

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Ovlivnění vybraných parametrů posturální stability  
prostřednictvím pohybového programu powerjóga u studentů  
Přírodovědecké fakulty Univerzity Karlovy v Praze**  
Autoreferát disertační práce v oboru kinantropologie

**Praha, květen 2014**

**Autor: Mgr. Kateřina Feitová**

Školitel: Doc. PhDr. Viléma Novotná

Období zpracování disertační práce: 2008–2014

Disertační práce představuje původní rukopis. S jejím plným textem je možné se seznámit v  
Ústřední tělovýchovné knihovně UK FTVS v Praze.

Oponenti:

Datum konání obhajoby:

Předseda komise pro obhajobu:

Disertační práce vznikla v rámci řešení projektu Univerzity Karlovy PRVOUK P 39

„Společenskovědní aspekty zkoumání lidského pohybu“.

# **OBSAH**

1. Abstrakt
2. Úvod
3. Teoretická východiska
4. Cíl, hypotézy a úkoly
5. Metodika
6. Výsledky a diskuse
7. Závěr
8. Literatura

# 1 ABSTRAKT

**Název:** Ovlivnění vybraných parametrů posturální stability prostřednictvím pohybového programu powerjóga u studentů Přírodovědecké fakulty Univerzity Karlovy v Praze.

**Cíl:** Cílem práce bylo analyzovat vliv intervenčního programu powerjógy na vybrané parametry posturální stability a určit potenciální rozdíly mezi experimentální a kontrolní skupinou.

**Metody:** Tříměsíční intervenční program byl realizován v rámci studijního plánu předmětu tělesná výchova MS730C na KTV, PřF UK Praha. Výzkumný soubor tvořilo 80 studentek 2. ročníku Přírodovědecké fakulty, které byly losováním rozřazeny do experimentální a kontrolní skupiny. Změny vybraných parametrů posturální stability byly sledovány před začátkem tříměsíčního intervenčního programu a po jeho zakončení. Měření úrovně posturální stability proběhlo pomocí vybraných testů v Laboratoři sportovní motoriky FTVS UK v Praze. Testy byly realizovány na stabilometrické desce Footscan. Pro statistické vyhodnocení dat byly použity neparametrické testy. Pro vyhodnocení věcné významnosti byl použit koeficient věcné významnosti  $\omega^2$ .

**Výsledky:** Podařilo se prokázat statisticky významný ( $p = 0,003$  resp.  $p = 0,023$ ) rozdíl před a po IP u experimentální skupiny. Rozdíly se ukázaly u průměrné laterální výchylky  $x$  při stoji „flamingo“ na levé noze resp. pro poměr laterálních výchylek  $x_r$  při širokém stoji s otevřenými očima. U ostatních parametrů a typů testů stejně tak jako u kontrolní skupiny rozdíly nebyly prokázány.

**Klíčová slova:** posturální stabilita, pohybový program, jóga, powerjóga

## 2 ÚVOD

Disertační práce se zabývá vztahem konkrétního gymnastického programu – powerjógy a posturální stability, dále pak problematikou aplikace nových forem gymnastických programů v rámci výuky tělesné výchovy na vysokých školách. Velký podíl zájmu, zejména studentek, o předměty tělesné výchovy na vysokých školách, je zaměřen na nabídku různých gymnastických programů, které svým obsahem odpovídají aktuální potřebě pohybové seberealizace ve vztahu k životnímu období studia na vysoké škole.

V současnosti se v pohybových programech klade stále větší pozornost na stabilitu postoje, zejména při posouzení vlivu různých forem tělesného zatížení na parametry stability stoje. Důvodem je podpora získávání zdravotních benefitů při cvičeních zdůrazňujících individuálně optimální držení těla jak v polohách těla, tak při realizaci pohybu. Tyto informace jsou stěžejní především v těch pohybových programech, kde je v průběhu fyzického zatížení nutné udržet vysokou úroveň stability. Kromě dalších je možné do této skupiny zařadit různé typy gymnastických programů čerpajících inspiraci z východních systémů cvičení, mezi které patří i powerjóga.

Pro gymnastické pohybové programy je typický akcent na rozvoj jedné ze základních koordinačních schopností – rovnováhy. Provádění jógových cvičení, která jsou z velké části založena na rovnovážných (balančních) pozicích, může být nízkou úrovní posturální stability značně narušeno. Schopnost udržet stabilní postoj je důležitým faktorem ovlivňujícím techniku provedení všech jógových pozic a sestav. Tuto komplexní tělesnou funkci, která úzce souvisí s nervosvalovým, vestibulárním a zrakovým systémem, může ovlivňovat řada vnějších i vnitřních faktorů. Přesto má každý jedinec pro tuto schopnost různou míru vrozených dispozic, které je možné cíleným tréninkem rozvíjet a zdokonalovat.

Powerjóga, jako moderní aplikace jógy, je často spojována se zdokonalováním koordinačních schopností cvičenců. Obsahuje celou řadu balančních pozic – ásan. Správná technika jejich provádění může být ovlivněna právě úrovní posturální stability. Jedině technicky správně provedené cvičení může vhodně ovlivňovat složky tělesné zdatnosti, přispívat ke správnému držení těla a přinášet další uváděné účinky powerjógy. Zaujetí a udržení postury je zásadní součástí všech gymnastických pohybových programů.

Podobnost cvičení klasické jógy a powerjógy je ve využití jógových ásan, rozdílem je pak rychlost cvičení a tudíž délka zatížení jednotlivých svalových skupin, využití dechových a meditačních technik. Systém cvičení podporující koncentraci na pohyb těla a jeho částí, na

dýchání, na regulaci napětí a uvolnění, umožňuje pronikat do hlubších struktur vlastní osobnosti a pochopit zákonitosti, které zde vládou (Krejčí, 1995). Proto je považován daný program cvičení, vedoucí k normalizaci činnosti nervové soustavy a harmonizující psychiku jedince, za komplexně rozvíjející pohybovou aktivitu vhodnou zejména pro studenty vysoké školy (Malathi & Damodaran, 1999).

Předpokládáme, že vlivem pohybového programu powerjóga, který umožňuje uvědomělé prožívání pohybu, dojde k pozitivnímu ovlivnění vybraných parametrů posturální stability i k působení na psychiku studentů ve smyslu jejich harmonického rozvoje, duševní rovnováhy a zlepšení kvality intersociálních vztahů.

### **3 TEORETICKÁ VÝCHODISKA**

Terminologie v této oblasti není zatím zcela sjednocena. Důvodem je fakt, že pojem posturální stabilita (PS) je spojen s problematikou neurčitosti zajištění vzpřímeného držení těla. Další nejasnosti souvisí i s odlišnými teoretickými modely, metodikou vyšetření, přístrojovými možnostmi, zpracováním dat a interpretací výsledků (Vařeka, 2002a). Například podle Horaka (2006) je posturální stabilita definována jako schopnost udržení rovnováhy a rovnováhové schopnosti jsou ty, které zajišťují stabilitu držení těla (postury) při stoje i během lokomoce. Je tedy možné dále hovořit o posturální stabilitě. Podle Vařeky (2002a) je posturální stabilita schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny vnějších a vnitřních sil tak, aby nedošlo k pádu. Většina autorů se shoduje na faktu, že je posturální stabilita výsledkem interakcí mezi řadou fyziologických a funkčních systémů (Dietz, Quintern & Sillem, 1987; Dorman, Fernie & Holiday, 1978; Lehmann, Boswell & Price, 1990).

