

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ TRAJEKTORIE PŮSOBIŠTĚ REAKČNÍ SÍLY PŘI CHŮZI BALETNÍCH TANEČNÍKŮ

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Eliška Střesková, obor fyzioterapie
Vedoucí práce: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2016

Jméno a příjmení autora: Eliška Střesková

Název diplomové práce: Hodnocení trajektorie působení reakční síly při chůzi baletních tanečnicků

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Rok obhajoby diplomové práce: 2016

Abstrakt: Cílem práce bylo porovnat průběh trajektorie působení reakční síly (COP) u profesionálních baletních tanečnicků a běžné populace v průběhu stejné fáze krokového cyklu. Experimentální skupinu tvořilo 38 profesionálních tanečnicků a tanečnic baletního souboru Národního divadla v Brně (průměrný věk $25,2 \pm 5$ let; průměrná výška $168,7 \pm 7,4$ cm; průměrná hmotnost $57,2 \pm 10,7$ kg). Kontrolní skupina se skládala z 31 zdravých jedinců (průměrný věk $23,7 \pm 2,2$ let; průměrná výška $172,5 \pm 10$ cm; průměrná hmotnost $67,3 \pm 12$ kg). Průběh trajektorie COP byl měřen pomocí plantografické plošiny Footscan®. Statisticky významný rozdíl při porovnání skupiny baletních tanečnicků s kontrolní skupinou byl zaznamenán pouze u žen. Směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v mediolaterálním ($p = 0,036$) i v anteroposteriorním ($p = 0,001$) směru byla u tanečnic významně větší. Maximální mediální výchylka a velikost celkové výchylky COP od osy chodidla nabývaly u tanečnic významně nižších hodnot než u tanečnicků ($p = 0,006$). Směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru ($p = 0,010$), rychlost této výchylky ($p = 0,001$), podobně jako rychlost celkové výchylky COP ($p = 0,001$) vykazovaly u tanečnic významně větší hodnoty než u tanečnicků. Výsledky této práce mohou pomoci doplnit dosud chybějící informace týkající se problematiky posturální stability v dynamických situacích a pochopit vliv profesionálně prováděného baletního tance na biomechaniku nohy během chůze.

Klíčová slova: balet, chůze, chodidlo, působení reakční síly, posturální stabilita

Diplomová práce byla zpracována v rámci projektu “Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečnicků“ (interní grant Fakulty tělesné kultury č.: FTK_2012: 031)

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Name and Surname of the Author: Eliška Střesková

Title of the Diploma Thesis: The assessment of the trajectory of centres of pressure during the ballet dancers' walk

Workplace: Department of Natural Sciences in Kinantropology

Supervisor of the Thesis: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Year of Defence of the Thesis: 2016

Abstract: The aim of the dissertation was to compare the trajectories of centres of pressure (COP) in the professional ballet dancers and the general public during the standing phase of a cycle of steps. The experimental group consisted of 38 professional dancers from the ballet company of the National Theatre in Brno (average age 25.2 ± 5 years; average height 168.7 ± 7.4 cm; average weight 57.2 ± 10.7 kg). The control group consisted of 31 healthy individuals (average age 23.7 ± 2.2 years; average height 172.5 ± 10 cm; average weight 67.3 ± 12 kg). The trajectory course of COPs was measured using a Footscan® plantographic platform. A statistically-significant difference in comparing the groups of ballet dancers with the control group was noticed only in women. The conclusive deviation in the COP misalignment from the foot axis in both the mediolateral ($p = 0.036$) and the anteroposterior ($p = 0.001$) directions was significantly higher in female dancers. The maximum medial misalignment and the size of the total COP misalignment from the foot axis were significantly lower in female dancers than male dancers ($p = 0.006$). The conclusive deviation in the COP misalignment from the foot axis in the anteroposterior direction ($p = 0.010$), the speed of this misalignment ($p = 0.001$) similarly as the speed of the total COP misalignment ($p = 0.001$) were significantly higher in female dancers than in male dancers. The results of this dissertation may help supply missing information regarding the issue of postural stability in dynamic situations and to understand the effects of professional ballet dance on foot biomechanics during walking.

Keywords: ballet, gait, foot, centre of pressure, postural stability

This work has been developed within the frame of the project “Biomechanical analysis of professional ballet dancers' foot load during gait” (internal grant of the Faculty of Physical Culture FTK_2012: 031)

I agree with lending of this work within library services.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr., uvedla všechny použité literární zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Plzni dne 28. 3. 2016

.....

Ráda bych poděkovala všem, kteří přispěli ke vzniku této diplomové práce. Děkuji Prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za jeho odborné vedení, trpělivost, vstřícný přístup a cenné rady, které mi poskytl při zpracovávání této práce. Dále děkuji Mgr. Markétě Procházkové za pomoc při realizaci výzkumné části diplomové práce. Mé díky patří rovněž Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc při statistickém zpracování dat a výsledků diplomové práce. Děkuji Mgr. Olze Kyndlové za cenné informace a sdělené zkušenosti z oboru klasického baletu. Děkuji také svým nejbližším, kteří mne po celou dobu velmi trpělivě podporovali.

OBSAH

1 ÚVOD	10
2 SOUHRN POZNATKŮ	11
2.1 Chůze	11
2.1.1 Řízení chůze	12
2.1.2 Krokový cyklus	13
2.1.2.1 Stojná fáze	14
2.1.2.2 Švihová fáze	19
2.1.2.3 Kontakt chodidla s podložkou	19
2.2 Balet	21
2.2.1 Baletní tréninková jednotka	22
2.2.2 Taneční držení těla	23
2.2.3 Chůze baletních tanečníků	23
2.2.4 Základní pozice dolních končetin v baletu	24
2.2.5 Balet a kineziologické aspekty muskuloskeletálního systému	26
2.2.5.1 Kineziologie pánve baletních tanečníků	26
2.2.5.2 Kineziologie kyčelního kloubu baletních tanečníků	27
2.2.5.3 Kineziologie kolenního kloubu baletních tanečníků	29
2.2.5.4 Kineziologie hlezenního kloubu baletních tanečníků	30
2.2.6 Typická poranění v oblasti dolních končetin baletních tanečníků	31
2.2.6.1 Typická poranění v oblasti kloubu kyčelního	32
2.2.6.2 Typická poranění v oblasti kloubu kolenního	33
2.2.6.3 Typická poranění v oblasti nohy	34
2.3 Posturální stabilita v dynamických situacích	35
2.3.1 Reakční síla podložky	37
2.3.2 Působíště vektoru reakční síly podložky (COP)	38
2.3.3 Dynamická plantografie	41
3 CÍLE A HYPOTÉZY	42
3.1 Cíle	42
3.2 Vědecké otázky a hypotézy	42
4 METODIKA	44
4.1 Výzkumný soubor	44
4.2 Technické zařízení použité při měření	44

4.3 Průběh měření a způsob zpracování dat	45
4.4 Statistické zpracování dat	45
5 VÝSLEDKY	47
5.1 Ověření hypotézy H_{01}	48
5.2 Ověření hypotézy H_{02}	49
5.3 Ověření hypotézy H_{03}	51
5.4 Ověření hypotézy H_{04}	53
5.5 Ověření hypotézy H_{05}	54
5.6 Ověření hypotézy H_{06}	54
6 DISKUZE	57
7 ZÁVĚR	64
8 SOUHRN	65
9 SUMMARY	66
10 SEZNAM LITERATURY	67
11 PŘÍLOHY	77

SEZNAM VYBRANÝCH ZKRATEK

ANOVA	dvoufaktorová analýza rozptylu
CNS	centrální nervový systém
COP	centre of pressure
Lat	maximální laterální výchylka COP od osy chodidla
Med	maximální mediální výchylka COP od osy chodidla
p	hladina statistické významnosti
SD	směrodatná odchylka
SD X	směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla ve směru mediolaterálním
SD Y	směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla ve směru anteroposteriorním
V	celková rychlost COP
V _X	rychlost výchylky COP v mediolaterálním směru
V _Y	rychlost výchylky COP v anteroposteriorním směru

1 ÚVOD

Balet je jednou z fyzicky i psychicky nejnáročnějších forem tance, kterou tanečníci začínají studovat již v útlém věku. Na pohybový systém profesionálních baletních tanečníků jsou kladeny extrémní nároky v rámci svalové síly, rozsahů pohybu a posturální stabilizace. Při provádění baletních pozic musí tanečníci udržet balančně náročné situace a dokonale zvládnout práci s těžištěm těla. Většina pozic je prováděna na špičkách prstů, kdy musí tanečníci balancovat nad velice malou opěrnou bází. Dalo by se tedy říci, že baletní tanečníci tímto způsobem neustále trénují své balanční dovednosti a zlepšují svou posturální stabilitu. Bolestivé stavy, častá zranění a neustálé přetěžování organismu baletních tanečníků posturální stabilitu naopak negativně ovlivňují. Současně významně zkracují taneční kariéru, která většinou končí přibližně již ve 30 letech. Preventivní opatření a rehabilitace u profesionálních baletních tanečníků, které lze považovat za vrcholové sportovce, je často opomíjena nebo není ideálně nastavena pro jejich potřeby.

Analýzou chůze se v dnešní době zabývají fyzioterapeuti, lékaři, kinantropologové, sportovní trenéři, kineziologové a jiní výzkumní pracovníci z celého světa, neboť právě chůze je nejběžnější pohybovou aktivitou standardního vzorku populace. Z tohoto důvodu také často odráží aktuální stav pohybového aparátu.

Výsledky a závěry naší práce by měly pomoci doplnit dosud chybějící informace týkající se problematiky posturální stability v dynamických situacích a problematiky zabývající se způsobem zatěžování nohou profesionálních baletních tanečníků během stojné fáze krokového cyklu.

2 SOUHRN POZNATKŮ

2.1 Chůze

Definice chůze se v literatuře vyskytuje nespočet, obecně je však popisována jako přesun organismu z místa na místo (Perry & Burnfield, 2010).

Véle (2006) definuje chůzi jako nejběžnější způsob lokomoce. „Chůze je základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince. Jedná se o komplexní pohybovou funkci, ve které se mohou projevit poruchy pohybového aparátu nebo nervové soustavy (Kolář et al., 2009).“

V každodenním životě člověka představuje chůze komplexní a bazální pohybovou aktivitu (Perry & Burnfield, 2010; Véle, 2006; Zvonař, Korvas & Cvečka, 2014). Zvonař et al. (2014) popisují chůzi člověka také jako velice individuální motorický projev, který je ovlivněn četnými faktory, mezi které řadí zdravotní stav, věk, terén, zátěž, rychlost atp. Při tomto způsobu lokomoce, který se do dnešní podoby vyvíjel miliony let, je díky opakujícímu se pohybu dolních končetin realizován přesun jedince vpřed. Dolní končetiny mají rovněž podíl na zajišťování stability těla. Perry & Burnfield (2010) popisují chůzi jako současný cyklický pohyb končetin společně s tělem směrem vpřed, při němž je udržována stabilita. Kirtley (2006) zmiňuje, že noha iniciuje každý krok jako flexibilní struktura zajišťující pružnost planty při kontaktu s podložkou. Je tak schopna okamžité adaptace v reakci na tvar podložky a navíc je schopna rychlé transformace ve strukturu rigidní, která je při chůzi využita k přenosu hmotnosti a k balančním mechanismům.

I když to na první pohled není zjevné, je chůze velice složitý, komplexní, cyklický se opakující pohyb celého organismu, který probíhá dle přesného timingu (Dvořák, 2003; Kolář, 2009; Véle, 2006). Gross, Fetto a Rosen (2005) ji za standardních podmínek popisují jako energeticky velmi ekonomický dopředný pohyb a zdůrazňují, že i při nepatrné výchylice od tohoto energetického minima, bychom měli usuzovat na její nefyziologický stereotyp.

Při napřímeném držení těla se jedinec během chůze pohybuje pomocí opory, na jejímž vzniku se v pravidelných intervalech střídavě podílí obě dolní končetiny. Průběh tohoto stereotypu je uskutečňován ve zkříženém vzoru, přičemž jedna ploska je vždy v kontaktu s podložkou (Perry & Brunfield, 2010; Rose & Gamble, 1994).

2.1.1. Řízení chůze

Řízení motoriky obecně je možné popsat jako organizovanou činnost pohybové soustavy s úmyslem dosáhnout konkrétního cíle (Véle, 2006). Pohyb jedince řídí centrální nervový systém (CNS), který vysílá eferentně příkazy prostřednictvím nervů až na periferii k výkonným orgánům, které v případě pohybové soustavy představují svaly (Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2005). Mareš (2005) uvádí, že co se řízení volných pohybů týče, stále ještě jsou naše vědomosti nedostatečné, existuje nicméně určité obecné schéma popisující řízení motoriky. Lidská chůze bývá označována za naučený zautomatizovaný pohybový vzorec, nejčastěji spadající pod vliv spinálních a subkortikálních etází CNS. Při jejím řízení se ovšem může zapojovat také etáž kortikální, díky čemuž lze chůzi volně korigovat a řídit.

Z tohoto důvodu je normální chůze závislá na integrované činnosti složitějšího řídicího mechanismu, který je tvořen řadou regulačních okruhů. Na jejich správné funkci se podílí prodloužená mícha, mozkový kmen, mozeček, bazální ganglia, talamus a motorická oblast kůry mozkové. Zpětnovazební informace přicházejí do centra v podstatě ze všech proprioceptorů a exteroceptorů pohybové soustavy (Kolář et al., 2009).

Chůze je tedy velmi komplikovaný motorický projev, který vyžaduje kvalitní koordinaci svalů, trupu a končetin. Je pro ni typická rytmická střídající se činnost flexorových a extenzorových svalových skupin končetin (Mackay-Lyons, 2002). Dle starších teorií motorického řízení je realizace těchto rytmických pohybů výsledkem cyklicky se opakujícího koloběhu mezi ději reflexními a mezi aktivitou center spinální míchy, přičemž klíčovou roli zde sehrávají také proprioceptory (především svalová vřetenka). Jestliže je tato aferentní signalizace vyřazena, je normální motorický proces značně změněn a opožděn (Kralíček, 2004).

Kralíček (2004) však podotýká, že poznatky dnešní doby nasvědčují tomu, že tato cyklická koordinovaná antagonistická činnost nutná pro lokomoci je možná rovněž bez zpětnovazebných informací z periferie. Jedna ze současných neurofyziologických teorií řízení motoriky vychází z existence tzv. generátorů vzorů pohybů umístěných v oblasti spinální míchy a to pro každou končetinu zvlášť. Tzv. mesencefalická lokomoční oblast retikulární formace na úrovni středního mozku vysílá do míchy aktivační signály. Úkolem aference je zde pravděpodobně reflexní upravování motorických vzorců produkovaných generátory tak, aby byl konečný lokomoční projev přizpůsoben terénu, na němž je vykonáván.

Véle (2006) zmiňuje, že každý pohyb probíhá při multisenzorické kontrole, na jejíž činnosti se podílí zrak, vestibulární aparát, propriocepce i exterocepce. Shumway-Cook

a Woollacott (2007) uvádějí, že teorie řízení motoriky z předešlých let včetně tzv. reflexní teorie nebo teorie hierarchicky uspořádaného neuronálního modelu řízení motoriky jsou postupem času vylepšovány a současně nahrazovány teoriemi novými. K těmto teoriím je řazena např. právě teorie centrálních pohybových vzorů, dále také systémový model řízení motoriky a další. V dnešní době je již jasné, že motorika není jen výsledek určitých motorických vzorců nebo reflexů. Jedná se o dynamickou spolupráci kognitivních funkcí, percepce a výkonných systémů.

Vařeka a Vařeková (2009) po předchozím shrnutí různých teorií motorického řízení z vlastního pohledu dospívají k názoru, že organismus není geneticky vybaven žádnými motorickými vzory. Je v něm pouze zakódován hrubý nárys struktury a hlavně dovednost učit se, tudíž dovednost tvořit funkční spoje počínaje momentem vzniku příslušných struktur.

2.1.2 Krokový cyklus

Cyklicky se opakující základní jednotka chůze se nazývá krokový cyklus, někdy je také uváděn pojem dvojkrok, chůzový cyklus nebo cyklus chůze. Krokový cyklus se skládá ze dvou základních fází, a to fáze stojné (opěrné) a fáze švihové (kročné) (Gross et al., 2005; Vaughan, Davis & O'Connor, 1992; Whittle, 2007). Krokový cyklus zpravidla zahajuje a následně také uzavírá kontakt stejnostranné paty s podložkou (Perry & Burnfield, 2010).

Při rychlosti $5 \text{ km} \cdot \text{hod}^{-1}$, tvoří opěrná fáze zhruba 62 % a fáze švihová 38 % cyklu. Stojná fáze se dále dělí na fázi jednooporovou a dvě fáze dvouoporové (Gross et al., 2005; Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

Při fázi jednooporové dochází k přenesení celé hmotnosti jedince na jednu dolní končetinu. Stěžejní je přitom zajištění stability kyčelního kloubu v sagitální i frontální rovině. Při dvouoporové fázi jsou obě nohy v kontaktu s podložkou (Götz-Neumann, 2011; Pasparakis & Darras, 2009; Perry & Burnfield, 2010; Věle, 2006; Whittle, 2007).

S nárůstem rychlosti chůze se prodlužuje fáze švihová a současně se zkracuje fáze stojná. Dvouoporová fáze kompletně mizí při běhu, kdy stojná fáze čítá již jen 50 % doby trvání cyklu. Objevuje se navíc tzv. letová fáze, při níž vůbec nedochází ke kontaktu nohy s podložkou (Kirtley, 2006; Whittle, 2007).

Autoři odborných publikací označují jednotlivé části krokového cyklu různě. Nejčastěji bývá používáno rozdělení podle Perry (1992):

Stojná fáze:

1. initial contact – počáteční kontakt, 0-2 %
2. loading response – stádium zatěžování, 0-10 %
3. mid stance – mezistoj, 10-30 %
4. terminal stance – konečný stoj, 30-50 %
5. pre-swing – předšvih, 50-60 %

Švihová fáze:

6. initial swing – počáteční švih, 62-75 %
7. mid swing – mezišvih, 75-85 %
8. terminal swing – konečný švih, 85-100 %

Vaughan, Davis a O'Connor (1992) uvádí při popisu krokového cyklu rozdělení:

Stojná fáze:

1. heel strike – „úder“ paty – počáteční dotyk paty s podložkou
2. foot flat – plný kontakt a zatížení celé nohy
3. midstance – mezistoj – střední stojná fáze
4. heel off – „odlepení“ paty – konečná fáze stoje
5. toe off – odraz palce

Švihová fáze:

6. acceleration – zrychlení – počáteční fáze švihu
7. midswing – mezišvih – střední švihová fáze
8. deceleration – zpomalení – konečná fáze švihu

2.1.2.1 Stojná fáze

Stojná fáze začíná počátečním kontaktem dolní končetiny, která se postupně stává končetinou opěrnou. Kontakt s podložkou se postupně šíří z paty po plosce směrem vpřed, dochází přitom k odvinutí paty při plantární flexi nohy, přičemž se funkce dolní končetiny mění z opěrné na odrazovou. Klenba nohy přitom dynamicky „uchopuje terén“ podložky, čímž je zajištěna pevná opora nutná pro působení reakční síly. Jako poslední se od podložky odvíjí palec a fáze stojná tak přechází ve švihovou (Götz-Neumann, 2011; Věle, 2006).

Stojná fáze krokového cyklu je z hlediska tématu, kterým se tato diplomová práce zabývá, stěžejní, proto budou v následující podkapitole rozebrána její jednotlivá stadia podrobněji.

Počáteční kontakt (Initial contact)

Krokový cyklus začíná v okamžiku, kdy dojde ke krátkodobému kontaktu paty s podložkou, toto stadium je proto také často označováno jako dopad paty (heel strike) (Whittle, 2007). Z paty se tímto stává střed otáčení, kolem něhož se pohybuje tibie společně s ostatními segmenty chodidla. Díky vytvořenému kontaktnímu bodu a nastavení zbytku chodidla může dojít k tzv. „zhoupnutí (heel rocker)“. Posteriočním okrajem kalkaneu, přes který se zhoupnutí odehrává, prochází vektor reakční síly podložky a síla setrvačná přitlačuje chodidlo k podložce (Perry, 1992). Gage (2009) uvádí, že vektor reakční síly podložky míří posteriorně za hlezem a kolenem směrem ke kyčli.

Při dopadu paty je absorbován náraz, důležitá je také akceptace hmotnosti těla. V tomto stadiu ještě nedochází k přenosu hmotnosti, nicméně nastavení jednotlivých segmentů celé končetiny je zásadní pro následné stadium postupného zatěžování (Adams & Perry, 2006; Perry, 1992).

