

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Pavla Straková

**Určení vztahu mezi distálními a proximálními segmenty dolních
končetin při chůzi baletních tanečníků**

Diplomová práce

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

Odborný konzultant: Mgr. Lucie Teplá

Olomouc 2015

Prohlášení

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

V Olomouci dne 18. května 2015

podpis

Poděkování

Děkuji Prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za odborné vedení diplomové práce a cenné rady, které mi poskytl při jejím zpracování. Dále bych chtěla velmi poděkovat Mgr. Lucii Teplé za pomoc a cenné rady při zpracování a vyhodnocování dat pro výzkumnou část diplomové práce.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Určení vztahu mezi distálními a proximálními segmenty dolních končetin při chůzi baletních tanečnicků

Thesis title: The determination of relationship between the distal and proximal segments of lower limbs during the ballet dancers' gait

Datum zadání: 2014-10-14

Datum odevzdání: 2015-05-18

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd, Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Pavla Straková

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

Oponent práce: Mgr. Anna Zelená

Abstrakt: Diplomová práce se zabývá vlivem dlouhodobého baletního tréninku na stereotyp chůze profesionálních baletních tanečnicků. Hlavním cílem diplomové práce bylo zjistit, zda dlouhodobý baletní trénink ovlivňuje vztahy mezi úhlovými parametry segmentů dolních končetin v průběhu krokového cyklu. Teoretická část shrnuje aktuální poznatky týkající se kinematiky chůze, kinematických řetězců a vlivu jednotlivých baletních pozic na postavení kloubů dolních končetin. Výzkumná část popisuje použité přístrojové vybavení a samotný průběh měření. Výzkumu se celkově zúčastnilo 59 probandů obou pohlaví, kteří tvořili dva soubory – experimentální a kontrolní. Prostřednictvím 3D kinematické analýzy chůze byly získány úhlové parametry jednotlivých segmentů dolních končetin. V experimentální skupině byly během krokového cyklu ve srovnání s kontrolní skupinou zaznamenány zvýšené rozsahy pohybů některých kloubů dolních končetin a pánve. Mezi oběma skupinami byly nalezeny rozdíly v závislosti pohybu mezi jednotlivými segmenty dolních končetin. Výsledky ukazují, že dlouhodobý baletní trénink má vliv na stereotyp chůze profesionálních baletních tanečnicků a ovlivňuje vztah mezi distálními a proximálními segmenty dolních končetin během krokového cyklu.

Klíčová slova: chůze, kinematické řetězce, baletní tanec, baletní pozice, kinematická analýza, Vicon

Rozsah: 86 stran / 4 přílohy

Měření dat probíhalo v rámci výzkumu IGA Univerzity Palackého v Olomouci (soutěž na podporu projektů specifického vysokoškolského výzkumu prováděného studenty doktorského nebo magisterského studijního programu na Univerzitě Palackého v Olomouci). Studie proběhla za podpory Ministerstva školství, mládeže a sportu ČR (číslo grantu MSM 6198959221) a Fakulty tělesné kultury (číslo grantu FTK_2012:031).

Abstract: This diploma thesis deals with the long-lasting ballet training influence on the stereotype of professional ballet dancers gait. The main aim of diploma thesis was to find out whether the long-lasting ballet training influences the relationship between the angular parameters segments of lower limbs during the gait cycle. The theoretical part summarizes actual information concerning the kinematic analysis of the gait cycle, the kinematic chains and the particular ballet positions effects on lower limbs joint positions. The research part describes used instrumental equipment and particular procedure of measuring. In total, 59 probands of both sexes, who formed the two chorus lines – experimental and control, took part in the research. Through the instrumentality of 3D kinematic analysis of the gait cycle were gained angular parameters of the individual segments of the lower limbs. In the experimental group during the gait cycle in comparison with control group, an increased range of motion was reported at some joints of the lower limbs and pelvis. Differences were found between both groups depending on the movement between individual segments of the lower limbs. The results have showed the fact of having effects on the professional ballet dancers gait cycle stereotype during the long-lasting training and influencing the relationship between the distal and proximal segments of lower limbs during the gait cycle.

Keywords: gait, kinematic chains, ballet dancing, ballet positions, kinematic analysis, Vicon

OBSAH

ÚVOD.....	8
1 TEORETICKÉ POZNATKY	10
1.1 Chůze.....	10
1.2 Krokový cyklus	11
1.2.1 Rozdělení krokového cyklu	11
1.2.2 Stojná fáze krokového cyklu	13
1.2.3 Švihová fáze krokového cyklu	13
1.2.4 Svalová aktivita v jednotlivých fázích krokového cyklu	14
1.2.4.1 Počáteční kontakt (initial contact)	14
1.2.4.2 Reakce na zatížení (loading response).....	14
1.2.4.3 Mezistoj (mid stance)	15
1.2.4.4 Konečný stoj (terminal stance)	15
1.2.4.5 Předšvih (preswing).....	16
1.2.4.6 Počáteční švih (initial swing)	17
1.2.4.7 Mezišvih (mid swing).....	17
1.2.4.8 Konečný švih (terminal swing)	18
1.2.5 Pohyby těžiště těla během krokového cyklu	18
1.3 Kinematika pánve a jednotlivých segmentů dolní končetiny během krokového cyklu .	19
1.3.1 Kinematika pánve	19
1.3.2 Kinematika kyčelního kloubu.....	20
1.3.3 Kinematika kolenního kloubu	22
1.3.4 Kinematika hlezenního kloubu a nohy	23
1.4 Problematika kinematických řetězců.....	25
1.4.1 Uplatnění kinematických řetězců v průběhu motorické ontogeneze.....	26
1.4.2 Pohyby v kinematickém řetězci dolních končetin ve vzpřímeném stoji	27
1.4.3 Pohyby v kinematickém řetězci dolních končetin v průběhu chůze	29
1.5 Balet.....	30
1.5.1 Vývoj baletu	31
1.5.2 Držení těla v baletu.....	32
1.5.3 Vliv baletních pozic na postavení pánve a jednotlivých segmentů dolní končetiny	33
1.5.3.1 Vliv baletních pozic na postavení pánve	33
1.5.3.2 Vliv baletních pozic na postavení kyčelního kloubu.....	33

1.5.3.3 Vliv baletních pozic na postavení kolenního kloubu.....	37
1.5.3.4 Vliv baletních pozic na postavení hlezenního kloubu a nohy	38
1.6 Kinematická analýza.....	40
1.6.1 Kinematická analýza chůze pomocí systému Vicon MX.....	41
2 CÍLE A HYPOTÉZY	42
2.1 Hlavní cíl	42
2.2 Hypotézy a výzkumné otázky.....	42
3 METODIKA VÝZKUMU	43
3.1 Charakteristika testovaného souboru.....	43
3.2 Průběh měření.....	44
3.2.1 Přístrojové vybavení.....	44
3.2.2 Příprava probanda pro kinematickou analýzu chůze.....	44
3.2.3 Realizace měření.....	45
3.3 Zpracování dat	45
3.3.1 Sledované parametry	46
3.4 Statistické zpracování dat	47
4 VÝSLEDKY.....	48
4.1 Výsledky k hypotéze H_01	48
4.2 Výsledky k hypotéze H_02	50
4.3 Výsledky k výzkumným otázkám č. 1 a 2.....	53
4.3.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1	54
4.3.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2	55
5 DISKUZE.....	57
5.1 Diskuze k hypotéze H_01 a výzkumné otázce č. 1	57
5.2 Diskuze k hypotéze H_02 a výzkumné otázce č. 2.....	63
ZÁVĚR.....	67
REFERENČNÍ SEZNAM	68
SEZNAM ZKRATEK	79
SEZNAM OBRÁZKŮ	80
SEZNAM TABULEK	81
SEZNAM PŘÍLOH	82
PŘÍLOHY	83

ÚVOD

Klasický baletní tanec je v dnešní době velmi populární, ale fyzicky vysoce náročnou aktivitou. Představuje umění, které klade extrémní nároky na pohybový aparát tanečníků, čímž výrazně ovlivňuje jejich motorické chování (Procházková et al., 2014, p. 41). Jelikož se převážná většina tanečníků začíná baletnímu tanci věnovat již ve velmi útlém věku, má kvalita provedení jednotlivých baletních pozic velký vliv na jejich budoucí zdraví (Valenti et al., 2011, p. 1).

Správné provedení jednotlivých baletních pozic vyžaduje extrémní rozsahy pohybů v kloubech dolních končetin. Tanečníci jsou často nuceni pracovat v požadovaném rozsahu pohybu bez ohledu na anatomické možnosti daného kloubu (Procházková et al., 2014, p. 41). Baletní tanec, vyžadující extrémní rozsah pohybu v hlezenním kloubu, může vést ke zvýšení jeho mobility, čímž narůstá riziko vzniku jeho poranění při tanci i při běžných denních aktivitách (Lung et al., 2008, p. 451). Naopak nedostatek požadovaného rozsahu pohybu v kyčelním kloubu může být nahrazen užíváním kompenzačních strategií. Kompenzační strategie jsou v baletním tanci běžně užívány k dosažení základní baletní pozice dolních končetin zvané turnout. Časté užívání kompenzačních strategií ovlivňuje v důsledku řetězení dysfunkcí proximo-distálním či disto-proximálním směrem funkci jakéhokoli dalšího kloubu zapojeného v kinematickém řetězci a zvyšuje tak riziko vzniku jeho poranění (Vařeka & Vařeková, 2012, s. 14).

Zajímalo nás, zda se dlouhodobý intenzivní baletní trénink, vyžadující extrémní rozsahy pohybů v kloubech dolních končetin, a nadměrné užívání kompenzačních strategií, může, mimo vznik širokého spektra patologií pohybového aparátu, projevit také změnou stereotypu chůze, která má zásadní význam pro kvalitu života daného jedince.

Rešeršní strategie

Klíčová slova použitá pro vyhledávání v databázích nebo pomocí vyhledávače: ballet (celkem nalezených 1089 článků, z toho 485 článků z posledních deseti let a 121 free full textů), ballet dancers (celkem nalezených 481 článků, z toho 228 článků z posledních deseti let a 35 free full textů), ballet movements (celkem nalezených 168 článků, z toho 103 článků z posledních deseti let a 21 free full textů), ballet pointé (celkem nalezených 43 článků, z toho 24 článků z posledních deseti let a 22 free full textů), ballet relevé (celkem

nalezených 6 článků, z toho 3 články z posledních deseti let a 3 free full texty), ballet technique (celkem nalezených 51 článků, z toho 22 článků z posledních deseti let a 2 free full texty), ballet turnout (celkem nalezených 18 článků, z toho 6 článků z posledních deseti let a 1 free full text), biomechanics chain (celkem nalezených 327 článků, z toho 224 článků z posledních deseti let a 79 free full textů), dance turnout (celkem nalezených 31 článků, z toho 14 článků z posledních deseti let a 1 free full text), demi-pointé (celkem nalezených 13 článků, z toho 7 článků z posledních deseti let a 7 free full textů), développé (celkem nalezených 6 článků, z toho 4 články z posledních deseti let a 3 free full texty), external rotation of the hip by ballet dancers (celkem nalezených 11 článků, z toho 1 článek z posledních deseti let a 1 free full text), gait cycle (celkem nalezených 2003 článků, z toho 1178 článků z posledních deseti let a 318 free full textů), grand plié (celkem nalezených 6 článků, z toho 4 články z posledních deseti let a 3 free full texty), kinematic gait analysis (celkem nalezených 4437 článků, z toho 2999 článků z posledních deseti let a 624 free full textů), kinetic chain (celkem nalezených 36516 článků, z toho 10610 článků z posledních deseti let a 4192 free full textů), kinetic chain lower limb (celkem nalezených 183 článků, z toho 102 článků z posledních deseti let a 23 free full textů).

Klíčová slova byla vyhledávána pomocí databáze PubMed, ProQuest, Medline a prostřednictvím internetového vyhledávače Google Scholar.

Materiály byly vyhledávány v období od 18. 10. 2014 do 3. 5. 2015.

Bylo nalezeno 9 článků v českém jazyce, z nichž všechny byly pro rešerši teoretické části DP použity. Ostatní použité články byly v jazyce anglickém.

Všechny materiály použité pro rešerši teoretické části DP byly ve formě full textů, jejichž stáří většinou nepřekročilo posledních 10 let.

1 TEORETICKÉ POZNATKY

1.1 Chůze

Chůze představuje základní lokomoční stereotyp člověka vznikající v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech, které jsou typické pro každého jedince (Kolář et al., 2009, s. 48). Jedná se o nejběžnější typ lokomoce, charakterizovaný obdobími zatěžování a nezatěžování končetin, který slouží k přesunu těla z místa na místo (Kirtley, 2006, s. 5; Véle, 2006, s. 347).

Bipedální lokomoce, která je výsledkem evolučního vývoje, představuje v celé živočišné říši zcela jedinečný typ lokomoce, který je pro druh *Homo sapiens sapiens* přísně specifický (Dungl a kol., 2014, s. 46). Mezi specifika lidské chůze patří vertikální postavení kostí křížové, nulové postavení v kyčelních kloubech a extenze kloubů kolenních (Pospíšilová, ústní sdělení, 2015).

Sociální bipedální lokomoce, která je cílem motorické ontogeneze člověka, je podmíněna koordinovanou svalovou aktivitou agonistů a antagonistů zajišťující pevnost jednotlivých tělesných segmentů. Stěžejním faktorem pro rozvoj lokomoce v průběhu motorické ontogeneze je napřímení a segmentální rotabilita páteře s centrací kořenových kloubů. Tyto faktory podmiňují vznik opěrné báze, do které musí během lokomoce směřovat výslednice zevních sil. Jelikož se první opěrná báze objevuje ve věku 3. měsíce, je právě jeho kvalita rozhodujícím faktorem pro následující motorický vývoj jedince a determinantem pro kvalitu lokomoce jedince během celého života. Neideální vzor 3. měsíce je příčinou motoricky nekvalitních vzorů, které mohou být v pozdějším věku příčinou řady problémů muskuloskeletálního systému (Vařeka & Dvořák, 1999, s. 84–85).

Samostatná bipedální lokomoce, objevující se v období 12. až 13. měsíce, má charakter dětské chůze, který se mění s věkem v důsledku neuromuskulárního a muskuloskeletálního vývoje. Mezi specifika batolecí chůze patří široká báze, počáteční kontakt s podložkou celou plochou chodidla a výraznější flexe v kyčelním a kolenním kloubu s omezenou dorzální flexí hlezenního kloubu během švihové fáze krokového cyklu. V průběhu celého krokového cyklu je pánev a celá dolní končetina ve značné zevní rotaci. Zralý typ chůze je podmíněn optimální koordinací svalstva hlezenního kloubu (Dungl a kol., 2014, s. 53).

Podstatou chůze je rytmická reciproční činnost antagonistických svalových skupin, která je výsledkem aktivace centrálního motorického programu. Centrální motorický program

je uložen v paměti neuronální sítě označované jako generátor vzorce lokomočního pohybu, který je uložen ve spinální míše samostatně pro každou končetinu. K jeho aktivaci dochází signálem přicházejícím z mezencefalické lokomoční oblasti, kterou představuje oblast retikulární formace středního mozku. I přesto, že chůze není primárně reflexního původu, aferentní informace přicházející z končetinových proprioceptorů reflexně upravují motorický program vycházející z generátoru vzorce lokomočního pohybu za účelem přizpůsobení lokomočního pohybu příslušnému terénu (Kralíček, 2011, s. 107).

1.2 Krokový cyklus

1.2.1 Rozdělení krokového cyklu

Chůze představuje složitý sekvenční fázový pohyb, který probíhá cyklicky dle určité časové posloupnosti a zasahuje celý pohybový systém (Véle, 2006, s. 348). Základní jednotkou chůze je krokový cyklus (viz Obrázek 1, s. 12), neboli dvojkrok, který je definován jako časový interval, během kterého proběhne kompletní sled jednotlivých, pravidelně se opakujících fází. Krokový cyklus je období mezi dvěma po sobě jdoucími dopady chodidla jedné a té samé dolní končetiny na podložku (Whittle, 2007, p. 52).

Krokový cyklus většina autorů rozděluje na dvě fáze – stojnou a švihovou. Stojná fáze představuje statickou část krokového cyklu, která je charakteristická kontaktem chodidla s podložkou a postupným přenášením hmotnosti těla. Stojnou fázi můžeme navíc rozdělit na fázi jedné a dvojí opory, kdy jsou v kontaktu s podložkou obě chodidla současně. Švihová fáze je dynamickou částí krokového cyklu, kdy je dolní končetina bez kontaktu s podložkou pro zajištění jejího pohybu vpřed, zatímco hmotnost těla je nesena druhostrannou dolní končetinou. Každý krokový cyklus tvoří dvě fáze dvojí opory a dvě fáze opory o jednu dolní končetinu (Rose & Gamble, 2006, p. 25–27; Whittle, 2007, p. 52–54). Dle procentuálního zastoupení zaujímá fáze stojná 62 % krokového cyklu, z čehož 20–25 % odpovídá fázím dvojí opory, zatímco fáze švihová 38 % krokového cyklu (Janura et al., 1998, p. 26; Perry & Burnfield, 2010, p. 4; Rose & Gamble, 2006, p. 26–27; Whittle, 2007, p. 54).