Pro zajištění posturální stability je nutná řídicí funkce CNS, pohybový systém a nezbytné informace přicházející z různých typů senzorů. Na zajištění posturální stability mají vliv i další faktory, například vliv psychiky. Většina autorů se shoduje na faktu, že pro zajištění posturální stability mají hlavní význam tři složky: zraková, vestibulární a proprioreceptivní, které pracují ve vzájemné koordinaci a výsledkem je komplexní děj (Wolsley et al., 1996). Jinak je tomu s názory na jejich podíl. Například podle Trojana et al. (1990) má zásadní podíl na zajištění posturální stability složka zraku, ale naopak z provedených experimentů (Simoneau et al., 1995) vyplývá, že rozhodující úlohu při udržení stability stoje má propriorecepce. Její vyřazení má stejný dopad jako vyřazení zrakové a vestibulární složky.

Principy zajištění posturální stability můžeme podle Blaszczyka, Loweho a Hansena (1994) rozdělit na statické a dynamické. Statickou strategii (bez změny opěrné báze, BS) reprezentují například balanční mechanismy (rovnovážné reakce), které slouží k udržení posturální stability při nezměněné kontaktní ploše. Zmíněné balanční mechanismy jsou základem terapeutických technik v rámci různých systémů (Bobathova metoda, metoda PNF, senzomotorické cvičení dle Jandy).

„Statická“ činnost je definována jako činnost, při které nedochází ke změně BS, výstižnější je označení „kvazistatická“ činnost, protože žádná aktivně držená poloha (stoj) nemůže být zcela nehybná (Vařeka, 2000). Svalovou sílu není možné udržet konstantní. Příčinou vzájemných pohybů jednotlivých segmentů jsou neustále se měnící momenty sil působící na pákách segmentového modelu těla (Riach & Starkes, 1994). Z toho vyplývá, že se mění poloha jejich společného těžiště (COM), dále a centra tlaku (COP). Další vnitřní vlivy, například srdeční činnost a dechové pohyby, mají vliv na narušení rovnováhy (Önell, 2000).

Zásadní podmínkou „statické“ posturální stability je fakt, že v každém okamžiku musí těžiště směřovat do opěrné báze, ve které se musí neustále nacházet COP. Tato podmínka však platí pouze v uvažované modelové situaci stoje, kdy je celá dolní končetina (DK) brána jako jeden segment bez možnosti deformování. Reálná situace je jiná, DK je tvořena řadou pohyblivých segmentů a díky elasticitě svalů dochází k pružným deformacím. Výsledkem jsou pak nepatrné změny AS, AC a BS.

**Tabulka 1:** Termíny posturální stability (Vařeka, 2002a)

Zkratka	Termín	Český ekvivalent
COM	Center of Mass	těžiště
COP	Center of Press	centrum tlaku
COG	Center of Gravity	
BS	Base of Support	opěrná báze
AS	Area of Support	opěrná plocha
AC	Area of Contact	kontaktní plocha

Zvláštním typem statické polohy je bipední stoj (stoj na dvou DK), který přináší výhody v podobě lepší orientace a uvolnění horní končetiny pro úchop. Za nevýhody můžeme pak uvažovat obtížnější řízení polohy segmentů i celého těla, výše položené těžiště a tím sníženou stabilitu (Vařeka & Dvořák, 1999).

Ze studie Vařeka a Dvořák (2001) vyplývá, že laterální stabilita stoje je lepší než stabilita v rovině sagitální (předozaďní). Menší stabilita a větší volnost pohybu v sagitální rovině koresponduje s přirozenou lokomocí, která v této rovině probíhá. Omezená plocha chodidel a účinnost hlezenních svalů je zřetelně menší než síla svalů kyčle, které jsou zapojovány v případě působení větší zevní síly.

### **3.1 Charakteristika pohybového programu powerjóga**

Podle Norbergové (2007) a jejího konceptu dělení jógových cvičení je powerjóga součástí „klasické jógy“, tzv. hathajógy. Pohybový základ powerjógy však vychází spíš z dynamického stylu cvičení, tzv. aštangajógy. Dlouhou dobu byla ukryta pod společným termínem „dynamické druhy jógy“, které se vyznačují „temperamentem“ a silou. Teprve koncem 80. let 20. století se powerjóga stala oficiálním jógovým stylem.

Přenesením jógy do „západního“ světa, zpočátku především na americký kontinent, bylo nutné cvičení upravit a modifikovat. Významní autoři „americké aplikace“ jógy byli Baron Baptiste a Bryan Kest. Zjemnili aštangajógu ve cvičení, které nevyžadovalo denní praxi, přísnou disciplínu, změnu stravovacích návyků a celého životního stylu. Tím byla jóga přiblížena širokému spektru cvičenců západního světa.

Hlavní charakteristikou powerjógy je možnost variability řazení jednotlivých ásan a možnost cvičení průběžně přizpůsobovat individuálním schopnostem cvičenců. Typickým znakem cvičení jsou kratší výdrže a plynulé procházení pozicemi, často silově velmi náročnými. V sekvencích můžeme najít různé varianty podporů, vzporů na rukou, přechodů mezi pozicemi přes kliky. U pokročilých cvičenců jsou typické přechody mezi jednotlivými ásanami přes vzpory prosté, přechody pomocí odrazů snožmo a skoky. Při cvičení jsou často využívána pravidla a principy metod strečinku, mobilizačních cvičení a rehabilitace.

V rámci vysokoškolské tělesné výchovy se setkáváme hlavně se skupinovým cvičením powerjógy v průběhu semestrální výuky. Vysokoškolští studenti mají pro cvičení tohoto typu výborné předpoklady. Dokáží se soustředit, vnímat a správně aplikovat pokyny vyučujícího i využít benefity závěrečné relaxace. Při hromadném cvičení dochází k vyšší ochotě podříditi se projevu skupiny a překonávat nepříjemné pocity spojené s námahou při cíleném zatěžování. Velmi záleží na kvalitě učitele a jeho schopnosti řídit vyučovací proces.



## 4 CÍL, HYPOTÉZY A ÚKOLY

### 4.1 Cíl

Cílem práce je analyzovat závislost posturální stability na intervenčním programu powerjóga. Závislost je posuzována pomocí vybraných parametrů posturální stability měřených na experimentální a kontrolní skupině studentů Přírodovědecké fakulty UK v Praze.