Z kinematického hlediska rotuje pánev na straně švihové končetiny v transverzální rovině o 5° dopředu, kyčel je pro umožnění následného pohybu vpřed optimálně ve 20° flexi. Holenní kost je vůči kosti stehenní v lehké zevní rotaci, čímž je zajištěno uzamčení kolene. Takto extendované koleno vykazuje stabilitu nezbytnou pro následné zatížení. Hlezo a celé akrum dolní končetiny je v tomto stadiu v neutrální pozici, poté následuje pohyb do plantární flexe (Perry & Burnfield, 2010).

Svaly v této fázi zajišťují plynulost pohybu, stabilizaci kloubů a kontrolu setrvačnosti segmentů těla. Do akce vstupuje hlavně m. gluteus maximus, který koriguje flekční moment těla, jež je produkován reakčními silami podložky. Také ischiokrurální svalstvo reguluje flekční moment těla a kyčle a navíc excentricky brzdí rychlou extenzi kolene. M. tibialis anterior je zodpovědný za iniciaci fáze „zhoupnutí paty“ (Gage, 1991).

Stádium postupného zatěžování (Loading response)

Po iniciálním kontaktu nohy s podložkou nastává stadium postupného zatěžování, které trvá do okamžiku zahájení švihové fáze na kontralaterální dolní končetině. V tomto stadiu dochází k postupnému zatížení celého chodidla, přenosu hmotnosti těla na stojnou dolní končetinu, a to za plynulého pohybu směrem vpřed. Dále dochází k absorpci sil, které vznikají při kontaktu chodidla s podložkou (Adams & Perry, 2006; Perry, 1992).

Energie vzniklá při kontaktu chodidla s podložkou je absorbována excentrickou svalovou prací flexorů a extenzorů kolene. Postupné zatěžování jde od laterální hrany

chodidla mediálně k metatarzům, dokud nejsou všechny v kontaktu s podložkou (Kirtley, 2006).

Z kinematického hlediska rotuje pánev na straně švihové končetiny o 5° dopředu, kyčelní kloub je při postupném zatěžování ve flexi 20° a dostává se do 10° addukce, kolenní kloub zvětšuje flexi z 5° na 15°. Tato flexe je stěžejní pro absorpci výše zmíněných sil, tlumení nárazu a udržení stability (Perry, 1992; Perry & Burnfield, 2010).

V hlezenním koubu dochází k plantární flexi, která je kontrolována excentrickou aktivitou dorzálních flexorů. Subtalární kloub přechází ze supinačního postavení do pronačního. Toto postavení zapříčiňuje vznik tzv. pantového mechanismu, což v praxi znamená, že dochází k addukci talu a vnitřní rotaci bérce. Subtalární pronace a relativní tranzverzotarzální supinace minimalizuje stabilitu tranzverzotarzálního kloubu a umožňuje chodidlu adaptovat se na tvar podložky (Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007).

Svaly stejně jako ve stadiu iniciálního kontaktu zajišťují svou kontrakcí plynulý pohyb vpřed, stabilizaci kloubů a navíc excentricky brzdí setrvačnost těla. Koncentrická práce ischiokrurálního svalstva zajišťuje odemčení kolenního kloubu. M. tibialis anterior zpomaluje pohyb chodidla a současně táhne tibií směrem vpřed, čímž napomáhá k flexi kolene. Absorpce sil vznikajících při nárazu nohy na podložku, je zajištěna excentrickou prací m. quadriceps femoris, který zpomaluje flexi kolenního kloubu. Koncentrická aktivita m. gluteus maximus urychluje pohyb trupu směrem vpřed. M. gluteus medius excentrickou prací stabilizuje pánev v rovině frontální, a tím zabraňuje jejímu poklesu na kontralaterální straně. Vnitřní rotace pánve na straně stejné končetiny je uskutečňována převážně aktivitou m. adductor magnus. Stabilizaci osového orgánu zajišťuje práce autochtonní muskulatury (Gage, 1991).

Mezistoj, střední stoj (Mid stance)

Stadium středního stoje se v průběhu krokového cyklu vyskytuje v časovém rozmezí mezi odrazem kontralaterálního palce a odvalením stejnostranné paty. Pro fyziologický průběh tohoto stadia hraje důležitou roli dorsální flexe v hleznu (ankle rocker). Díky tomuto mechanismu může být zátěž přenesena přes zafixované chodidlo (Adams & Perry, 2006). V období mezistoje prochází vektor reakční síly podložky před hlezenním kloubem (Perry, 1992).

V rámci kinematických aspektů tohoto stadia uvádějí Perry a Burnfield (2010), že pánev na straně stejné dolní končetiny rotuje posteriorně do neutrální pozice. Kyčel je při středním stoji extendována z 20° flexe zpět do neutrální pozice. Koleno přechází

prostřednictvím koncentrické kontrakce m. quadriceps femoris z 15° flexe do flexe přibližně 5°. Tato extenze je dle Vařeky a Vařekové (2009) spojena se zevní rotací bérce s abdukci talu (pantový mechanismus). Perry a Burnfield (2010) dále uvádějí, že v hleznu dochází k přechodu do dorziflexe, která dosahuje 5°. Přitom předonoží i pata stále setrvávají v kontaktu s podložkou.

V kloubu subtalárním dochází vlivem částečného přesunu zátěže na předonoží a vlivem částečného zdvihu paty k přechodu do supinace. Supinaci také napomáhá vznik tzv. kladkového mechanismu, který vyvolává zvýšené napětí plantární aponeurózy na mediální straně. Kalkaneokuboidní skloubení se vlivem supinace v kloubu subtalárním uzamyká a zpevňuje, maximálně stabilní je také tranzverzotarzální kloub, a to díky relativní pronaci, k níž zde vlivem anatomického uspořádání dochází. Z nohy tak vzniká pevná páka důležitá pro efektivní tah m. triceps surae, jež je realizátorem odrazu (Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007).

Kirtley (2006) poukazuje na značnou aktivitu extenzorů kyčle během mezistojce. Autor zdůrazňuje důležitost práce abduktorů kyčelního kloubu, jež brání poklesu pánve na kontralaterální straně.

Gage (1991) dodává, že funkce svalů tkví v realizaci plynulého přesunu hmotnosti přes relativně zafixované chodidlo, současně také v kontrole působení tíhové síly vzhledem ke kyčli a kolenu. Dorzální flexi hlezna excentricky brzdí m. soleus, čímž také stabilizuje tibii v průběhu fáze druhého „zhoupnutí“. Stupeň dorzální flexe je kontrolován všemi částmi m. triceps surae a další perimaleolární muskulaturou. Kolenní kloub je stabilizován koncentrickou prací m. quadriceps femoris, který ustává v činnosti v okamžiku přesunu vektoru reakční síly podložky před kolenní kloub. Když se vektor reakční síly dostane dorsálně za střed otáčení v kyčelním kloubu, ustává v činnosti také m. gluteus maximus. M. gluteus medius trvale zajišťuje laterolaterální stabilitu pánve (Gage, 1991).

Konečný stoj (Terminal stance)

Konečný stoj je zahájen odlepením paty stojné končetiny a ukončen kontaktem druhostranné paty s podložkou (Ciannini, 1994). Dochází k posunu hmotnosti vpřed, vektor reakční síly podložky se posouvá dopředu k metatarzálním hlavičkám. Přední částí nohy je proložena osa otáčení stojné končetiny (Adams & Perry, 2006).

Z hlediska kinematiky dochází k přesunu hmotnosti a těžiště těla směrem vpřed, až před zafixované stojné chodidlo. Trup se tak dostává před opěrnou plochu, čímž je pasivně extendován kyčelní i kolenní kloub a v kloubu hlezenním se zvětšuje dorzální flexe (Adams

& Perry, 2006). Pánev se v průběhu konečného stoje nachází v antevertzi a 5° posteriorní rotaci. Kyčelní kloub je během tohoto stadia asi ve 20° extenzi, kloub kolenní je v neutrální pozici či flexi 5° a kloub hlezenní se dostává do 10° plantární flexe. Tato pozice umožňuje nastavení adekvátní délky kroku (Perry, 1992).

Proti narůstajícímu dorziflekčnímu pohybu se stupňuje brzdící činnost plantárních flexorů hlezna (*m. soleus*, později také *m. gastrocnemius* a *m. flexor hallucis longus*). Moment síly těchto svalů narůstá natolik, že je pohyb do dorzální flexe zastaven, přičemž lze pozorovat třetí zhoupnutí krokového cyklu, a to v oblasti metatarzálních hlaviček – tzv. forefoot rocker (Adams & Perry, 2006). Vařeka a Vařeková (2009) uvádějí, že v rámci aktivního odrazu dochází v hleznu, především prací *m. triceps surae*, k aktivnímu pohybu do plantární flexe. Kloub subtalární setrvává i nadále v supinaci. Z nohy se v tomto stadiu stává pevná páka důležitá pro odraz.

Činností svalů je v tomto stadiu zajištěno adekvátní zrychlení a délka kroku. *M. soleus* omezuje dorzální flexi hlezna. *M. gastrocnemius* vyvíjí sílu nutnou k posunu dolní končetiny a k odemknutí kolenního kloubu. *M. triceps surae* zabezpečuje více než 80 % síly nutné pro akceleraci chůze. Vyváženému postavení nohy napomáhá činnost peroneálních svalů, které táhnou nohu proti silným supinujícím plantárním flexorům do pronace (Gage, 1991).

Předšvihová fáze (Pre-swing)

Toto stadium, které zakončuje stojnou fázi, zahajuje kontakt chodidla kontralaterální dolní končetiny s podložkou a ukončuje ho odval palce. Cílem tohoto stadia je příprava dolní končetiny na švih a akcelerace dopředného pohybu. Hmotnost těla je přenášena nad druhostrannou dolní končetinu (Ciannini, 1994; Perry, 1992; Perry & Burnfield, 2010).

Z pohledu kinematiky nastupuje v kloubu kyčelním po dosažení maximální extenze velmi rychlý pohyb do flexe. V kloubu kolenním pokračuje i nadále flexe. Také hlezno stále pokračuje do plantární flexe, spolu se supinací v kloubu subtalárním a relativní pronací v kloubu transverzotarzálním (Vařeka & Vařeková, 2009).

Práce svalů ukončuje stojnou fázi dolní končetiny a připravuje ji na fázi švihovou. *M. gastrocnemius* zodpovídá za odemčení kolenního kloubu. *M. rectus femoris*, jako sval dvoukloubový, působí na kloub kolenní excentricky, čímž brzdí setrvačnost bérce, a dále koncentricky na kloub kyčelní, čímž je v tomto kloubu dosaženo větší flexe. Kloub hlezenní přechází do maximální plantární flexe (Gage, 1991).

2.1.2.2 Švihová fáze

Švihová fáze je zahájena odrazem palce a zakončena následujícím iniciálním kontaktem stejnostranného chodidla (Whittle, 2007). Pohyb švihové dolní končetiny přitom připomíná pohyb kyvadla. Po prvotní akceleraci pohybu a přenesení těžiště těla směrem před opěrnou bázi musí dojít v závěru této fáze k deceleraci (Ciannini, 1994; Gage, 1991).

Součástí této fáze je, jak již bylo uvedeno dříve, počáteční švih, mezišvih a konečný švih, přičemž zde hraje významnou roli „nadzvednutí“ dolní končetiny nad podložku (Perry & Burnfield, 2010).

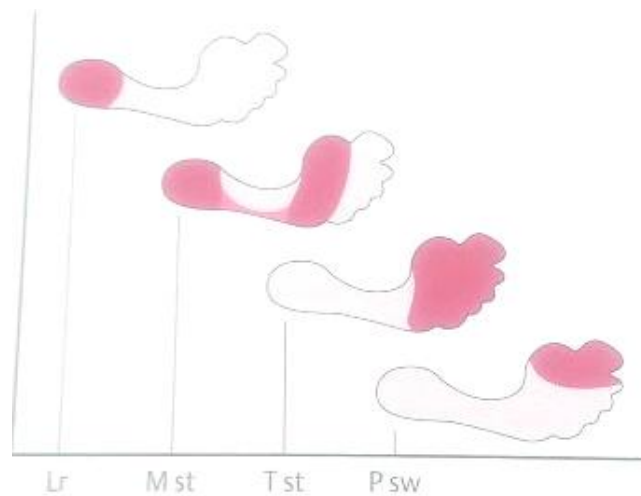
Vařeka a Vařeková (2009) uvádějí, že ve švihové fázi se prvotní zevní rotace stehenní kosti a pánve švihové dolní končetiny mění na vnitřní v okamžiku, kdy začne druhostranná polovina pánve a stehenní kost opěrné končetiny rotovat zevně. Na švihové končetině dochází k flexi v kloubu kyčelním, v kolenním kloubu pokračuje i nadále flexe, která již byla započata ve fázi opory. Tato flexe se v první polovině pohybu mění v extenzi tak, že při následném kontaktu paty s podložkou je již koleno téměř plně extendováno. V kloubu hlezenním pokračuje nejprve pohyb do plantární flexe, která se ale následně mění na flexi dorzální tak, že v období mezišvihu vykazuje přibližně nulové postavení, které je výhodné pro kontakt s podložkou.

2.1.2.3 Kontakt chodidla s podložkou

Dle Perry (1992) probíhá kontakt chodidla s podložkou v pořadí pata, pata s předonožím a předonoží s prvním metatarzem až palcem. Dále autorka uvádí, že ve stadiu postupného zatěžování bývá v kontaktu s podložkou jenom pata, ve stadiu mezistoje již celá ploska a ve stadiu terminálního stoje již pouze přednoží a palec. Ve stadiu předšvihu se hmotnost těla přesouvá nad mediální hranu předonoží.

Perry (1992) popisuje biomechanické aspekty krokového cyklu na úrovni nohy a hlezna v sagitální rovině prostřednictvím výše zmiňovaných 3 zhoupnutí (rockers). Götz-Neumann (2011), která se ve své knize opírá především o poznatky Perry, přehledně shrnuje souvislost těchto 3 zhoupnutí se 4 různými kontakty chodidla s podložkou, které vznikají během odvalu chodidla při chůzi (Obrázek 1). Iniciální kontakt začíná dotykem oválné plochy kalkaneu, přičemž je aktivní tzv. heel rocker. Přenos zátěže zůstává během mezistoje stále ještě na patě a navíc postupuje na předonoží, přičemž je aktivní tzv. ankle rocker. Přenos zátěže dále pokračuje za aktivitu tzv. forefoot rocker směrem k ploše metatarzálních hlaviček. Následně dochází k převalení chodidla přes špičky prstů. Perry a Burnfield (2010) nově navíc uvádí přítomnost čtvrtého zhoupnutí, tzv. zhoupnutí kolem kolébky palce (toe rocker),

kdy v průběhu předšvihů tvoří mediální okraj předonoží a palce základnu pro akceleraci a následný odraz nohy.



Obrázek 1. Způsob kontaktu chodidla s podložkou při chůzi (Götz-Neumann, 2011)

Legenda: Lr – Loading response, Mst – Mid stance, Tst – Terminal stance, Pse – Pre-swing

Vařeka a Vařeková (2009) píší, že k přesunu zatížení dochází nejprve na laterální páce, jež je tvořena patou a hlavičkou V. metatarzu, přičemž současně dochází k dorzální flexi I. metatarzofalangeálního kloubu. Hmotnost těla je tedy přes tibii přenášena k hornímu kloubu hlezennímu a dále až na talus, odkud se dělí třemi směry, čímž jsou vytvořeny tři body opory. Přenos tělesné hmotnosti tak probíhá od stabilní paty mediálně směrem od V. k I. metatarzu (Kirtley, 2006).

Perry a Burnfield (2010) upozorňují, že mechanismus přenosu hmotnosti a posloupnost kontaktu jednotlivých částí nohy s podložkou je do značné míry u každého jednotlivce individuální. Uvádějí, že asi v 71% případů je jako první zátěž z paty přenesena na hlavičku V. metatarzu. Ve 21% případů probíhá tento kontakt prostřednictvím plochy celého předonoží. Dalších 8 % lidí zahajuje kontakt nejdříve od I. metatarzu. Nehledě na to, jakým mechanismem je kontakt předonoží s podložkou iniciován, postupně se do kontaktu s podložkou dostávají všechny metatarzy, a to nejčastěji směrem od V. k I. metatarzu. Méně než 1 % populace zmíněný interval zcela vynechává.

2.2 Balet

Nejvariabilnější a nejběžnější vnější projev lidského organismu je pohyb. Díky pohybu jsme schopni vyjadřovat aktuální psychické rozpoložení, city i emoce. Tanec, jako konkrétní forma pohybu, používá lidské tělo jako dominantní vyjadřovací nástroj (Jebavá, 1998). Balet obsahuje navíc i prvky dramatického a výrazového umění (Bussellová, 1995). Důležitost duchovního obsahu tance zdůrazňuje také Halász (1994). V baletu nejde jen o kvalitní mechanickou oporu a perfektně zvládnuté gymnastické prvky, je to současně také umělecké vyjádření myšlenky.

Bussellová (1995) zdůrazňuje extrémní náročnost baletu v rámci zatížení pohybového aparátu. Výrazná flexibilita až hypermobilita je u baletních tanečníků v podstatě nezbytností. Dalším nutným předpokladem baletního umění je schopnost dokonalé koordinace pohybů, zvládnutí techniky, dostatek svalové síly, schopnost zorientovat se v prostoru, schopnost správně držet tělo a pohybovat se s lehkostí. Halász (1994) ve své knize upozorňuje na fakt, že pokud tanečníci začnou na jevišti přespříliš preferovat emocionální projev, zhoršuje se dokonalé technické provedení a orientace v prostoru. Tento vztah funguje ovšem recipročně, proto musí baletní tanečníci nalézt vyváženost mezi všemi složkami tance.

Kröschlová (2002) uvádí, že pro perfektní zvládnutí náročných baletních figur je nezbytná práce na uvědomování si pohybu, funkce svalů a rozsahů pohybu jednotlivých kloubů. Tancem se zdokonalují koordinační schopnosti a pěstuje se motorická paměť. Obdobně se ve své knize vyjadřuje také Clippinger (2007), který poukazuje na obrovskou všestrannost, která je u tanečníků vyžadována. Podobně jako výše uvedené autorky píše o nutnosti svalové síly, kloubní flexibility, kinestetických schopností, neuromuskulární koordinace a o schopnosti udržování stability. Borges et al. (2014) uvádí, že ačkoliv baletní trénink pozitivně ovlivňuje kvalitu motorického řízení, pozornosti i tělesné zdatnosti, bývá většinou natolik intenzivní, že se stává vyvolávajícím faktorem akutních i chronických poranění tanečníků.

Tanečníci jsou, vzhledem k obrovské fyzické náročnosti baletu, v podstatě výborně trénovaní atleti se smyslem pro uměleckou tvorbu. Z toho důvodu by měli profesionální tanečníci disponovat výjimečnými fyzickými i anatomickými parametry, které získávají v průběhu specifického tréninku (Miller, 2006).

Intenzivní trénink profesionálních baletních tanečníků, který obsahuje neustálé opakování konkrétních pohybových vzorů, je ale bohužel vystavuje výraznému riziku poranění (Gamboa, Roberts, Maring & Fergus, 2008).

2.2.1 Baletní tréninková jednotka

Typické baletní pozice se vyvíjely dlouhou dobu, až vznikla taková forma baletu, jakou ji známe dnes. Pro udržení těla v baletních pozicích je nezbytně nutné umět kontrolovat a stabilizovat polohu jednotlivých segmentů těla. Až po technicky správném nacvičení základních baletních pozic je možné věnovat se choreografii a pracovat s natrénovanými prvky komplexněji (Bussellová, 1995).

Miller (2006) uvádí, že většina tanečníků trénuje v průměru 6 dní v týdnu, 6 hodin denně. Po takto obrovské zátěži zbývá tedy tanečnickům pouze jeden den na regeneraci. Takový režim vede k přetížení tanečníků, stupňuje se také riziko vzniku úrazů.

Malone a Hardaker (1990) uvádí, že profesionální baletní tanečníci trénují 5 dní v týdnu, dvakrát až třikrát denně. Dle autorů navíc navštěvuje většina z tanečníků také hodiny moderního, etnického či jazzového tance. V odpoledních hodinách obvykle studují divadelní choreografie, což často trvá i 4 až 5 hodin, a navečer tančí ve svých vystoupeních. K bezproblémovému tanci na špičkách je zapotřebí cvičit až několik let (Bussellová, 1995).

Kröschlová (2002) uvádí, že v rámci baletního tréninku jsou střídány statictější pohyby zaměřené především na využití síly a dynamičtější švihové pohyby, při nichž se tanečníci zaměřují na schopnost rychle a rytmicky měnit pohyby, a dále na flexibilitu kloubních rozsahů.