Detailní rozdělení krokového cyklu se u mnoha autorů liší z důvodu užívání nejednotné terminologie. Vaughan (In Kolář et al., 2009, s. 48) rozděлил krokový cyklus do osmi fází:

1. úder paty (heel strike),
2. kontakt nohy (foot flat),
3. střed stojné fáze (midstance),

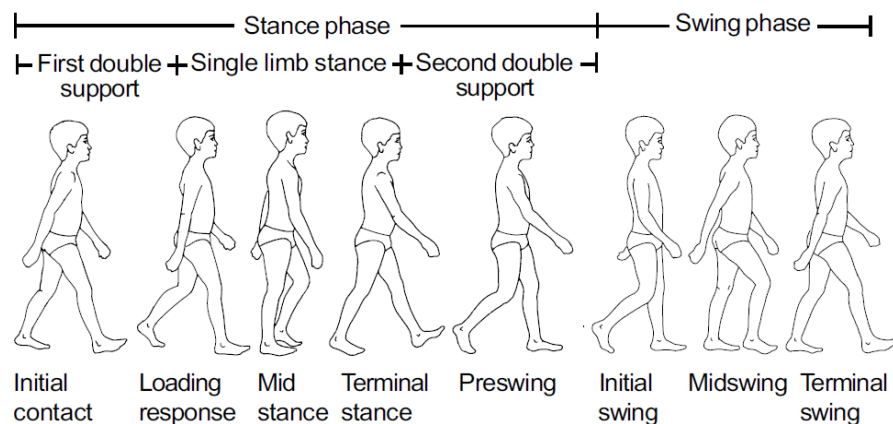
4. odvinutí paty (heel off),
5. odraz palce (toe off)
6. zrychlení (acceleration),
7. střed švihové fáze (midswing),
8. zpomalení (deceleration).

Whittle (2007, p. 53) rozdělil krokový cyklus do sedmi period, z nichž první čtyři jsou součástí fáze stojné a zbývající tři součástí fáze švihové:

1. počáteční kontakt (initial contact),
2. odraz druhostranného palce (opposite toe off),
3. zdvih paty (heel rise),
4. počáteční kontakt druhostranné končetiny (opposite initial contact),
5. odraz palce (toe off),
6. míjení nohou (feet adjacent),
7. vertikální postavení tibie (tibia vertical).

Nejužívanější rozdělení krokového cyklu je dle Perry (2010, p. 11–16), která jej dělí na osm fází (viz Obrázek 1), z nichž prvních pět probíhá během fáze stojné a zbylé tři během fáze švihové:

1. počáteční kontakt (initial contact),
2. reakce na zatížení (loading response),
3. mezistoj (midstance),
4. konečný stoj (terminal stance),
5. předšvih (preswing),
6. počáteční švih (initial swing),
7. mezišvih (midswing),
8. konečný švih (terminal swing).



Obrázek 1 Průběh krokového cyklu (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999, p. 9)

1.2.2 Stojná fáze krokového cyklu

Stojná fáze krokového cyklu je zahájena počátečním kontaktem chodidla s podložkou a ukončena odrazem palce ipsilaterální končetiny. Stojnou fázi můžeme dle kontaktu chodidel s podložkou rozdělit na tři intervaly:

1. počáteční fáze dvojí opory (initial double limb support) – období od počátečního kontaktu chodidla s podložkou po odraz palce kontralaterální dolní končetiny,
2. fáze jedné opory (single limb support) – období od odrazu palce kontralaterální dolní končetiny po počáteční kontakt jejího chodidla s podložkou,
3. druhá fáze dvojí opory (second double limb support) – období od počátečního kontaktu kontralaterálního chodidla s podložkou po odraz palce (Rose & Gamble, 2006, p. 26).

Na počátku stojné fáze dochází k absorpci nárazu, přenosu zatížení a postupnému rozšíření opěrné báze z paty přes horní část 5. metatarzu na celé chodidlo, čímž vzniká pevný a stabilní kontakt. Z končetiny zabraňující pádu se stává končetina stojná, přenášející tělesnou hmotnost a zajišťující propulzní pohyb těla odvalem chodidla od podložky pomocí plantární flexe (Véle, 2006, s. 348–350). Během fáze jedné opory je stojná dolní končetina zodpovědná za zajištění stability kyčelního kloubu ve frontální a sagitální rovině, což napomáhá redukovat nadměrné pohyby pánve a trupu (Perry & Burnfield, 2010, p. 12).

1.2.3 Švihová fáze krokového cyklu

Švihová fáze krokového cyklu představuje období mezi odrazem palce a počátečním kontaktem chodidla stejné dolní končetiny s podložkou. Švihovou fázi můžeme rozdělit na tři fáze:

1. zrychlení (acceleration) – fáze zajišťující propulzní pohyb dolní končetiny,
2. švih (swing) – fáze, ve které dochází k relativnímu zkrácení dolní končetiny v důsledku trojflexe pro zajištění plynulého pohybu dolní končetiny vpřed,
3. zpomalení (deceleration) – fáze přípravy na počáteční kontakt chodidla s podložkou (Janura et al., 1998, p. 26).

Během švihové fáze dochází k nadzvednutí švihové dolní končetiny nad podložku za účelem plynulého pohybu vpřed, který je závislý na momentu setrvačnosti jednotlivých segmentů dolní končetiny (Perry & Burnfield, 2010, p. 13–16). Náročnost této fáze spočívá také v udržení pánve ve vodorovné pozici prostřednictvím koordinované aktivity abduktorů

kyčelního kloubu na straně stojné dolní končetiny s musculus (m.) quadratus lumborum a m. iliopsoas na straně švihové dolní končetiny (Véle, 2006, s. 348, 350).

1.2.4 Svalová aktivita v jednotlivých fázích krokového cyklu

1.2.4.1 Počáteční kontakt (initial contact)

Počáteční kontakt je první fází krokového cyklu, který zaujímá 2 % krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010, p. 11). Je zahájen dopadem paty na podložku, kdy je dolní končetina v optimální pozici pro absorpci nárazu, zachování progresu a posturální stability (Perry & Burnfield, 2010, p. 11, 138–140; Whittle, 2007, p. 64–66).

V důsledku vzniku vektoru reakční síly podložky při počátečním kontaktu dochází k nestabilitě jednotlivých kloubů. Stabilitu kyčelního kloubu zajišťují m. gluteus maximus a ischiokrurální svaly, jejichž aktivitou je řízen flekční moment způsobený vektorem reakční síly podložky. Kolenní kloub je stabilizován excentrickou kontrakcí ischiokrurálních svalů, která kontroluje extenzi kolenního kloubu. Aktivita m. tibialis anterior udržuje hlezenní kloub v neutrální pozici. Neutrální postavení je udržováno také v subtalárním kloubu aktivitou m. tibialis anterior a m. tibialis posterior. Kombinace pohybů v hlezenním a subtalárním kloubu umožňuje počáteční absorpci nárazu (Perry & Burnfield, 2010, p. 138–140; Whittle, 2007, p. 64–66).

1.2.4.2 Reakce na zatížení (loading response)

Reakce na zatížení představuje počáteční fázi dvojí opory od počátečního kontaktu po odraz palce kontralaterální dolní končetiny, která trvá od 2% do 12% krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010, p. 11, 140–142; Whittle, 2007, p. 66–67).

Během této fáze krokového cyklu dochází k přenosu tělesné hmotnosti na stojnou dolní končetinu a poklesu pánve na kontralaterální straně, který je kontrolován aktivitou m. gluteus medius, m. gluteus minimus a m. tensor fasciae latae. Koncentrická aktivita m. adductor magnus zajišťuje vnitřní rotaci pánve na straně stojné. V kyčelním kloubu dochází koncentrickou aktivitou m. gluteus maximus a ischiokrurálních svalů k extenzi a zrychlení pohybu trupu vpřed. Kolenní kloub dosahuje 20° flexe koncentrickou aktivitou ischiokrurálních svalů, která je kontrolována excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris a iliotibiálního traktu, což umožňuje absorpci nárazu. V hlezenním kloubu dochází k excentrické kontrakci m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus, která zpomaluje plantární flexi hlezenního kloubu a současně táhne tibi

vpřed, čímž napomáhá flexi kolenního kloubu (Perry & Burnfield, 2010, p. 140–142; Whittle, 2007, p. 66–67). V subtalárním kloubu m. tibialis anterior spolu s m. tibialis posterior prostřednictvím excentrické kontrakce kontrolují pronaci, přičemž dochází k addukci talu a vnitřní rotaci bérce, která napomáhá odemknutí kolenního kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009, s. 53). Současně dochází i k uvolnění talonavikulárního a kalkaneokuboidního kloubu, což umožňuje optimální přizpůsobení plosky nohy povrchu (Vařeka & Vařeková, 2003, s. 97).

1.2.4.3 Mezistoj (mid stance)

Střed stojné fáze je součástí jednooporové fáze krokového cyklu, kdy je stojná dolní končetina zodpovědná za stabilitu v sagitální rovině (Perry & Burnfield, 2010, p. 12, 142–143; Whittle, 2007, p. 69–71). Tato fáze probíhá od 12% do 31% krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010, p. 12).

Pánev je ve frontální rovině stabilizována aktivitou m. gluteus medius, m. gluteus minimus a m. tensor fasciae latae. V kyčelním kloubu dochází vlivem aktivity m. gluteus maximus a ischiokrurálních svalů k pohybu z 20° flexe do neutrální pozice (Perry & Burnfield, 2010, p. 142–143). Na počátku mezistoje dosahuje kolenní kloub prvního vrcholu flexe. Následně se excentrická aktivita m. quadriceps femoris mění v aktivitu koncentrickou, což vede v druhé polovině mezistoje k extenzi kolenního kloubu. Při kontaktu celé plochy chodidla s podložkou dochází k dorzální flexi v hlezenním kloubu, prostřednictvím pohybu tibie přes artikulační plochu talu fixovaného chodidla. Stabilita nohy je závislá na excentrické kontrakci m. soleus (Perry & Burnfield, 2010, p. 142–143; Whittle, 2007, p. 69–71). V subtalárním kloubu dochází tahem m. triceps surae k supinaci, což způsobuje pronaci kloubu talonavikulárního a kalkaneokuboidního, která vede k jeho uzamčení a ke zvýšení stability (Vařeka & Vařeková, 2003, s. 97; Vařeka & Vařeková, 2009, s. 54–55).

1.2.4.4 Konečný stoj (terminal stance)

Fáze konečného stoje ukončuje jednooporovou fázi krokového cyklu. Tato fáze je zahájena zvednutím paty od podložky a ukončena počátečním kontaktem kontralaterální dolní končetiny, přičemž trvá od 31% do 50% krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010, p. 13, 143–144; Whittle, 2007, p. 71–75).

Během fáze konečného stoje přetrvává aktivita m. gluteus medius, m. gluteus minimus a m. tensor fasciae latae, která udržuje stabilitu pánve ve frontální rovině. Kyčelní kloub pokračuje z neutrální pozice v pohybu do maximální extenze, která je kontrolována excentrickou kontrakcí m. iliopsoas. Kolenní kloub dosahuje v období zvednutí paty nad podložku maximální extenze, přičemž m. gastrocnemius zamezuje jeho hyperextenzi a následně zahajuje flexi. Základem zdvihu paty nad podložku je dynamická stabilizace hlezna a nohy, kterou zajišťuje koncentrická kontrakce m. triceps surae, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus, m. tibialis posterior, m. fibularis longus a m. fibularis brevis. Aktivitou těchto svalů dochází k plantární flexi a uzamknutí hlezenního kloubu, přičemž se středem otáčení stávají hlavičky metatarzů (Perry & Burnfield, 2010, p. 143–144; Whittle, 2007, p. 71–75). V metatarzofalangeálních kloubech dochází k extenzi, která způsobí napínání plantární fascie přes hlavičky metatarzů, čímž je kalkaneus přitahován k předonoží. V subtalárním kloubu pokračuje supinace, která udržuje talonavikulární a kalkaneokuboidní kloub v pronaci a uzamčení (Vařeka & Vařeková, 2003, s. 97; Vařeka & Vařeková, 2009, s. 55).

1.2.4.5 Předšvih (preswing)

Fáze předšvihu představuje druhou fázi dvojí opory, která probíhá od 50% do 62% krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010, p. 13–14). Jedná se o finální část stojné fáze, která začíná počátečním kontaktem kontralaterální dolní končetiny a končí odrazem palce od podložky. Během této fáze dochází k přenosu tělesné hmotnosti na kontralaterální dolní končetinu (Perry & Burnfield, 2010, p. 13–14, 144–145; Whittle, 2007, p. 75–76).

Ve fázi předšvihu dochází v kyčelním kloubu k dynamické flexi koncentrickou kontrakcí m. rectus femoris, m. sartorius, m. adductor magnus a m. gracilis, která také kontroluje pasivní abdukcí kyčelního kloubu způsobenou přenosem tělesné hmotnosti na kontralaterální dolní končetinu. Kolenní kloub pokračuje v pohybu do flexe, která se z velké části zvyšuje v důsledku setrvačnosti tibie a pouze minimálně se uplatňuje svalová aktivita m. popliteus, m. sartorius a m. gracilis. Flexe kolenního kloubu je kontrolována excentrickou kontrakcí m. rectus femoris (Perry & Burnfield, 2010, p. 144–145; Whittle, 2007, p. 75–76). Elastický tah dříve napnutých plantárních flexorů způsobuje 15° plantární flexi v hlezenním kloubu a posun tibie vpřed (Perry & Burnfield, 2010, p. 144–145). V subtalárním kloubu nadále pokračuje supinace. Současně se zvyšuje pronace Chopartova kloubu a do popředí

vstupuje význam jeho uzamčení (Vařeka & Vařeková, 2003, s. 97; Vařeka & Vařeková, 2009, s. 56).

1.2.4.6 Počáteční švih (initial swing)

Počáteční švih představuje první část švihové fáze, která zajišťuje posun dolní končetiny vpřed a zaujímá oblast od 62% do 75% krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010, p. 14). Počáteční švih je zahájen odrazem palce od podložky a ukončen v období, kdy švihová dolní končetina mívá stejnou dolní končetinu (Perry & Burnfield, 2010, p. 14, 146–147; Whittle, 2007, p. 76–78).

Během počátečního švihu pokračuje flexe v kyčelním a kolenním kloubu, přičemž aktivita svalů je značně variabilní. Kyčelní kloub je flektován koncentrickou aktivitou m. iliacus, m. sartorius, m. gracilis a m. adductor longus, která přispívá i k flexi kolenního kloubu. Kolenní kloub dosahuje na konci počátečního švihu maximální flexe, na které se účastní zejména koncentrická kontrakce krátké hlavy m. biceps femoris a hybnost stehenního segmentu. V hlezenním kloubu dochází ke snížení rozsahu plantární flexe v důsledku koncentrické kontrakce m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus (Perry & Burnfield, 2010, p. 146–147; Whittle, 2007, p. 76–78).

1.2.4.7 Mezišvih (mid swing)

Střed švihové fáze začíná v období, kdy švihová dolní končetina s maximální flexí v kolenním kloubu mívá stejnou dolní končetinu, a končí, jakmile tibie dosáhne vertikálního postavení (Perry & Burnfield, 2010, p. 15, 147; Whittle, 2007, p. 78–80). Tato fáze probíhá od 75% do 87% krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010, p. 15).

Během této fáze dochází ke kontinuálnímu pohybu švihové dolní končetiny vpřed za minimální svalové aktivity v důsledku působení setrvačných sil, aniž by došlo ke kontaktu chodidla s podložkou. V kyčelním kloubu se uplatňuje minimální koncentrická aktivita m. adductor longus a m. gracilis k dosažení maximální flexe. Kolenní kloub se pasivně pohybuje do extenze, která je na konci této fáze kontrolována excentrickou aktivitou ischiokrurálních svalů. Hlezenní kloub dosahuje neutrálního postavení, které je udržováno mírnou koncentrickou aktivitou m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus (Perry & Burnfield, 2010, p. 147; Whittle, 2007, p. 78–80).

1.2.4.8 Konečný švih (terminal swing)

Konečný švih představuje finální část krokového cyklu, která zaujímá jeho posledních 13 % (Perry & Burnfield, 2010, p. 16). Konečný švih začíná okamžikem, kdy tibie dosahuje vertikálního postavení, a končí kontaktem chodidla s podložkou (Perry & Burnfield, 2010, p. 16, 148; Whittle, 2007, p. 78–80).