### 4.2 Hypotézy

- H1: Průměrná výchylka průmětu těžiště do horizontální roviny v pravolevém směru pro typy stoje: široký stoj, úzký stoj, stoj „flamingo“ se sníží alespoň pro jeden z typů stoje po absolvování IP.
- H2: Průměrná výchylka průmětu těžiště do horizontální roviny v předozadním směru pro typy stoje: široký stoj, úzký stoj, stoj „flamingo“ se sníží alespoň pro jeden z typů stoje po absolvování IP.
- H3: IP signifikantně ovlivní celkovou trajektorii průmětu těžiště do horizontální roviny alespoň u jednoho z typů stoje: široký stoj, úzký stoj, stoj „flamingo“.
- H4: Po absolvování IP dojde ke zmenšení hodnoty rozdílu absolutních výchylek mezi L DK a P DK ve stoji „flamingo“.

### 4.3 Úkoly

1. Prostudovat dostupnou literaturu zabývající se posturální stabilitou a jejím měřením.
2. Prostudovat dostupnou literaturu zabývající se powerjóga.
3. Koncipovat intervenční program.
4. Vybrat vhodné parametry pro posouzení posturální stability.
5. Zvolit vhodný experimentální design.
6. Vybrat experimentální a kontrolní soubor z populace studentů Přírodovědecké fakulty Univerzity Karlovy v Praze, realizovat intervenční program a provést měření před a po absolvování programu.
7. Zpracovat data získaná v rámci experimentu.
8. Zvolit vhodné metody statistické analýzy vzhledem k cíli práce a ověřit stanovené hypotézy.
9. Formulovat závěry studie.

## **5 METODIKA**

### **5.1 Charakteristika výzkumného souboru**

Výzkumný soubor tvořilo 80 studentek 2. ročníku Přírodovědecké fakulty Univerzity Karlovy v Praze. Z celkového počtu studentek přihlášených do předmětu powerjóga ( $n = 160$ ) byla náhodným výběrem (losováním) vybrána experimentální skupina ( $n = 40$ ) a kontrolní skupina ( $n = 40$ ). Na experimentální skupině byl aplikován tříměsíční IP powerjógy. Studentky kontrolní skupiny byly přeřazeny do jiného typu tělesné výchovy. Při realizaci byl sledován vliv intervenčního programu na změny úrovně vybraných parametrů posturální stability.

### **5.2 Organizace výzkumu**

Pro výzkum byla použita experimentální metoda empirického výzkumu (Blahuš, 1996). Experiment probíhal ve školním prostředí, v rámci semestrální výuky na Přírodovědecké fakultě UK v Praze. IP powerjógy byl veden formou skupinového cvičení a byl aplikován ve studijním plánu hodin předmětu tělesná výchova (kód předmětu MS730C) zajišťovaného katedrou tělesné výchovy PŘF UK v Praze. Při realizaci byl sledován vliv krátkodobé intervence programu na změny úrovně posturální stability. Záměrem šetření bylo zjistit, zda je již tříměsíční vliv IP powerjógy znatelný v porovnání s kontrolní skupinou. V intervenčním programu aplikovaném jeden krát týdně po dobu devadesáti minut byly zařazeny základní pohybové sekvence cvičebního programu powerjógy.

### **5.3 Výzkumný design**

Typem výzkumného designu byl zvolen pretestový-posttestový randomizovaný skupinový design (Pretest-Posttest Randomized Groups Design). V rámci tohoto designu jsou hledány signifikantní rozdíly před a po manipulaci s nezávislou proměnnou. V našem případě se jednalo o jednu nezávislou proměnnou – intervenční program powerjógy. Uvažované kovarianční proměnné byly věk, tělesné složení, trénovanost, psychický stav, zdravotní stav a vliv okolního prostředí. Pro vyhodnocení závislostí byly použity neparametrické testy (Kruskal-Wallis). Dále byly použity testy dobré shody (například  $\chi^2$ ) pro potvrzení normality testovaných veličin. Pro vyhodnocení věcné významnosti byl použit koeficient věcné významnosti  $\omega^2$ .

## 5.4 Výběr testů

Měření posturální stability bylo provedeno na stabilometrické desce Footscan. Výsledné hodnoty byly uváděny v milimetrech. Pro posturografické vyšetření byla použita metoda tlaku vůči senzorům tlakové snímací desky Footscan. Je konstruována jako plošina velikosti 0,5 m × 0,4 m, na níž jsou umístěny senzory s citlivostí od desetin N/cm<sup>2</sup> a se snímací frekvencí 33 Hz. Snímací deska vyhodnocuje tlakové zatížení jednotlivých senzorů a následně počítá středy tlakového působení objektu v ploše kontaktu značené zkratkou COP (Černá, 2010).

Zaznamenány byly hodnoty absolutních maximálních výchylek průmětu těžiště do horizontální roviny v pravolevém ( $x$ ) a předozadním směru ( $y$ ), rychlost vychylování určená jako změna polohy středu tlakového působení (COP) vzhledem k snímací frekvenci a celková dráha po dobu měření ( $ttw$ ).

Při měření byly použity standardizované testy dle Kapteyna (1983).

T1: široký stoj s otevřenými očima (SS OO)

T2: široký stoj se zavřenými očima (SS ZO)

T3: úzký stoj s otevřenými očima (US OO)

T4: úzký stoj se zavřenými očima (US ZO)

T5: stoj „flamingo“ na levé DK s otevřenými očima (FLL)

T7: stoj „flamingo“ na pravé DK s otevřenými očima (FLP)

Proband absolvoval stoj v předepsané poloze vždy po dobu  $t = 30$  s. Podle studie Le Clair a Riach (1992) byla zjištěna při zachování reliability optimální doba trvání testu 20–30 sekund.

## 5.5 Metody vyhodnocování výzkumných údajů

Výsledky byly zpracovány standardními metodami matematické a popisné statistiky:

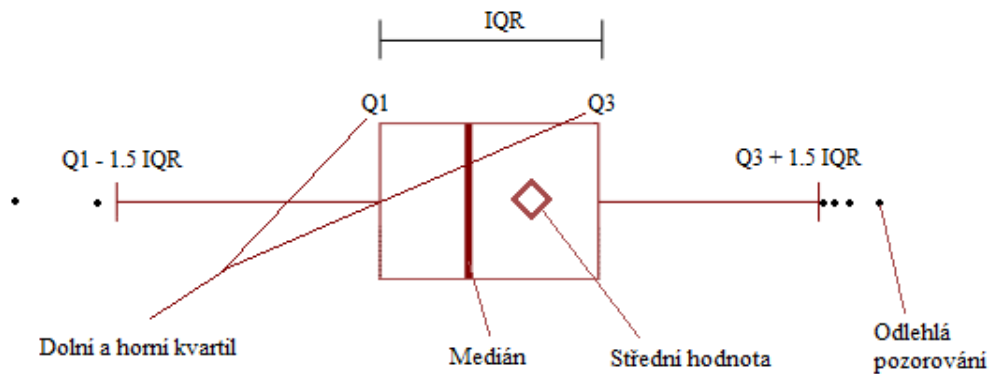
- míry centrální tendence: aritmetický průměr, medián, modus
- míry variability: rozptyl, směrodatná odchylka, rozpětí, mezikvartilové rozpětí

Pro otestování typu rozdělení náhodné veličiny byly použity testy dobré shody Kolmogorov-Smirnov, Cramer-von Mises a Anderson-Darling.