Malone a Hardaker (1990) popisují standardní průběh tréninkové jednotky baletních tanečníků následovně: Tréninková jednotka baletních tanečníků začíná rozcvičkou u baletní tyče, v této části jde především o rozehrátí svalů dolních končetin prostřednictvím demi plié a grand plié (podřepy při základním postavení nohou). Obtížnost je stupňována postupným zrychlováním pohybů a zvětšováním rozsahu pohybu. Na rozcvičku navazuje trénink ve volném prostoru, kdy se v rámci tanečních variací nacvičují piruety. Pomalé tempo využívané pro trénování rovnovážných schopností tanečníků a estetičnosti pohybu postupem času vystřídá tzv. *allegro* (rychlý rytmus), při němž je výhodné nacvičovat rychlejší pohyby a menší skoky. Na tuto část většinou navazuje tzv. *pomalé adagio*, kdy se tanečníci zaměřují především na silový trénink, přičemž je kladen důraz na pomalý a plynulý průběh pohybu za využití veliké síly. Závěr tréninkové jednotky probíhá v rytmu *grand allegro*. Jedná se

o časově poměrně náročné taneční sestavy, při nichž tanečníci kombinují jednotlivé krokové variace s různými skoky a piruetami. V této části tréninku je využit velký prostor, díky čemuž si tanečníci zároveň trénují motorickou paměť.

2.2.2 Taneční držení těla

Základem přesného provedení konkrétních baletních pozic je správné taneční držení těla, které klade obrovské nároky na pohybový aparát (Clippinger, 2007).

Optimální držení těla dosahují baletní tanečníci koaktivací břišních svalů a extenzorů páteře, které tak zajišťují tzv. centrální stabilitu těla. Ta je zásadní pro ochranu pohybového aparátu před zraněním. Vektor tíhové síly se nachází lehce posteriorně od kloubu kyčelního. To vytváří extenční moment v tomto kloubu, který je omezován aktivitou ligamentum iliofemorale za pomoci m. iliopsoas. Vektor dále prochází anteriorně vzhledem ke kloubu kolennímu. Vznikající extenční moment je limitován posteriorními ligamenty a kapsulou. Svaly bérce a především m. soleus kontrolují dopředný „pád“ těla, který vzniká v důsledku toho, že tíhová síla působí zevně před kloubem hlezenním (Clippinger, 2007).

Vzpřímené držení těla tvoří základní prvek dokonalého technického a současně také estetického provedení pohybů (Bazarovová & Mejová, 1980). Véle (2006) píše o důležitosti schopnosti vnímat sám sebe, své vlastní vzpřímené držení, zaujetí polohy nebo konání pohybu. Je také důležité vlastním vnímáním těla pochopit funkci jednotlivých kloubů a svalů.

2.2.3 Chůze baletních tanečníků

Chůze je základem každého tance, je ovšem „bohatší, ozdobnější a probíhá v jiném rytmu než v běžném životě. I přes určitou rozdílnost ovšem zůstává základ chůze vlivem anatomických parametrů lidského těla stejný. V rámci tréninku by měli tanečníci nejdříve dokonale zvládnout správné provedení běžného krokového cyklu a teprve poté chůzi začít obohacovat o další komponenty. Chůze taneční by měla, podobně jako chůze běžná, vykazovat pružnost, plynulost, rytmičnost a lehkost. Pro splnění těchto aspektů je zásadní správné držení těla, koordinované zapojování svalů a odpovídající úroveň rovnovážných schopností jedince (Kröschlová, 1956).

Tanečníci využívají širokou škálu nejrůznějších forem chůze, počáteční kontakt může být realizován v podstatě přes jakoukoliv část chodidla (patu, přes plochu celého chodidla, přes špičku, zevní hranu nohy atd.). V baletu je využívána chůze přes špičku (ve výponu),

kteřá je zároveň pro zapojení svalů nejnáročnější. Pohyb chodidla ovlivňuje do určité míry také baletní obuv (Kröschlová, 2003). Kontakt s podložkou je nejdříve realizován přes palec zevně rotované nohy a během kroku se tanečník snaží co nejvíce propnout stojnou končetinu. Ihned po iniciálním kontaktu palce tanečník nohu uvolňuje a spouští patu dolů, hmotnost těla se přesouvá nad III. a IV. metatarz (Kröschlová, 1956). Při baletním tréninku předchází nácviku základních tanečních kroků bazální gymnastický výcvik. Jako první je po této gymnastické přípravě trénována rytmická chůze (Kröschlová, 2003).

Procházková, Teplá, Svoboda, Juráková a Janura (2014) hodnotili vliv dlouhodobého tréninku profesionálních baletních tanečníků na zatěžování nohy v dynamice. Zjistili, že mezi běžnou populací a profesionálními baletními tanečníky existuje rozdíl v rámci zatěžování nohy při chůzi. V rámci výzkumného šetření došli autoři k závěru, že běžná chůze baletních tanečníků je ovlivněna jejich intenzivním tréninkem, a že do ní začleňují taneční prvky. Baletní tanečníci zatěžují při chůzi v menší míře středonoží a mediální a laterální hranu paty. Navíc nechávají delší dobu středonoží a zadonoží v kontaktu s podložkou.

2.2.4 Základní pozice dolních končetin v baletu

Základních pozic dolních končetin je v baletním tanci pět (Obrázek 2). Všechny pozice se odvíjejí od značné zevní rotace dolních končetin. V ideálním případě mají zevní rotace vycházet z kyčlí a dosahovat 90°. Vytočení kyčlí zevně závisí na tělesných dispozicích tanečníků, do velké míry se dá ovšem také nacvičit. Zevní rotace kyčlí je typická pro základní baletní prvek zvaný *Turnout* (vytočení chodidel vně). Tanečníci jsou často nuceni tento rozsah pohybu kyčlí kompenzovat pohybem v jiných kloubech, což většinou vede k poranění pohybového aparátu. Každý pohyb baletních tanečníků prochází alespoň jednou z pěti základních pozic, ať už na jeho počátku, v průběhu nebo na závěr (Coplan, 2002; Gilbert, Gross & Klug, 1998; Miller, 2006).

I. pozice

V této pozici jsou paty i kolena v kontaktu. Chodidla se plně dotýkají podložky. Špičky nohou míří naopak od sebe, takto zevně rotované dolní končetiny svírají ideálně úhel 180°.

II. pozice

Tato pozice vychází z první, stoj je tedy realizován opět na obou chodidlech, ale mezi patami je mezera zhruba v rozsahu délky chodidla.

III. pozice

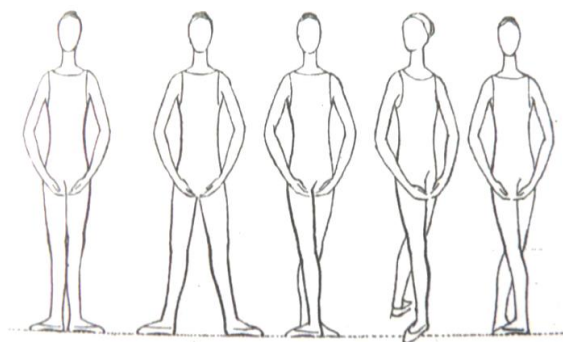
Tato pozice vychází opět z pozice první, dolní končetiny jsou ovšem mírně překřížené (tzn. jedna končetina stojí před druhou), vytočené zevně a kotníky jsou těsně u sebe. Pata jedné nohy je zhruba na úrovni středu druhé nohy a naopak.

IV. pozice

Čtvrtá pozice vychází ze třetí pozice. Dolní končetiny se tedy opět kříží při současné zevní rotaci. V anteroposteriorním směru jsou ovšem chodidla od sebe oddálená přibližně v rozsahu délky chodidla. Pata přední nohy se tedy nachází před špičkou zadní nohy a naopak.

V. pozice

Pátá pozice vychází také ze třetí pozice a je obdobou pozice čtvrté. Zevně rotované dolní končetiny se tedy opět kříží, toto křížení je ovšem ještě výraznější, protože nohy jsou v kontaktu (Bazarovová & Mejová, 1980; Bussellová, 1995; Miller, 2006).



Obrázek 2. Základní pozice dolních končetin v baletu (Bazarovová & Mejová, 1980)

Pro pochopení následujícího textu je nezbytné uvést další často užívané baletní prvky a jejich pohybový obsah.

Plié (Obrázek 3) je hluboký dřep, který má dvě varianty, *demi plié* a *grand plié*. Pohyb vychází z natažených zevně rotovaných dolních končetin. Při *demi plié* dochází k aximální flexi kolenních kloubů, přičemž paty zůstávají v kontaktu s podložkou. Při *grand plié* jsou paty nad podložkou a flexe v kolenou dosahuje takového stupně, že stehna jsou ideálně vodorovně s podložkou (Bussellová, 1995; Miller, 2006).



Obrázek 3. Demi plié a grand plié (Barnes, Krasnow, Tupling & Thomas, 2000)

En pointe je tanec na špičkách s plantární flexí dosahující 90°. Celá hmotnost těla je přitom směřována na prstce, především palce.

Demi pointe je obdobou *en pointe*, navíc přibývá hyperextenze v metatarzofalangeálních kloubech. Celá hmotnost těla směřuje do oblasti předonoží (Haas, 2010, Miller, 2006).

Front developpé v podstatě značí flexi v kyčelním kloubu, *side developpé* abdukci v kyčelním kloubu a *back developpé* extenzi v kyčelním kloubu (Kröschlová, 2003). Tyto pohyby jsou konány v maximálním rozsahu za současné extenze v kloubu kolenním (Clippinger, 2007).

2.2.5 Balet a kineziologické aspekty muskuloskeletálního systému

2.2.5.1 Kineziologie pánve baletních tanečníků

Pánev tvoří mechanický převodník sil působících mezi lumbosakrální částí páteře a kyčelními klouby. Tyto síly jsou z oblasti pánevního pletence dále přenášeny kaudálním i kraniálním směrem (Kapandji, 2008; Véle, 2006). Pohyb jedné strany pánve, která se vzhledem ke svým anatomickým parametrům nemůže pohybovat samostatně bez současného pohybu femurů a lumbosakrální části páteře, vždy ovlivní pohyb na její druhé straně (Inman, Ralston & Todd, 2006). Tyto souhyby se snaží baletní tanečníci co nejvíce eliminovat, protože mohou negativně ovlivnit jejich držení těla. Flexe kyčle vede k pohybu pánve do retroverze, naopak hyperextenze kyčle způsobuje pohyb pánve do anteverze. Při abdukci v kyčli dochází na ipsilaterální straně pánve v rovině frontální k jejímu kraniálnímu zešíkmení. Při addukci kyčle pánev naopak na ipsilaterální straně klesá (Clippinger, 2007).

Aby mohl jedinec dosáhnout fyziologického vzpřímeného držení těla, je nezbytné správné nastavení pánve. Véle (2006) v tomto smyslu zmiňuje její postavení ve frontální rovině. Anteverzní postavení pánve totiž zapříčiňuje prohloubení bederní lordózy, retroverze naopak tuto křivku oplošťuje. Clippinger (2007) uvádí, že anteverzní poloha pánve je v rámci baletní terminologie označována jako tzv. „*repose pozice*“, tedy poloha relaxační a odlehčující. Retroverze pánve je označována jako tzv. „*tucked pozice*“, tedy pevná a uzamčená poloha.

Pro tanec je zásadní kvalitní koordinovaná součinnost svalové smyčky, kterou tvoří ischiokrurální a abdominální svalstvo. Díky souhře těchto svalů je během tance zajištěna stabilizace pánve. Jedná se především o stabilní stoj na jedné noze a současný fázický pohyb kontralaterální dolní končetiny (Clippinger, 2007).

2.2.5.2 Kineziologie kyčelního kloubu baletních tanečnicků

Baletní umění je náročné na rozsah pohybu v kyčlích, jež je vymezen strukturami kostními, ligamentózními i svalovými. Kyčelní klouby jsou pravděpodobně nejzatěžovanějším segmentem pohybového aparátu baletních tanečnic a tanečnicků. Pasivní i aktivní rozsah pohybu kyčlí je u profesionálů nadměrný (Clippinger, 2007). Cimelli a Curran (2012) i Weiss a Zlatkowski (1996) doporučují při uvažování profesionální baletní kariéry začínat u dětí s tréninkem v co nejranějším věku, protože v této době je možné ovlivnit formování kostních částí pohybového aparátu, který se tak postupně adaptuje na enormní rozsahy pohybů. Milan (1994) uvádí, že asi po 11. až 12. roce je možné zvětšovat rozsah pohybu jen zvyšováním elasticity svalů a ligament. Děti, které nejsou schopny dosáhnout 60° zevní rotace kyčlí, nemají vhodné predispozice pro baletní tanec na profesionální úrovni (Clippinger, 2007).

Turnout

Rozsah zevní rotace v kloubu kyčelním je u baletních tanečnicků nadměrný, u mužů bývá navíc omezen pohyb kyčle do rotace vnitřní (Clippinger, 2007). Hamilton, Hamilton, Marshall a Molnar (1992) uvádějí, že u tanečnicků, kteří geneticky nedisponují takovými parametry pohybového aparátu, aby dosahovaly v kyčlích požadovaného rozsahu zevní rotace, vzniká vlivem nefyziologických kompenzací mnohem více tlakových sil působících na pohybový aparát. Současně je pro ně mnohem náročnější dobře zvládnout také estetické provedení pohybu a celkově jsou vystaveni většímu riziku vzniku profesních úrazů. Clippinger (2007) a Weiss a Zlatkowski (1996) uvádějí, že zevní rotace kyčlí je do značné míry závislá na anatomických parametrech pohybového aparátu tanečnicků. Mezi důležité faktory řadí tvar acetabula, které by mělo být ideálně mělké, protože umožňuje větší rozsah pohybu v kyčlích, dále parametry kolodyfyzálního úhlu a také délku a pozici krčku femuru, jehož anteverze predisponuje spíše pro větší rozsah pohybu do vnitřní rotace.

Výše zmiňovaných pět základních baletních pozic vychází, jak již bylo v předchozím textu uvedeno, z baletní pozice turnout. Tímto termínem je označováno maximální zevně rotační držení obou dolních končetin, přičemž nohy svírají v transverzální rovině úhel až 180°. Tanečníci jsou často nuceni tento rozsah pohybu kyčlí kompenzovat pohybem jiných kloubů, což zapříčiňuje v mnoha procentech případů poranění pohybového aparátu (Bennell et al.; 1999 Cimelli & Curran, 2012; Coplan, 2002). Mezi tyto kompenzační strategie patří jednak anteverze pánve, dále zevní rotace tibie a pronační pohyb v kloubu subtalárním (Cimelli & Curran, 2012; Hamilton et al., 2005).

Front développé

Front développé vychází z anatomického postavení, z něhož tanečníci vedou pohyb dolní končetiny do maximální flexe v kyčli (nad 90°) při extenzi kolene. Tanečnice běžně dosahují v kyčelním kloubu až 150° flexe. Dokonalé zvládnutí techniky při front développé hraje velmi důležitou roli. Snaha o dosažení co největšího rozsahu pohybu na úkor kvalitního provedení, vede k vytváření patologických pohybových stereotypů a k přetěžování pohybového aparátu tanečníků.

Mezi svaly, které vykonávají flexi kyčle, patří především m. iliopsoas, který bývá u baletních tanečníků často přetížen. Další svaly, které se na flexi kyčle významně podílejí především v iniciální fázi pohybu (cca až do 70°) a se zvětšující se flexí jejich vliv slábne, jsou m. rectus femoris, m. gracilis a dále také m. adductor magnus, longus a brevis. Tyto svaly se při překročení určitého stupně flexe vlivem změny své polohy vůči ose otáčení stávají spíše kyčelními extenzory. Důležitá je dostatečná protažitelnost hamstringů (Clippinger, 2007; Dylevský, 2009; Kapandji, 1987).

Front développé by mělo být v rámci tréninku nacvičováno v posturálně méně náročných situacích, výchozí pozice by se měla společně se schopností kvalitní stabilizace celého těla postupně zvyšovat (Clippinger, 2007).

Side développé

Při provádění pozice side développé, jež vychází z pozice turnout, dochází v kyčli k pohybu na pomezí roviny frontální a sagitální, tedy k pohybu do flexe a abdukce, a to v maximálním možném rozsahu (nad 90°). Mezi svaly důležitými pro tento pohyb patří m. iliopsoas a dále abduktory kyčle. Vzhledem k tomu, že pohyb neprobíhá zejména v sagitální rovině, nevyskytují se hamstringy v pozici, z níž by mohly pohyb významně omezovat (Clippinger, 2007). Důležitá je proto především dostatečná protažitelnost adduktorů.

Přidružení zevní rotace při tomto pohybu umožňuje zvětšení rozsahu pohybu do abdukce. Čistý pohyb z anatomického postavení do abdukce dosahuje u běžné populace cca 45°, v tento okamžik dochází k „nárazu“ velkého trochanteru do horního okraje acetabula. Vlivem zevní rotace se velký trochanter dostává níž, čímž je anatomicky umožněno pokračovat v další abdukci (Clippinger, 2007; Kushner, Saboe, Reid, Penrose & Grace 1990).

Back developpé

Pohyb kyčle do maximální možné extenze (často se současnou flexí v kloubu kolenním) je v baletu označován jako Back Developpé. Extenze v kloubu kyčelním je omezoována svalovými a kostěnými strukturami pohybového aparátu člověka mnohem více než pohyby flekční a abdukční (Clippinger, 2007; Gross et al., 2005). Mezi tyto limitující struktury Dylevský (2009) řadí anteriorní ligamenta kyčelního kloubu, kloubní pouzdro i flexory kyčelního kloubu. Véle (2006) uvádí maximální možný rozsah extenze u běžné populace 25° až 30°. Kapandji (1987) rozděluje tento pohyb na extenzi kyčle při flexi kolene, kdy je možné dosáhnout cca 10° kvůli pasivní insuficienci dvoukloubového m. rectus femoris a na extenzi kyčle při extenzi kolene, kdy je možné dosáhnout rozsahu cca 20°. Extenční pohyb v kloubu kyčelním se pojí často s anteverzí pánve a prohloubením bederní lordózy.

Baletní tanečníci jsou schopni rozsah pohybu kyčle do extenze až ztrojnásobit. Při tomto zvýšení se musí uplatnit výše zmíněné kompenzační mechanismy, jako je anteverze pánve a vytvoření patologické bederní hyperlordózy. Pro dosažení uvedeného rozsahu pohybu by se tanečníci měli naučit správně zapojovat svaly tvořící břišní lis a chránit tak segmenty bederní páteře před působením střížných sil (Clippinger, 2007).

2.2.5.3 Kineziologie kolenního kloubu baletních tanečníků

Kolenní kloub, největší kloub lidského těla, je složený kloub, ve kterém artikuluje patela, tibie a femur. Přes kolenní kloub prochází 12 svalů, které jej spolu s vazy a menisky stabilizují. Z hlediska funkce musí kolenní kloub vykazovat dostatečnou stabilitu v maximální extenzi. V rámci flexe musí být také dostatečně mobilní, tato funkce je zásadní v rámci lokomoce při orientaci nohy v terénu (Clippinger, 2007; Dungal, 2005; Kapandji, 1987).

Při baletu jsou kolenní klouby tanečníků namáhány ve směru varózním, valgózním a také do vnější a vnitřní rotace. Valgózní postavení kolenních kloubů není u baletních tanečníků tak časté jako postavení varózní, které nefyziologicky ovlivňuje vnitřní meniskus a vnitřní postranní vaz. Velmi často u tanečníků můžeme pozorovat tzv. genua recurvata. Jedná se o hyperextenční postavení kloubu kolenního, kdy kromě zhoršené funkce m. quadriceps femoris, může navíc dojít k inverzi funkce svalů zadní strany stehna (flexory kolene). Ty začnou pracovat ve smyslu extenze kolenního kloubu, protože se vlivem tohoto postavení posouvá jejich úpon anteriorně od osy otáčení. Rekurvační postavení kolen je dáno zvýšenou laxicitou vaziva, často také patří do obrazu generalizované hypermobility, a proto ho také častěji můžeme vidět u žen než u mužů. U baletních tanečníků je toto postavení

vnímáno jako pozitivní estetický prvek, hrozí zde však zvýšené riziko poranění (Clippinger, 2007).

Demi plié a grand plié

Pozice plié je často používána jako přípravná pozice pro skoky a piruety. Tanečník by se měl pohybovat plynule a měl by být schopen udržet tělo vzpřímené ve frontální rovině, často ovšem dochází k předklonu trupu nebo k pohybu pánve do anteverze. Nejdůležitějším svalem je m. quadriceps femoris, který je při provádění plié zodpovědný za plynulost a kontrolu pohybu kaudálním i kraniálním směrem. Tento sval navíc pomáhá významně absorbovat nárazy při doskocích, svou antigravitační funkcí působí deceleraci rychlejších flekčních pohybů (např. při plié či fázi loading response v rámci krokového cyklu) (Clippinger, 2007). Při kraniálním pohybu z podřepu je důležitá také práce adduktorů kyčelního kloubu, jejich správné zapojení do této aktivity je závislé na aktivitě zevních rotátorů kloubu kyčelního. Adduktory se navíc také uplatňují jako zevní rotátory. Jejich aktivita při zvedání z pozice plié u tanečnicků značně snižuje incidenci femoropatelní bolesti (Clippinger, 2007; Wilmerding & Krasnow, 2011).