Konečný švih připravuje švihovou dolní končetinu na počáteční kontakt paty s podložkou. Excentrická kontrakce ischiokrurálních svalů a m. gluteus maximus zajišťuje zpomalení pohybu stehna. V kyčelním kloubu dochází v důsledku aktivity ischiokrurálních svalů ke snížení flexe na 20° (Perry & Burnfield, 2010, p. 148). Kolenní kloub se nadále pohybuje do extenze, přičemž ischiokrurální svaly zabraňují jeho hyperextenzi (Perry & Burnfield, 2010, p. 148; Whittle, 2007, p. 78–80). Maximální extenze kolenního kloubu je zajištěna na konci fáze konečného švihu koncentrickou kontrakcí mm. vasti, která připravuje kolenní kloub pro počáteční kontakt a postupné zatěžování (Perry & Burnfield, 2010, p. 148). V hlezenním kloubu zůstává zachována neutrální pozice koncentrickou aktivitou pretibiálních svalů (Perry & Burnfield, 2010, p. 148; Whittle, 2007, p. 78–80).

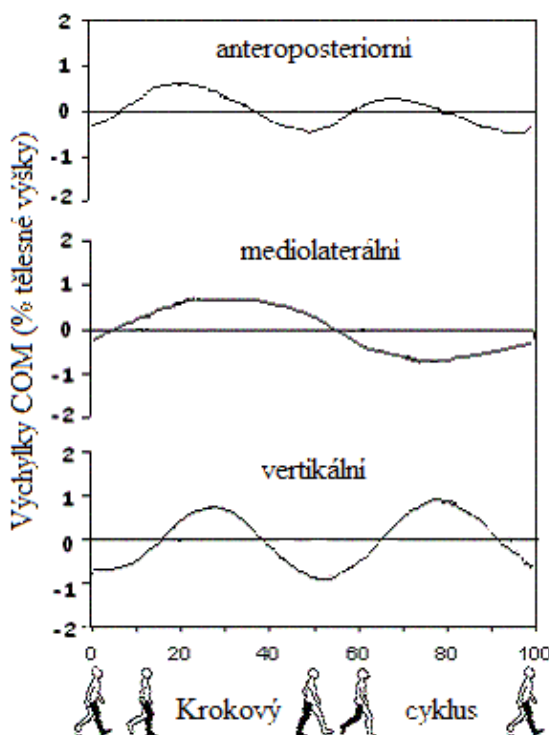
1.2.5 Pohyby těžiště těla během krokového cyklu

Těžiště těla (centre of mass, COM) představuje hypotetický bod, do něhož je soustředěna hmotnost celého těla (Vařeka & Vařeková, 2009, s. 120). Jedná se o působíště tíhové síly. Během stoje se COM nachází v malé pánvi 2–3 cm před úrovní druhého sakrálního obratle, což odpovídá přibližně 55% tělesné výšky (Kirtley, 2006, p. 157–158).

V průběhu krokového cyklu se pohyb těla přirovnává k modelu obráceného kyvadla, kdy COM klesá během fází dvojí opory a stoupá v průběhu fází jednooporových. Pohyb COM v sagitální rovině lze vyjádřit dvojitou sinusovou křivkou (viz Obrázek 2, s. 19), jejíž vrcholy tvoří střed stojné a švihové fáze, zatímco nejnižší úrovně COM dosahuje ve fázích reakce na zatížení a předšvihu. Amplituda vertikálních výchylek COM závisí na délce kroku a rychlosti chůze (Perry & Burnfield, 2010, p. 121–123). Při průměrné rychlosti chůze je celkový rozsah vertikálních výchylek přibližně 5 cm (Janura et al., 1998, p. 27; Lin, Gfoehler, & Pandy, 2014, p. 1324). Během krokového cyklu dochází také k laterálním výchylkám COM, které dosahují celkového rozsahu přibližně 4 cm (Janura et al., 1998, p. 27). Pohyby COM v rovině frontální lze znázornit jednoduchou sinusovou křivkou (viz Obrázek 2, s. 19), kdy maximálních výchylek je dosaženo ve středu stojné a švihové fáze, při nichž se COM pohybuje na stranu stojné dolní končetiny. V transverzální rovině dochází v průběhu

krokového cyklu k pohybu COM anteriorním a posteriorním směrem (viz Obrázek 2). COM se krátce po odrazu palce od podložky pohybuje vpřed, zatímco během začátku jednooporové fáze vzad (Perry & Burnfield, 2010, p. 121–123)

Plynulost pohybu COM v průběhu krokového cyklu je podmínkou nízké energetické náročnosti chůze. Redukce vertikálních a horizontálních výchylek amplitudy COM je zajištěna šesti determinanty. Mezi tyto determinanty patří rotace pánve, úklon pánve, flexe kolenního kloubu během stojné fáze krokového cyklu, mechanismus hlezenního kloubu, mechanismus nohy a fyziologické valgózní postavení kolenních kloubů. (Kirtley, 2006, p. 160–163; Lin, Gfoehler, & Pandy, 2014, p. 1324; Whittle, 2007, p. 88–92). Všechny tyto determinanty napomáhají udržovat COM v poměrně stabilní pozici, čímž dochází ke snížení vertikálních výchylek přibližně o 50 % a horizontálních výchylek přibližně o 40 % (Whittle, 2007, p. 88–92).



Obrázek 2 Amplituda výchylek těžiště těla během krokového cyklu (upraveno dle Kirtley, 2006, p. 159)

1.3 Kinematika pánve a jednotlivých segmentů dolní končetiny během krokového cyklu

1.3.1 Kinematika pánve

Během krokového cyklu se pánev asynchronně pohybuje ve všech třech rovinách pohybu. Všechny pohyby, které pánev vykonává, jsou malé a zajišťují kontinuální průběh

posturálních změn. V sagitální rovině dochází k pohybu pánve do antevertze a retrovertze (pelvic tilt), ve frontální rovině do elevace a deprese (pelvic obliquity) a v transverzální rovině do ventrální a dorzální rotace (pelvic rotation) (Perry & Burnfield, 2010, p. 123–125).

Pánev při pohybu v sagitální rovině dosahuje maximální antevertze v rozsahu 4° ve dvou fázích krokového cyklu – konečném stoje a konečném švihů. Při počátečním kontaktu zaujímá pánev v sagitální rovině neutrální postavení, ze kterého se během stojné fáze krokového cyklu sklání do maximální antevertze, které je dosaženo v konečném stoje. V průběhu švihové fáze krokového cyklu dochází k jejímu postupnému sklánění zpět do neutrální pozice. Ke konci švihové fáze krokového cyklu se pánev sklání opět do maximální antevertze (Perry & Burnfield, 2010, p. 123–125).

Pohyb pánve ve frontální rovině je charakterizován jejím poklesem v rozsahu 4° . K maximálnímu poklesu pánve dochází ve fázi přenosu zatížení a předšvihů následkem přesunu tělesné hmotnosti. Během počátečního kontaktu se pánev v rovině frontální nachází v neutrálním postavení. V průběhu přenosu zatížení dochází odlehčením švihové dolní končetiny k výraznému poklesu pánve na kontralaterální straně, který je kontrolován aktivitou abduktorů stojné dolní končetiny. Pánev se během mezistoje a konečného stoje navrácí zpět do neutrálního postavení. Ve fázi předšvihů dochází k maximálnímu poklesu pánve na ipsilaterální straně (Perry & Burnfield, 2010, p. 123–125).

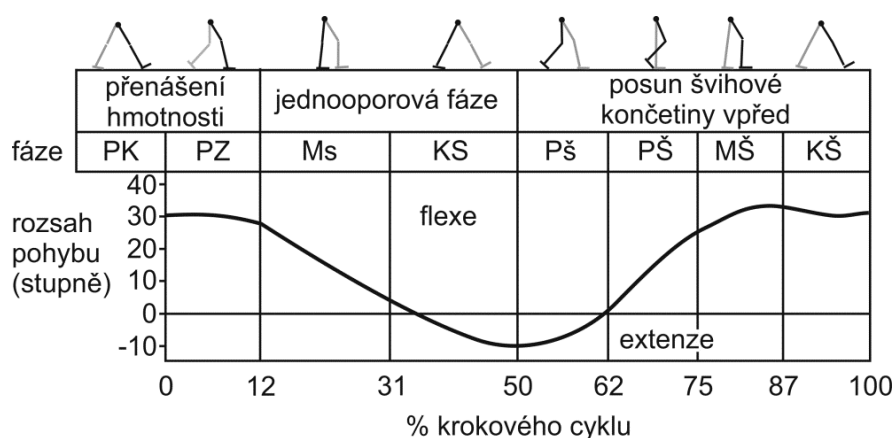
V transverzální rovině pánev provádí ventrální a dorzální rotaci v maximálním rozsahu 5° . Ve fázi počátečního kontaktu je pánev maximálně ventrálně rotována, čímž přispívá k prodloužení délky kroku. Během fáze postupného zatěžování dochází vlivem odlehčení švihové dolní končetiny k uvolnění pánve pro pohyb v transverzální rovině a pánev rotuje dorzálně. Maximálního rozsahu dorzální rotace dosahuje pánev ve fázi terminálního stoje. Během dalších fází krokového cyklu začíná pánev rotovat ventrálně k maximálním hodnotám, kterých je dosaženo ve fázi konečného švihů (Perry & Burnfield, 2010, p. 123–125).

1.3.2 Kinematika kyčelního kloubu

Rozsah pohybu v kyčelním kloubu během krokového cyklu je v rovině sagitální $40\text{--}48^\circ$, v rovině frontální 10° a v rovině transverzální 8° (Perry & Burnfield, 2010, p. 104–105).

V sagitální rovině dochází v kyčelním kloubu během krokového cyklu k postupné změně mezi flexí a extenzí, což lze znázornit jednoduchou sinusovou křivkou (viz Obrázek 3,

s. 21). Při počátečním kontaktu je kyčelní kloub ve 20° flexi, která zajišťuje dostatečnou délku kroku, stabilitu končetiny, prevenci uklouznutí a zachování progresu. Ve fázi postupného zatěžování zůstává pozice kyčelního kloubu relativně stabilní. Během fáze mezistoje dochází v kyčelním kloubu k postupné extenzi do neutrální pozice. Ve fázi konečného stoje, kdy kontralaterální dolní končetina kontaktuje podložku, dosahuje kyčelní kloub 20° extenze. Ve fázi předšvihů začíná kyčelní kloub flektovat, přičemž na konci této fáze je extenze redukována na 10°. Během švihové fáze flexe v kyčelním kloubu kontinuálně narůstá až na 25°. V konečné fázi švihů dochází ke snížení flexe kyčelního kloubu na 20°, která je zachována až do počátečního kontaktu paty s podložkou (Perry & Burnfield, 2010, p. 104–105, 111–118).



Obrázek 3 Změna úhlu v kyčelním kloubu během krokového cyklu v sagitální rovině (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010, p. 104)

K pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině dochází v důsledku pohybu pánve na straně švihové dolní končetiny. Při počátečním kontaktu se kyčelní kloub nachází v neutrální pozici ve frontální rovině, kterou představuje addukce v rozsahu přibližně 10° způsobená anatomickým postavením femuru vůči tibií. Ve fázi postupného zatěžování narůstá míra addukce o dalších 5°. Během středního a konečného stoje se kyčelní kloub dostává zpět do neutrální pozice. Ve fázi předšvihů a počátečního švihů dochází k abdukci kyčelního kloubu, jehož maximálního rozsahu je dosaženo krátce po odrazu palce. V průběhu středního a konečného švihů se kyčelní kloub navrácí zpět k neutrální pozici (Perry & Burnfield, 2010, p. 105, 111–118).

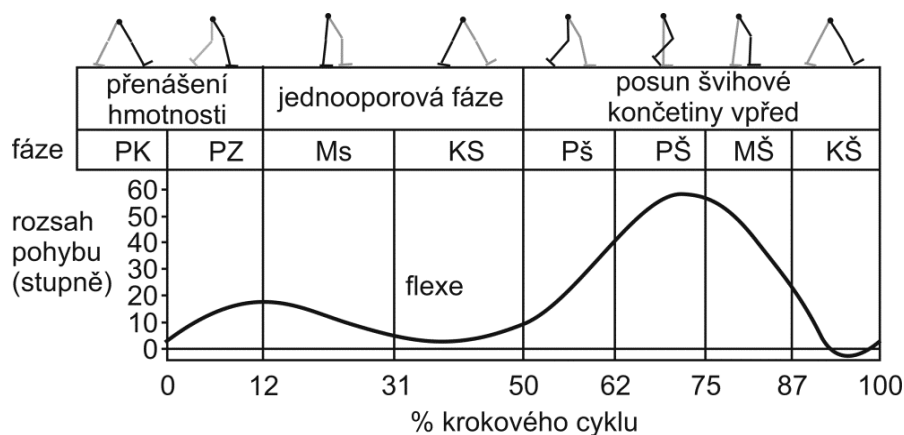
V transverzální rovině se kyčelní kloub při počátečním kontaktu nachází v neutrální pozici. Během stojné fáze krokového cyklu dochází v kyčelním kloubu k vnitřní rotaci s maximálním rozsahem na konci fáze postupného zatěžování. Během švihové fáze krokového cyklu kyčelní kloub rotuje zevně, přičemž maximálního rozsahu dosahuje ve fázi

počátečního švihů. Zevní rotace v kyčelním kloubu převažuje do fáze konečného švihů, kdy opět dochází k mírné vnitřní rotaci v důsledku svalové nerovnováhy (Perry & Burnfield, 2010, p. 105, 111–118).

1.3.3 Kinematika kolenního kloubu

Kolenní kloub během krokového cyklu zajišťuje absorpci nárazů, stabilitu dolní končetiny pro bezpečný přenos zatížení a flexibilitu umožňující volný pohyb končetiny vpřed. Zajišťuje tak mobilitu a stabilitu, což jsou hlavní faktory normálního vzoru chůze (Perry & Burnfield, 2010, p. 86–88).

Normální rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině se během krokového cyklu pohybuje v rozmezí 0–60° (viz Obrázek 4, s. 23). V průběhu krokového cyklu kolenní kloub dosahuje dvou flekčních vln, z nichž každá vychází z relativní extenze, postupuje do flexe a následně se vrací zpět k extenzi. První vlna, ke které dochází mezi fází postupného zatěžování a středem stojné fáze, dosahuje flexe 20° a přispívá ke kontrole absorpce nárazu. Druhá vlna nastává během počátečního švihů a dosahuje hodnoty 60°, čímž napomáhá udržení švihové dolní končetiny nad podložkou. Při počátečním kontaktu je kolenní kloub ve flexi 5°. Během fáze postupného zatěžování dochází k prudkému zvýšení flexe na 20° a k maximálnímu zatížení kolenního kloubu. Ve středu stojné fáze začíná kolenní kloub extendovat, přičemž maximální extenze (5° flexe), které je dosaženo v polovině fáze konečného stoje, přetrvává pouze krátkou dobu. Na konci stojné fáze začíná kolenní kloub flektovat, velikost flexe dosahuje 10°. Flexe se následně prudce zvyšuje ve fázi předšvihů, kdy na konci této fáze dosahuje velikosti 40°. V průběhu počátečního švihů flexe kolenního kloubu narůstá do období, kdy švihová dolní končetina mívá stojnou dolní končetinu. V tomto okamžiku je dosaženo maximálního rozsahu flexe v kolenním kloubu. Během středu švihové fáze je udržován nižší rozsah flexe v kolenním kloubu potřebný pro postup švihové dolní končetiny před stojnou dolní končetinu. Jakmile se švihová dolní končetina dostane před stojnou dolní končetinu, dochází v kolenním kloubu k prudké extenzi. Extenze pokračuje v konečném švihů až do plného rozsahu, jehož je dosaženo krátce před zahájením dalšího krokového cyklu. Na konci švihové fáze má kolenní kloub tendenci spadnout do 5° flexe, čímž je dosaženo finální pozice a kolenní kloub je připraven na další počáteční kontakt paty s podložkou (Perry & Burnfield, 2010, p. 86–87, 93–100).



Obrázek 4 Změna úhlu v kolenním kloubu během krokového cyklu v sagitální rovině (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010, p. 86)

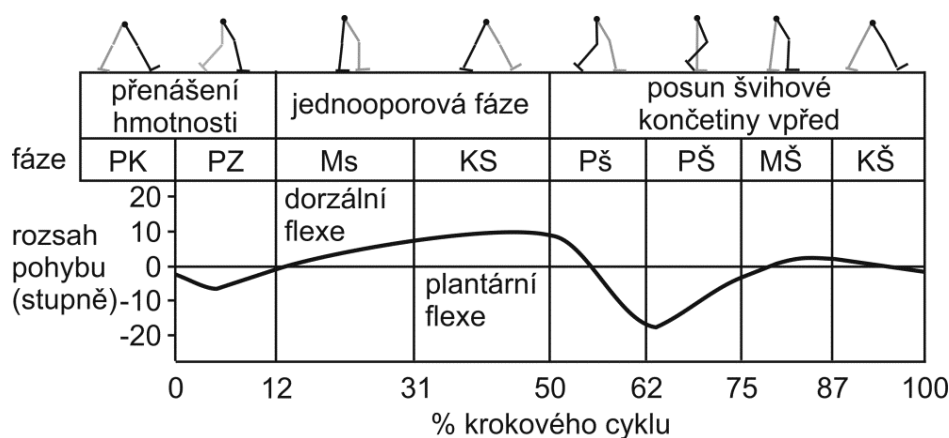
Během krokového cyklu se kolenní kloub pohybuje ve frontální rovině do abdukce a addukce. Při počátečním kontaktu je kolenní kloub v abdukci, která se mírně zvyšuje během fáze postupného zatěžování, kdy dosahuje nejvyšších hodnot. S nástupem švihové fáze se kolenní kloub pohybuje do neutrální pozice a addukce, přičemž maximálních hodnot dosahuje během středu švihové fáze (Perry & Burnfield, 2010, p. 88, 93–100).