Protože naměřené veličiny s nezávislou nominální proměnnou neměly normální nebo logaritmicko normální rozdělení, nemohla být použita metoda ANOVA s  $F$  statistikou.

Tyto situace, kdy závislá veličina není normální a nedá se jednoduše transformovat, byly řešeny pomocí Kruskal-Wallisova testu s testovací statistikou  $\chi^2$ . Vizualní představa o

náhodných veličinách a sledovaných závislostech byla získána z krabicových diagramů („box-ploty“, obrázek 1), kvantil-kvantilových grafů („Q-Q plotů“) a histogramů.



**Obrázek 1:** Krabicový diagram – vysvětlení

Použitá hladina významnosti pro přijetí hypotéz H1–H4 byla na úrovni  $\alpha = 0,05$ . Hodnota byla zvolena v souladu s obecnými zvyklostmi při podobných úlohách statistiky. Pro testování věcné významnosti jsme použili koeficient  $\omega^2$  (relativní míra experimentálního účinku), jak uvádí Blahuš (2000) ve své studii (1),

$$\omega^2 = \frac{t^2 - 1}{t^2 + N - 1} \quad (1)$$

kde  $t$  je kritická hodnota pro  $t$ -test a  $N$  je celkový počet měření.

Softwarem pro zpracování dat byl SAS a MS Excel.

## 6 VÝSLEDKY A DISKUZE

### 6.1 Posturální stabilita měřená na přístroji Footscan

Pro zjištění rozdílů u vybraných parametrů posturální stability před a po aplikaci intervenčního programu jsme použili následující veličiny:

1.  $x_1$  průměrná pravolevá výchylka pro první měření (časově odpovídající době před intervencí)
2.  $x_2$  průměrná pravolevá výchylka pro druhé měření (časově odpovídající době po intervencí)
3.  $y_1$  průměrná předozadní výchylka pro první měření (časově odpovídající době před intervencí)
4.  $y_2$  průměrná předozadní výchylka pro druhé měření (časově odpovídající době po intervencí)

5.  $ttw_1$  trajektorie průmětu těžiště do horizontální roviny pro první měření (časově odpovídající době před intervencí)
6.  $ttw_2$  trajektorie průmětu těžiště do horizontální roviny pro druhé měření (časově odpovídající době po intervenci)

Dále jsme pro analýzu použili odvozené veličiny  $x_r$ ,  $y_r$  a  $ttw_r$  (2–4):

$$x_r = \frac{x_1}{x_2} \quad (2)$$

$$y_r = \frac{y_1}{y_2} \quad (3)$$

$$ttw_r = \frac{ttw_1}{ttw_2} \quad (4)$$

## 6.2 Testy normality zkoumaných veličin

Nejprve jsme otestovali, zda mají měřené veličiny normální rozdělení a tedy, zda je možné použít parametrické testy, pro něž je normalita jedním z předpokladů. Testy normality byly prováděny pouze pro veličiny s indexem „1“, tedy v době před intervencí. Na základě výsledků testu normality jsme následně zvolili vhodný test a provedli jsme testování statistické významnosti rozdílů měření před a po intervenci.

## 6.3 Statistické testování rozdílů mezi experimentální a kontrolní skupinou před a po intervenci

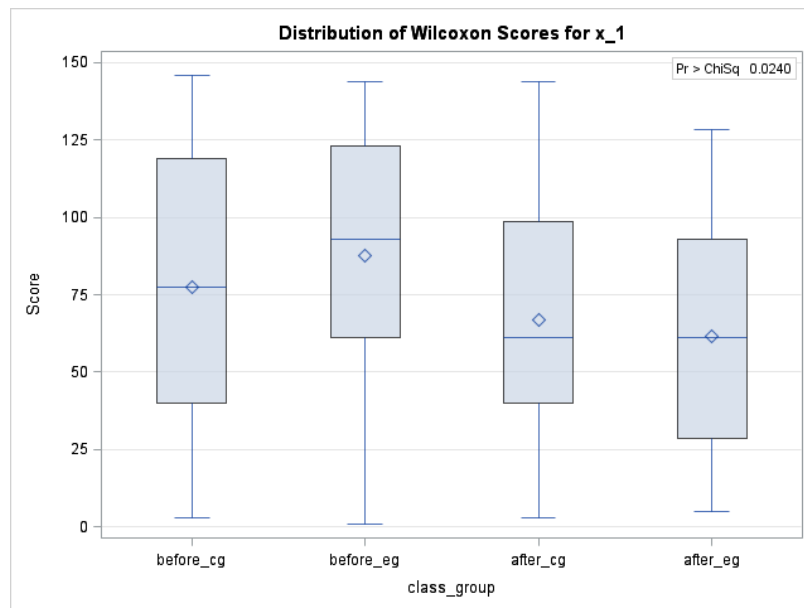
### 6.3.1 Průměrná pravolevá výchylka $x$

V následujících grafech bude použita symbolika:

před intervencí (before), po intervenci (after), experimentální skupina (eg), kontrolní skupina (cg).

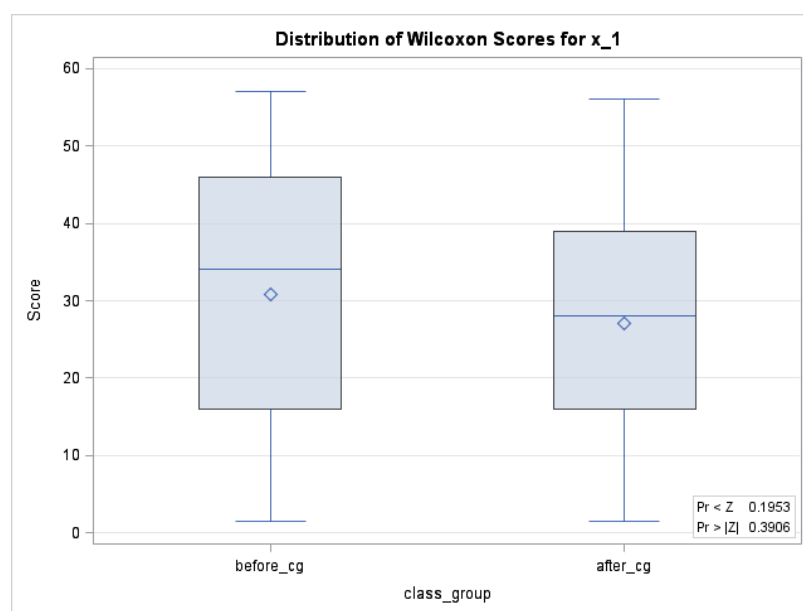
Pro ilustraci zpracovaných výsledků byly vybrány pouze výsledky testů parametru  $x$ , u kterých se podařilo prokázat statisticky významné rozdíly před a po pohybové intervenci u experimentální a kontrolní skupiny.