Hamill a Knutzen (2009) uvádějí, že rotace tibie je do určité míry fyziologickým pohybem, např. během chůze do schodů se tibie dostává až do 14° zevní rotace. Během plié však tibie zevně rotuje až do 27°, což s sebou nese zvýšení rizika zranění kolenního kloubu (Clippinger, 2007). Grand plié je velmi zatěžující pohyb pro zadní zkřížený vaz a menisky (Clippinger, 2007; Escamilla, 2001).

2.2.5.4 Kineziologie hlezenního kloubu baletních tanečnicků

Pohyby nohy jsou závislé především na funkci kloubu talocrurálního, transversotarzálního a subtalárního. Ostatní klouby nohy napomáhají fyziologickým pohybům s menším podílem.

En pointe, demi pointe

Jak již bylo popsáno výše, jedná se o stoj na metatarzofalangeálních kloubech. Hmotnost těla je při demi pointe směřována do oblasti předonoží a při en pointe do oblasti prstců (především na palec a druhý prstec) (Haas, 2010; Shah, 2009). Shnitser a Attanasio (2012) uvádějí, že největší zátěž je směřována na palec, ale že speciální baletní obuv s pevnou špičkou napomáhá tlak částečně absorbovat.

Dochází k pohybu do plantární flexe, přičemž pro dobré zvládnutí pozice en pointe je nutný rozsah plantární flexe 90°, při pozici demi pointe je nutná také 90° extenze v kloubech metatarsophalangeálních (Haas, 2010; Shah, 2009). Při plantární flexi je značně přetěžováno ligamentum talofibulare anterius, které je významným stabilizátorem hlezenního kloubu. Vlivem opakovaného přetěžování vzniká často u tanečnicků chronická instabilita hlezna (Clippinger, 2007). Při stožení na špičkách je kloubní plocha talu tlačena mimo rovinu vnitřního a vnějšího kotníku, při takovém postavení může docházet k větším rozsahům pohybu do všech směrů, a tak je noha tanečnicků vystavena většímu riziku poranění (Clippinger, 2007; Russell, McEwan, Koutedakis & Wyon, 2008).

Pozice en pointe vykazuje díky uzamčení kloubu subtalárního větší stabilitu než demi pointe (Shah, 2009). Pro stabilizaci těchto baletních pozic je zásadní značná svalová síla (Kadel, 2006). Clippinger (2007) považuje m. triceps surae za hlavní stabilizátor, jako další významné stabilizátory uvádí m. peroneus longus a m. tibialis posterior. Koordinovaná činnost těchto svalů chrání hlezenní kloub při tanci na špičkách před rizikovou everzní nebo inverzní torzí. Důležitými svaly jsou také mm. lumbricales a intersossei, jejichž součinností se interphalangeální klouby dostávají do extenze.

2.2.6 Typická poranění v oblasti dolních končetin baletních tanečnicků

Mezi faktory, které negativně ovlivňují možnost vzniku poranění u baletních tanečnicků, patří dle Kadelové (2006) nefyziologické držení těla, špatně vedený trénink, nedokonalé zvládnutí taneční techniky, charakter prostředí (okolní teplota, taneční povrch, výběr taneční obuvi, apod.). U tanečnic hrají roli v rámci úrazů (především únavových zlomenin) také nejrůznější poruchy příjmu potravy, problémy s menstruací i nižší kostní hustota. Weiss a Zlatkowski (1996) poukazují na význam způsobu držení těla, kdy v důsledku nefyziologického držení dochází k neustálému dráždění a poškozování pohybového aparátu mikrotraumatickými změnami. Tanečníci tak dlouhodobě trpí bolestmi, které ovšem většinou nijak neřeší, dokud jimi nejsou v tanci omezováni, a tak u nich postupně dochází k vzniku různých kompenzačních mechanismů a svalových dysbalancí, což má za následek rozvoj dalších bolestí.

U baletních tanečnicků se dle Leandersona et al. (2011) s rostoucím věkem zvyšuje množství traumatických lézí. Baletní tanečníci jsou nejčastěji (až v 75 % případů) zraněni právě v oblasti dolních končetin a přitom největší procento zaujímají poranění v oblasti hlezna (až 54 % případů) (Bronner, Ojofeitimi & Rose, 2003; Leanderson et al., 2011). Kromě

chronických obtíží, vzniklých opakovaným přetěžováním, je také velice častý výskyt akutních problémů, z nichž asi nejfrekventovanější jsou dle dalších autorů rovněž zranění v oblasti kotníku (distorze, natažení ligament, tendinitidy) (Brown & Micheli, 2004).

Leanderson et al. (2011) uvádějí, že největším rizikem vzniku poranění u tanečnicků je extrémní zátěž v rámci trénování. Autoři na základě své studie potvrzují, že distorze hlezenních kloubů patří mezi nejčastější úrazy baletních tanečnicků, jako druhou nejčastější lézi označují tendinitidy v oblasti nohy a dále fraktury metatarzálních kostí. Z měkkých tkání bývají dle autorů nejčastěji poškozeny mm. peronei a šlacha m. flexor hallucis longus, který zabraňuje nadměrné everzi v kloubu hlezenním a je velice důležitý v rámci stabilizace nohy.

Dalším často se vyskytujícím problémem starších tanečnicků bývají osteoartrotické změny pohybového aparátu. Nejčastěji bývají postiženy kyčelní, kolenní a I. metatarsophalangeální kloub (Angioi et al., 2014).

Také generalizovaná hypermobilita, která je u baletních tanečnicků často nutným kritériem pro zahájení profesionální kariéry, s sebou nese řadu problémů. Scheper et al. (2012) popisují u hypermobilních tanečnicků větší unavitelnost, náchylnost ke stavům úzkosti a dalším psychologickým i muskuloskeletálním problémům.

2.2.6.1 Typická poranění v oblasti kloubu kyčelního

I přes velkou zátěž kladenou při baletu na kyčelní kloub, není incidence poranění v poměru ke všem zraněním příliš častá. Milan (1994) uvádí 7-14 % a Clippinger (2007) 5,8 % z celkového počtu zranění, přičemž největší podíl zaujímají únavové zlomeniny. Jako nejčastější příčinu poranění autor uvádí nadměrnou zátěž a kvantitativní i kvalitativní nedostatečnost výživy.

Nejčastěji se u baletních tanečnicků vyskytují zánětlivá onemocnění burz, únavové zlomeniny, artrotické změny, tzv. „lupavý fenomén“ kloubu kyčelního a natažení svalů (především ischiokrurálních) (Milan, 1994). Opakovanou nadměrnou zátěží může dojít také k rozvoji synovitidy či kapsulitidy (Weiss & Zlatkowski, 1996).

Clippinger (2007) uvádí, že kyčelní kloub je v důsledku nepřiměřené zátěže a extrémních rozsahů pohybu často postižen osteoartrotickými změnami, které tanečnický limitují bolesti (především v tříslech), omezeným rozsahem pohybu (hlavně do vnitřní rotace), zkrácením flexorů kyčelního kloubu a následným vznikem svalových dysbalancí.

V důsledku opakovaného přetěžování nebo při postižení okolních struktur kloubu se někdy objevuje již výše zmíněný fenomén lupavé kyčle. Bolest je pociťována většinou v tříselné oblasti, a největší potíže nastávají při flekčním pohybu v kyčli nad 90°. V oblasti

trochanter minor je přitom mechanicky drážděno ligamentum iliofemorale nebo šlacha m. iliopsoas či m. rectus femoris (Weiss & Zlatkowski, 1996).

V této oblasti také neřídka dochází k natažení různých, většinou dvoukloubových, svalů (ischiokrurálního a adduktorového svalstva, m. iliopsoas, m. sartorius, m. rectus femoris) a při opakovaným mikrotraumatizacích k následnému rozvoji tendinitid. Tanečníci jsou také často postiženi burzitidami (většinou v oblasti trochanter major nebo mezi kloubním pouzdem a m. iliopsoas), blokádami sakroiliakálních kloubů nebo syndromem m. piriformis (Clippinger, 2007).

2.2.6.2 Typická poranění v oblasti kloubu kolenního

Nejčastěji jsou kolenní klouby tanečníků postiženy bursitidami, chondropatiemi, frakturami a laterálními sublucacemi patel, často dochází také ke vzniku ligamentózních lézí (Kadel, 2006; Milan, 1994). Kolenní klouby baletních tanečníků trpí nejvíce při opakovaných skocích a v poloze plie, dále také při přetěžování a špatném technickém provedení baletních prvků, riziko poranění zvyšuje i nevhodná obuv a povrch tanečních sálů (Kadel, 2006). V hlubokém dřepu (plie) působí na menisky a ligamentum cruciatum posterior veliké sřížné síly, které jsou ve smyslu dislokace přenášeny na tibií a ischiokrurální svalstvo (Clippinger, 2007).

Především u hypermobilních tanečníků hrozí poranění vazivového aparátu kolenního kloubu, nejčastěji dochází k poranění ligamentum cruciatum anterius (rizikové jsou doskoky na jednu dolní končetinu při hyperextenzi kolenního kloubu) a ligamentum collaterale mediale (riziková je poloha turnout, zevně rotační pohyb tibie a otočky). Stejně jako u většiny sportů je z obou menisků, vzhledem k anatomickým parametrům, náchylnější k poranění meniskus mediální. Poškozován je především při nadměrných flexích kolenního kloubu kombinovaných s rotacemi, riziková je také pozice turnout (Clippinger, 2007).

Entezopatie patelárního ligamenta, vznikající především v důsledku nepřiměřené zátěže úponu m. quadriceps femoris. K přetěžování dochází při baletu zejména při skocích, a proto je toto onemocnění označováno jako „skokanské koleno“. Bolest je většinou lokalizována do oblasti apexu pately a tuberositas tibie. Podobně se rozvíjí a projevuje také choroba Osgood-Schlatter (Clippinger, 2007; Miller, 2006).

Velmi častým problémem baletních tanečníků bývá patelofemorální bolestivý syndrom, vznikající většinou v důsledku laterální deviace pately. Příčinou tohoto fenoménu bývá opakované přetěžování oblasti pately, roli hrají také biomechanické parametry, např. insuficience m. vastus medialis, zkrat tractus iliotibialis, rekurvace nebo valgózní

postavení kolen, zevně rotační postavení tibie a pronace chodidla (Clippinger, 2007).

2.2.6.3 Typická poranění v oblasti nohy

Hlezenní kloub musí neustále odolávat obrovskému působení kompresních i střížných sil a při tanci je tak vystaven veliké zátěži, proto je poranění této oblasti u baletních tanečnicků nejčastější (Hamill & Knutzen, 1995; Kadel, 2006; O’Kane & Kadel, 2008). Přitom největší zastoupení v rámci poranění této oblasti mají distorze, vyskytující se často také s ligamentózní lézí. K takovému poranění většinou dochází při pohybu do inverze z nestabilní plantární flexe, která se objevuje většinou v závěru otoček, při doskocích nebo chybných nášlapech. Často bývá poškozeno ligamentum talofibulare anterius. Nejčastějším poraněním je distorze hlezenního kloubu do inverze, kdy je poškozena přední část talofibulárního vazy. (Clippinger, 2007; Shnitser & Attanasio, 2012).

Častým problémem tanečnicků v oblasti nohou bývají tendinitidy. Nejčastěji jsou postiženy šlachy m. flexor hallucis longus a m. triceps surae. Rizikovým faktorem pro vznik tohoto onemocnění je časté přetěžování nohou v plantární flexi při různých baletních pozicích nebo při doskocích (Clippinger, 2007; Kadel, 2006; Malone & Hardaker, 1990).

Profesionální baletní tanečníci jsou často postiženi fascitidou plantární aponeurózy, kterou zapříčiňují opakující se mikrotraumata s následným rozvojem zánětu. Plantární aponeuróza je přetěžována především při doskocích, v rámci anatomických parametrů přispívá k rozvoji tohoto onemocnění také zkrácení m. triceps surae, pes cavus a planus a pronační postavení chodidla (Clippinger, 2007; Hamill & Knutzen, 1995).

Trakční síla svalového aparátu upínajícího se na tibií může vlivem přetěžování způsobit vznik tzv. tibiálního stresového syndromu. Jedná se o bolestivost tibie na její vnitřní i vnější ploše. Podobně vznikají také únavové zlomeniny, přičemž nejčastěji postiženou strukturou u baletních tanečnicků bývá báze II. metatarzu, další často postiženou strukturou bývá také samotná tibie, dále pak fibula a ossis cuboidei (Clippinger, 2007). Při takových poraněních zvládají tanečníci obvykle pokračovat v tanci i přes bolest (Kadel, 2006).

Další časté postižení této oblasti bývá tzv. anteriorní nebo posteriorní impingement syndrom. Při nadměrné flexibilitě pohybu v hleznu se během extrémní dorzální flexe může anteriorně dostat do kontaktu talus s tibií, během extrémní plantární flexe pak k tomuto kontaktu může docházet posteriorně. Jedná se o k uskřinutí měkkých nebo kostních tkání. (Clippinger, 2007; Milan, 1994; O’Kane & Kadel, 2008). V místě takového kontaktu se často tvoří exostóza (Clippinger, 2007; Kadel, 2006).

Artrotické změny I. metatarzofalangeálního kloubu zapříčiňují onemocnění zvané hallux rigidus. Bolest se při tomto onemocnění objevuje při dorzální flexi a limituje baletní tanečnický v rámci provádění pozic en pointe a demi pointe (Brown & Micheli, 2004; Milan, 1994).

Fraktury nebo zánětlivé procesy sezamských kůstek jsou méně častým problémem baletních tanečnicků. Nejvíce náchylná pro vznik tohoto onemocnění je hlavička I. metatarzu nebo base proximálního článku palce (často v místě úponu m. flexor halucis brevis) (Clippinger, 2007; Kadel, 2006).

2.3 Posturální stabilita v dynamických situacích

Véle (2006) popisuje posturu jako klidové zaujetí polohy s konkrétním nastavením tělních segmentů. Atituda je pak dle autora promyšleným účelovým nastavením postury, ze kterého bude následovat cílený pohyb. Kvalita posturálního nastavení se odráží v kvalitě prováděného pohybu. Čápková (2008) uvádí, že posturální motorika probíhá na nevědomé úrovni a projevuje se jen jako jistý nebo nejistý pocit jedince v rámci udržování stability v prostoru.

Posturální stabilitu definuje Vařeka (2002, 119) jako „schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu“. Za zajištění a udržení posturální stability jsou zodpovědné 3 základní interaktivní systémy: řídicí (CNS), výkonný (svalový aparát) a senzorický (Shumway-Cook & Woollacott, 2007; Trew & Everett, 1997; Vařeka, 2002). Schopnost udržovat stabilitu je velmi komplikovaný proces, fungující na principu zpětnovazebné kontroly, kdy neustále dochází k přenastavování úrovně svalového napětí (Králíček, 2002; Scholz et al., 2007).

CNS zajišťuje řízení posturální stability a stabilizace prostřednictvím tzv. supraspinálních vzorců. Spuštěním polohového programu je iniciována aktivace cíleného pohybového programu (získaného procesem učení), který se již odehrává s určitým záměrem. Adaptabilita jedince je závislá na větším množství takových pohybových programů (Véle, 1997).

Zásadní podmínkou vzpřímeného držení těla a všech pohybů je svalový tonus, který je popisován jako klidové napětí svalstva, jež nevzniká volní aktivitou jedince (Králíček, 2004; Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2005).

Kvalitní aference je další ze základních podmínek posturální stability v dynamických situacích. Pro baletní tanečnický je velmi důležitý aferentní přísun informací ze zrakového, vestibulárního a somatosenzorického aparátu (Shumway-Cook & Woollacott, 2007; Trew & Everett, 1997; Vařeka, 2002).

K technickému zdokonalování a kontrole ideálního provádění baletních pozic pomáhá tanečnickům vizuální zpětná vazba, kterou získávají prostřednictvím zrcadel. Předpokládá se tak, že informace ze zrakového aparátu mají v rámci udržování posturální stability zásadní význam (Simmons, 2005). Velmi důležitý je zrak také pro plánování pohybu a prostorovou orientaci. Informace o změnách polohy organismu v prostoru a úhlovém nebo lineárním zrychlení pohybu zprostředkovává vestibulární aparát. Somatosenzorický systém zprostředkovává stereognostické, somatognostické, kinestetické a statetické informace a také informace o orientaci jedince v gravitačním poli (Kiefer et al., 2013; Véle, 2006; Winter, 1995). Kiefer et al. (2013) uvádějí, že baletním tréninkem se zdokonaluje propriocepce v oblasti dolních končetin, především nohy.

Udržování rovnováhy, tedy proces dynamické stabilizace, lze sledovat v oblasti chodidel, kde se vlivem nejrůznějších vnitřních i vnějších faktorů mění rozložení zatížení. Mezi takové faktory patří např. typ nožní klenby, umístění osy těla v gravitačním poli, pohyby a změny poloh tělních segmentů, obuv, charakter opěrné plochy apod. (Véle, 2006).

Při stoji, který lze označit jako situaci kvazistatickou (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012), by měla být zátěž rozložena mezi obě chodidla rovnoměrně, v rámci samotné plosky je ovšem již rozložení zátěže nerovnoměrné. Nejvíce zátěže směřuje do tří hlavních bodů, a to do paty, na kterou je směřováno cca 50 % celkové zátěže a na hlavičky I. a V. metatarzu, které se dělí o zátěž zbývající, přičemž více zatěžována je strana palcová (Véle, 2006).

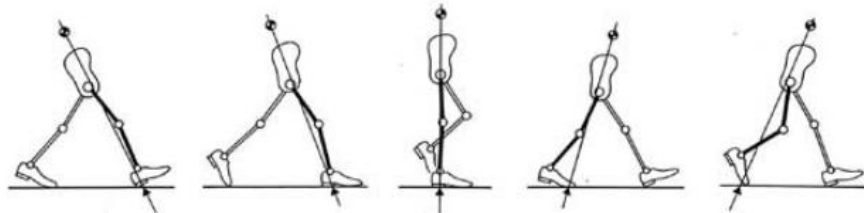
Při chůzi jsou nároky kladené na dynamickou stabilizaci mnohem vyšší než při stoji, protože až 85 % krokového cyklu probíhá ve stoji na jedné noze (Kolář, 2001). Jian, Winter, Ishac a Gilchrist (1993) se s tímto tvrzením shodují. Píší, že udržování rovnováhy celého těla při chůzi je náročnější než ve stoji, protože destabilizující síly jsou mnohem větší.

Kvalitu a způsob zajišťování posturální stability při chůzi lze objektivizovat prostřednictvím biomechanické analýzy, která je zaměřena zejména na měření kinematických anebo dynamických parametrů (Janura & Zahálka, 2004). Mezi měřené veličiny kinematické analýzy, která je zaměřena na pohyb jedince i jednotlivých tělních segmentů, patří rychlost, dráha a zrychlení (Gage, 1991). Whittle (2007) uvádí, že v rámci analýzy dynamické dochází pomocí silových plošin k měření reakčních sil a také veličin z nich odvozených.

Cílem měření je především pochopení funkce dolních končetin při chůzi v kontextu celého těla a také další využití získaných dat v rámci terapie a diagnostiky (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.3.1 Reakční síla podložky

Winter (1995) popisuje reakční síly jako síly, vznikající při kontaktu dvou objektů v reakci na síly akční. Tyto síly jsou obrazem dynamických změn zatížení nohy v čase. K jejich vzniku dochází ve stoji i během pohybu (Kirtley, 2006). Jsou to síly, kterými působí podložka během chůze na distální část dolních končetin (Obrázek 4) (Bogey, 2014).



Obrázek 4. Vektor reakční síly podložky v průběhu stojné fáze krokového cyklu (Rosický & Klement, 1999)

Výsledný vektor reakční síly je určen pomocí 9 veličin. Patří sem tři na sebe navzájem kolmé složky vektoru reakční síly F_x , F_y a F_z , tři na sebe navzájem kolmé momenty těchto sil M_x , M_y a M_z a tři prostorové souřadnice x , y a z , kterými je vzhledem k počátku vztažné soustavy určeno působíště vektoru reakční síly podložky (Centre of Pressure, COP) (Whittle, 2007). Výsledný vektor reakční síly podložky lze tedy rozložit na vertikální, anteroposterioní a mediolaterální složku (Clippinger, 2007).