V transverzální rovině dochází během krokového cyklu k zevní a vnitřní rotaci kolenního kloubu. V období počátečního kontaktu se femur nachází v lehké zevní rotaci vzhledem k nastavení tibie a kolenní kloub je uzamčený. Během fáze postupného zatěžování dochází k výrazné vnitřní rotaci tibie v rozsahu 4–8°, která je následována mírnou vnitřní rotací femuru a dochází k odemknutí kolenního kloubu pro absorpci nárazu. Se zahájením extenze kolenního kloubu dochází k zevní rotaci tibie. Během středu stojné fáze a počátku konečného stoje rotuje tibie výrazně rychleji než femur a dochází k uzamčení kolenního kloubu pro zajištění stability. Následně dochází k vnitřní rotaci tibie asi o 1° vůči femuru, což vede k odemknutí kolenního kloubu a napomáhá tak odvinutí chodidla v konečné fázi stoje a předšvihu. Během počátečního švihu je zahájena vnitřní rotace tibie, femuru a pánve, která pokračuje do terminální fáze švihu, kdy je při extenzi kolenního kloubu tibie rotována zevně (Perry & Burnfield, 2010, p. 87–88, 93–100).

1.3.4 Kinematika hlezenního kloubu a nohy

Perry & Burnfield (2010, p. 55–56, 70–80) popisují pohyby hlezenního kloubu a nohy v sagitální rovině během krokového cyklu pomocí modelu tří zhoupnutí, který zajišťuje plynulost pohybu s minimální ztrátou kinetické energie. Během krokového cyklu dochází v hlezenním kloubu k dvojitmu pohybu do plantární a dorzální flexe, přičemž rozsah tohoto

pohybu odpovídá rozmezí 20–40° (viz Obrázek 5). Při počátečním kontaktu se hlezenní kloub nachází v neutrálním postavení. V důsledku působení vektoru reakční síly podložky přes zadní okraj patní kosti a setrvačné síly dochází v hlezenním kloubu k rychlé plantární flexi, která umožňuje absorpci nárazu a zpomalení dopředného pohybu tibie, aniž by došlo k zatížení předonoží (Perry & Burnfield, 2010, p. 55–56, 70–80). Tato událost je popisována jako první zhoupnutí (Vařeka & Vařeková, 2009, s. 59). Během fáze postupného zatěžování je hlezenní kloub v 5° plantární flexi a přechází do dorzální flexe, přičemž na konci této fáze dosahuje neutrálního postavení (Perry & Burnfield, 2010, p. 55–56, 70–80). Ve středu stojné fáze prochází vektor reakční síly podložky před hlezenním kloubem a dochází ke zvětšení rozsahu dorzální flexe o 5° v důsledku pohybu tibie vpřed přes fixované chodidlo, což představuje druhé zhoupnutí (Vařeka & Vařeková, 2009, s. 59). Ke třetímu zhoupnutí dochází na konci této fáze, kdy se v důsledku posunu vektoru reakční síly podložky k předonoží začíná zvedat pata od podložky. V konečném stoju je hlezenní kloub v 10° dorzální flexi, která představuje maximální rozsah pohybu. Tato pozice je udržována po zbytek konečného stoje. Pata se zvedá od podložky asi o 3,5 cm a způsobuje pohyb tibie vpřed. Během předšvihů dochází ke kontaktu s podložkou a k zatížení druhostranné dolní končetiny. Snižující se zatížení dolní končetiny v konečném stoju umožňuje plantární flexi v hlezenním kloubu. Hlezenní kloub se pohybuje z 10° dorzální flexe do 30° plantární flexe. V průběhu počátečního švihů dochází po zvednutí dolní končetiny nad podložku k zahájení rychlé dorzální flexe v hlezenním kloubu pro plynulý pohyb švihové dolní končetiny vpřed. Během středu švihové fáze je v hlezenním kloubu dosaženo neutrálního postavení, které může na konci švihové fáze přejít do 2° plantární flexe, kdy je chodidlo připraveno na kontakt s podložkou (Perry & Burnfield, 2010, p. 55–56, 70–80).



Obrázek 5 Změna úhlu v hlezenním kloubu během krokového cyklu v sagitální rovině (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010, p. 55)

Pohyby nohy ve frontální a transverzální rovině umožňuje subtalární kloub, který má šikmo probíhající osu pohybu vzhledem k podélné ose nohy (Vařeka & Vařeková, 2003, s. 96). Subtalární kloub kontroluje prostřednictvím svých pohybů mobilitu talonavikulárního a kalkaneokuboidního kloubu (Perry & Burnfield, 2010, p. 62–63, 70–80). V subtalárním kloubu dochází k pohybům nohy do supinace (vnitřní rotace) a pronace (zevní rotace) v průběhu obou fází krokového cyklu. Během počátečního kontaktu a fáze postupného zatěžování dochází v důsledku náhlého zatížení laterálního okraje paty v subtalárním kloubu k 5° pronaci, což vede k uvolnění talonavikulárního a kalkaneokuboidního kloubu, které umožňuje pohlcovat nárazy při zatížení předonoží a optimálně přizpůsobit plosku povrchu. V mezistoji a konečném stoji dochází ke změně pohybu v subtalárním kloubu směrem do supinace, která způsobí uzamčení talonavikulárního a kalkaneokuboidního kloubu, čímž je zajištěna stabilita nohy. Z nohy se stává rigidní páka, která umožňuje lýtkovým svalům plně uplatnit svoji lokomoční funkci, při které poskytují tělu kinetickou energii pro pohyb vpřed (Vařeka & Vařeková, 2003, s. 97). Ve fázi předšvihů se subtalární kloub navrácí do neutrálního postavení, které je udrženo po zbytek švihové fáze krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010, p. 62–63, 70–80).

1.4 Problematika kinematických řetězců

V 50. letech 20. století se zásluhou amerického ortopeda rakouského původu Steindlera v literatuře poprvé objevuje pojem kinetický řetězec, který je definován jako kombinace postupně uspořádaných anatomických segmentů a jejich kloubních spojení (Dvořák, 2005a, s. 12; Karandikar & Vargas, 2011, p. 739). Jelikož představa řetězce vyhovuje potřebám modelování biomechanických dějů lidského těla, je tento pojem v oblasti biomechaniky a kineziologie nadále běžně užíván. Na jednotlivé pohyby segmentů je nahlíženo z hlediska kinematického, které zahrnuje studium dráhy, rychlosti a úhlových změn pohybu bez ohledu na jeho příčiny. Z tohoto důvodu se v literatuře běžně setkáváme i s ekvivalentním pojmem kinematický řetězec (Dvořák, 2005a, s. 12–17).

Základní jednotku kinematického řetězce představuje kinematický pár (dvojice), který je tvořen dvěma přilehlými segmenty spojenými kloubem. Jeho skloubení může být dosaženo vzájemnou kongruencí kloubních ploch či působením extraartikulárních sil. Připojením dalšího segmentu ke kinematickému páru získáváme kinematický řetězec, který může být jednoduchý či větvený. Jednoduchý (sériový) kinematický řetězec je tvořen články řazenými v sérii za sebou, z nichž každý je součástí maximálně dvou kinematických párů. Větvený

(komplexní) kinematický řetězec obsahuje segment, který je kloubně spojen s více články, přičemž mohou být rovinné, sférické či prostorové (Dvořák, 2005a, s. 12–17).

Kinematické řetězce lze v důsledku odlišného průběhu pohybu v jednotlivých kloubech a zapojení svalů v závislosti na fixaci terminálního segmentu rozdělit na otevřené a uzavřené. V otevřeném kinematickém řetězci (open kinetic chain, OKC) je terminální segment volný, zatímco proximální je fixován. Uvolnění terminálního segmentu umožňuje jeho volný pohyb v prostoru, aniž by došlo k pohybu ostatních segmentů (Dvořák, 2005a, s. 12–17). Uzavřený kinematický řetězec (closed kinetic chain, CKC) definoval Steindler jako stav nebo prostředí, ve kterém se distální segment setkává se značným vnějším odporem, který znemožňuje či omezuje jeho pohyb. V této situaci je pohyb jednoho segmentu současně doprovázen změnou postavení segmentů ostatních. Výhodou pohybů prováděných v CKC je zajištění funkční stability spoje, zlepšení propriocepce a neuromuskulární kontroly v důsledku svalové kokontrakce agonistů a antagonistů (Karandikar & Vargas, 2011, p. 740–741).

Stanovení stupňů volnosti (degrees of freedom, DOF) pohybu je součástí modelování pohybových řetězců. Stupně volnosti pohybu vyjadřují počet možných směrů a způsobů pohybu v kloubu vzhledem k nezávislým osám souřadného systému. Nejvyšší stupeň volnosti (6 DOF) má těleso umístěné volně v prostoru, které se může pohybovat sunutím a rotací kolem tří os v obou směrech. U kinematického páru, kde se pohyb jednoho segmentu popisuje vzhledem k souřadnému systému druhého segmentu, mají klouby nejvýše 3 DOF. V kinematickém řetězci se stanovuje celkový stupeň volnosti, neboli mobilita řetězce, která je dána součtem stupňů volnosti jeho jednotlivých kloubů. Velikost mobility řetězce je přímo úměrná efektoru řetězce, který představuje množství variant jeho pohybů směřujících ke stejnému cíli. Tato nadbytečnost pohybových strategií řetězce neboli redundance řetězce představuje jeho funkční rezervy, které mohou být v případě potřeby potenciálně využity, ale zároveň mohou vést ke vzniku patologie (Dvořák, 2005a, s. 15–17). V průběhu pohybu je redundance pohybových strategií příslušného řetězce snížena omezením stupňů volnosti jeho jednotlivých kloubů prostřednictvím svalového tonu řízeného centrální nervovou soustavou. Neschopnost kontroly stupňů volnosti je příčinou nízké výkonnosti pohybu (Romanazzi, Galante, & Sforza, 2015, p. 61).

1.4.1 Uplatnění kinematických řetězců v průběhu motorické ontogeneze

Holokinetická hybnost uplatňující se v novorozeneckém období umožňuje novorozenci pohybovat končetinami v OKC zásluhou pasivně fixovaného trupu. S postupným

vývojem tělo dítěte, na které působí tíhová síla, kontaktuje podložku na několika místech, která tvoří vrcholy opěrné báze. Vznikají tak podmínky pro aktivity v CKC, s nimiž se v rámci spontánní motoriky organismus náhodně setkává. Centrální nervový systém „objevuje“ možnosti uzavírajících se kinematických řetězců, přičemž se vytváří koordinovaná kokontrakce agonistů a antagonistů se schopností využít punctum fixum a punctum mobile v lokomočním režimu (Dvořák, 2005b, s. 18–19).

Aktivity v CKC vytváří posturální předpoklady pro všechny další motorické činnosti. Teprve po jejich zvládnutí se uplatňují teleologicky zaměřené pohyby v OKC, které vyžadují cílenou stabilizaci celého řetězce kromě segmentů, v nichž se pohyb odehrává (Dvořák, 2005b, s. 19).

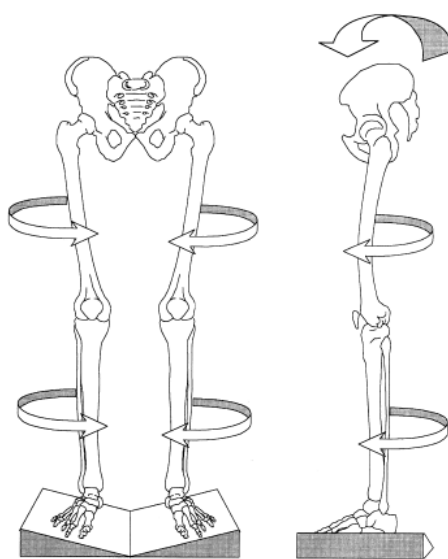
Součástí vyspělé motoriky je schopnost nastavení konfigurace kinetických řetězců pro jejich náhodné využití a možnost přecházení jednoho typu v druhý dle potřeb organismu, což je charakteristické pro bipedální lokomoci (Dvořák, 2005b, s. 19).

1.4.2 Pohyby v kinematickém řetězci dolních končetin ve vzpřímeném stoji

Nejčastější příčinou pohybů v kinematickém řetězci dolních končetin ve vzpřímeném stoji je abnormální postavení subtalárního kloubu nohy, který má k dispozici 6 DOF (Khamis & Yizhar, 2007, p. 127). Pohyby v subtalárním kloubu do supinace a pronace jsou v CKC provázeny pohyby patní kosti a talu, čímž ovlivňují proximální segmenty kinematického řetězce (Khamis & Yizhar, 2007, p. 128; Tateuchi, Wada, & Ichihashi, 2011, p. 567).

Plochá noha, pes planus, vznikající v důsledku snížení její podélné klenby, způsobuje změnu postavení subtalárního kloubu (Buldt et al., 2013, p. 363). Subtalární kloub se dostává z neutrálního postavení do pronace, která zahrnuje everzi patní kosti, addukci a plantární flexi talu (Pinto et al., 2008, p. 514; Tateuchi, Wada, & Ichihashi, 2011, p. 567). Dochází k rozšíření kontaktní plochy nohy mediální směrem, což způsobuje změnu v rozložení zatížení, zvýšení tlaku na nožní klenbu a plantární fascii (Chuter & Janse de Jonge, 2012, p. 8; Tateuchi, Wada, & Ichihashi, 2011, p. 572). V důsledku everze patní kosti dochází k funkčnímu zkrácení dolní končetiny, které je doprovázené abdukci tibie, valgózním postavením kolenního kloubu, rotací a laterálním poklesem pánve (Pinto et al., 2008, p. 514, 517–518). Celá tato situace se v rámci řetězení dysfunkcí šíří dál proximálním směrem a způsobuje rotaci obratlových těl na stranu funkčně zkrácené dolní končetiny, čímž dochází k asymetrickému zatížení meziobratlových struktur a následně k jejich degeneraci (Chuter & Janse de Jonge, 2012, p. 8; Pinto et al., 2008, p. 517–518). Pohyb talu do addukce a plantární flexe následuje tibie vnitřní rotací a mírným posunem vpřed, čímž vzniká tendence

k flexi kolenního kloubu. Na pohyb tibie reaguje femur vnitřní rotací, což vede k posunu pately laterálním směrem (Barwick, Smith, & Chuter, 2012, p. 225; Chuter & Janse de Jonge, 2012, p. 8). Současně se hlavice femuru společně s pánví posunuje posteriorním směrem. Jelikož posun pánve představuje posturální změnu, dochází v rámci zachování posturální stability k náklonu trupu prostřednictvím antevertze pánve (viz Obrázek 6) (Pinto et al., 2008, p. 517). Změna postavení pánve způsobuje zvýšení lordózy bederní páteře a napětí m. piriformis, m. iliopsoas, hýžd'ového a břišního svalstva (Barwick, Smith, & Chuter, 2012, p. 226; Chuter & Janse de Jonge, 2012, p. 8). Dle Legaye et al. (In Pinto et al., 2008, p. 518) je každý stupeň antevertze pánve spojen s 1° lordózy bederní páteře.



Obrázek 6 Vliv pronace nohy na postavení proximálních segmentů dolní končetiny a pánve (Khamis & Yizhar, 2007, p. 132)

Pokud dolní končetiny pracují v CKC může dysfunkce distálního kloubu ovlivnit v důsledku disto-proximálního řetězce funkci jakéhokoli dalšího kloubu zapojeného v kinematickém řetězci (Vařeka & Vařeková, 2012, s. 14). Plochá noha vyskytující se běžně v naší populaci, může, dle výše popsaného řetězce pohybů v kinematickém řetězci, vyústit v mnoho patologických stavů (Chuter & Janse de Jonge, 2012, p. 7). Oboustranná asymetrie je rizikovým faktorem pro rozvoj únavových zlomenin metatarzálních kostí, plantární fascitidy, patelofemorálního syndromu, poranění předního zkříženého vazy kolenního kloubu, útlak sedacího nervu, dysfunkci kyčelního kloubu a lumbosakrálního přechodu s bolestí dolní části zad (Barwick, Smith, & Chuter, 2012, p. 225; Chuter & Janse de Jonge, 2012, p. 8). Jednostranná asymetrie může, mimo výše uvedené, způsobit také vznik skoliózy bederní páteře, z čehož vyplývá, že je nesmírně důležité asymetrické změny v postavení nohy zejména v dětském věku neprodleně řešit (Pinto et al., 2008, p. 514; Khamis & Yizhar, 2007, p. 133).