**Graf 1:** Krabicový diagram průměrných pravolevých výchylek  $x$  pro stoj „flamingo“ na L DK

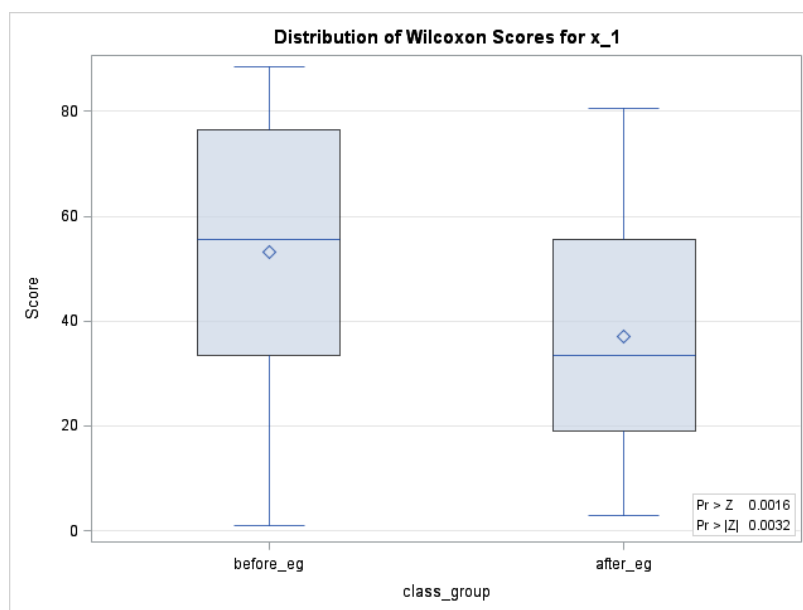


Podářilo se prokázat statisticky významný rozdíl mezi skupinami pŕed a po intervenci ( $p = 0,024 < 0,05$ ). Byla provedena post hoc analýza.

**Graf 2:** Krabicový diagram průměrných pravolevých výchylek  $x$  pro stoj „flamingo“ na L DK, post hoc test, kontrolní skupina



**Graf 3:** Krabicový diagram průměrných pravolevých výchylek  $x$  pro stoj „flamingo“ na L DK, post hoc test, experimentální skupina



**Tabulka 2:** Testy rozdílů mezi ES a KS a post hoc test pro stoj „flamingo“ na L DK (průměrná pravolevá výchylka  $x$ )

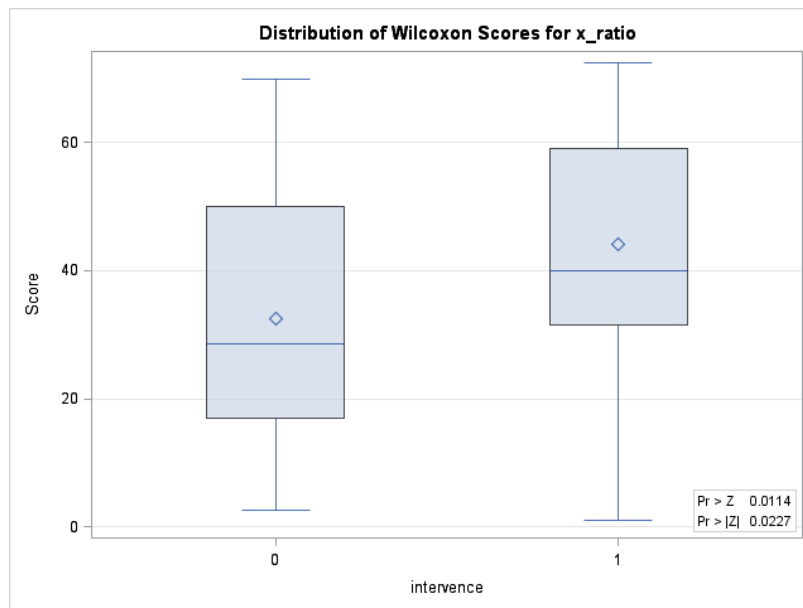
Kruskal-Wallis test								
	FL L	FL P	SS OO	SS ZO	US OO	US ZO	Post hoc FL L Exp	Post hoc FL L Ctrl
$\chi^2$	9,441	2,528	3,123	1,216	4,992	1,638	8,722	0,751
DF	3	3	3	3	3	3	1	1
$p > \chi^2$	0,024	0,47	0,37	0,75	0,17	0,65	0,003	0,391
$\omega^2$	0,524	0,06	0,099	0,006	0,23	0,021	0,652	0

Tmavě označená pole v tabulce 2 vykazují statisticky významný výsledek pro experimentální skupinu. Z výsledků vidíme, že statisticky významným se jeví rozdíl před a po intervenci u testu stoj „flamingo“ na L DK ( $p = 0,024 < 0,05$ ,  $\omega^2 = 0,524$ ). Můžeme tedy potvrdit zmenšení absolutní výchylky v pravolevém vychylování po aplikaci IP. Statisticky významný výsledek byl prokázán i u sledovaného parametru  $x$  pro post hoc test stoj „flamingo“ na L DK ( $p = 0,003 < 0,05$ ) a tím potvrzeno zlepšení sledovaného parametru po aplikaci IP u experimentální skupiny oproti skupině kontrolní. Pro tento případ evidujeme i

nejvyšší věcnou významnost  $\omega^2 = 0,652$ . Pro kontrolní skupinu v tomto parametru zmenšení výchyly potvrdit nelze vzhledem k hodnotě  $p = 0,391$ .

Z toho můžeme usuzovat, že intervenční program má pozitivní vliv na optimalizaci koaktivace posturálních svalů a senzomotorický systém regulující stabilitu stoje v pravolevém vychylování. Pozorované vzorky byly relativně malé (řádově desítky pozorování). Z toho lze usuzovat na dostatečnou věcnou významnost  $\omega^2$  (Thomas & Nelson, 1996).

**Graf 4:** Krabicový diagram poměr pravolevých výchylek  $x_r$  pro stoj široký, otevřené oči



Rozdíl mezi experimentální skupinou a kontrolní skupinou se podařilo prokázat v případě veličiny  $x_r$  ( $p = 0,023 < 0,05$ ).

**Tabulka 3:** Testy rozdílů mezi ES a KS (poměr pravolevých výchylek  $x_r$ )

Kruskal-Wallis test						
	FL L	FL P	SS OO	SS ZO	US OO	US ZO
$\chi^2$	0,6067	0,59	5,215	1,763	0,223	$5 \cdot 10^{-4}$
DF	1	1	1	1	1	1
$p > \chi^2$	0,439	0,447	0,023	0,186	0,641	0,986
$\omega^2$	0	0	0,247	0,026	0	0



Tmavě označený sloupec v tabulce 3 vykazuje statisticky významný výsledek pro experimentální skupinu ve sledovaném parametru  $x_r$  pro test stoj SS OO ( $p = 0,023 < 0,05$ ). Můžeme tedy potvrdit zmenšení relativní výchyly v pravolevém vychylování po aplikaci IP. Pro tento případ evidujeme i nejvyšší věcnou významnost  $\omega^2 = 0,247$ .