Během chůze vykazuje vertikální složka síly tvar dvouvrcholové křivky. První vrchol křivky koreluje s fází zatěžování, kdy se COP nachází v oblasti paty. Ve fázi mezistoje dochází na sledované dolní končetině vlivem extenze kloubu kolenního provázené současným zvýšením těžiště těla a vlivem probíhající švihové fáze na kontralaterální dolní končetině k odlehčení a tím také k zmenšení síly. Druhý vrchol pak koreluje se závěrem stojné fáze, přičemž reakční síly působí na oblast předonoží, nejčastěji na úrovni palce a hlavičky I. metatarzu (Deursen, 2004; Kirtley, 2006; Perry, 1992; Richards, 2008).

Horizontální (smykové) složky reakčních sil se během chůze také mění. Zrychlení těla v předozadním směru reprezentuje složka anteroposteriorní. Bifázický tvar křivky je dán prvotní decelerací pohybu po kontaktu paty s podložkou, kdy křivka dosahuje záporných hodnot. Po fázi mezistojce, kdy se pata odlepuje od podložky, následuje akcelerace, kdy křivka dosahuje hodnot kladných. Velmi proměnlivá a individuální složka mediolaterální reprezentuje rovnovážné reakce těla v průběhu stojné fáze, přičemž největších hodnot dosahuje během fáze postupného zatěžování a v závěru stojné fáze (Kirtley, 2006; Perry, 1992; Richards, 2008).

2.3.2 Působíště vektoru reakční síly podložky (COP)

Výsledná poloha COP je určena váženým průměrem tlakových sil, které vznikají při kontaktu těla a podložkou, a proto se COP nemusí vždy shodovat s nejvíce zatíženou oblastí plošky. Ztotožňování COP s COG je možné pouze u těles dokonale tuhých. Aktivita svalů probíhajících kolem hlezenních kloubů způsobuje mediolaterální a anteroposteriorní posun COP. Přesná lokalizace výsledného působíště vektoru reakční síly je závislá na rozložení hmotnosti těla mezi obě dolní končetiny (Winter, 1995).

Kirtley (2006) uvádí, že analýzou trajektorie COP během chůze získáváme informace o posturální stabilitě jedince v této dynamické situaci a dále informace o mechanismu zatěžování nohy. V průběhu stojné fáze krokového cyklu dochází k pohybu COP (Obrázek 5) po ploše chodidla stojné dolní končetiny. COP se pohybuje po celé plošce od paty směrem k metatarzofalangeálním až interfalangeálním kloubům nohou (Perry, 1992). Dle Hamill a Knutzen (2009) postupuje trajektorie COP většinou z laterální hrany paty k os cuboideum, poté směrem ke II. metatarzu a do oblasti palce. Kirtley (2006) dále uvádí, že pro trajektorii COP platí, že převažuje-li pohyb nohy směrem do pronace, dochází k jejímu mediálnímu posunu, jestliže se naopak noha pohybuje spíše do supinace, posouvá se trajektorie COP laterálně (Obrázek 6). Winter (1995) popisuje obdobnou situaci i v rovině sagitální. Posun COP posteriorním směrem za COG je reprezentací akcelerace těžiště anteriorním směrem a naopak. Segel a Crawford (2014) uvádějí, že trajektorie COP v průběhu stojné fáze většinou třikrát překročí neutrální osu nohy. Poprvé dochází k překročení přibližně v 10 % stojné fáze, dále asi v 50 % a nakonec přibližně v 70-75 % stojné fáze.

Segel a Crawford (2014) zkoumali mimo jiné pozici prvního kontaktního bodu COP během počátečního kontaktu stojné fáze. Laterální umístění tohoto bodu vzhledem k ose nohy poukazuje na iniciální kontakt supinované nohy a mediální umístění tohoto bodu naopak

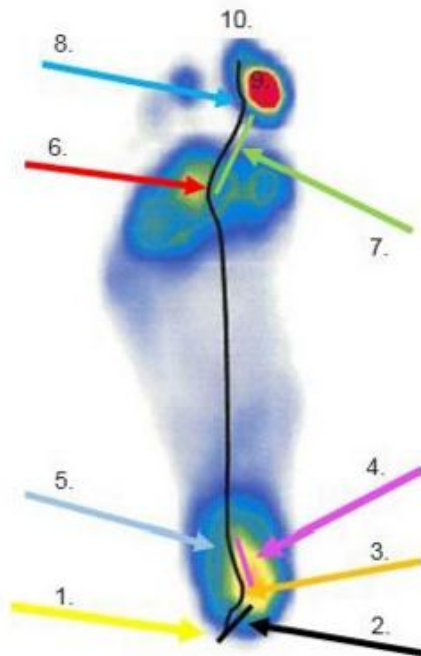
na kontakt nohy pronované. Nadměrné laterální umístění iniciálního bodu s následným mediálním posunem může značit varózní deformaci zadonoží a naopak umístění iniciálního bodu mediálně s malým nebo žádným posunem COP ve frontální rovině značí nohu s omezenou schopností absorbovat prvotní náraz. Za tento fenomén je často zodpovědná insuficience svalů probíhajících kolem hlezna.

Ve středu stojné fáze by měla linie COP pokračovat lehkým obloukem středem kontaktní plochy. Trajektorie COP u jedinců s plochou nohou má v této fázi tendenci probíhat spíše přímo rovně, bez větších mediolaterálních výchylek a rychlost průběhu COP se snižuje. V ideálním případě se má dle autorů pata začít odlepotovat v 55 % stojné fáze. Příliš časně odlepení paty může poukazovat na problémy s Achilovou šlachou, naopak pozdní odlepení paty značí instabilitu (Segel & Crawford, 2014).

Pro konečný stoj a fázi předšvihovou je typické odchýlení trajektorie COP směrem mediálním. Posun COP směrem vpřed má v této fázi tendenci zpomalovat, protože dochází k odvalu nohy přes metatarzofalangeální klouby. Pokud trajektorie COP kopíruje celkový pohyb těla a svým sklonem, rozsahem ani rychlostí výrazně nedeviuje, nejspíše není předonoží postiženo žádnou valgózní či varózní deformitou. Pokud je tato část křivky předčasně ukončena, značí to neideální průběh konečného odvalu chodidla. To může být způsobeno bolestivostí či omezeným rozsahem pohybu v I. metatarzofalangeálním kloubu (např. přítomnos hallux valgus či hallux rigidus). Někdy lze pozorovat v průběhu COP během stojné fáze krokového cyklu namísto dopředného posunu posun posteriorní. Takový průběh COP lze dle autorů vidět u pacientů s nestabilitou, neurologickou poruchou a bolestmi (Segel & Crawford, 2014).

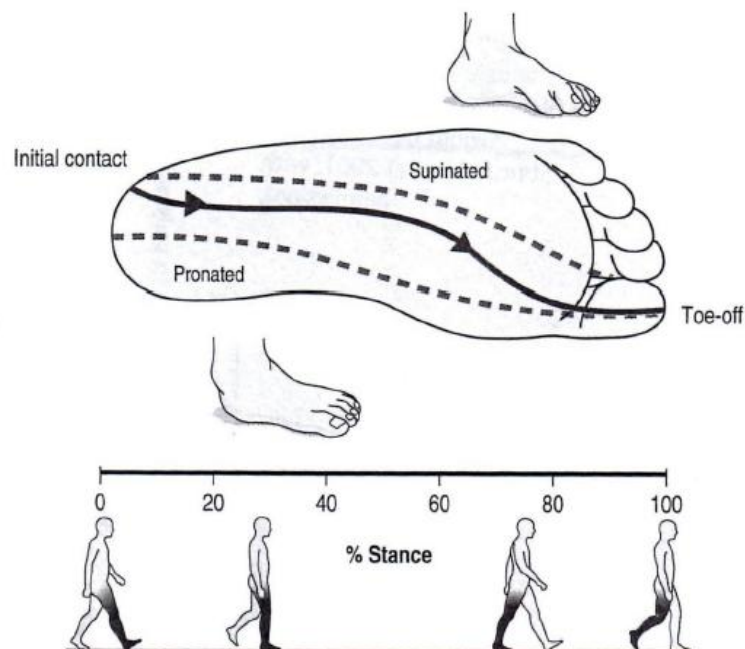
Cock, Vanrenterghem, Willems, Witvrouw a Clercq (2008) zkoumali průběh trajektorie COP u skupiny 215 naboso běžících mladých jedinců bez předchozího zranění. Počáteční mediální posun COP pravděpodobně reprezentuje souvislost rychlé iniciální pronace umožňující tlumení nárazů během iniciálního kontaktu. Během kontaktu předonoží dochází k laterálnímu posunu COP. Tento posun zahajuje také rychlý dopředný posun COP přes laterální hranu nohy. Během odrazové fáze dochází v úrovni metatarzální oblasti k poklesu rychlosti anteriorní výchylky COP, což naznačuje důležitost správné funkce předonoží během odrazu. V mediolaterálním směru dochází k posunu COP pouze o 18 % šířky nohy. To koreluje s anatomicky omezeným rozsahem pohybu v kloubu subtalárním, jehož mediolaterální stabilita je navíc u zdravého jedince nervosvalově kontrolována. Přesun těžiště těla přes plosku nohy je reprezentován parametrem výchylky COP v anteroposteriorním směru. V tomto směru dochází k posunu COP až o 85 % délky nohy.

Velký rozsah pohybu v kotníku, společně se svalovou kontrolou plantárními a dorzálními flexory regulují „náraz“ nohy během iniciálního kontaktu, ta se následně mění v rigidní páku připravenou na odraz.



1. INICIÁLNÍ KONTAKTNÍ BOD
2. FÁZE INICIÁLNÍHO KONTAKTU
3. KONEČNÝ BOD FÁZE INICIÁLNÍHO KONTAKTU
4. KŘIVKA ZAČÁTKU JEDNOOPOROVÉ FÁZE
5. OKAMŽIK RESUPINACE
6. KONEČNÝ BOD PŘED ODVALEM PŘEDONOŽÍ
7. KŘIVKA ZNÁZORŇUJÍCÍ PRONACI PŘEDONOŽÍ
8. KONEC DVOUOPOROVÉ FÁZE
9. KŘIVKA ODRAZU PALCE
10. KONEČNÝ BOD ODRAZU PALCE

Obrázek 5. Trajektorie COP v průběhu stojné fáze krokového cyklu (upraveno podle Segel & Crawford, 2014)



Obrázek 6. Trajektorie COP v průběhu stojné fáze krokového cyklu (Kirtley, 2006)

2.3.3 Dynamická plantografie

Dynamická plantografie slouží k získávání informací o zatížení plosky v kvazistatických (např. stoj) i dynamických (např. chůze, běh) situacích. Pro získávání parametrů, týkajících se rozložení tlaku pod ploskou během stoje nebo chůze, jsou používány speciální tlakové plošiny, popřípadě měřicí stélky do bot. Tlakové plošiny s velkým množstvím měřících senzorů jsou během stoje nebo chůze mechanicky deformovány. Dochází k převodu této deformace na elektrické napětí a díky tomu mohou být získávány informace o změnách sil působících na plošinu v čase. Takovým způsobem lze stanovit hodnoty maximálního tlaku na daná místa plosky a polohu působišť vektoru reakční síly a jeho trajektorii v čase, mechanismus distribuce tlaku v průběhu pohybu, atd. (Janura et al., 2012). Při měření průběhu trajektorie COP během stojné fáze jsou zaznamenány všechny kontaktní tlakové body a také jejich hodnoty. Tyto body jsou vyneseny do názorného obrázku v závislosti na čase a na konkrétní vzorkovací frekvenci. (Segel & Crawford, 2014).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 Cíle

Hlavní cíl:

Na základě hodnocení trajektorie COP určit, zda existují rozdíly ve způsobu zatížení nohy při chůzi profesionálních baletních tanečníků a běžné populace.

Dílčí cíle:

1. Analyzovat trajektorii COP během stejné fáze krokového cyklu profesionálních baletních tanečníků a kontrolního souboru.
2. Provést výběr parametrů získaných na základě dynamické analýzy stejné fáze krokového cyklu, vhodných pro hodnocení způsobu zatížení nohy při chůzi.
3. Posoudit rozdíly v naměřených parametrech trajektorie COP během stejné fáze krokového cyklu u profesionálních baletních tanečníků a kontrolního souboru.

3.2 Vědecké otázky a hypotézy

Vědecká otázka:

Existují rozdíly v základních parametrech trajektorie COP ve stejné fázi krokového cyklu u profesionálních baletních tanečníků a běžné populace?

Hypotézy:

H₀₁: Velikost maximální výchylky COP od osy chodidla v průběhu stejné fáze krokového cyklu se u profesionálních baletních tanečníků a běžné populace neliší.

A) u skupiny žen

B) u skupiny mužů

H₀₂: Velikost maximální výchylky COP od osy chodidla v průběhu stejné fáze krokového cyklu se u žen a mužů neliší.

A) u profesionálních baletních tanečníků

B) u běžné populace

- H₀₃: Směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v průběhu stejné fáze krokového cyklu se u profesionálních baletních tanečnicků a běžné populace neliší.
- A) u skupiny žen
 - B) u skupiny mužů
- H₀₄: Směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v průběhu stejné fáze krokového cyklu se u žen a mužů neliší.
- A) u profesionálních baletních tanečnicků
 - B) u běžné populace
- H₀₅: Rychlost změn ve výchylce COP od osy chodidla v průběhu stejné fáze krokového cyklu se u profesionálních baletních tanečnicků a běžné populace neliší.
- A) u skupiny žen
 - B) u skupiny mužů
- H₀₆: Rychlost změn ve výchylce COP od osy chodidla v průběhu stejné fáze krokového cyklu se u žen a mužů neliší.
- A) u profesionálních baletních tanečnicků
 - B) u běžné populace

4 METODIKA

Diplomová práce byla zpracována se souhlasem etické komise FTK UP v Olomouci (Příloha 1) v rámci projektu „Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečnicků“ (interní grant Fakulty tělesné kultury č. FTK_2012:031).

4.1 Výzkumný soubor

Výzkumu se zúčastnilo 31 studentů FTK UP v Olomouci, zastupujících vzorek běžné populace a 38 tanečnicků baletního souboru Národního divadla v Brně. První soubor tvořilo celkem 14 mužů a 17 žen; průměrný věk: $23,7 \pm 2,2$ let; tělesná výška: $172,5 \pm 10$ cm; tělesná hmotnost: $67,3 \pm 12$ kg. Podmínkou pro zařazení do této skupiny bylo nevykonávání sportovní aktivity na vrcholové úrovni. Druhý soubor tvořilo celkem 15 mužů, 23 žen; průměrný věk: $25,2 \pm 5$ let; tělesná výška: $168,7 \pm 7,4$ cm; tělesná hmotnost: $57,2 \pm 10,7$ kg. Průměrná doba, po kterou se tanečníci věnovali baletu, byla $16,1 \pm 4,8$ let. Průměrný čas strávený tancem byl 9 hodin denně. Tito tanečníci byli vybráni podle předem stanovených kritérií:

- dosažení profesionální úrovně v tanci,
- absence patologických stavů muskuloskeletálního systému,
- absence operačních zákroků na dolních končetinách během posledních 6 měsíců.

Všichni testovaní jedinci byli předem seznámeni s průběhem měření a podepsali souhlas s anonymním použitím získaných dat ke statistickému zpracování a pro výzkumné účely (Příloha 2).

4.2 Technické zařízení použité při měření

Průběh trajektorie COP byl měřen pomocí plantografické plošiny Footscan® (RSscan International, Olen, Belgie) o délce 2 m, s hustotou tlakových senzorů 2,6 senzorů na 1 cm^2 . Plantografická plošina byla vsazena do cca 8 m dlouhého chodníku s téměř totožným povrchem, čímž byla zajištěna homogenita povrchu a vytvořily se tak podmínky pro plynulé provedení chůze přirozenou rychlostí.

4.3 Průběh měření a způsob zpracování dat

Metody klinické

U každého probanda byl proveden kineziologický rozbor. Kromě zjištění základních anamnestických údajů a informací o stavu pohybového aparátu obsahoval každý účastník aspekční a palpační vyšetření, goniometrické vyšetření rozsahů pohybu v kloubech (SFTR) a vyšetření základních pohybových stereotypů. V rámci kineziologického rozboru byla tanečnickům vyšetřena noha odborníkem na tuto problematiku (MUDr. I. Vařeka) a byli požádáni o vyplnění anket (Příloha 3). Hodnocení tohoto vyšetření není předmětem této práce.

Metody biomechanické

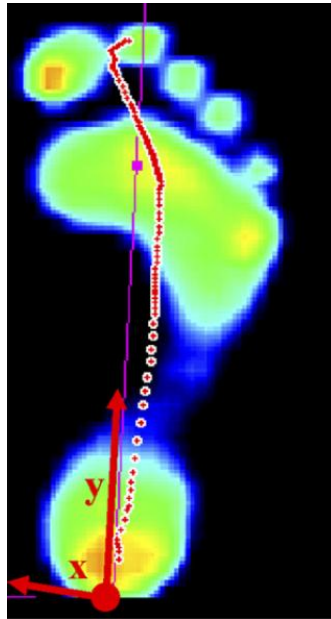
Na plantografické plošině absolvoval každý proband naboso 10 pokusů chůze přirozenou rychlostí. V rámci analýzy bylo u každého probanda zpracováno celkem 8 platných pokusů.

Data získaná měřením na plošině Footscan® byla dále zpracována pomocí softwaru Footscan gait (verze 7.97). Vyexportovaná data se dále zpracovávala v programu Microsoft Office Excel 2010. Ze získaných dat byly doloženy délkové a rychlostní parametry polohy COP (Obrázek 7) a jejich změn: maximální laterální výchylka COP od osy chodidla (Lat [% délky nohy]), maximální mediální výchylka COP od osy chodidla (Med [% délky nohy]), směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v mediolaterálním (SD X [% délky nohy]) a anteroposteriorním (SD Y [% délky nohy]) směru, rychlost výchylky COP v mediolaterálním směru (V_X [% délky nohy/s]), rychlost výchylky COP v anteroposteriorním směru (V_Y [% délky nohy/s]) a celková rychlost COP (V [% délky nohy/s]). Výpočty byly provedeny pro pravou i levou nohu zvlášť a výsledky byly poté zprůměrovány.

4.4 Statistické zpracování dat

K statistickému zpracování získaných dat byl použit program STATISTICA (verze 12.0, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Z naměřených dat byly vypočítány základní popisné statistické veličiny (průměr, minimální hodnota, maximální hodnota a směrodatná odchylka). Normalita rozdělení získaných dat byla ověřena testem Kolmogorov-Smirnov. K porovnání získaných dat mezi experimentální (profesionální baletní tanečníci) a kontrolní (běžná populace) skupinou byla použita dvoufaktorová analýza rozptylu (ANOVA) a Fisherův LSD post-hoc test. Skupiny žen a skupina mužů byly hodnoceny zvlášť. Pro testování hypotéz byla stanovena hladina statistické významnosti $p < 0,05$.

Obrázek 7. Trajektorie COP v průběhu stejné fáze krokového cyklu (Cock et al. 2008)



Legenda: znázornění trajektorie COP – tečkovaná čára; osa chodidla, vedoucí od středu paty přes II. metatarz na předonoží – jednolitá čára; osa y – anteroposteriorní osa; osa x – mediolaterální osa.

5 VÝSLEDKY

Základní statistické charakteristiky sledovaných parametrů pro experimentální skupinu baletních tanečníků a kontrolní skupinu běžné populace jsou uvedeny v tabulce 1. Výsledky statistického porovnání měřených parametrů kontrolní a experimentální skupiny jsou uvedeny v tabulce 2.

Tabulka 1. Základní statistické charakteristiky sledovaných parametrů pro experimentální skupinu baletních tanečníků a kontrolní skupinu běžné populace

	ŽENY				MUŽI			
	BALETNÍ		KONTROLNÍ		BALETNÍ		KONTROLNÍ	
PROMĚNNÉ	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD
Lat [% délky nohy]	6,2	1,47	6,4	1,19	7,1	1,47	7,0	1,33
Med [% délky nohy]	5,5	1,06	5,7	1,09	6,6	1,18	6,2	1,16
Range [% délky nohy]	11,7	2,26	12,1	1,77	13,7	2,15	13,2	2,24
SD X [% délky nohy]	0,40	0,05	0,36	0,06	0,39	0,05	0,40	0,06
SD Y [% délky nohy]	1,20	0,20	1,01	0,15	1,06	0,18	1,04	0,09
V_X [% délky nohy/s]	32,7	4,94	30,5	3,26	31,9	4,39	33,1	3,70
V_Y [% délky nohy/s]	157,3	10,12	154,7	11,58	143,9	15,18	149,2	9,26
V [% délky nohy/s]	160,8	10,43	157,8	11,64	147,6	15,16	152,9	9,24

Legenda: SD – směrodatná odchylka, Lat – laterální výchylka COP od osy chodidla, Med – mediální výchylka COP od osy chodidla, Range – rozpětí mezi hodnotou Lat a Med, SD X – směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v mediolaterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru, V_X – rychlost výchylky COP v mediolaterálním směru, V_Y – rychlost výchylky COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost výchylky COP.