Vysoce klenutá noha, *pes cavus*, je spojena s postavením subtalárního kloubu v supinaci, která zahrnuje inverzi patní kosti, abdukci a dorzální flexi talu (Buldt et al., 2013, p. 363). Všechny pohyby v jednotlivých segmentech dolní končetiny v CKC probíhají v opačném směru (Duval, Lam, & Sanderson, 2010, p. 637). Nevýhodou vysoce klenuté nohy je její menší mobilita, snížená schopnost absorpce nárazů při chůzi a zvýšení maximálních plantárních tlaků (Buldt et al., 2013, p. 363).

1.4.3 Pohyby v kinematickém řetězci dolních končetin v průběhu chůze

Segmenty dolních končetin se v průběhu krokového cyklu pohybují v obou kinematických řetězcích. Během stojné fáze krokového cyklu se segmenty dolních končetin pohybují v CKC, ve kterém se uplatňuje kokontrakční svalová aktivita agonistů a antagonistů pro stabilizaci nosných kloubů. Počáteční kontakt paty s podložkou je považován za rizikový okamžik, neboť dochází k přechodu OKC v CKC. V okamžiku, kdy na terminální segment začíná působit vnější (reakční) síla, která není adekvátně vyvážena silou stabilizačních svalů, může dojít k traumatu (Dvořák, 2005b, s. 20–21). Po počátečním kontaktu paty s podložkou dochází k pronaci subtalárního kloubu, která zahrnuje everzi patní kosti, addukci a plantární flexi talu (Vařeka & Vařeková, 2012, s. 13). Jedná se o flexibilní reakci nohy na náraz, která zajišťuje jeho absorpci a přizpůsobení povrchu (Barwick, Smith, & Chuter, 2012, p. 225; Khamis & Yizhar, 2007, p. 127; Rivera, 1994, p. 158). Everze patní kosti způsobuje abdukci tibie, valgózní postavení kolenního kloubu a funkční zkrácení dolní končetiny, které má za následek změnu pozice pánve ve smyslu laterálního poklesu a rotace (Silva, Maciel, & Serrão, 2015, p. 79; Tateuchi, Wada, & Ichihashi, 2011, p. 571). Addukce talu způsobuje vnitřní rotaci tibie a její posun vpřed, čímž dochází k mírné flexi v kolenním kloubu (Rivera, 1994, p. 158). Pohyb v kinematickém řetězci dolní končetiny pokračuje vnitřní rotací femuru, která vede k posunu paty laterálním směrem (Barwick, Smith, & Chuter, 2012, p. 225). Vnitřní rotace femuru také způsobí posun jeho hlavice a pánve posteriorním směrem, což vede k posturální změně. V zájmu zachování posturální stability dochází k náklonu trupu prostřednictvím antevertze pánve (Pinto et al., 2008, p. 517). V období mezistoje se supinací subtalárního kloubu zvyšuje stabilita nohy pro uplatnění lokomoční funkce plantárních flexorů (Rivera, 1994, p. 158). Supinace subtalárního kloubu, zahrnující inverzi patní kosti, abdukci a dorzální flexi talu, v kinematickém řetězci dolní končetiny vyvolává zevní rotaci tibie a femuru (Duval, Lam, & Sanderson, 2010, p. 637; Rivera, 1994, p. 158). Během těchto pohybů tibie napomáhá extenzi kolenního kloubu a pánev se vrací do neutrálního postavení (Rivera, 1994, p. 158).

Abnormální funkce subtalárního kloubu, která se projevuje prodlouženým trváním pronace či zvýšením její amplitudy v průběhu stojné fáze krokového cyklu, způsobuje zpoždění zevní rotace tibie (Duval, Lam, & Sanderson, 2010, p. 637; Khamis & Yizhar, 2007, p. 127). Tato situace způsobí nestabilitu přední části nohy, zvýšení tlaku na nožní klenbu a plantární fascii s omezením dorzální flexe palce v terminálním stoji, čímž narušuje mechaniku propulzního pohybu (Barwick, Smith, & Chuter, 2012, p. 225; Chuter & Janse de Jonge, 2012, p. 8). Dysfunkce subtalárního kloubu může vyústit v patelofemorální syndrom, plantární fascitidu, únavové zlomeniny metatarzálních kostí či poranění předního zkříženého vazy kolenního kloubu (Chuter & Janse de Jonge, 2012, p. 8).

1.5 Balet

Balet je považován za výrazové a dramatické umění, které směřuje k rozvíjení pohybové fantazie a taneční tvořivosti. Jako forma scénického tance dokáže ztvárnit veselí, tragiku, lásku, humor i radost, vyprávět příběh či jednoduše reflektovat hudbu (Bussellová & Lintonová, 1995, s. 10; Kröschlová, 2002, s. 7).

V 18. století byl balet označován jako danse noble, tanec ušlechtilý, či danse sérieuse, tanec vážný, neboť sloužil k zobrazování ušlechtilých postav – bohů, králů a hrdinů (Bazarovová & Mejová, 1980, s. 10). Klasická technika, založená na síle a pružnosti dolních končetin, která v tomto období vyhovovala estetickým názorům a uměleckým cílům, přestala vyhovovat nově se rodící taneční estetice. Snahou novodobé taneční techniky je spojit sílu a pružnost celého těla s citlivostí a výrazovostí všech jeho částí a analyzovat pohyb jak po stránce anatomické, tak po stránce výrazové – rytmické, dynamické a prostorové. Sloučení těchto složek umožňuje tanečnickům poznat výrazové možnosti pohybu, pohybové možnosti jednotlivých kloubů, uvědoměle procítit svalovou práci a tím zdokonalit provedení jednoduchých i složitých pohybů. Každodenní trénink je zaměřen na rozvoj síly a pružnosti svalstva, na schopnost jeho relaxace, hybnost kloubů a schopnost rychlých dynamických a rytmických zvrátů, což následně umožňuje tanečnickům přizpůsobit své tělo požadavkům scény během jevištní praxe. Vazby jednotlivých pozic a pohybů do pohybových celků rozvíjejí koordinační schopnost, soustředěnost a motorickou paměť. Pro další vývoj je důležité ve vhodné míře sloučit klasickou a novodobou techniku, která zároveň nesmí omezit výrazovou a tvůrčí složku tanečního umění (Kröschlová, 2002, s. 7–8).

1.5.1 Vývoj baletu

Počátky baletu spadají do 15. století, kdy v Itálii v období renesance vzrůstá zájem o umění. Knížata u italských dvorů pořádají řadu lidových slavností spojených s hudbou, zpěvem, poezií a tancem (Bussellová & Lintonová, 1995, s. 10). Ve scénickém umění se objevuje snaha o obnovení antického divadla a jeho převedení do jevištní dramatické tvorby, čímž vzniká ballet de cour, dvorský balet (Anonymous, 2009). Později vznikají umělecké programy s dějem zvané ballets entrées, které obsahují akrobacii, pantomimu a zpěv (Šebelová, 2011).

Do Francie se balet šíří zásluhou Kateřiny Medicejské a stává se důležitou částí dvorní etiky. V roce 1573 vzniká taneční dílo Ballets des Nymphes, které povyšuje balet na uměleckou tvorbu (Šebelová, 2011). Za vlády krále Ludvíka XIV. (1643–1715) se hlavním městem baletního světa stává Paříž a balet postupně přerůstá v samostatnou formu tance. V roce 1661 král Ludvík XIV. zakládá Académie Royale de Danse, Královskou taneční akademii, která připravuje tanečníky účinkující ve dvorních představeních. Prvním ředitelem akademie se stává tanečník Pierre Beauchamp, který s dalšími třinácti akademiky schvaluje nové prvky tance a pět základních pozic nohou, sjednocuje principy vytočení nohou a zabývá se i zápisem tance pomocí grafických značek (Anonymous, 2009). Do roku 1681 je balet výsadou mužů, v tomto roce se však v pařížské opeře v inscenaci Masmassell la Fontaine, Vítězství lásky, objevuje první žena (Šebelová, 2011).

V 18. století dochází k prudkému rozvoji techniky baletu, který se stává plnoprávnou dramatickou formou (Šebelová, 2011). V roce 1738 vzniká v Petrohradě Ruský císařský balet a podobné baletní soubory vznikají i v ostatních evropských zemích (Anonymous, 2009). První zmínky o baletních skupinách v českých zemích se váží k příchodu Karla Stockingera z Vídně a Divadlu v Kotcích, jehož repertoár tvoří italské opery i pantomima pro šlechtické i měšťanské obecnostvo (Brodská, 2000, s. 37–38). Velký vliv na další vývoj má Jean-Georges Noverre, který vydává Listy o tanci a baletu. Tento spis je zaměřen na vývoj dějového baletu, prosazení pantomimy, reformu pohybů a kostýmů pro zvýšení volnosti a ladnosti pohybu (Anonymous, 2009).

V 19. století dochází v důsledku sociálních bojů ve společnosti k poklesu zájmu o balet. Vývoj baletu pokračuje pouze v Itálii, Francii a Rusku (Šebelová, 2011). Poprvé se v roce 1823 objevuje tanec na špičkách, který se stává oblíbenou technikou ženského baletního tance (Anonymous, 2009). Dochází k celkovému zjemňování pohybového a vizuálního projevu tanečníků (Šebelová, 2011).

Ve 20. století se objevuje úsilí o reformy baletu dvěma směry. Jeden směr se snaží vytvořit zcela nový samostatný styl moderního tance a druhý směr se snaží reformovat již přežitou podobu baletních představení (Anonymous, 2009).

1.5.2 Držení těla v baletu

Pro kvalitní provedení jednotlivých baletních pozic je důležité správné držení těla. Správné držení těla má kvality jak estetické, neboť je nejbližší antickému ideálu tělesné krásy, tak ekonomické, které se projevují minimální svalovou aktivitou nutnou k jeho udržení, čímž jsou svaly uvolněny pro pohyb (Kröschlová, 2003, s. 13–16). Správné držení těla zajišťuje nejen jistotu a požadavek pohyblivosti, citlivosti a reaktivity všech částí těla, ale také napomáhá správnému provedení turnout (Bazarovová & Mejová, 1980, s. 18). Pro správné držení těla je potřeba redukovat neúčinné napětí a tonizovat ochablé části svalstva za účelem zjemnění kinestetického citu. Je důležité, aby změny v držení těla zasáhly celou osobnost a správné držení těla se stalo pohybovým stereotypem (Kröschlová, 2003, s. 13–16).

Při správném držení těla v baletu svírají chodidla ve stoji spatném úhel 180°, nártý jsou vyklenuté, v kolenních kloubech propnuté dolní končetiny a pately mírně taženy laterálně. Pánevní je mírně nakloněna vpřed a nadlehčena aktivitou gluteálního a břišního svalstva. Páteř je napříměna a mírně esovitě zakřivena. Krk je uvolněný, přičemž jeho přední plocha svírá s dolní plochou brady pravý úhel. Hrudník je vyklenutý vpřed, zatímco horní končetiny visí volně podél těla. Tělesná hmotnost je rovnoměrně rozložena na obě chodidla a soustředěna nad středy nártních kleneb, blíže jejich vnější straně, do oblasti 3.–4. metatarzální kosti. Osa těla při pohledu ze strany prochází středem nártu, kyčelního a ramenního kloubu a oblastí tragu (Kröschlová, 2003, s. 13–16).

Vadné držení těla u baletních tanečnic je nejčastěji způsobeno uvolněním břišního a hýžděového svalstva, či postavením pánve do retroverze. V prvním případě dochází ke zvýšení lordózy v bederní oblasti páteře, která vede k vyklenutí břicha, anteverti pánve, nedostatečnému vytočení dolních končetin zevně, hyperextenzi kyčelních a kolenních kloubů. Dochází k posunu vertikální projekce tíhové síly za osu kyčelních kloubů, vyvěšení se do ligamentózního aparátu a snížení energetických nároků na vzpřímené držení těla. Toto držení těla je však nevhodné, neboť se jedná o držení nepružné, které není pohotové k pohybu. V druhém případě dochází k nedostatečnému propnutí dolních končetin v kolenních kloubech, uvolnění břišního svalstva, flexi trupu a předsunutí hlavy. V důsledku těchto změn se opět

vertikální projekce tíhové síly posunuje za osu kyčelních kloubů, snižuje se pohotovost těla k pohybu a kvalita dýchání (Kröschlová, 2003, s. 13–16).

1.5.3 Vliv baletních pozic na postavení pánve a jednotlivých segmentů dolní končetiny

1.5.3.1 Vliv baletních pozic na postavení pánve

Pánev představuje orgán zajišťující pevnou, stabilní a mírně pružící bázi pro flexibilní páteř (Véle, 2006, s. 223–224). V důsledku limitovaného pohybu symfýzy a sakroiliakálních skloubení pracuje jako poměrně rigidní struktura, která je závislá na pohybech femuru a bederní páteře. Pohyby páteře, pánve či femuru mají tendenci produkovat sdružené pohyby v dalších segmentech dle typu kinematického řetězce. V závislosti na podmínkách jsou tyto sdružené pohyby v jednotlivých kloubech buď podporovány či omezovány jejich kloubními pouzdry ve prospěch stabilizace jednoho ze segmentů (Clippinger, 2007, p. 181).

V baletu jsou sdružené pohyby páteře, pánve a femuru často využívány k dosažení extrémních rozsahů pohybu v mnoha baletních pozicích. V případě potřeby dosáhnout extrémního rozsahu pohybu do flexe v kyčelním kloubu při snížené flexibilitě ischiokrurálních svalů, dochází k retroverzi pánve a snížení bederní lordózy. Pohyb pánve způsobí změnu postavení acetabula a umožní větší rozsah flexe v kyčelním kloubu. Časté využívání tohoto mechanismu je však v baletu nežádoucí, neboť extrémní retroverze pánve způsobuje flexi stojné dolní končetiny a páteře, čímž narušuje požadované vzpřímené držení těla. Naopak antevertze pánve, která je obvykle v baletu užívána jako pozice relaxační, způsobuje zvýšení bederní lordózy a flexi kyčelních kloubů. Dochází tak ke zvýšení aktivity flexorů kyčelních kloubů a extenzorů bederní páteře, což má za následek přetěžování dolní části zad (Clippinger, 2007, p. 183–184).

Stabilizace pánve, která je důležitou komponentou pro stabilizaci trupu, je zajištěna koordinovanou aktivitou břišních a ischiokrurálních svalů. Schopnost kontrolovat pohyby pánve a trupu s fázickými pohyby dolních končetin je jedním z důležitých faktorů pro rozvoj tanečních dovedností (Clippinger, 2007, p. 185–186).

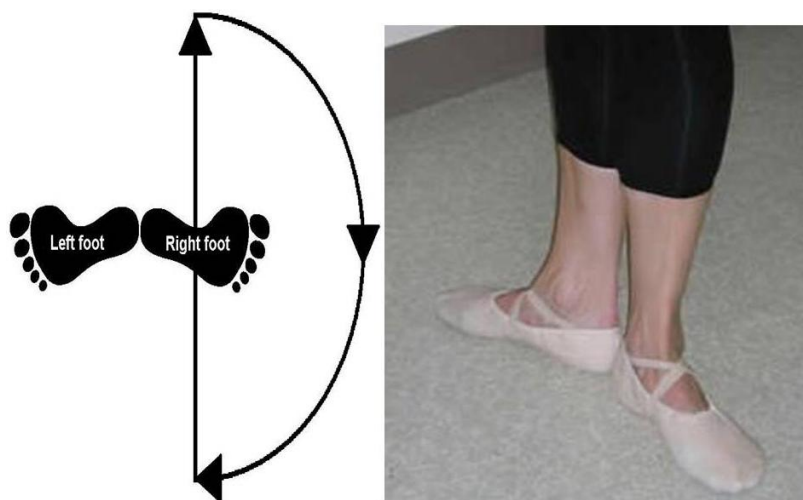
1.5.3.2 Vliv baletních pozic na postavení kyčelního kloubu

Kyčelní kloub je omezený kulový kloub, který je zároveň nosným i balančním kloubem trupu, udržujícím jeho rovnováhu (Dylevský, 2009, s. 138, 140–141). I přes svou velkou stabilitu, zajištěnou rozsáhlým kontaktem artikulujících kloubních ploch, silným

kloubním pouzdrům zesíleným vazy a mohutnými svaly, umožňuje poměrně velký rozsah pohybu. Pro baletní tanečnice je charakteristický nadměrný aktivní i pasivní rozsah pohybu v kyčelním kloubu, který splňuje specifický estetický požadavek baletního tance (Clippinger, 2007, p. 235).