## 6.4 Shrnutí diskuze

Měření vybraných parametrů posturální stability bylo realizováno na skupině 80 losováním vybraných studentek na začátku a na konci 12 týdenního cyklu, během kterého byl aplikován pohybový program powerjógy. Výsledky měření posturální stability ve stoji s otevřenými očima, ve stoji se zavřenými očima a ve stoji na jedné dolní končetině vykazaly velkou interindividuální variabilitu. Na velkou variabilitu měření upozorňuje Kapteyn et al. (1983), který uvádí, že velké interindividuální rozdíly a vysoké směrodatné odchylky stabilometrických parametrů u zdravých jedinců vylučují přesné definování norem. I když zlomovým obdobím v řízení a mechanismech udržení posturální stability je mladší školní věk (Vařeka, 2002b), pokusili jsme se v naší práci dokázat vliv intervence i na dospělé zdravé jedince.

Předpokládaný vliv IP powerjógy byl prokázán pouze v parametru pravolevého vychylování a to u testů průměrná pravolevá výchylyka  $x$  u stoje „flamingo“ na L DK a poměr pravolevých výchylyk u stoje širokého s otevřenými očima.

U stoje „flamingo“ na L DK byl zjištěn statisticky významný výsledek před a po intervenci pro experimentální skupinu ( $p = 0,024 < 0,05$ ,  $\omega^2 = 0,524$ ). Statisticky významný výsledek byl prokázán i u sledovaného parametru  $x$  pro post hoc test stoje „flamingo“ na L DK ( $p = 0,003 < 0,05$ ,  $\omega^2 = 0,652$ ), tím bylo potvrzeno zlepšení experimentální skupiny oproti skupině kontrolní po aplikaci IP.

Nejen balanční, ale i ostatní pozice programu powerjógy jsou zaměřeny na pozitivní ovlivnění úrovně posturálního tonu trupového svalstva, který je označován klíčovým antigravitačním mechanismem pro kontrolu optimální úrovně posturální stability ve vzpřímeném stoji (Schenkman et al., 1992; Shumway–Cook & Woollacott, 2001).

Měření stoje na jedné noze indikuje úroveň rovnováhových schopností nebo posturální stability, která je ovlivňována řadou obtížně kontrolovaných procesů. Domníváme se, že výsledky měření PS u stoje „flamingo“ byly ovlivněny opakovaným zařazováním balančních jógových pozic tadásana, vrkšásana, vírabhadrásana 3, garudásana a ardha čandrásana do pohybového intervenčního programu. Některé z pozic svým provedením odpovídaly polohám, ve kterých byli respondenti testováni. Presentované výsledky potvrdily, že úroveň stability

stojí na jedné DK je určujícím faktorem pro zvládnutí balančních jógových pozic, bez této dovednosti není možné provádět pozice technicky správně. Podle Malé (2005) pozice, které vyžadují dobrou úroveň silových schopností DK, jsou ve vztahu k určitým aspektům PS, to platí především u pozic na jedné DK. Malá (2005) ve své studii dále potvrzuje vztah mezi parametry PS a svalovými dispozicemi DK. Ze studie Trojan et al. (1990) vyplývá, že v případě nízké úrovně rovnováhových schopností při stožení na jedné DK dochází z biomechanického hlediska k vychýlení průmětu těžiště mimo základnu (BS), v tomto případě není možné působit pouze vnitřní svalovou silou jedince, je proto nutné změnit opěrnou bázi přemístěním kontaktní plochy tak, aby se těžiště opět ocitlo nad základnou, tedy porušením stožení na jedné DK.

Ve sledovaném parametru  $x_r$  pro test stoj široký s otevřenými očima bylo potvrzeno zmenšení relativní výchylky v pravolevém vychylování ( $p = 0,023 < 0,05$ ). Pro tento test evidujeme i nejvyšší věcnou významnost  $\omega^2 = 0,247$ , tedy rozdíl ve výchylkách daný intervencí.

Většina ásan IP powerjógy intenzivně zatěžuje nejen trupové svalstvo, ale i svaly, které se podílejí na stabilizaci kyčelních kloubů. Jako příklad můžeme uvést pozici trikonásany, vrkšásany a garudásany. Proto předpokládáme pozitivní ovlivnění koaktivity svalů především v oblasti pletence pánevního. Dále předpokládáme, že obsah intervenčního programu pozitivně ovlivní svalovou souhru v dynamických změnách různě náročných statických jógových pozic a tím dojde k funkčnímu propojení horní a dolní poloviny těla spolu se zapojením „hlubokého stabilizačního systému“. S úpravou dechového vzoru dojde ke kvalitativnímu zlepšení postury, tím bude zpětně ovlivněna i technika cvičení. Usuzujeme, že balanční pozice, záměrně zařazené do programu powerjóga, budou mít pozitivní vliv na úroveň vybraných parametrů posturální stability. Posturální stabilita je v naší práci uvažována z biomechanického hlediska.

U zjištěných výsledků můžeme vycházet ze studie Vařeka a Dvořák (2001), která potvrzuje, že „kyčelní“ mechanismus je uplatňován především ve směru laterálním (pravolevém). Základem mechanismu je přenášení hmotnosti z jedné dolní končetiny na druhou za významného přispění svalů kyčle.

Z výsledků studie vyplývá, že laterální (pravolevá) stabilita stožení je lepší než stabilita v rovině sagitální (předozadní). Menší stabilita a větší volnost pohybu v sagitální rovině koresponduje s přirozenou lokomocí, která v této rovině probíhá. Omezená plocha chodidel a účinnost hlezenních svalů je zřetelně menší než síla svalů kyčle, které jsou zapojovány

v případě působení větší zevní síly. Postura je v tomto případě upravována činností celého posturálního systému. Ve směru předozadním je využíván především mechanismus „hlezenní“. Rovnováha je zde zajišťována hlavně aktivitou plantárních (resp. dorzálních) flexorů v hlezenních kloubech (Vařeka, 2002b).

Pro všechny měřené parametry  $x$ ,  $y$ ,  $ttw$  v testu stoje úzkého nebyly v našem experimentu prokázány signifikantní rozdíly v měření před a po intervenci pro kontrolní a experimentální skupinu.

Význam zrakové kontroly na úroveň posturální stability je zcela zásadní. Lepší posturální stabilita u zjišťovaných parametrů byla vždy prokázána v testech s otevřenými očima (Wolf et al., 1998). Ze studie Simoneau et al. (1995) či Derave et al. (2002) vyplývá, že se při testování stoje bez zrakové kontroly hodnoty parametrů rovnováhy zhorší až dvojnásobně. Při zavření očí se zvyšuje rychlost změn polohy COP a roste variabilita výchylek (Riach & Starkes, 1993; Vařeka et al., 2001). Zraková kontrola ovlivňuje parametry posturální stability prostřednictvím několika faktorů, například zrakovou ostrostí, pohybem sledovaného cíle, pohybem pozorovatele či vzdáleností od pozorovaného objektu (Jahn et al., 2002). Informace ze zrakového systému pomáhají významně kontrolovat polohu a postavení hlavy.