Tabulka 2. Statistické porovnání měřených parametrů (hladiny statistické významnosti) u kontrolní a experimentální skupiny

	BALETNÍ X KONTROLNÍ		ŽENY X MUŽI	
	ŽENY	MUŽI	BALETNÍ	KONTROLNÍ
Lat	0,713	0,863	0,061	0,216
Med	0,630	0,386	0,006	0,209
Range	0,622	0,569	0,008	0,143
SD X	0,036	0,604	0,442	0,089
SD Y	0,001	0,813	0,010	0,624
V _X	0,113	0,470	0,601	0,096
V _Y	0,484	0,231	0,001	0,188
V	0,423	0,223	0,001	0,250

Legenda: červeně vyznačené hodnoty – statisticky významné při hladině statistické významnosti $p < 0,05$; Lat – laterální výchylka COP od osy chodidla, Med – mediální výchylka COP od osy chodidla, Range – rozpětí mezi hodnotou Lat a Med, SD X – směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v mediolaterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru, V_X – rychlost výchylky COP v mediolaterálním směru, V_Y – rychlost výchylky COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost výchylky COP.

5.1 Ověření hypotézy H₀₁

H₀₁: Velikost maximální výchylky COP od osy chodidla v průběhu stejné fáze krokového cyklu se u profesionálních baletních tanečnicků a běžné populace neliší.

- A) u skupiny žen
- B) u skupiny mužů

Ženy

Maximální laterální (Lat) a mediální (Med) výchylka COP od osy chodidla

Maximální laterální a mediální výchylka COP od osy chodidla ve stejné fázi krokového cyklu se při srovnání profesionálních baletních tanečnic s kontrolní skupinou žen neliší.

Muži

Maximální laterální (Lat) a mediální (Med) výchylka COP od osy chodidla

Maximální laterální a mediální výchylka COP od osy chodidla ve stejné fázi krokového cyklu se při srovnání profesionálních baletních tanečníků s kontrolní skupinou mužů neliší.

Hypotézu H_{01} pro skupinu žen i mužů zamítáme.

5.2 Ověření hypotézy H_{02}

H_{02} : Velikost maximální výchylky COP od osy chodidla v průběhu stejné fáze krokového cyklu se u žen a mužů neliší

A) u profesionálních baletních tanečníků

B) u běžné populace

Profesionální baletní tanečníci

Maximální laterální výchylka COP od osy chodidla (Lat)

Maximální laterální výchylka COP od osy chodidla se ve stejné fázi krokového cyklu při srovnání skupiny žen a mužů neliší.

Maximální mediální výchylka COP od osy chodidla (Med)

Maximální mediální výchylka COP od osy chodidla byla u skupiny baletních tanečnic (5,5 %) významně menší ($p = 0,006$) v porovnání se skupinou tanečníků (6,6 %) (Obrázek 8). Také velikost celkové výchylky byla u skupiny tanečnic (11,7 %) významně menší ($p = 0,008$) v porovnání se skupinou baletních tanečníků (13,7 %) (Obrázek 9).

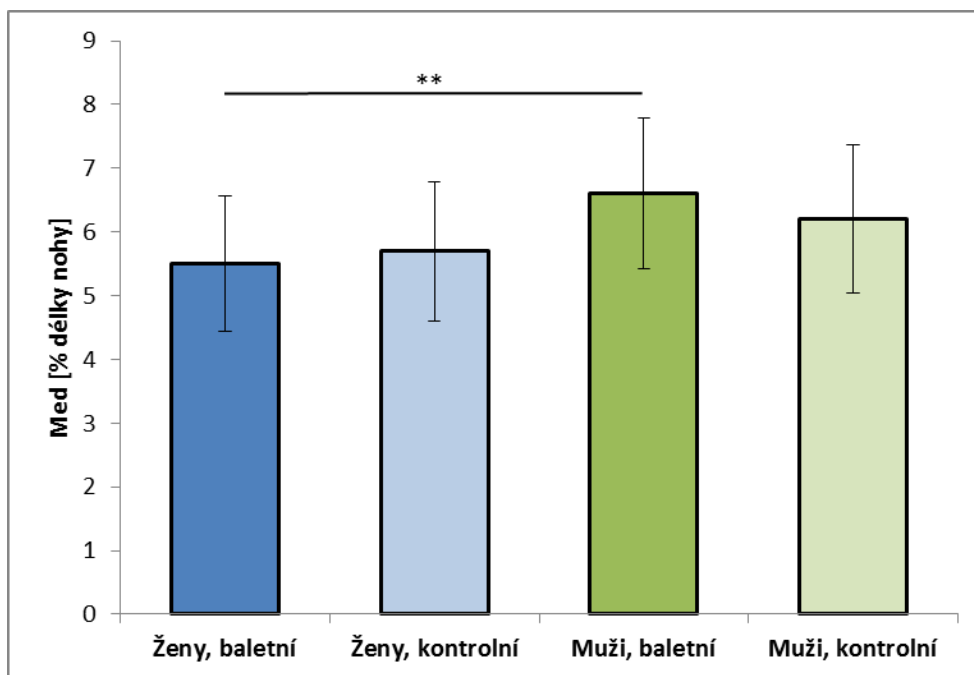
Kontrolní skupina

Maximální laterální (Lat) a mediální (Med) výchylka COP od osy chodidla

Maximální laterální a mediální výchylka COP od osy chodidla se ve stejné fázi krokového cyklu při srovnání skupiny žen a mužů neliší.

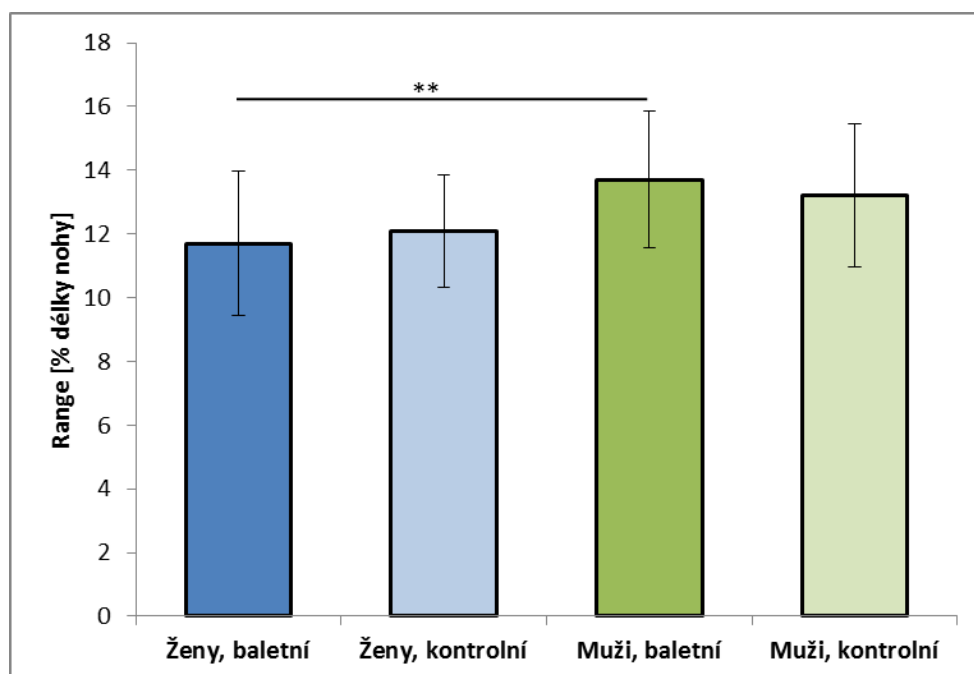
Hypotézu H_{02} pro skupinu profesionálních baletních tanečníků nelze zamítnout.

Hypotézu H_{02} pro kontrolní skupinu zamítáme.



Obrázek 8. Grafické znázornění statisticky významného rozdílu mediální výchylky COP od osy chodidla

Legenda: ** – statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p < 0,01$; Med – mediální výchylka COP od osy chodidla.



Obrázek 9. Grafické znázornění statisticky významného rozdílu celkové výchylky COP od osy chodidla

Legenda: ** – statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p < 0,01$; Range – rozpětí mezi hodnotou Lat a Med.

5.3 Ověření hypotézy H_{03}

H_{03} : Směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v průběhu stojné fáze krokového cyklu se u profesionálních baletních tanečnic a běžné populace neliší.

A) u skupiny žen

B) u skupiny mužů

Ženy

Směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v mediolaterálním směru (SD X)

Směrodatná odchylka výchylky COP v mediolaterálním směru od osy chodidla byla u profesionálních tanečnic (0,40 %) významně větší ($p = 0,036$) v porovnání s kontrolní skupinou (0,36 %) (Obrázek 10).

Směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru (SD Y)

Směrodatná odchylka výchylky COP v anteroposteriorním směru od osy chodidla byla u profesionálních tanečnic (1,20 %) významně větší ($p = 0,001$) v porovnání s kontrolní skupinou (1,01 %) (Obrázek 11).

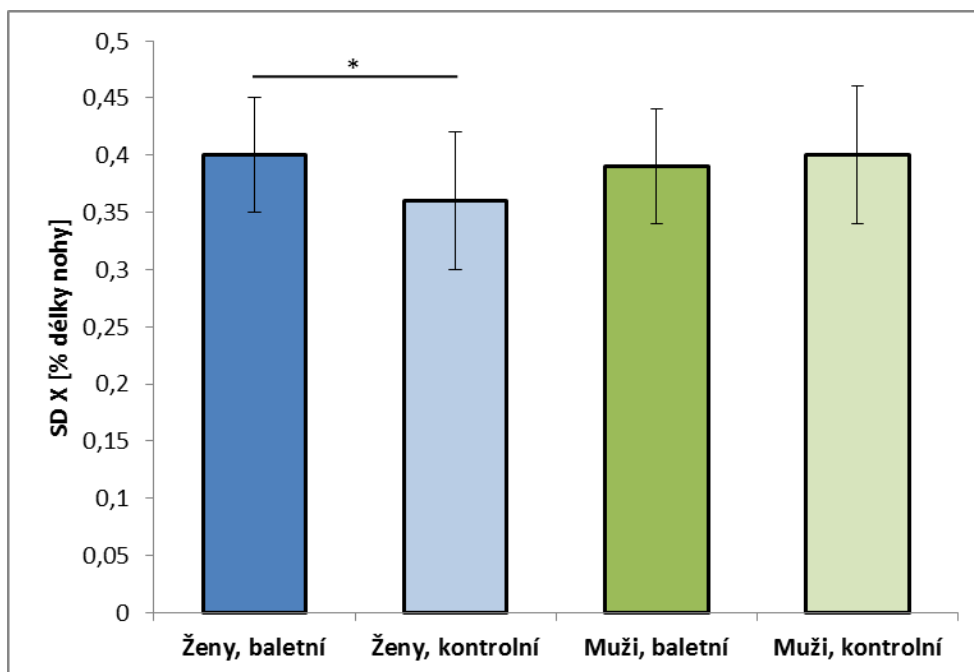
Muži

Směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla ve směru mediolaterálním (SD X) a anteroposteriorním (SD Y)

Směrodatná odchylka výchylky COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru od osy chodidla se ve stojné fázi krokového cyklu při srovnání skupiny profesionálních baletních tanečnic s kontrolní skupinou neliší.

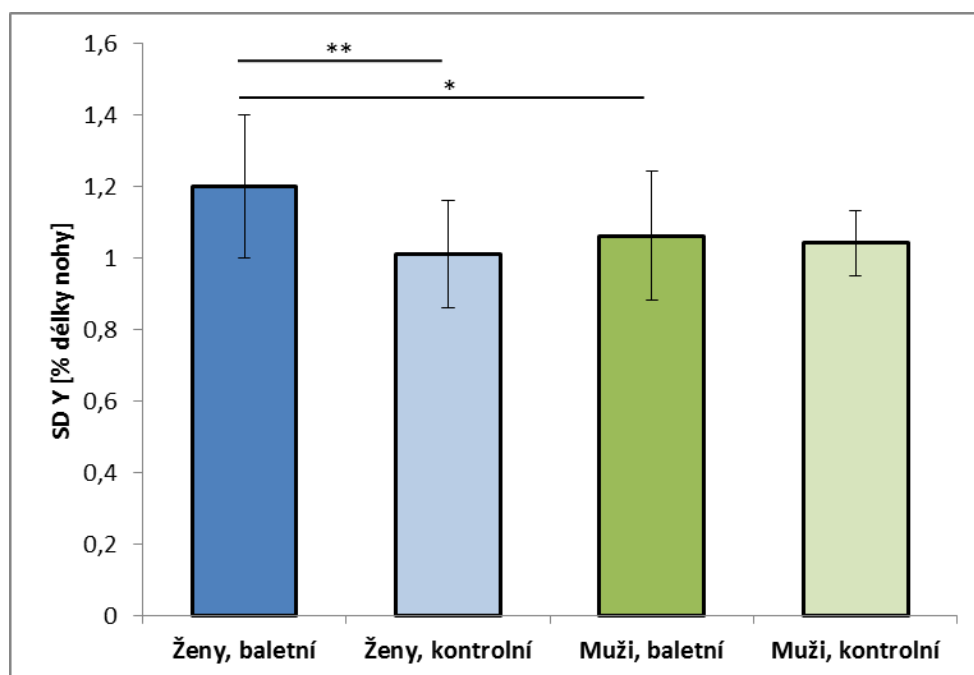
Hypotézu H_{03} pro skupinu žen nelze zamítnout pro žádný z měřených parametrů.

Hypotézu H_{03} pro skupinu mužů zamítáme.



Obrázek 10. Grafické znázornění statisticky významného rozdílu směrodatné odchylky výchyly COP v mediolaterálním směru od osy chodidla

Legenda: * – statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p < 0,05$; SD X – směrodatná odchylka výchyly COP od osy chodidla v mediolaterálním směru.



Obrázek 11. Grafické znázornění statisticky významného rozdílu směrodatné odchylky výchyly COP v anteroposteriorním směru od osy chodidla

Legenda: * – statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p < 0,05$; ** – statisticky významný rozdíl při hladině statistické významnosti $p < 0,01$; SD Y – směrodatná odchylka výchyly COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru.

5.4 Ověření hypotézy H_{04}

H_{04} : *Směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v průběhu stejné fáze krokového cyklu se u žen a mužů neliší.*

A) u profesionálních baletních tanečnicků

B) u běžné populace

Profesionální baletní tanečníci

Směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v mediolaterálním směru (SD X)

Směrodatná odchylka výchylky COP v mediolaterálním směru od osy chodidla se ve stejné fázi krokového cyklu při srovnání skupiny žen se skupinou mužů neliší.

Směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru (SD Y)

Směrodatná odchylka výchylky COP v anteroposteriorním směru od osy chodidla byla u skupiny žen (1,20 %) významně větší ($p = 0,010$) v porovnání se skupinou mužů (1,06 %) (Obrázek 11).

Kontrolní skupina

Směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v mediolaterálním směru (SD X) a anteroposteriorním směru (SD Y)

Směrodatná odchylka výchylky COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru od osy chodidla se ve stejné fázi krokového cyklu při srovnání skupiny žen se skupinou mužů neliší.

Hypotézu H_{04} pro skupinu profesionálních baletních tanečnicků nelze zamítnout.

Hypotézu H_{04} pro kontrolní skupinu zamítáme.

5.5 Ověření hypotézy H_{05}

H₀₅: Rychlost výchylek COP v průběhu stejné fáze krokového cyklu se u profesionálních baletních tanečnic a běžné populace neliší.

A) u skupiny žen

B) u skupiny mužů

Ženy

Rychlost výchylky COP v mediolaterálním (VX) a anteroposteriorním (VY) směru, celková rychlost COP

Rychlost výchylky COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru se ve stejné fázi krokového cyklu při srovnání skupiny profesionálních baletních tanečnic s kontrolní skupinou neliší. To platí také pro výslednou rychlost COP.

Muži

Rychlost výchylky COP v mediolaterálním (VX) a anteroposteriorním (VY) směru, celková rychlost COP

Rychlost výchylky COP od osy chodidla v mediolaterálním a anteroposteriorním směru se ve stejné fázi krokového cyklu při srovnání skupiny profesionálních baletních tanečnic s kontrolní skupinou neliší. To platí také pro výslednou rychlost COP.

Hypotézu H_{05} pro skupinu žen i mužů zamítáme.

5.6 Ověření hypotézy H_{06}

H₀₆: Rychlost výchylek COP v průběhu stejné fáze krokového cyklu se u žen a mužů neliší.

A) u profesionálních baletních tanečnic

B) u běžné populace

Profesionální baletní tanečníci

Rychlost výchylky COP v mediolaterálním směru (VX)

Rychlost výchylky COP v mediolaterálním směru se ve stejné fázi krokového cyklu při srovnání skupiny žen se skupinou mužů neliší.

Rychlost výchylky COP v anteroposteriorním směru (VY)

Rychlost výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru byla u skupiny žen (157,3 %/s) významně větší ($p = 0,001$) v porovnání se skupinou mužů (143,9 %/s) (Obrázek 12).

Rychlost výchylky COP (V)

Rychlost výchylky COP od osy chodidla byla u skupiny žen (160,8 %/s) významně větší ($p = 0,001$) v porovnání se skupinou mužů (147,6 %/s) (Obrázek 13).

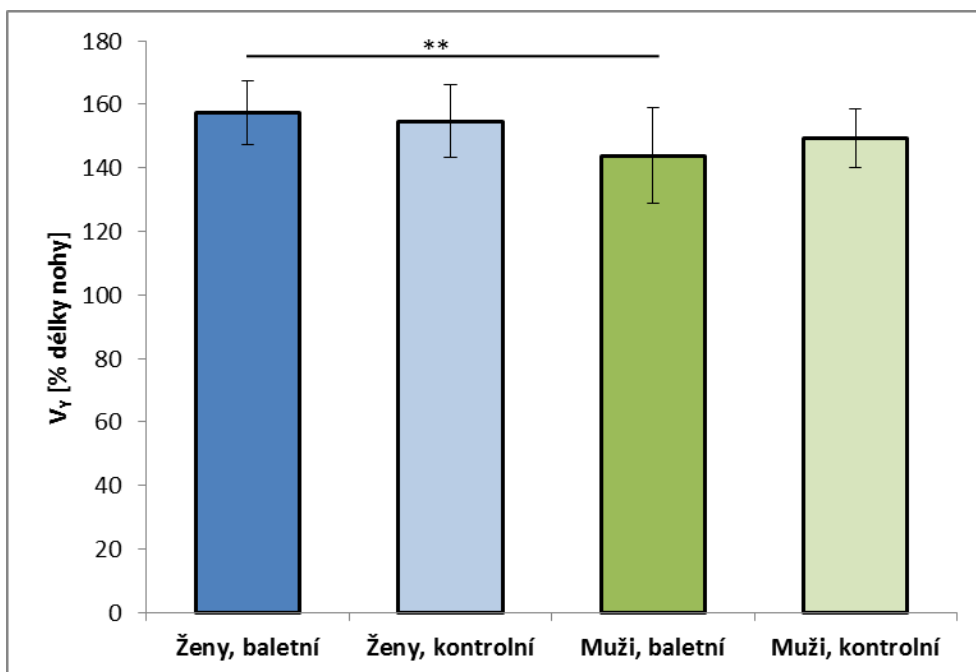
Kontrolní skupina

Rychlost výchylky COP v mediolaterálním (VX) a anteroposteriorním (VY) směru

Rychlost výchylky COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru, podobně jako výsledná rychlost COP, se ve stejné fázi krokového cyklu při srovnání skupiny žen se skupinou mužů neliší.

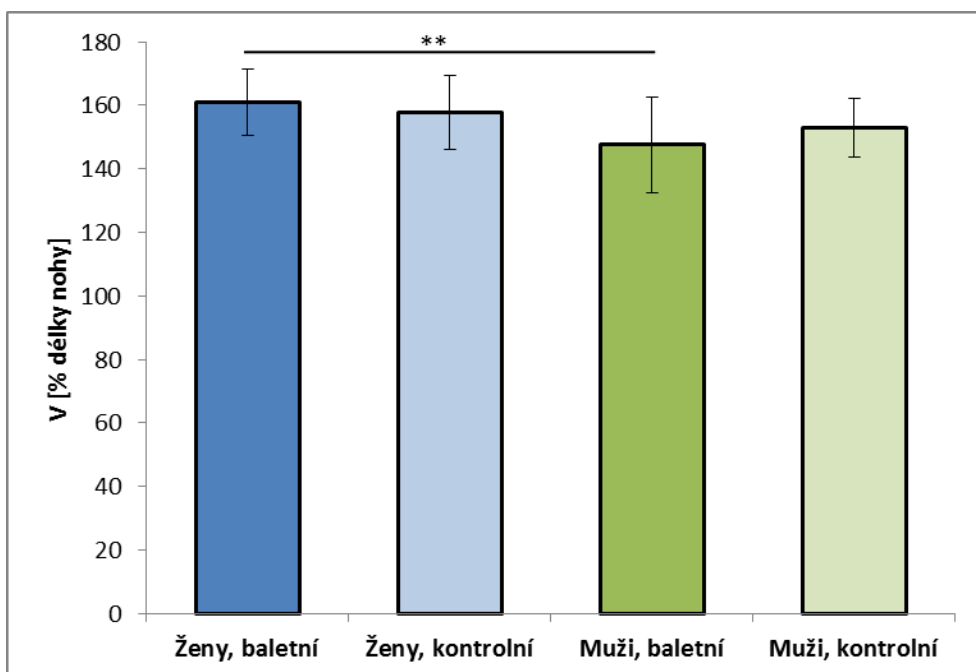
Hypotézu H_{06} pro skupinu profesionálních baletních tanečníků nelze zamítnout.