Turnout (viz Obrázek 7, s. 35) představuje výchozí postavení dolních končetin pro pět základních baletních pozic nohou (Bennel et al., 1999, p. 340). Jedná se o zevní rotaci obou dolních končetin, kdy spolu chodidla svírají úhel 180° . V ideálním případě vychází pohyb především z kyčelních kloubů (Hamilton et al., 2006, p. 299). Rozsahy pohybů v jednotlivých kloubech účastnících se na dosažení turnout se dle různých autorů liší, přičemž se všichni shodují, že by rozsah zevní rotace v kyčelním kloubu měl dosahovat alespoň 60° (Champion & Chatfield, 2008, p. 121; Khoo-Summers et al., 2013, p. 137). Správné provedení turnout umožňuje efektivní přenos tělesné hmotnosti a lepší řízení pohybu dolních končetin, přičemž snižuje riziko vzniku poranění (Pata et al., 2014, p. 169). Při nedostatečném rozsahu zevní rotace v kyčelním kloubu dochází k provedení turnout prostřednictvím kompenzačních strategií, mezi které patří antevertze pánve, rotace kolenních kloubů a pronace nohy. Ačkoli je dosažení turnout pomocí kompenzačních strategií v baletním tanci poměrně běžný jev, je spojeno s vysokým rizikem vzniku poranění (Hamilton et al., 2006, p. 299). V pozici turnout se výrazně mění směr působení tahové síly mnoha svalů a zvyšuje se aktivita adduktorů kyčelního kloubu (Clippinger, 2007, p. 198–201). Rozsah zevní rotace v kyčelním kloubu je ovlivněn kostní architektonikou, protažitelností měkkých tkání a svalovou silou (Hamilton et al., 2006, p. 299; Sherman, Mayall, & Tasker, 2014, p. 160). Z kostní architektoniky může rozsah zevní rotace kyčelního kloubu ovlivňovat zejména orientace a hloubka kloubní jamky, délka a tvar krčku femuru a stupeň femorální torze. Předpokladem pro větší rozsah zevní rotace kyčelního kloubu je mělčí, laterálně orientované acetabulum, které však snižuje kloubní stabilitu. Dlouhý krček femuru konkávního tvaru umožňuje větší rozsah zevní rotace kyčelního kloubu v důsledku pozdějšího kontaktu s okrajem acetabula. Za žádoucí u baletních tanečnic je považováno také snížení antevertze či přítomnost retrovertze femuru (Clippinger, 2007, p. 180–181, 196; Sherman, Mayall, & Tasker, 2014, p. 160). Hamilton et al. (2006, p. 299–303) popisují, že fyzická aktivita delší než šest hodin týdně u dětí ve věku mezi 11. až 14. lety může ovlivnit torzi femuru ve prospěch zvýšení zevní rotace kyčelního kloubu, což napomáhá ideálnímu provedení turnout a snižuje využití kompenzačních strategií. U baletních tanečnic, kteří nemají optimální kostní architektoniku, je provedení turnout spojeno s větší náročností dosažení požadované estetičnosti pohybu a se vznikem větších napětíových sil

působících na kolenní kloub, hlezenní kloub a nohu. Z měkkých tkání omezuje zevní rotaci kyčelního kloubu zejména ligamentum (lig.) iliofemorale a napětí adduktorů a vnitřních rotátorů kyčelního kloubu (Clippinger, 2007, p. 196). Pro správné provedení turnout je důležitá aktivita hlubokých zevních rotátorů kyčelního kloubu (Sherman, Mayall, & Tasker, 2014, p. 160). Dle Clippingera (In Pata et al., 2014, p. 176) lze posílením těchto svalů zlepšit turnout v kyčelním kloubu o 15 – 30°.



Obrázek 7 Základní postavení dolních končetin v baletním tanci (Valenti et al., 2011, p. 3)

Při provádění front développé, ve kterém dochází k flexi kyčelního kloubu nad 90° při extendovaném kloubu kolenním, je snahou většiny baletních tanečnicků zlepšení rozsahu pohybu, který je ovlivněn svalovou silou flexorů kyčelního kloubu a flexibilitou ischiokrurálního svalstva. Příčinou omezeného rozsahu flexe kyčelního kloubu při provádění této baletní pozice je neschopnost mnoha svalů, které efektivně přispívají k flexi kyčelního kloubu v nižších polohách, aktivně pracovat v rozsahu flexe nad 50–70°. Jedná se zejména o m. adductor brevis, m. adductor longus, horní část m. adductor magnus a m. gracilis. Naopak m. rectus femoris ztrácí svoji schopnost efektivní flexe kyčelního kloubu v důsledku aktivní insuficience. Jediným svalem, který má schopnost efektivní kontrakce v tomto rozsahu pohybu je m. iliopsoas. U mnoha baletních tanečnicků je problémem schopnost aktivace tohoto svalu či jeho nedostatečná svalová síla. Se zvyšujícím se rozsahem flexe kyčelního kloubu navíc dochází k poklesu aktivity hlubokých zevních rotátorů kyčelního kloubu, přičemž m. piriformis může přejít do funkce vnitřního rotátoru. Naopak přední vlákna m. gluteus medius, m. gluteus minimus a m. tensor fasciae latae zvyšují svoji vnitřně rotační aktivitu. Z výše uvedeného vyplývá, že je nutné se v baletním tréninku mimo jiné zaměřit také na specifickou aktivaci m. iliopsoas a zvýšení svalové síly zevních rotátorů při flexi kyčelního

kloubu, aby nedocházelo k nežádoucím pohybům ostatních segmentů v kinematickém řetězci (Clippinger, 2007, p. 201–204).

Pozice side développée vychází z pozice turnout, čímž vzniká unikátní situace, neboť elevace dolní končetiny nad 90° probíhá mezi sagitální a frontální rovinou a je výsledkem kombinace flexe a abdukce kyčelního kloubu. Klíčovými svaly pro provedení side développée jsou abduktory kyčelního kloubu a m. iliopsoas, jehož distální část klouže přes laterální stranu středu rotace kyčelního kloubu a umožňuje jeho efektivní abdukci. Rozsah pohybu závisí mimo jiné také na mechanice jeho provedení a flexibilitě adduktorů kyčelního kloubu. Turnout při provedení pohybu, ze kterého side développée vychází, zajišťuje kaudální posun velkého trochanteru, čímž se eliminuje jeho náraz o horní okraj acetabula a výrazně se zvyšuje rozsah abdukce kyčelního kloubu. Pohyb provedený z paralelní pozice či vnitřní rotace je právě nárazem velkého trochanteru o acetabulum limitován na 45°. V konečné fázi pohybu dochází k laterálnímu naklopení pánve pro další zvýšení jeho rozsahu. Nadměrné naklopení pánve, kterým je často kompenzován impingement velkého trochanteru o acetabulum, je v baletním tanci nežádoucí, neboť narušuje požadovanou estetičnost pohybu (Clippinger, 2007, p. 204–208).

Back développée je charakteristické pro pozici arabesque. Jedná se o extenzi kyčelního kloubu, která je omezena napětím anteriorní části kloubního pouzdra, anteriorních ligament a flexorů kyčelního kloubu. Fyziologický rozsah extenze kyčelního kloubu dosahuje 10–15°. Pro elitní baletní tanečnický je charakteristický až trojnásobný rozsah tohoto pohybu, který je však kombinací extenze kyčelního kloubu, antevertze pánve a kompenzační hyperextenze bederní páteře. Právě rozsah a správný timing těchto pohybů má zásadní vliv na dosažení požadované estetičnosti pohybu a vznik stresových sil působících na bederní oblast páteře. Pro zvýšení rozsahu pohybu a snížení stresových sil působících na bederní páteř je důležitá dostatečná flexibilita měkkých tkání v přední části kyčelního kloubu, která eliminuje kompenzační pohyby pánve a bederní páteře; dostatečná zevní rotace v kyčelním kloubu, která eliminuje rotační pohyb pánve v počáteční fázi pohybu, a aktivita abdominálních svalů, která eliminuje vznik střížných sil v dolní části bederní páteře při antevertzi pánve (Clippinger, 2007, p. 208–211). Větší rotace pánve v transverzální rovině během udržovací fáze arabesque poskytuje větší stabilitu. Právě kontrarotace trupu, pánve a kyčelního kloubu napomáhá udržení turnout a uzamknutí trupu, pánve a kyčelního kloubu stojné dolní končetiny pro zlepšení stability (Bronner, 2012, p. 32).

1.5.3.3 Vliv baletních pozic na postavení kolenního kloubu

Kolenní kloub představuje největší kloub lidského těla, v němž artikulují dvě jeho nejdelší kosti. Jedná se o kloub složený (Dylevský, 2009, s. 148). Jelikož inkongruence kloubních ploch činí kolenní kloub nestabilním, je jeho stabilita zajištěna prostřednictvím kloubního pouzdra, ligament, menisků a svalů, které jej kříží. Zejména izometrická a excentrická kontrakce m. quadriceps femoris má v baletním tanci významnou roli, neboť napomáhá udržení požadované baletní pozice a kontroluje flekční pohyb kolenního kloubu při jeho zatížení (Clippinger, 2007, p. 293–294).

V baletním tanci se pro dosažení turnout často využívá kompenzačních strategií, mezi které patří nadměrná zevní rotace kolenních kloubů neboli „šroubování“ kolen. Tato technika využívá flexe kyčelních a kolenních kloubů, která vede k uvolnění vazivového aparátu kolenního kloubu a umožňuje nadměrnou zevní rotaci tibie, čímž je dosaženo požadovaného postavení chodidel. Jakmile dojde k extenzi kyčelních a kolenních kloubů, aniž by došlo ke snížení zevní rotace tibie, dochází k napnutí vazivového aparátu kolenního kloubu a vnitřní rotaci femuru. Tento kompenzační rotační pohyb femuru způsobí vznik střížné síly působící na kolenní kloub, zvýšení tahu m. quadriceps femoris a vznik kompresní síly působící na patelu, čímž se zvyšuje riziko vzniku poranění (Clippinger, 2007, p. 268–269). Dle Khoo-Summers et al. (2013, p. 137) by rozsah zevní rotace tibie při správně provedeném turnout neměl překračovat 5°.

Pozice grand plié je charakteristická vznikem velkých stresových sil působících na menisky a lig. cruciatum posterius. Dochází také ke vzniku dislokační síly působící na tibií v důsledku aktivity ischiokrurálních svalů. Jelikož grand plié extrémně zatěžuje kolenní klouby, je důležité pohyb provádět pomalu za plné neuromuskulární kontroly. Během grand plié je důležité udržovat aktivní svalovou kontrakci pro zvýšení kloubní stability. Správné provedení grand plié vychází z pozice turnout, která zvyšuje aktivitu adduktorů kyčelního kloubu, čímž dochází ke snížení aktivity m. quadriceps femoris a kompresní síly působící na patelu. Často však při provádění grand plié není pánev udržena ve vertikálním postavení a dochází k její torzi a anteverzi, které vyvolá vnitřní rotaci femuru, čímž se snižuje aktivita adduktorů kyčelního kloubu. V důsledku těchto změn dochází ke zvýšení aktivity m. quadriceps femoris, čímž narůstá kompresní síla působící na patelu a riziko vzniku poranění (Clippinger, 2007, p. 265–267).

1.5.3.4 Vliv baletních pozic na postavení hlezenního kloubu a nohy

Noha představuje segment lidského těla podílející se na vzpřímeném stoji a chůzi. Pro správnou funkci nohy, která nese tělesnou hmotnost a umožňuje její přesun, musí být zajištěna její dostatečná stabilita a mobilita. Tyto podmínky zajišťují tři opěrné body, mezi kterými jsou vytvořeny dva systémy kleneb, podélné a příčné (Dylevský, 2009, s. 153, 165–166). Mediální oblouk podélné klenby je považován za oblouk flexibilní, který je podporován plantární fascií, lig. calcaneonaviculare plantare a dalšími dlouhými a krátkými vazy planty. Laterální oblouk podélné klenby je obloukem rigidním, zajišťujícím plnou stabilitu nohy. Při zatížení laterálního oblouku podélné klenby podporují plantární struktury její mediální oblouk jako pružina. Správné zatížení nohy se promítá do její funkce, neboť při pozici demi-pointé či pointé, ve které dochází k plantární flexi nohy v uzavřeném kinematickém řetězci, musí laterální podélný oblouk zajistit stabilitu nohy a vytvořit rigidní páku pro optimální tah plantárních flexorů. Tento mechanismus je zajištěn supinací v subtalárním kloubu a šikmém mediotarzálním kloubu a pronací v podélném mediotarzálním kloubu, přičemž dochází k plantární flexi 1. metatarzofalangeálního kloubu (viz Obrázek 8, s. 39). Kombinace těchto pohybů je nesmírně důležitá pro správné provedení demi-pointé či pointé, neboť umožňuje baletním tanečnickům balancovat na jedné dolní končetině bez velkého úsilí (Ahonen, 2008, p. 100). Zvednutí podélné klenby nohy a stabilizaci předonoží napomáhají také m. tibialis anterior, m. tibialis posterior a m. peroneus longus (Ahonen, 2008, p. 105). Funkce plantárních struktur však může být narušena nesprávným zatížením nohy, které vyvolá pronaci subtalárního kloubu a následné snížení stability nohy, čímž se zvyšuje riziko jejího poranění (Ahonen, 2008, p. 100). Plantární flexe hlezenního kloubu, která je v baletním tanci hojně užívána, představuje v důsledku pohybu talu a uvolnění ligamentózního aparátu hlezenního kloubu nestabilní pozici (Clippinger, 2007, p. 330–331; Simon, Hall, & Docherty, 2014, p. 178–179). Pro zajištění stability hlezenního kloubu v pozici demi-pointé je nesmírně důležitá svalová aktivita (Clippinger, 2007, p. 330–331). V pozici pointé je stabilita hlezenního kloubu zajištěna uzamčením subtalárního kloubu mezi zadní částí tibiae a patní kostí (Shah, 2009, p. 297).



Obrázek 8 Pohyby jednotlivých segmentů nohy při provádění demi-pointé (Ahonen, 2008, p. 100)

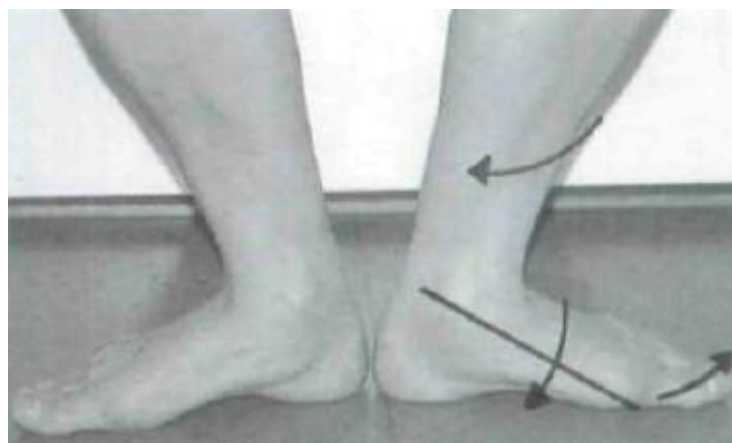
Pozice demi-plié či plié je spojena s dorzální flexí hlezenního kloubu, při které v důsledku pohybu talu a fibuly dochází k napínání lig. calcaneofibulare a lig. tibiofibulare anterius (Ahonen, 2008, p. 101; Russell et al., 2008, p. 76). Pro správné provedení demi-plié či plié je důležitý dostatečný rozsah dorzální flexe hlezenního kloubu, který zajistí absorpci nárazu při doskocích. Omezený rozsah tohoto pohybu je kompenzován nadměrnou pronací subtalárního kloubu, která ovlivňuje postavení kolenního kloubu ve frontální rovině (viz Obrázek 9) (Ahonen, 2008, p. 101). Současně se zvyšuje riziko vzniku hypermobility mediálního oblouku podélné klenby, která způsobuje varózní postavení předonoží. Omezený rozsah dorzální flexe v hlezenním kloubu, který je kompenzován varózním postavením předonoží, je spojen s vyšším rizikem vzniku únavových zlomenin bází metatarzálních kostí (Ahonen, 2008, p. 105; Albisetti et al. 2010, p. 51).



Obrázek 9 Valgózní postavení kolenního kloubu při doskoku způsobené nadměrnou pronací subtalárního kloubu (Meuffels & Verhaar, 2008, p. 516)

U baletních tanečnicků, kteří nemají dostatečný rozsah zevní rotace v kyčelním kloubu, je pozice turnout často dosaženo pomocí kompenzační strategie nazvané „válcování nohy“

(Hamilton et al., 2006, p. 299). Jedná se o nadměrnou pronaci v subtalárním kloubu, která způsobuje uvolnění interosseálních vazů mezi hlavičkou 1. a 2. metatarzální kosti (Ahonen, 2008, p. 106). Bryant et al. (In Procházková et al., 2014, p. 44) a Ahonen (2008, p. 106) považují tento mechanismus za příčinu vzniku hallux vagus, který je nejběžnější deformací chodidla u baletních tanečnicků (viz Obrázek 10). Tato kompenzační strategie, užívaná pro dosažení základní baletní pozice, způsobuje sdružené pohyby v jednotlivých segmentech kinematického řetězce, které se šíří disto-proximálním směrem. Dochází tak k vnitřní rotaci tibie, valgóznímu postavení kolenního kloubu, vnitřní rotaci femuru, anteverzi pánve a zvýšení lordózy bederní páteře (Vařeka & Vařeková, 2012, s. 14). Pokud je při nadměrné pronaci subtalárního kloubu navíc udržována zevní rotace v kloubu kyčelním, dochází v důsledku vnitřní rotace tibie ke vzniku střížných sil působících na kolenní kloub, čímž se zvyšuje riziko jeho poranění (Clippinger, 2007, p. 336). Dle Khoo-Summers et al. (2013, p. 137) by rozsah zevní rotace nohy při správně provedeném turnout neměl překračovat 15°.