Nedílnou součástí jógových pozic jsou tzv. driští, přesné směry pohledu, které umožňují intenzivní soustředění na techniku ásan. I když je možné u vysoce pokročilých cvičenců aplikovat jógová cvičení bez zrakové kontroly, z výsledků naší studie vyplývá, že zraková kontrola je pro danou úroveň probandů (studentů PřF) nedílnou součástí správného provedení celé cvičební jednotky. Tímto můžeme vysvětlit i minimální vliv IP u všech zjišťovaných parametrů posturální stability bez zrakové kontroly.

V rámci našeho experimentu se nám nepodařilo vyhodnotit vztah mezi posturální stabilitou a antropometrickými parametry respondentů, přestože z řady studií, např. Véle (1997), vyplývá, že stabilita stoje je lepší u jedinců s nižší tělesnou výškou a vyšší hmotností. Také podle výzkumu Chiari, Rocchi a Capello (2002) vykazuje většina stabilometrických parametrů vysokou závislost na antropometrických faktorech a tato závislost je signifikantně vyšší v testování bez zrakové kontroly.

Jsme si vědomi problematiky měření posturální stability v klidném stoji, na kterou upozorňuje především Vařeka (2002a). Motorický systém, analogicky i systém vzpřímeného držení těla, má velké substituční a kompenzační možnosti. Výpadek či oslabení funkce jeho jednotlivých částí se může projevit až při zvýšené zátěži, kdy dochází k dekompenzaci. To je důvodem možného zpochybnění validity vyšetření v klidném stoji pro stanovení kvality

posturální stability. Ve velké většině dochází k narušení rovnováhy při lokomoci. Na danou problematiku existuje řada rozdílných názorů, všechny se ale shodují na jednom základním aspektu. A to, že postura je sice základní podmínkou pohybu, ale naopak pohyb má zásadní vliv na posturu, resp. posturální stabilitu (Vařeka, 2002a).

Protože jógové ásany jsou rovnovážnými polohami a uvědomělá výdrž v těchto polohách je balančním cvičením propojeným se statickým posilováním, předpokládali jsme pozitivní ovlivnění rovnováhy a parametrů posturální stability. Pozice programu powerjóga jsou prováděny ve statických polohách, proto jsme zvolili měření vybraných parametrů PS v klidném stoji.

## 7 ZÁVĚR

I když pohybový program powerjóga vznikl v 80. letech 20. století, byl v České republice prezentován až od roku 2001. Proto bylo velice obtížné zvolit design studie i následné porovnání výsledků s dalšími autory. Literatura se většinou zabývá vlivem a problematikou „klasického“ jógového stylu – hathajógy.

Je možné konstatovat, že provedený experiment nám umožnil zodpovědět dané hypotézy:

H1: Průměrná výchylka průmětu těžiště do horizontální roviny v pravolevém směru pro typy stoje: široký stoj, úzký stoj, stoj „flamingo“ se sníží alespoň pro jeden z typů stoje po absolvování IP.

Průměrná výchylka průmětu těžiště do horizontální roviny v pravolevém směru se snížila u testu pravolevá výchylka  $x$  u stoje „flamingo“ na L DK před a po intervenci pro experimentální skupinu ( $p = 0,024 < 0,05$ ,  $\omega^2 = 0,524$ ). Statisticky významný výsledek byl prokázán i u sledovaného parametru  $x$  pro post hoc test stoje „flamingo“ na L DK ( $p = 0,003 < 0,05$ ,  $\omega^2 = 0,652$ ) a u testu poměr pravolevých výchylek  $x_r$  u stoje širokého s otevřenými očima ( $p = 0,023 < 0,05$ ,  $\omega^2 = 0,247$ ). U ostatních testů rozdíly nebyly prokázány.

U kontrolní skupiny se rozdíly u sledovaného parametru neprokázaly ( $p > 0,05$ ,  $\omega^2 = 0$ ).

*Hypotézu přijímáme.*

H2: Průměrná výchylka průmětu těžiště do horizontální roviny v předozadním směru pro typy stoje: široký stoj, úzký stoj, stoj „flamingo“ se sníží alespoň pro jeden z typů stoje po absolvování IP.

Pro průměrnou výchylku průmětu těžiště do horizontální roviny v předozadním směru  $y$  nebyly po absolvování IP zjištěny statisticky významné rozdíly mezi hodnotami před a po intervenci jak pro experimentální tak pro kontrolní skupinu ani u jednoho z testovaných stojů ( $p > 0,05$ ,  $\omega^2 = 0$ ).

*Hypotézu zamítáme.*

H3: IP signifikantně ovlivní celkovou trajektorii průmětu těžiště do horizontální roviny alespoň u jednoho z typů stoje: široký stoj, úzký stoj, stoj „flamingo“.

Pro celkovou trajektorii průmětu těžiště do horizontální roviny  $ttw$  nebyly po absolvování IP zjištěny statisticky významné rozdíly mezi hodnotami před a po intervenci jak pro experimentální tak pro kontrolní skupinu ani u jednoho z testovaných stojů ( $p > 0,05$ ,  $\omega^2 = 0$ ).

*Hypotézu zamítáme.*

H4: Po absolvování IP dojde ke zmenšení hodnoty rozdílu absolutních výchylek mezi L DK a P DK ve stoji „flamingo“.

Pro hodnotu rozdílů absolutních výchylek mezi L DK a P DK  $LP_{dif}$  nebyly po absolvování IP zjištěny statisticky významné rozdíly mezi hodnotami před a po intervenci jak pro experimentální tak pro kontrolní skupinu ani u jednoho z vybraných parametrů PS ( $p > 0,05$ ,  $\omega^2 = 0$ ).

*Hypotézu zamítáme.*

I přesto, že se neprokázal vliv IP powerjógy na všechny vybrané parametry posturální stability a tím nebyly potvrzeny všechny hypotézy, považujeme vliv IP powerjógy na parametry  $x$  posturální stability za pozitivní. Můžeme konstatovat, že vztah IP a PS je oboustranně implikační, resp. optimální úroveň PS je nedílnou součástí techniky jógových cvičení.

Závěrem je nutné zdůraznit význam charakteru pohybového programu powerjógy pro systém vysokoškolské tělesné výchovy. Prostřednictvím moderního pohybového programu předpokládáme ovlivnění a kultivaci pohybového základu, pozitivní ovlivnění složek tělesné zdatnosti, odstranění svalových dysbalancí a psychickou relaxaci. Studie Riley (2012) potvrdila, že po absolvování kurzů powerjógy v rámci vysokoškolského sportu se jógová cvičení stávají nedílnou součástí životního stylu vysokoškolských absolventů. Proto i v našem případě předpokládáme celkovou úpravu nabídky předmětů vysokoškolské tělesné výchovy směrem, který podpoří motivaci a zájem studentů Přírodovědecké fakulty o tělesnou výchovu, sport a ovlivní jejich životní styl.