Hypotézu H_{06} pro kontrolní skupinu zamítáme.



Obrázek 12. Grafické znázornění statisticky významného rozdílu rychlosti výchylky COP v anteroposteriorním směru

Legenda: ** – statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p < 0,01$; V_y – rychlost výchylky COP v anteroposteriorním směru.



Obrázek 13. Grafické znázornění statisticky významného rozdílu celkové rychlosti výchylky

COP Legenda: ** – statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p < 0,01$; V – celková rychlost výchylky COP.

6 DISKUZE

Chůze je sice zautomatizovaným a velmi individuálním a tudíž těžko normovatelným pohybovým projevem člověka (Véle, 1997). Lewit (2003) označuje pohyby běžně používané v denním životě jako individuálně získané motorické stereotypy, které jsou ale do určité míry plastické. Chůze je řízena subkortikálními strukturami centrálního nervového systému a současně je modulována také z periferie prostřednictvím nejrůznější aferentní signalizace. Také nociceptivní aferentní vzruchy mohou charakter chůze významně měnit, protože v organismu dochází ke změnám, které znemožňují bezproblémové provedení zamýšleného výkonu (Véle, 1997). Baletní chůze vykazuje oproti běžné chůzi konkrétní specifické rysy. Je realizována ve výponu, tedy v plantární flexi přes špičku nohy. Nášlap je v první fázi veden přes palec zevně rotované nohy, po kontaktu palce s podložkou nastává rychlé uvolnění nohy a zátěž je přenesena na III. a IV. metatarz. Poté nastává fáze odrazu z paty, při níž ovšem nedochází k přenosu hmotnosti na tento segment nohy (Kröschlová, 1956; Kröschlová, 2003). Tanečníci se dokonce při tréninku chůze učí „klouzat“ prsty po podlaze a přitom nenadzvedávat předonoží (Kerrigan, Riley, Rogan & Burke, 2000). Při zahájení chůze prostřednictvím kontaktu špičky nohy s podložkou dochází k menšímu posunu COP posteriorně ve srovnání se zahájením chůze kontaktem paty s podložkou. Rovněž je generován větší dopředný moment síly a narůstá aktivita v m. gastrocnemius, m. rectus femoris a m. biceps femoris. Mediolaterální posuny COP jsou ovšem u obou způsobů iniciace chůze srovnatelné. Zahájení chůze kontaktem špičky s podložkou tedy dovoluje generovat větší množství pohybu vpřed, ne ovšem na úkor vzniku nadměrné mediolaterální destabilizace (Nolan & Kerrigan, 2002).

Pravidelně se opakující přetěžování pohybového aparátu může způsobit změny v nastavení jednotlivých částí těla a zapříčinit tak nutnost tvorby náhradních kompenzačních pohybových stereotypů (Lewit, 2003). U baletních tanečnicků dochází vlivem dlouhodobého přetěžování muskuloskeletálního systému, extrémní fyzické náročnosti a nefyziologického zvyšování kloubních rozsahů k většímu riziku vzniku poranění dolních končetin (Clippinger, 2007; Malone & Hardaker, 1990). Také nevhodná taneční obuv, není-li schopná chránit struktury nohy a absorbovat a tlumit nárazy, může zapříčinit vznik nejrůznějších patologií (Malone & Hardaker, 1990). Nejčastěji poraněnou částí těla bývá u baletních tanečnicků oblast nohy a celé dolní končetiny (Clippinger, 2007; Malone & Hardaker, 1990). Přitom největší zastoupení v rámci poranění této oblasti mají distorze hlezenního kloubu, vyskytující se často také s ligamentózní lézí (Clippinger, 2007). Russell (2010) uvádí, že vzhledem k náročnosti

baletního tance na stabilitu a funkčnost celé akrační oblasti dolní končetiny, znamená pro tanečnický i „prostá“ distorze hlezna veliký handicap. U tance a jiných sportů může dojít častým trénováním výskoků vlivem působení značné vertikální síly ke vzniku zranění (nejčastěji v oblasti hlezenního kloubu) a následnému narušení posturální stability. Sportovci jsou tak často uzavřeni v začarovaném kruhu, kdy zhoršením balančních schopností dochází k narušení kompenzačních strategií, pádům a k zvýšenému riziku vzniku úrazů. Negativně ovlivněna je samozřejmě také estetická složka tance (Zemková, 2011; Zemková, 2014). Tyto a další, pro baletní tanec typické negativní faktory, vedou u profesionálních tanečnicků ke změnám dynamické funkce nohy během normální chůze a zvyšují riziko vzniku distorze hlezenního kloubu (Lung, Chern, Hsieh & Yang, 2008).

Cílem diplomové práce bylo porovnat průběh trajektorie COP u profesionálních baletních tanečnicků a běžné populace v průběhu stojné fáze krokového cyklu. Naše experimentální skupina se skládá pouze z vybraných profesionálních baletních tanečnicků a pro jakýkoliv výzkum je účast profesionálů v konkrétním oboru velice cenná. Předpokládáme, že výsledky naší práce by mohly pomoci ozřejmit možnost nežádoucího působení baletního tance na běžnou chůzi. Kirtley (2006) uvádí, že analýzou trajektorie COP během chůze získáváme informace o posturální stabilitě jedince v této dynamické situaci a dále informace o mechanismu zatěžování nohy. Přestože je v odborné literatuře doposud velmi málo konkrétních informací vztahujících se k této problematice, lze předpokládat, že trajektorie COP by měla být do značné míry změněna u patologické chůze (Pillet, Bonnet, Lavaste & Wafa, 2009). Insuficience informací je zřejmá především v oblasti kinetických a dynamických parametrů kroku ve vztahu k jeho šířce, délce, stabilitě, rovnovážným schopnostem, trvání kontaktu planty s podložkou apod. (Zvonař et al., 2014).

Většina odborných studií se zabývá posturální stabilitou a průběhem COP ve statických situacích. V doposud publikované odborné literatuře není mnoho studií, které by se zabývaly zkoumáním průběhu trajektorie COP během chůze. Ve vztahu ke specifické skupině baletních tanečnicků, jsme našli pouze jednu relevantní odbornou studii. Autoři odborných článků navíc často zkoumají parametry naměřené v průběhu COP při chůzi ve vztahu ke konkrétnímu stádiu stojné fáze krokového cyklu.

Získané výsledky vykazují značnou variabilitu v rámci měřených parametrů. Hlavním důvodem je pravděpodobně individualita a variabilita komplexních motorických stereotypů, jako je lidská chůze. Baletní tanečníci navíc musí neustále zvládat posturálně velmi náročné situace, takže vyšetřování „pouhé“ chůze nemusí být ideálním motorickým vzorem pro

posuzování jejich posturální stability. Kiefer et al. (2013) předpokládají u baletních tanečnic vysokou úroveň posturálně stabilizačních schopností. Kuczyński, Szymańska a Bieć (2011) porovnávali velikost výchylek COP u baletních tanečnic a kontrolní skupiny v bipedálním stoji. Při měření byl použit k odvedení pozornosti Stroopův test. Předpokládali a potvrdili, že baletní trénink má kromě jiného pozitivní vliv na automatismus posturálního systému. Důvodem menší velikosti výchylek u skupiny baletních tanečnic je dle autorů skutečnost, že tanečnice jsou nuceny zaměřit svou pozornost na motoricky velmi náročné úkoly a stabilitou se již tolik vědomě nezabývají.

Stins, Michielsen, Roerdink a Beek (2009) našli lepší posturální stabilitu u baletních tanečnic oproti běžné populaci. Popisují výchylky COP u baletních tanečnic jako velmi nepravidelné. Tento fenomén dle autorů poukazuje na lepší flexibilitu posturálního systému. Schmit, Regis a Riley (2005) porovnávali posturální stabilitu v bipedálním stoji za různých podmínek u skupiny baletních tanečnic a skupiny atletů. Dospěli k závěru, že se vzory pohybu COP u obou skupin liší, pohyby COP u baletních tanečnic byly méně pravidelné. Tuto skutečnost vysvětlují autoři rozdílnou pohybovou aktivitou i rozdílným způsobem trénování. Z uvedených informací je zřejmé, že kromě variability měřených parametrů existuje také odlišnost v rámci interpretace naměřených hodnot, kdy někteří autoři považují větší a rychlejší výchylky COP jako známku horší posturální stability jedince a jiní naopak tyto výchylky považují za známku dobré reaktability posturálního systému. Způsob interpretace tedy vždy závisí na druhu použitých testů a na náročnosti řešené situace.

Z výsledků naší práce vyplývá, že z porovnání normální chůze u baletních tanečnic a kontrolní skupiny běžné populace existují statisticky významné rozdíly pouze u skupiny žen u parametru směrodatné odchylky výchylky COP, a to v obou směrech od osy chodidla. Směrodatná odchylka výchylky COP v mediolaterálním i v anteroposteriorním směru od osy chodidla byla u profesionálních tanečnic významně větší v porovnání s kontrolní skupinou. U mužů se výsledky porovnání tohoto parametru neprokázaly jako statisticky významné. Perrin, Deviterne, Hugel & Perrot (2002) uvádějí, že vizuální zpětná vazba je hlavním aferentním vstupem, na který se baletní tanečnice v rámci udržování stability spoléhají. Navíc přesně vědí, kdy budou během svého pohybu muset zvládnout balančně náročnou situaci. Vlivem toho nemusí docházet k využití balančních schopností tanečnic při běžných aktivitách. O pravdivosti tohoto tvrzení můžeme polemizovat. V podstatě každodenní přibližně osmihodinový baletní trénink probíhá při neustálém feedbacku prostřednictvím zrcadel, videí a fotografií, korekce ze strany baletních mistrů a choreografů. Na základě této myšlenky by se dalo říci, že baletní tanečnice neustále zdokonalují své kinestetické

schopnosti, a proto pravděpodobně „znají“ motorické chování a tedy i balanční strategie svého těla mnohem lépe než běžný člověk.

Z výsledků naší práce vyplývá, že při porovnání žen a mužů v rámci kontrolní skupiny jsme v žádném z hodnocených parametrů nezaznamenali statisticky významné rozdíly. Domníváme se, že důvodem je mj. podobný způsob zatěžování pohybového systému za obdobných podmínek u běžné populace.

Statisticky významné rozdíly jsme naopak zaznamenali především při porovnávání profesionálních baletních tanečnic a tanečníků. Vliv somatických rozdílů mužů a žen na zatížení plosky během chůze zkoumali Putti, Arnold a Abboud (2010). Vycházeli z výsledů antropometrických studií, které potvrdily, že existují značné rozdíly v tělesné stavbě žen a mužů. Ženy mají např. varóznější postavení v kyčlích, větší valgozitu kolen a anatomicky odlišné kosti nohy než muži. Výsledky sice potvrdily, že muži mají oproti ženám významně větší plochu kontaktu ve všech oblastech chodidla, rozdíly ve velikosti tlaků a dobou kontaktu určité části chodidla s podložkou však nebyly statisticky významné. Cock et al. (2008), kteří zkoumali průběh trajektorie COP u skupiny 215 naboso běžících mladých jedinců bez předchozího zranění, také nenalezli při porovnávání měřených parametrů u mužů a žen statisticky významný rozdíl.

Pohlaví u baletních tanečnic a tanečníků může určovat predispozice vzniku různých poranění, ta mají následně negativní vliv na posturální stabilitu. Např. u baletních tanečníků byla prokázána vyšší incidence vzniku low back pain než u žen. Clippinger (2007) uvádí jako důvod časté zvedání svých baletních partnerek.

Blaszczyk, Becka a Sadowska (2014) uvádí, že nižší umístění těžiště u žen než u mužů může mít pozitivní vliv na udržování stability. I přes tuto skutečnost dospěli v průběhu svého výzkumu, při němž porovnávali posturální stabilitu v bipedálním stoji, k závěru, že posturální stabilita je vzhledem k nižším hodnotám rychlosti a velikosti výchylek COP u mužů lepší než u žen. Výsledky svého šetření vysvětlují větší svalovou silou mužů danou jejich mohutnější svalovou hmotou.

Mgr. Olga Kyndlová, baletní tanečnice, choreografka a ředitelka Baletní školy Olgy Kyndlové ve Státní opeře (osobní komunikace, 5. 4. 2016) potvrdila, že genderové rozdíly v rámci klasického baletu existují. Poukázala především na rozdílné převládající ženské a mužské baletní prvky a rozdílný způsob tance. Ženský tanec by měl působit křehce a něžně a převládá při něm pozice na špičkách nohou. Proto se také baletky mnohem častěji obouvají do baletních špiček, které udržení této pozice podporují. Muži baletní špičky využívají pouze výjimečně. Pro tanečníky je nutná především svalová síla a správné technické provedení.

Jejich projev má působit oproti ženám dynamičtěji a agresivněji. Svou sílu využívají nejen pro dostatečnou výšku skoků, ale také pro zvedání svých partnerek. K této diferenciaci v rámci tréninku a předvádění genderově specifických baletních prvků dochází přibližně až okolo dvanáctého roku života, do té doby je způsob zatěžování u obou pohlaví obdobný.

Z našich měření vyplývá, že maximální mediální výchylka COP od osy chodidla byla u skupiny baletních tanečnic významně menší v porovnání se skupinou tanečníků. Také velikost celkové výchylky COP od osy byla u skupiny tanečnic významně menší v porovnání se skupinou baletních tanečníků. Tuto skutečnost lze vysvětlit mj. tím, že baletní tanec u mužů a žen vykazuje výrazné odlišnosti. Mgr. Kyndlová (osobní komunikace, 5. 4. 2016) potvrdila, že choreografie tanečníků obsahují více skokových prvků než choreografie tanečnic. Je možné, že z tohoto důvodu dochází k častějšímu vzniku úrazů v oblasti nohy právě u tanečníků, a tím i k častějšímu a výraznějšímu vzniku nestability této oblasti.

Převažuje-li pohyb nohy směrem do pronace, dochází k mediálnímu posunu trajektorie COP, jestliže se naopak noha pohybuje spíše do supinace, posouvá se trajektorie COP laterálně (Kirtley, 2006). Lung et al. (2008) zaznamenali ve své studii u baletních tanečníků nárůst smykové složky reakční síly mediálním směrem během předšvihové fáze. Tento fenomén autoři přisuzují pronačnímu postavení nohy, která vede během předšvihové fáze k výrazné everzi předonoží. Hyperpronační postavení nohy (subtalárního kloubu) vzniká u tanečníků nejčastěji jako důsledek kompenzačních mechanismů používaných při tanci, jako důsledek svalových dysbalancí nebo varózního předonoží či zánoží (Clippinger, 2007). Tato hyperpronace způsobuje přetěžování mediální části nohy a kotníku (Clippinger, 2007; Gamboa et al., 2008; Lung et al., 2008). Zvýšená pronace v subtalárním kloubu na konci stojné fáze může způsobovat vznik některých patologií spojovaných s neideální biomechanikou nohy. Patří sem např. plantární fasciitida, hallux valgus či hallux limitus a intermetatarzální neuralgie, sesamoiditida i low-back pain (Kirby, 2000).

Lung et al. (2008) na základě svého měření uvádějí, že průměrná křivka trajektorie COP přiložená na otisk chodidla vede u skupiny baletních tanečníků více přímo (vykazuje menší zakřivení) v porovnání s kontrolní skupinou. Obdobný tvar trajektorie COP lze vidět u jedinců s plochonožím. Segel a Crawford (2014) rovněž uvádějí, že křivka průběhu trajektorie COP u jedinců s plochou nohou má tendenci ve středu stojné fáze probíhat spíše přímo rovně (bez větších mediolaterálních výchylek) a rychlost průběhu COP se snižuje.

Z našich výsledků dále vyplývá, že směrodatná odchylka výchylky COP v anteroposteriorním směru od osy chodidla byla u skupiny tanečnic významně větší v porovnání se skupinou tanečníků. Také rychlost výchylky COP od osy chodidla

v anteroposteriorním směru a rychlost celkové výchylky COP byla u skupiny tanečnic statisticky významně větší v porovnání se skupinou tanečníků.

Blaszczyk et al. (2014) zkoumali posturální stabilitu u dospělých žen a mužů v bipedálním stoji s očima otevřenými i zavřenými. Jak je již uvedeno výše, dle výsledků jejich měření byla rychlost výchylek COP a COM u žen při obou podmínkách v mediolaterálním i anteroposteriorním směru vyšší, a proto je jejich posturální stabilita horší. Celková změna rychlosti výchylek COP a COM byla ale u žen při zavření očí významně nižší. Autoři uvádějí, že rozdíly v rámci měřených parametrů mezi ženami a muži mohou být způsobeny antropometrickými faktory (hmotností, velikostí opěrné báze, množstvím svalové hmoty apod.).

Hyperpronační postavení nohy může způsobovat prodloužení stojné fáze krokového cyklu u tanečníků (Teplá, Procházková, Svoboda & Janura, 2014). Jedinci s chronickou instabilitou kotníků přenáší během chůze hmotnost nad předonoží pomaleji (Nyska et al., 2003; Willems, Witvrouw, Delbaere, De Cock & De Clercq, 2005). To může způsobit prodloužení stojné fáze krokového cyklu, neideální odvíjení plosky a fázi odrazu nohy od podložky. Lung et al. (2008) ve své studii došli k závěru, že v rámci rychlosti výchylky COP došlo ve všech směrech k signifikantnímu opoždění u skupiny baletních tanečníků oproti kontrolní skupině. Tuto skutečnost naše výsledky nepotvrzují.

Perry (1992) popisuje biomechanické aspekty krokového cyklu na úrovni nohy a hlezna v sagitální rovině prostřednictvím tří zhoupnutí (rockers). Lung et al. (2008) našli během svého šetření shodu těchto tří zhoupnutí se třemi maximálními vrcholy rychlosti výchylky COP. U každého vrcholu došlo u skupiny baletních tanečníků ke zpomalení, nejvíce byl tento rozdíl patrný v rámci 2. zhoupnutí (ankle rocker). Ke zpomalení došlo také během 3. zhoupnutí (forefoot rocker), kdy dochází k extenzi metatarzofalangeálních kloubů. I. metatarzofalangeální kloub mívá u baletních tanečníků větší rozsah pohybu do extenze, čímž je zhoršena jeho opěrná funkce.

Hodnocení dynamických parametrů stojné fáze chůze umožňuje odhalit příčiny a mechanismy vzniku nejrůznějších patologií a na základě toho se také s větší efektivitou zaměřit na způsoby rehabilitační intervence, prevenci a terapii případných zranění. Výsledky této práce mohou pomoci doplnit dosud chybějící informace týkající se problematiky posturální stability v dynamických situacích a pochopit vliv profesionálně prováděného baletního tance na biomechaniku nohy během chůze.

Limity práce

Výsledky naší práce nejsou zpracovány zvlášť pro dominantní a nedominantní dolní končetinu. Lung et al. (2008) ve svém měření tento fakt zohlednili a dospěli k závěru, že rozdíly ve výsledcích pro pravou a levou nohu nebyly statisticky významné a mohly tak být zahrnuty do jednotného statistického vzorku. Leanderson, Eriksson, Nilsson a Wykman (1996) dospěli při porovnávání posturální stability na levé a pravé končetině k závěru, že lepší posturální stabilitu měly tanečnice na levé dolní končetině. Toto zjištění vysvětlují tím, že tanečnice využívají jako stojnou končetinu při piruetách přednostně levou dolní končetinu.

Program Footscan gait software vyžaduje subjektivní zpracování jednotlivých pokusů. Tím může docházet ke vzniku drobných odchylek. Ovlivnění výsledných hodnot sledovaných parametrů jsme minimalizovali tím, že vyhodnocení provedla jedna osoba.