Obrázek 10 „Válcování nohy“ jako nejčastější mechanismus vzniku hallux valgus u baletních tanečnicků (Ahonen, 2008, p. 103)

1.6 Kinematická analýza

Kinematická analýza patří mezi kinematické metody, které sledují pohyb bez ohledu na příčiny jeho vzniku (Janura & Zahálka, 2004, s. 24). Umožňuje tak sledovat pohyb jednotlivých segmentů a kloubů lidského těla z hlediska kinematických veličin jako jsou dráha (úhel), rychlost (úhlová rychlost), zrychlení (úhlové zrychlení) a čas (Svoboda & Janura, 2010, s. 28).

Kinematická analýza získává objektivní informace o sledovaném pohybu prostřednictvím záznamového média, které umožňuje dlouhodobé uchování záznamu a jeho opakované detailní studium (Janura & Zahálka, 2004, s. 11). V současné době jsou pro

kinematickou analýzu nejčastěji využívány optoelektronické systémy, jejichž výhodou je vysoká přesnost automatického hodnocení polohy kontrastních značek v prostoru (Svoboda & Janura, 2010, s. 28). Obecně se postupy, které pro výzkum sledovaného pohybu využívají záznamového média, nazývají jednotným názvem fotogrammetrie (Janura & Zahálka, 2004, s. 11).

Optoelektronické systémy využívají pro určení souřadnic optické senzory, které jsou připojeny na vybrané anatomické body lidského těla. Optické senzory se dělí na aktivní, které emitují elektromagnetické vlnění, a pasivní, které elektromagnetické vlnění dopadající ze zdrojů v blízkosti objektivu kamery odrážejí. Během sledovaného pohybu je zaznamenáván a zpracováván signál z různých zdrojů, čímž získáváme souřadnice bodů, které umožňují výpočet kinematických veličin (Janura & Zahálka, 2004, s. 26–27, 80–82).

1.6.1 Kinematická analýza chůze pomocí systému Vicon MX

Systém Vicon MX je zařízení pro 3D kinematickou analýzu chůze, které využívá reflexních pasivních značek připevněných na vybrané anatomické body lidského těla (Svoboda & Janura, 2010, s. 28). Tyto značky, označující jednotlivé segmenty lidského těla, odrážejí infračervené záření, které je vyzařováno ze zdrojů v blízkosti objektivu kamer. Toto záření je zpětně zachyceno prostřednictvím kamer, čímž dochází k automatickému zpracování záznamu pohybu (Janura & Zahálka, 2004, s. 80–81). Pro 3D kinematickou analýzu chůze je důležité zajistit viditelnost každého vyhodnocovaného bodu na záznamech alespoň ze dvou kamer v jednom okamžiku (Janura & Zahálka, 2004, s. 73). Určením souřadnic bodů na různých záznamech a jejich transformací jsou získány prostorové souřadnice vybraných bodů na lidském těle a následně vypočítány základní kinematické veličiny a jejich závislost na čase (Janura & Zahálka, 2004, s. 70–72).

Mezi standardní modely určené pro analýzu chůze člověka systémem Vicon MX patří PlugInGait, který umožňuje zaznamenávat pohyb dolních končetin a pánve, a PlugInGait FullBody, který slouží k záznamu pohybu hlavy, hrudníku, horních končetin, pánve a dolních končetin. Oba tyto modely jsou založeny na modelu Newington – Helen Hayes a jsou v něm definovány vstupní (soubor značek, antropometrické charakteristiky) i výstupní (časoprostorové, úhlové) parametry (Svoboda & Janura, 2010, s. 29).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Hlavní cíl

Cílem diplomové práce bylo zhodnocení pohybu a vzájemných vztahů mezi úhlovými parametry jednotlivých segmentů kinematického řetězce dolních končetin při chůzi profesionálních baletních tanečnicků a běžné populace.

2.2 Hypotézy a výzkumné otázky

H₀1: Úhlové rozsahy hlezenního, kolenního, kyčelního kloubu a pánve se u žen baletní a kontrolní skupiny při provedení chůze neliší.

H_A1: Úhlové rozsahy hlezenního, kolenního, kyčelního kloubu a pánve se u žen baletní a kontrolní skupiny při provedení chůze liší.

H₀2: Úhlové rozsahy hlezenního, kolenního, kyčelního kloubu a pánve se u mužů baletní a kontrolní skupiny při provedení chůze neliší.

H_A2: Úhlové rozsahy hlezenního, kolenního, kyčelního kloubu a pánve se u mužů baletní a kontrolní skupiny při provedení chůze liší.

Výzkumná otázka č. 1: Existuje rozdíl v závislosti pohybu mezi distálními a proximálními segmenty dolních končetin v průběhu krokového cyklu u žen baletní a kontrolní skupiny?

Výzkumná otázka č. 2: Existuje rozdíl v závislosti pohybu mezi distálními a proximálními segmenty dolních končetin v průběhu krokového cyklu u mužů baletní a kontrolní skupiny?

3 METODIKA VÝZKUMU

Cílem výzkumné části diplomové práce bylo provedení 3D kinematické analýzy chůze u souboru profesionálních baletních tanečníků a běžné populace za účelem určení vztahů mezi úhlovými parametry segmentů dolních končetin.

Všechny testované osoby byly seznámeny se záměrem vědeckého výzkumu, průběhem měření a následným anonymním zpracováním dat prostřednictvím informovaného souhlasu (viz Příloha 1, s. 83), který stvrdily svým podpisem.

Výzkum byl zahájen v červnu roku 2013. Měření probíhalo v prostorách Mahenova divadla v Brně a na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

3.1 Charakteristika testovaného souboru

Výzkumu se zúčastnily dva soubory probandů. Experimentální soubor tvořilo 31 probandů, 14 mužů (průměrný věk $24,9 \pm 6,0$ let, tělesná výška $176,4 \pm 5,1$ cm, tělesná hmotnost $68,9 \pm 6,2$ kg) a 17 žen (průměrný věk $24,9 \pm 4,7$ let, tělesná výška $163,8 \pm 4,1$ cm, tělesná hmotnost $49,6 \pm 4,8$ kg), kteří byli členy baletního souboru Mahenova divadla v Brně. Sledovaný soubor byl sestaven dle předem stanovených kritérií, která zahrnovala dosažení profesionální úrovně v baletním tanci, absenci chirurgických zákroků a akutních patologií pohybového aparátu v oblasti dolních končetin, které by mohly způsobovat omezení v přirozeném provedení chůze.

Baletní tanečníci se tanci věnovali průměrně 19 let (v rozmezí 9–28 let). Všichni měli vystudovanou konzervatoř se zaměřením na taneční choreografii a v tomto oboru dosahovali profesionální úrovně. Frekvence tanečního tréninku byla u všech baletních tanečníků 5–6 dní v týdnu, o průměrné intenzitě 7,3 hodin denně (v rozmezí 6–10 hodin denně).

Do kontrolního souboru bylo zařazeno 28 probandů, 10 mužů (průměrný věk $25,1 \pm 2,2$ let, tělesná výška $179,5 \pm 5,0$ cm, tělesná hmotnost $77,9 \pm 8,2$ kg) a 18 žen (průměrný věk $23,0 \pm 2,0$ let, tělesná výška $165,2 \pm 6,2$ cm, tělesná hmotnost $58,9 \pm 6,5$ kg), kteří neprovozují žádnou sportovní činnost na vrcholové úrovni a jsou bez jakýchkoli chirurgických zákroků a akutních patologií pohybového aparátu v oblasti dolních končetin, které by mohly způsobovat omezení v přirozeném provedení chůze.

3.2 Průběh měření

3.2.1 Přístrojové vybavení

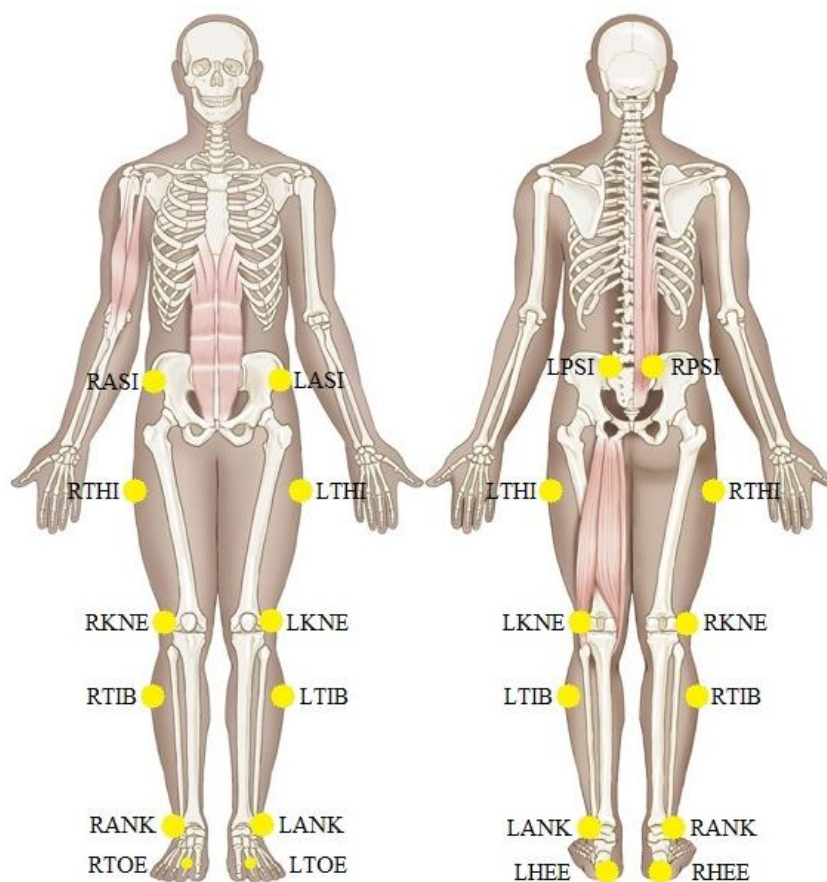
K záznamu chůze, z něhož byly následně získány základní kinematické parametry krokového cyklu, byl využit standardní model PlugInGait 3D videografické metody optoelektronického systému Vicon MX (Vicon Electrooptical Motion Systems, OxfordMetricsGroup, London, Great Britain). Pohyb byl zaznamenán pomocí sedmi infračervených kamer (typ T10, frekvence snímání 200 Hz při plném rozlišení 1000 x 1000 pixelů), snímajících odraz infračerveného záření od reflexních značek umístěných na předem definovaných místech lidského těla.

Pro určení jednotlivých fází krokového cyklu během stojné fáze byly využity dvě piezoelektrické plošiny Kistler 9286AA (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko) o rozměrech 600 x 400 x 35 mm. Plošiny byly zabudovány do měřicího chodníku o délce 5 m, čímž bylo zajištěno provedení plynulé chůze bez omezení.

3.2.2 Příprava probanda pro kinematickou analýzu chůze

Před zahájením biomechanického měření byla provedena antropometrická měření, která zahrnovala měření tělesné hmotnosti, tělesné výšky, funkční délky dolních končetin, šířky kotníků a šířky kolen. Hodnoty těchto měření byly použity pro výpočty středů kloubů. Polohy hlavic kyčelních kloubů byly dopočítány softwarem dle umístění značek na spina iliaca anterior superior (SIAS) a spina iliaca posterior superior (SIPS).

Po provedení antropometrických měření bylo dle standardního modelu PlugInGait připevněno na kožní projekce definovaných anatomických bodů 16 pasivních reflexních značek (viz Obrázek 11, s. 45), které sloužily k určení jednotlivých segmentů lidského těla. Pasivní reflexní značky byly bilaterálně připevněny na SIAS (RASI, LASI), SIPS (RPSI, LPSI), laterální stranu proximální třetiny stehna (RTHI, LTHI), epicondylus lateralis femoris (RKNE, LKNE), laterální stranu proximální třetiny bérce na spojnici epicondylus lateralis femoris – malleolus lateralis (RTIB, LTIB), malleolus lateralis (RANK, LANK), dorzální stranu calcanea (RHEE, LHEE) a hlavičku 2. metatarzu (RTOE, LTOE) (viz Příloha 2, s. 84; Příloha 3, s. 85).



Obrázek 11 Poloha a popis reflexních značek dle standardního modelu PlugInGait (upraveno dle <http://www.robertsonillustration.com/wp-content/uploads/2013/05/anterior-posterior-skeletons.jpg>)

3.2.3 Realizace měření

Před zahájením záznamu pohybu byla provedena dynamická kalibrace prostoru, statická kalibrace subjektu a modelu. Při dynamické kalibraci prostoru byl vymezen úsek pro chůzi probandů v délce přibližně 8 m. Při statické kalibraci subjektu byl každý proband nasnímán v klidném postoji s přiřazením názvů sledovaných bodů. Následně byla programem Vicon Nexus 1.0 provedena statická kalibrace modelu s přiřazením jednotlivých bodů k příslušným segmentům.

Každý proband absolvoval 10 pokusů chůze svojí přirozenou rychlostí, ze kterých byl pořízen záznam (viz Příloha 4, s. 86).

3.3 Zpracování dat

Z 10 naměřených pokusů bylo u každého probanda analyzováno 5 úspěšných pokusů chůze. Pro vlastní analýzu chůze byl vybrán dvojkrok, který byl proveden v kalibrovaném prostoru.

Během zpracování záznamu byla v programu Vicon Nexus 1.0 provedena filtrace dat a detekce jednotlivých fází krokového cyklu na základě reakční síly podložky zaznamenané prostřednictvím piezoelektrických plošin. Nakonec byl záznam exportován do formátu, který umožňoval zpracování výstupních parametrů v programu Vicon Polygon a Vicon BodyBuilder. Výsledné parametry byly převedeny do formátu Microsoft Office Excel a upraveny pro statistické zpracování.

3.3.1 Sledované parametry

Z kinematických parametrů byly hodnoceny úhlové rozsahy pohybu pánve a kloubů dolních končetin v průběhu krokového cyklu ve všech třech anatomických rovinách. Pro statistické zpracování byly použity maximální a minimální hodnoty úhlových rozsahů a celkový rozsah pohybu pánve a kloubů dolních končetin ve všech rovinách (viz Tabulka 1).

Tabulka 1 Přehled a popis sledovaných parametrů v jednotlivých segmentech dolních končetin

hlezenní kloub	
ASmin1	první minimální hodnota úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, tj. maximum plantární flexe ve fázi postupného zatěžování
ASmax1	maximum dorzální flexe v hlezenním kloubu při konečném stoji
ASmin2	druhá minimální hodnota úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, tj. maximum plantární flexe na konci stojné fáze
AT	celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v transverzální rovině
kolenní kloub	
KSmax1	maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi
KSmin1	první minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu v sagitální rovině, tj. maximum extenze v konečném stoji
KSmax2	maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi
KSmin2	druhá minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu v sagitální rovině, tj. maximum extenze na konci švihové fáze
KF	celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině
KT	celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v transverzální rovině
kyčelní kloub	
HSmin1	minimální hodnota úhlu v kyčelním kloubu v sagitální rovině, tj. maximum extenze ve stojné fázi
HSmax1	maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi
HFmax1	maximum addukce v kyčelním kloubu ve fázi postupného zatěžování
HFmin1	minimální hodnota úhlu v kyčelním kloubu ve frontální rovině, tj. maximum abdukce při počátečním švihu
HTmax1	maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu ve stojné fázi
HTmin1	minimální hodnota úhlu v kyčelním kloubu v transverzální rovině, tj. maximum zevní rotace během švihové fáze
HT	celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transverzální rovině

pánev	
PS	celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině
PF	celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině
PT	celkový rozsah pohybu pánve v transverzální rovině

3.4 Statistické zpracování dat

Statistické zpracování dat bylo provedeno v programu Statistica 10.0 (Stat-Soft, Inc., Tulsa, OK, USA), v němž byly vypočítány základní popisné charakteristiky (průměr a směrodatná odchylka). Pro porovnání kinematických parametrů mezi skupinami byl použit *t*-test. Statisticky významné hodnoty byly stanoveny na hladině $\alpha < 0,05$. Závislosti mezi naměřenými kinematickými (úhlovými) parametry byly určeny na základě korelační analýzy (Spearmanův korelační koeficient). Pro testování hypotéz byla síla asociace pro Spearmanův korelační koeficient stanovena jako: malá: $< 0,30$; středně silná: $< 0,50$; silná: $> 0,50$.