Sport a pohybové aktivity jsou v současné době nedílnou součástí moderního životního stylu. Kromě nesporného významu v oblasti zdraví jsou sportovně pohybové aktivity vhodnou příležitostí pro rozvíjení intersociálních kontaktů a vazeb. Je zřejmé, že tělesná výchova a sport jsou neodmyslitelnou součástí vysokoškolského života, avšak bez určité reformy pojetí výuky si předmět tělesná výchova nezíská své oprávněné místo ve studijních programech jednotlivých vysokých škol. Lze si jen přát, aby si toto stále připomínali nejen ti, kterých se to nejvíce týká a to jsou studenti, ale i učitelé, kteří jsou odpovědní za kvalitu procesu výuky a samozřejmě i ti, kteří rozhodují o vytváření odpovídajících podmínek pro rozvoj organizované tělesné výchovy na vysokých školách (Feitová & Novotná, 2010a).

Závěrem lze konstatovat, že práce má pro využití ve školní praxi implikace spíše teoretické než praktické. V tomto směru můžeme opět poukázat na jistou neprobádanost problematiky vztahu posturální stability a specifického stylu jógových cvičení – powerjógy. Věříme, že získané poznatky této studie poslouží dalším autorům a propagátorům jógových cvičení v České republice.

## 8 LITERATURA

1. Blahuš, P. (1996). *K systémovému pojetí statistických metod v metodologii empirického výzkumu chování*. Praha: Karolinum.
2. Blahuš, P. (2000). Statistická významnost proti vědecké průkaznosti výsledků výzkumu. *Česká kinantropologie*, 4 (2). Praha: UK v Praze, FTVS. 53–72.
3. Blaszczyk, J., Lowe, D. & Hansen, P. (1994). Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait Posture*, 2 (1). 11–17.
4. Černá, L. (2010). *Vliv vybraných somatických a motorických ukazatelů na stabilitu stoje u dětí mladšího školního věku*. Disertační práce. Praha: FTVS UK.
5. Derave, W., Tombeux, N., Cottyn, J., Pannier, J. L. & Declercq, D. (2002). Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. *International Journal of Sport Medicine* 23 (1). 44–49.
6. Dietz, V., Quintern, J. & Sillem, M. (1987). Stumbling reactions in man: significance of proprioceptive and pre-programmed mechanisms. *Journal of Physiology*, 386. 149–163.
7. Dorman J., Fernie, G. R. & Holliday, P. J. (1978). Visual input: its importance in the control of postural sway. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 59 (12). 586–591.
8. Feitová, K. & Novotná, V. (2010a). Intervenční program poweryogy ve výuce tělesné výchovy na Přírodovědecké fakultě. *Studia Kinanthropologica* (11). 120–124. ISSN-1213-2101.
9. Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, 35. 107–111.
10. Jahn, K., Strupp, M., Krafczyk, S., Schuler, O., Glasauer, S. & Brandt, T. (2002). Suppression of eye movements improves balance. *Brain Research*, 125. 2005–2011.
11. Kapteyn, T. S., Bles, W., Njiokiktjien, Ch. J., Kodde, L., Massen, C. H. & Mol, J. M. F. (1983). Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie*, 24 (7). 321–326.

12. Krejčí, M. (1995). *Jóga v praxi pedagoga*. České Budějovice: PF JU.
13. Le Clair, K. & Riach, C. (1992). Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clinical Biomechanics*, 11. 176–178.
14. Lehmann, J. F., Boswell, S. & Price, R. (1990). Quantitative evaluation of sway as an indicator of functional balance in post-traumatic brain injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71. 955–962.
15. Malá, L. (2005). *Vplyv zdravotnej telesnej výchovy na stabilitu v stojí zdravotne oslabených jedincov*. Rigorózní práce. Prešov: FŠ PUP.
16. Malathi, A. & Damodaran, A. (1999). Stress due to exams in medical students – role of yoga. *Indian Journal of Physiological Pharmacology*, 43. 218–224.
17. Norberg, U. (2007). *Power Yoga*. New York: Skyhorse Publishing, Inc. ISBN 1-60239-037-1.
18. Önell, A. (2000). The vertical ground reaction force for analysis of balance? *Gait Posture*, 8 (12). 7–13.
19. Riach, C. L. & Starkes, J. L. (1993). Stability limits of quiet standing postural control in children and adults. *Gait & Posture*, 1. 105–111.
20. Riach, C. L. & Starkes, J. L. (1994). Velocity of centre of pressure excursions as an indicator of postural control systems in children. *Gait & Posture*, 2. 167–172.
21. Riley, K., Park, C., Marks, M & Braun, T. (2012). Characteristics of yoga practice in undergraduate student sample. *Complementary and Alternative Medicine* (12). *International Research Congress on Integrative Medicine and Health*. Portland, Oregon, USA.
22. Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. H. (2001). *Motor control. Theory and Practical Application*. Lippincott: Williams & Wilkins. ISBN 068330643X.
23. Schenkman, M. & Butler, R., B. (1992). Automatic postural tone in posture, movement, and function. *Forum on physical therapy issues related to cerebrovascular accidents*. Alexandria, VA: APTA. 16–21.
24. Simoneau, G. G., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A. & Cavanagh, P. R. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait & Posture* 3 (3). 115–123.



25. Simoneau, G. G., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A. & Cavanagh, P. R. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait & Posture* 3 (3). 115–123.
26. Thomas, J. R. & Nelson, J. K. (1996). *Research methods in physical activity*. Champaign: Human Kinetics. ISBN 0-7360-4419-1.
27. Trojan, S., Druga, S. & Pfeiffer, J. (1990). *Centrální mechanismy řízení motoriky*. Praha: Avicenum.
28. Vařeka, I. & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3. 84–85.
29. Vařeka, I. & Dvořák, R. (2001). Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8 (1). 33–37.
30. Vařeka, I. (2000). Vojtova reflexní lokomoce a vývojová kineziologie. *Rehabilitácia*, 7 (4), 196–200.
31. Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita. Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4. 115–121.
32. Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita. Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4. 122–129.
33. Vařeka, I., Pudilová, P., Elfmark, M., Janura, M. & Janečka, Z. (2001). The comparison of the postural stability in the sighted and the blind. *Proceedings of the 6th Annual Congress of the European College of Sport Sciences and 15th Congress of the German Society of Sport Science*. Köln am Rhein. 594.
34. Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada
35. Wolf, D. R., Rose, J., Jones, V. K., Bloch, D. A., Oehlert, J. W. & Gamble, J. G. (1998). Postural balance measurements for children and adolescents. *Journal of Orthopaedic Research*, 16. 271–275.
36. Wolsley, C. J., Buckwell, D., Sakellari, V. & Bronstein, A. M. (1996). The effect of eye/head deviation and visual conflict on visually evoked postural responses. *Brain Research Bulletin*, 40. 437–442.