7 ZÁVĚR

V diplomové práci jsme prostřednictvím dynamické plantografie posuzovali průběh trajektorie COP ve stejné fázi krokového cyklu u baletních tanečnic a vzorku běžné populace. U obou skupin jsme se zaměřili také na hodnocení vlivu pohlaví na průběh trajektorie COP. Analýzou trajektorie COP během chůze jsme se snažili získat informace o způsobu zatěžování nohy a o posturální stabilitě probandů v této dynamické situaci.

Porovnání skupiny baletních tanečnic a běžné populace

Při porovnání výsledků skupiny baletních tanečnic a skupiny kontrolní byl zaznamenán statisticky významný rozdíl jen u probandů ženského pohlaví. Směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v mediolaterálním i v anteroposteriorním směru byla v obou případech významně větší u baletních tanečnic.

Porovnání skupiny žen a mužů

Maximální mediální výchylka COP od osy chodidla a celková výchylka COP od osy chodidla byly u tanečnic významně menší než u tanečnic. Naproti tomu směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru, rychlost výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru a celková rychlost COP byly u tanečnic významně větší než u tanečnic.

Rozdíly v porovnání žen a mužů kontrolní skupiny nebyly v žádném z hodnocených parametrů statisticky významné.

Analýza dynamických parametrů stejné fáze chůze je nezbytná pro objasnění důsledků působení baletního tance na průběh chůze. Může také poskytnout další informace pro objasnění mechanismů posturální stability v dynamických situacích a v neposlední řadě přispět ke snížení počtu úrazů a k vytvoření komplexnější formy terapie u profesionálních baletních tanečnic.

8 SOUHRN

Pro klasický balet na profesionální úrovni je mj. nepostradatelná veliká svalová síla, nadměrné rozsahy pohybů v kloubech a značná schopnost posturální stabilizace. Důležitá je také estetičnost provedení a jeho výrazovost. Chůze je pro tanec základním pohybem, z něhož vycházejí další taneční prvky. Pružnost, lehkost, plynulost a rytmičnost taneční chůze je ovlivňována způsobem držení těla, způsobem zapojování svalů a úrovní rovnovážných schopností tanečníků.

Cílem práce bylo porovnat průběh trajektorie COP u profesionálních baletních tanečníků a běžné populace v průběhu stejné fáze krokového cyklu. Experimentální skupinu tvořilo 38 profesionálních tanečníků a tanečnic baletního souboru Národního divadla v Brně (průměrný věk $25,2 \pm 5$ let; průměrná výška $168,7 \pm 7,4$ cm; průměrná hmotnost $57,2 \pm 10,7$ kg). Kontrolní skupina se skládala z 31 probandů (průměrný věk $23,7 \pm 2,2$ let; průměrná výška $172,5 \pm 10$ cm; průměrná hmotnost $67,3 \pm 12$ kg). Průběh trajektorie COP byl měřen pomocí plantografické plošiny Footscan®.

Při porovnání výsledků skupiny baletních tanečníků a skupiny kontrolní byl zaznamenán statisticky významný rozdíl jen u probandů ženského pohlaví, konkrétně u parametru směrodatné odchylky výchylky COP v mediolaterálním i v anteroposteriorním směru od osy chodidla, který byl v obou případech významně větší u tanečnic. Statisticky významné rozdíly jsme v našich výsledcích zaznamenali především při porovnání žen a mužů ze skupiny tanečníků. Tyto výsledky můžeme vysvětlit antropometrickými rozdíly a také odlišnou rolí a rozdílným způsobem tančení klasického baletu u žen a mužů. Hodnoty maximální mediální výchylky a velikosti celkové výchylky COP od osy chodidla nabývaly u skupiny tanečnic významně nižších hodnot v porovnání s hodnotami těchto parametrů u skupiny tanečníků. Hodnoty směrodatné odchylky výchylky COP v anteroposteriorním směru od osy chodidla, rychlosti výchylky COP v anteroposteriorním směru od osy chodidla a rychlosti celkové výchylky COP byly u skupiny tanečnic významně větší v porovnání se skupinou tanečníků.

Výsledky této práce by mohly pomoci doplnit dosud chybějící informace týkající se problematiky posturální stability v dynamických situacích a problematiky zabývající se způsobem zatěžování nohou profesionálních baletních tanečníků během stejné fáze chůze.

9 SUMMARY

A great muscle strength, an excessive range of movement in joints and a considerable ability of postural stabilisation are needed, among other things, for classical ballet at a professional level. Other important elements also include the aesthetic execution and its expression. Walking is an essential movement in dance and a basis for other dance elements. The flexibility, lightness, fluidity and rhythm of dance walk depend on the body posture, the way of using muscles and the level of stabilisation ability of dancers.

The aim of the dissertation was to compare the trajectories of COPs in the professional ballet dancers and the general public during the standing phase of a cycle of steps. The experimental group consisted of 38 professional dancers from the ballet company of the National Theatre in Brno (average age 25.2 ± 5 years; average height 168.7 ± 7.4 cm; average weight 57.2 ± 10.7 kg). The control group consisted of 31 healthy individuals (average age 23.7 ± 2.2 years; average height 172.5 ± 10 cm; average weight 67.3 ± 12 kg). The trajectory course of COPs was measured using a Footscan® plantographic platform.

The comparison of results for the groups of ballet dancers and the control group showed a statistically-significant difference only in female probands, in particular the parameter of the conclusive deviation in the COP misalignment from the foot axis in both the mediolateral and the anteroposterior directions which was significantly higher in female dancers. Statistically-significant differences in our results were noted particularly in the comparison of males and females in the group of dancers. These results can be explained by anthropometric differences as well as the different role and a different way of dancing classical ballet by men and women. The maximum medial misalignment and the size of the total COP misalignment from the foot axis were significantly lower in female dancers than the value of these parameters in the group of male dancers. The conclusive deviation in the COP misalignment from the foot axis in the anteroposterior direction, the speed of this misalignment in the anteroposterior direction from the foot axis and the speed of the total COP misalignment were significantly higher in female dancers than in male dancers.

The results of this dissertation may help supply missing information regarding the issue of postural stability in dynamic situations and the issue of studying the way of straining the feet of professional ballet dancers during the standing phase of walking.

10 SEZNAM LITERATURY

- Adams, J. M., & Perry, J. (2006). *Gait analysis: clinical decision making*. In Rose, & J., Gamble, J. G. Human walking. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Angioi, M., Maffulli, G. D., McCormack, M., Morrissey, D., Chan, O., & Maffulli, N. (2014). Early signs of osteoarthritis in professional ballet dancers: A preliminary study. *Clinical Journal of Sport Medicine, 24*(5), 435-7.
- Barnes, M. A., Krasnow, D., Tupling, S. J., & Thomas, M. (2000). Knee Rotation in Classical Dancers during the Grand Plié. *Medical Problems of Performing Artists, 15*(4), 140-147.
- Bazarovová, N., & Mejová, V. (1980). *Abeceda klasického tance*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Bennell, K., Khan, K. M., Matthews, B., Gruyter, M. D., Cook, E., Holzer, K., & Wark, J. D (1999). Hip and ankle range of motion and hip muscle strength in young novice female ballet dancers and controls. *British Journal of Sports Medicine, 33*, 340-346.
- Blaszczyk, J. W., Beck, M., & Sadowska, D. (2014). Assessment of postural stability in young healthy subjects based on directional features of posturographic data: Vision and gender effects. *Acta Neurobiologiae Experimentalis, 74*(4), 433-442.
- Bogey, R. (2014). Gait analysis. *Medscape*. Retrieved 1. 12. 2016 from the World Wide Web: <http://emedicine.medscape.com/article/320160-overview#showall>
- Borges, L. S., Bortolon, J. R., Santos, V. C., Moura, N. R., Dermargos, A., Cury-Boaventura, M. F., Gorjao, R., Pithon-Curi, T. C., & Hatanaka, E. (2014). Chronic Inflammation and Neutrophil Activation as Possible Causes of Joint Diseases in Ballet Dancers. *Mediators of Inflammation, 3*, 1-7.

- Bronner, S., Ojofeitimi, S., & Rose, D. (2003). Injuries in a modern dance company: effect of comprehensive management on injury incidence and time loss. *American Journal of Sports Medicine*, 31(3), 365-373.
- Brown, T. D., & Micheli, L. J. (2004). Foot and ankle injuries in dance. *American Journal of Orthopedics*. 33(6), 303-309.
- Bussellová, A. (1995). *Abeceda baletu*. Praha: Ikar.
- Ciannini, S. (1994). *Gait analysis: methodologies and clinical application*. Amsterdam: IOS Press for BTS Bioengineering Technology & Systems.
- Cimelli, S. N., & Curran, S. A. (2012). Influence of Turnout on Foot Posture and Its Relationship to Overuse Musculoskeletal Injury in Professional Contemporary Dancers. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 102, 25-33.
- Clippinger, K. S. (2007). *Dance Anatomy and Kinesiology*. Champaign, IL: Human kinetics.
- Cock, A., Vanrenterghem, J., Willems, T., Witvrouw, E., & Clercq, D. (2008). The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. *Gait and Posture*, 27, 669-675.
- Coplan, J. A. (2002). Ballet Dancers' Turnout and its Relationship to Self-reported Injury. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 32(11), 579-584.
- Čápková, J. (2008). *Terapeutický koncept „Bazální programy a podprogramy“*. Ostrava: Repronis.
- Deursen, R. (2004). Mechanical loading and off-loading of the plantar surface of the diabetic foot. *Clinical Infectious Diseases*, 39(2), S87-S91.
- Dungl, P. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Dvořák, R. (2003). *Základy kinezioterapie*. Olomouc: Univerzita Palackého.

- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada.
- Escamilla, R. (2001) Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(1), 127-141.
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. Oxford: Mac Keith Press.
- Gamboa, J. M., Roberts, L., Maring, J., & Fergus, A. (2008). Injury Patterns in Elite preprofessional Ballet Dancers and the Utility of Screening Program to Identify Risk Characteristics. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38(3), 126-136.
- Gilbert, C. B, Gross, M. T., & Klug, K. B. (1998). Relationship Between Hip External Rotation and Turnout Angle for the Five Classical Ballet Positions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 27(5), 339-347.
- Götz-Neumann, K. (2011). *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Gross, J. M., Fetto, J., & Rosen, E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton.
- Haas, J. (2010). *Dance Anatomy*. United States: Human Kinetics Publishers.
- Halász, A. (1994). *Analýza a syntéza tanečního duetu*. Praha: Akademie múzických umění v Praze.
- Hamill, J. & Knutzen, K. M. (2009). *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Hamilton, D., Arosen, P., Loken, J. H., Berg, I. M., Skotheim, R., Hopper, D. Clarke, A., & Briffa, N. K. (2005). Dance training intensity at 11–14 years is associated with femoral torsion in classical ballet dancers. *British Journal of Sports Medicine*, 40(4), 299-303.

- Hamilton, W., Hamilton, L., Marshall, P., & Molnar, M. (1992). A profil of the musculoskeletal characteristic of elite professional ballet dancers. *American Journal of Sports Medicine*, 20(3), 267-273.
- Inman, V. T., Ralston, H. J., & Todd, F. (2006). *Human locomotion*. In Rose, J., & Gamble, J. G. (Eds.), *Human walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., & Svoboda, Z. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Jebavá, J. (1998). *Kapitoly z dějin tance a možnosti terapie*. Praha: Karolinum.
- Jian, Y., Winter, D. A., Ishac, M. G., & Gilchrist, L. (1993). Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait & Posture*, 1(1), 9-22.
- Kadel, N. (2006). Foot and Ankle Injuries in Dance. *Physical Medicine and Rehabilitation clinics of North America*, 17(6), 813-826.
- Kapandji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints. Volume 2. Lower Limb*. London: Churchill Livingstone.
- Kapandji, I. A. (2008). *The physiology of the joints. Volume 3, The spinal column, pelvic girdle and head*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kerrigan, D. C., Riley, P. O., Rogan, S., & Burke, D. T. (2000). Compensatory Advantages of Toe Walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(1), 38-44.
- Kiefer, A. W., Riley, M. A., Shockley, K., Sitton, C. A., Hewett, T. E., Cummins-Sebree, S., & Haas, J., G. (2013). Lower-limb Proprioceptive Awareness in Professional Ballet Dancers. *Journal of Dance Medicine & Science*, 17(3), 126-132.

- Kirby, K. A. (2000). Biomechanics of the normal and abnormal foot. *Journal of the american podiatric medical association*, 90(1), 1-5.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Edinburg: Churchill Livingstone/Elsevier.
- Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(4), 152-164.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Králíček, P. (2004). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum.
- Kröschlová, E. (2003). *Jevištní pohyb. Herecká pohybová příprava*. Praha: Nakladatelství AMU.
- Kröschlová, J. (1956). *Základy pohybové přípravy tanečnicka a herce*. Praha: Orbis.
- Kröschlová, J. (2002). *Výrazový tanec*. Praha: IPOS-ARTAMA.
- Kuczyński, M., Szymańska, M., & Bieć, E. (2011). Dual-task effect on postural control in high-level competitive dancers. *Journal Of Sports Science*, 29(5), 539-545.
- Kushner, S., Saboe, L., Reid, D., Penrose, T., & Grace, M. (1990). Relationship of turnout to hip abduction in professional ballet dancers. *American Journal of Sports Medicine*, 18(3), 286-291.
- Leanderson, J., Eriksson, E., Nilsson, Ch., & Wykman, A. (1996). Proprioception in Classical Ballet Dancers. *American Journal of Sports Medicine*, 24(3), 370-374.
- Leanderson, C., Leanderson, J., Wykman, A., Strender, L. E., Johansson, S. E., & Sundquist, K. (2011). Musculoskeletal injuries in young ballet dancers. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19, 1531-1535.

- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika, spol. s r. o. ve společnosti s Českou lékařskou společností J. E. Turkyně.
- Lung, C.-W., Chern, J.-S., Hsieh, L.-F., & Yang, S.-W. (2008). The differences in gait pattern between dancers and non-dancers. *Journal of Mechanics*, 24(4), 451-457.
- Mackay-Lyons, M. (2002). Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence. *Physical Therapy*, 82, 69-83.
- Malone, T. R., & Hardaker, W. T. (1990). Rehabilitation of foot and ankle injuries in ballet dancers. *Journal of Orthopedic Sports and Physical Therapy*, 11(8), 335-361.
- Mareš, J. (2005). *Řízení polohy těla a pohybu*. In Ganong, W. F. (Ed.), *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén.
- Milan, K., R. (1994). Injury in Ballet: A Review of Relevant Topics for the Physical Therapist. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19(2), 121-129.
- Miller, C. (2006). Dance Medicine: Current concepts. *Physical Medicine and Rehabilitation clinics of North America*, 17(4), 803-811.
- Nolan, L., & Kerrigan, D. C. (2002). Keep on your toes: gait initiation from toe-standing. *Journal of Biomechanics*, 36(3), 393-401.
- Nyska, M., Shabat, S., Simkin, A., Neeb, M., Matan, Y., & Mann, G. (2003). Dynamic force distribution during level walking under the feet of patients with chronic ankle instability. *British Journal of Sports Medicine*, 37(6), 495-497.
- O'Kane, J. W., & Kadel, N. (2008). Anterior impingement syndrome in dancers. *Current Review Musculoskeletal Medicine*, 1(1), 12-16.
- Pasparakis, D., & Darras, N. (2009). Normal walking. Principles, basic concepts, terminology. 3-dimensional clinical gait analysis. *EXXOT*, 60(4), 183-194.

- Perrin, P., Deviterne, D., Hugel, F., & Perrot, C. (2002). Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. *Gait & Posture*, *15*(2), 187-194.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Thorofare, N. J.: SLACK Incorporated.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Funtion*. Thorofare, N. J.: SLACK.
- Pillet, H., Bonnet, X., Lavaste, F., & Wafa, S. (2009). Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of two anthropometric models. *Gait and Posture*, *31*, 147-152.
- Procházková, M., Teplá, L., Svoboda, Z., Juráková, E., & Janura, M. (2014). Vliv rehabilitace na dynamické zatížení nohy u baletních tanečníků. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, *21*(2), 56-61.
- Putti, A. B., Arnold, G. P., & Abboud, R. J. (2010). Foot pressure differences in men and women. *Foot and ankle surgery*, *16*, 21-24.
- Richards, J. (2008). *Biomechanics in clinic and research: an interactive teaching and learningcourse*. New York: Churchill Livingstone.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (1994). *Human Walking*. Baltimore, Maryland: Williams and Wilkins.
- Rosický, J., & Klement, J. (1999). Vývoj bérkové protézy z kompozitních materiálů. *Ortopedická protetika*. Retrieved 13. 1. 2016 from the World Wide Web: <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wc1bf9e310a721.htm>
- Russell, J. A. (2010). Acute ankle sprain in dancers. *Journal of Dance Medicine and Science*, *14*(3), 89-96.

- Russell, J., A., McEwan, I., M., Koutedakis, Y., & Wyon, M., A. (2008). Clinical Anatomy and Biomechanics of the Ankle in Dance. *Journal of Dance medicine and Science*, 12(3), 75-82.
- Segel, J. D., & Crawford, S. (2014). Anatomy of the COP Gait Line and Computer-Aided Gait Analysis. *Podiatry management*, 33(7), 151-158.
- Shah, S. (2009). Determining a Young Dancer's Readiness for Dancing on Pointe. *Current Sports Medicine Reports*, 8(6), 295-299.
- Shnitser, I., & Attanasio, A. (2012). The point of being "En Pointe": Biomechanical stresses and injury in classically trained ballet dancers. *Podiatric Medical Review*, 20, 60-67.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control. Translating research into clinical practise*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Scheper, M. C., Vries, J. E., DeVos, R., Verbunt, J., Nollet, F., & Engelbert, R. H. H. (2012). Generalized joint hypermobility in professional dancers: a sign of talent or vulnerability?. *Rheumatology*, 52, 651-658.
- Schmit, J. M., Regis, D. I., & Riley, M. A. (2005). Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers. *Experimental Brain Research*, 163(3), 370-378.
- Scholz, J. P., Schöner, G., Hsu, W. L., Jeka, J. J., Horak, F., & Martin, V. (2007). Motor equivalent control of the center of mass in response. *Experimental Brain Research*, 180(1), 163-179.
- Simmons, R. W. (2005). Sensory Organization Determinants of Postural Stability in Trained Ballet Dancers. *The International Journal of Neuroscience*, 115(1), 87-97.
- Stins, J. F., Michielsen, M. E., Roerdink, M., & Beek, P. J. (2009). Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: Effects of expertise, vision and cognition. *Gait & Posture*, 30(1), 106-109.

- Teplá, L., Procházková, M., Svoboda, Z., & Janura, M. (2014). Analýza dynamického zatížení nohy při chůzi profesionálních baletních tanečníků. *Pracovní lékařství*, 66(1), 33-39.
- Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human Movements*. New York: Churchill Livingstone.
- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115-129.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vaughan, Ch. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign IL: Human Kinetics.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Grada, Praha.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Weiss, D., S. & Zlatkowski, M. (1996). Rehabilitation of Dance Injuries to the Shoulder, Lumbar Spine, Pelvis and Hip. *Orthopaedic Physical Therapy Clinics of North America*, 20(12), 477-496.
- Whittle, M. (2007). *Gait Analysis: an Introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Willems, T. M., Witvrouw, E., Delbaere, K., De Cock, A., & De Clercq, D. (2005). Relationship between Gait Biomechanics and Inversion Sprains: a prospective study of risk factors. *Gait and Posture*, 21(4), 379-387.
- Wilmerding, V., & Krasnow, D. (2011). Turnout for Dancers - Hip Anatomy and Factors Affecting Turnout. *International Association for Dance Medicine and Science*.

Retrieved 21. 2. 2016 from the World Wide Web:

https://c.ymcdn.com/sites/www.iadms.org/resource/resmgr/imported/info/turnout_for_dancers_anatomy.pdf

Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3(4), 193-214.

Zemková, E. (2011). Assessment of balance in sport: science and reality. *Serbian Journal of Sports Sciences*, 5(4), 127-139.

Zemková, E. (2014). Sport-Specific Balance. *Sports Medicine*, 44(5), 579-590.

Zvonař, M., Korvas, P., & Cvečka, J. (2014). *Analýza vybraných kinematických a dynamických parametrů vzpřímeného postoje a chůze u dospělé populace České republiky – průřezová studie*. Brno: Masarykova univerzita.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Souhlas etické komise



Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 21.12.2011 byl projekt výzkumné práce (aplikovaného výzkumu) autorky **Mgr. Markéty Procházkové**

s názvem

Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečníků

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 60/2011

dne: 27.12.2011.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP

PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.

předsedkyně

razítko fakulty

Příloha 2. Informovaný souhlas probandů s měřením a zpracováním dat

Informovaný souhlas

Název projektu: **Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečníků**

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii.

Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.

Porozuměl(a) jsem tomu, že mou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Účast ve studii je dobrovolná.

Při zařazení do studie budou má osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.

Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Datum:

Datum:

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřeného touto studii: