulka 10.** Deskriptivní statistika parametrů při výskoku bez pomoci horních končetin (CMJ).

**Tabulka 11.** Deskriptivní statistika parametrů při výskoku z podřepu (SQJ).

**Tabulka 12.** Induktivní statistika – párový t-test parametrů u jednotlivých výskoků

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

**Obrázek 1.** Kritéria hodnocení dle DTV (Německý taneční svaz).

**Obrázek 2.** Model laterality.

**Obrázek 3a, 3b** Stabilograf vybraného testu představující plošné změny COP a otisk chodidel.

**Obrázek 4a, 4b** Záznam výchylek COP v předozadním (X) a pravolevém směru (Y).

**Obrázek 5.** Umístění elektrod na dolní a horní končetině.

**Obrázek 6.** Příklad průběhu silové křivky během vertikálního výskoku.

**Obrázek 7.** Příklad průběhu silových křivek pravé a levé dolní končetiny během vertikálního výskoku.