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky k hypotéze H₀₁

H₀₁: Úhlové rozsahy hlezenního, kolenního, kyčelního kloubu a pánve se u žen baletní a kontrolní skupiny při provedení chůze neliší.

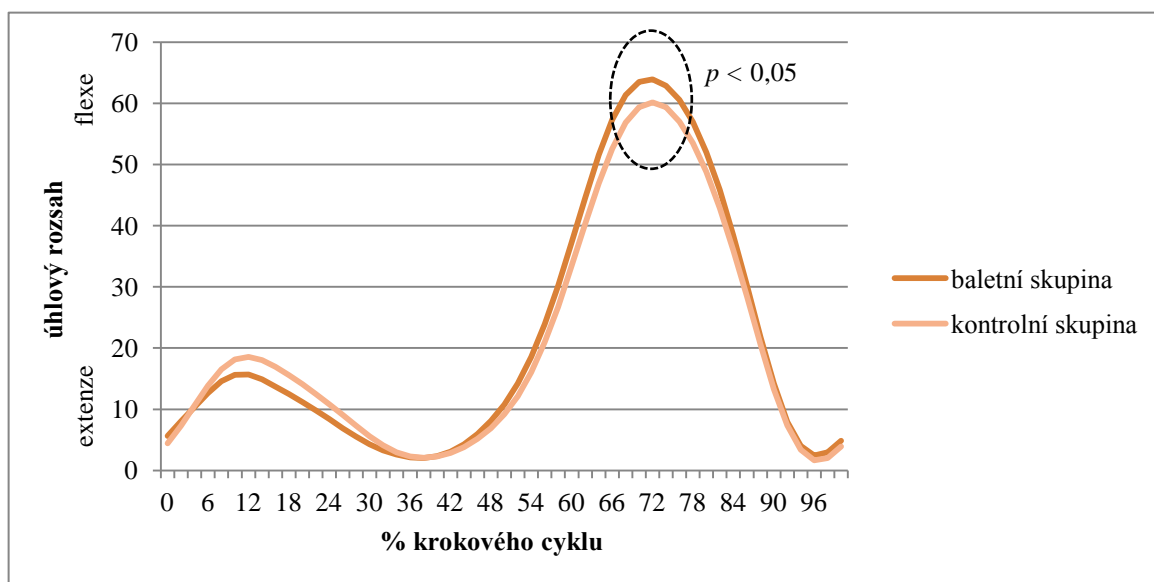
Základní charakteristiky úhlových parametrů a jejich statisticky významné rozdíly pro baletní a kontrolní skupinu žen jsou uvedeny v tabulce 2. Statisticky významné hodnoty úhlových parametrů jsou znázorněny v grafické podobě v obrázcích 12–14.

Tabulka 2 Úhlové hodnoty rozsahu pohybu jednotlivých kloubů dolní končetiny a pánve pro ženy baletní a kontrolní skupiny

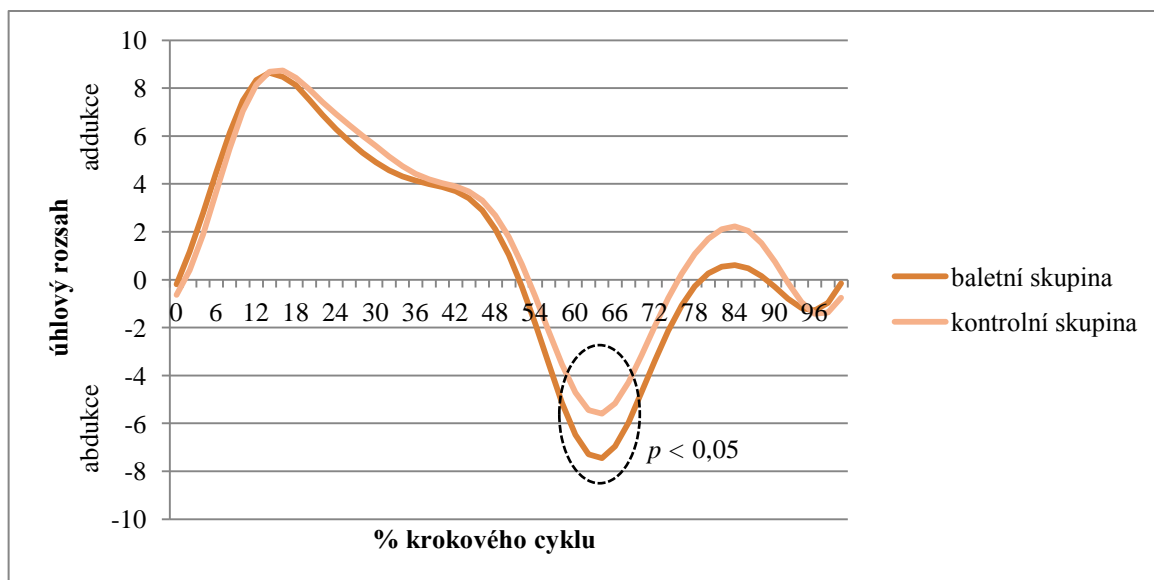
Parametr	Balet ženy		Kontrolní ženy		<i>t</i> -test
	Průměr	SD	Průměr	SD	<i>p</i>
ASmin1	-6,9	2,5	-7,9	3,1	0,310
ASmax1	13,7	2,2	14,0	2,6	0,801
ASmin2	-21,7	5,4	-21,8	3,7	0,929
AT	-30,9	7,4	-30,3	6,3	0,817
KSmax1	15,9	5,1	18,7	3,3	0,058
KSmin1	1,3	2,0	1,7	2,0	0,554
KSmax2	63,7	3,5	61,3	3,2	0,037
KSmin2	1,7	2,6	1,7	4,1	0,990
KF	13,0	3,6	15,1	5,1	0,160
KT	22,5	7,8	18,8	5,7	0,125
HSmin1	-17,1	3,7	-16,0	2,6	0,322
HSmax1	30,6	3,8	29,3	3,3	0,299
HFmax1	9,6	3,2	9,1	2,2	0,575
HFmin1	-7,7	2,0	-6,1	1,9	0,023
HTmax1	-20,1	9,4	-20,0	7,6	0,965
HTmin1	-1,9	9,4	-5,2	8,4	0,284
HT	-17,0	4,9	-13,6	2,7	0,015
PS	-4,7	4,6	-3,5	0,8	0,295
PF	-11,5	3,6	-10,2	1,9	0,206
PT	-12,0	5,5	-12,9	5,0	0,610

Legenda: ASmin1 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu ve stádiu postupného zatěžování, ASmax1 – maximum dorzální flexe v hlezenním kloubu při konečném stoju, ASmin2 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na konci stojné fáze, AT – celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v transverzální rovině, KSmax1 – maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi, KSmin1 – maximum extenze v kolenním kloubu v konečném stoju, KSmax2 – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi, KSmin2 – maximum

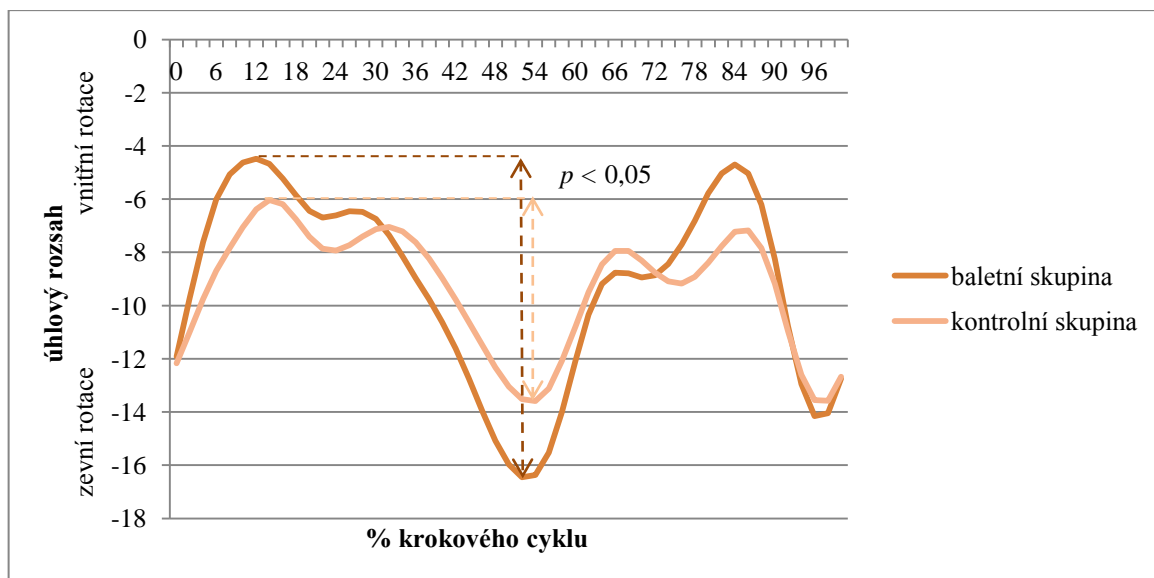
extenze v kolenním kloubu na konci švihové fáze, KF – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině, KT – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v transverzální rovině, HSmin1 – maximum extenze v kyčelním kloubu ve stojné fázi, HSmax1 – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi, HFmax1 – maximum addukce v kyčelním kloubu ve fázi postupného zatěžování, HFmin1 – maximum abdukce v kyčelním kloubu při počátečním švih, HTmax1 – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu ve stojné fázi, HTmin1 – maximum zevní rotace v kyčelním kloubu během švihové fáze, HT – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transverzální rovině, PS – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PF – celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, PT – celkový rozsah pohybu pánve v transverzální rovině



Obrázek 12 Průběh pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině při chůzi u žen baletní a kontrolní skupiny



Obrázek 13 Průběh pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině při chůzi u žen baletní a kontrolní skupiny



Obrázek 14 Průběh pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině při chůzi u žen baletní a kontrolní skupiny

Mezi oběma skupinami jsme našli statisticky významný rozdíl v průběhu chůze pro pohyb v kolenním a kyčelním kloubu. U skupiny baletních tanečnic byla ve srovnání s kontrolní skupinou zaznamenána větší flexe kolenního kloubu během švihové fáze krokového cyklu ($p=0,037$) a větší abdukce kyčelního kloubu ve fázi počátečního švihu ($p=0,023$). Skupina baletních tanečnic dosahovala ve srovnání s kontrolní skupinou většího rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině ($p=0,015$).

U obou skupin nebyl prokázán statisticky významný rozdíl v pohybu hlezenního kloubu a pánve při provedení chůze.

Hypotézu H_01 pro kolenní a kyčelní kloub zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy. V případě hlezenního kloubu a pánve hypotézu H_01 zamítnout nelze.

4.2 Výsledky k hypotéze H_02

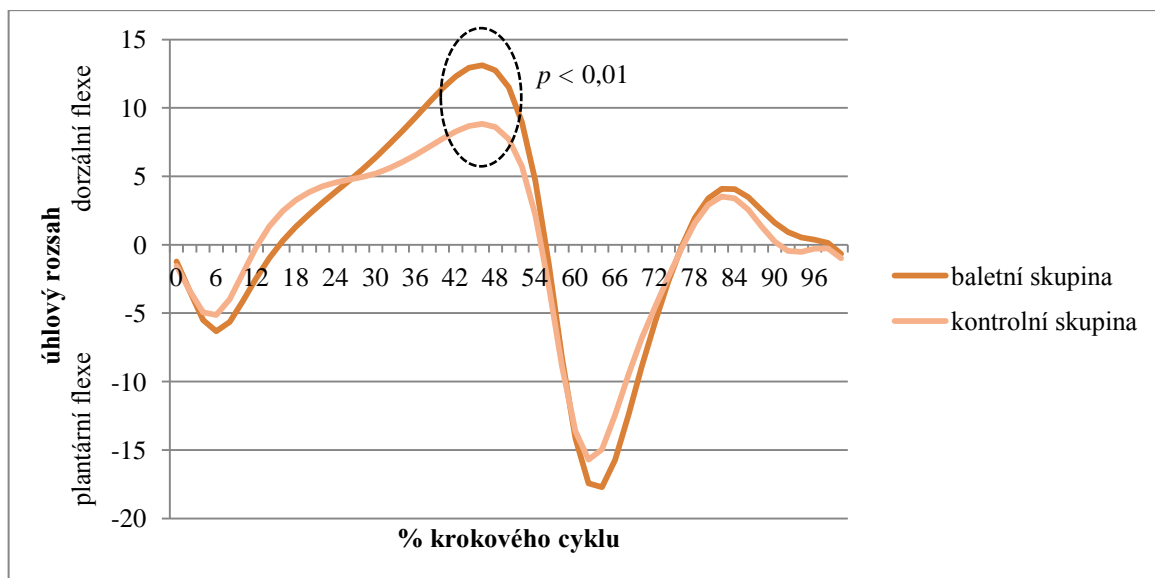
H_02 : Úhlové rozsahy hlezenního, kolenního, kyčelního kloubu a pánve se u mužů baletní a kontrolní skupiny při provedení chůze neliší.

Základní charakteristiky úhlových parametrů a jejich statisticky významné rozdíly pro baletní a kontrolní skupinu mužů jsou uvedeny v tabulce 3. Statisticky významné hodnoty úhlových parametrů jsou znázorněny v grafické podobě v obrázcích 15–17.

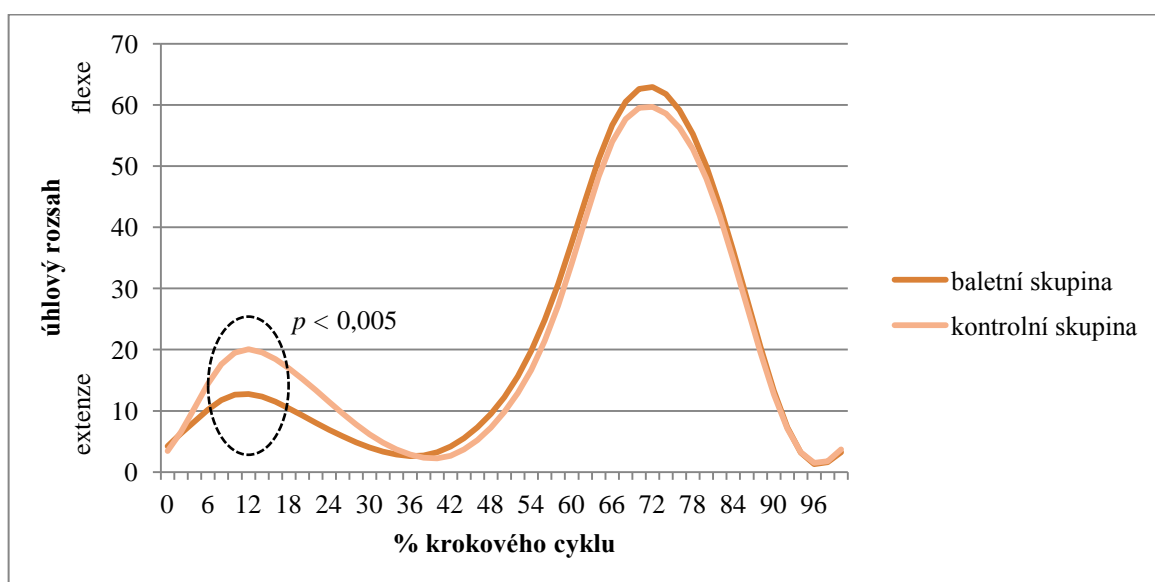
Tabulka 3 Úhlové hodnoty rozsahu pohybu jednotlivých kloubů dolní končetiny a pánve pro muže baletní a kontrolní skupiny

Parametr	Balet muži		Kontrolní muži		<i>t</i> -test
	Průměr	SD	Průměr	SD	<i>p</i>
ASmin1	-6,7	1,9	-6,0	2,3	0,412
ASmax1	13,9	2,6	10,6	2,6	0,006
ASmin2	-19,2	4,9	-17,3	2,5	0,280
AT	-23,0	3,9	-21,8	6,6	0,602
KSmax1	14,0	5,9	21,3	4,9	0,004
KSmin1	2,2	1,7	1,9	1,4	0,581
KSmax2	63,7	3,8	63,7	9,3	0,997
KSmin2	0,6	2,1	0,8	1,7	0,791
KF	18,0	5,9	13,7	4,2	0,068
KT	23,2	5,9	21,8	7,1	0,599
HSmin1	-16,2	2,6	-16,2	3,6	0,989
HSmax1	28,4	3,4	28,0	1,7	0,775
HFmax1	7,5	1,8	6,3	3,0	0,246
HFmin1	-6,7	1,8	-6,2	1,7	0,529
HTmax1	-9,5	4,8	-11,8	7,5	0,386
HTmin1	8,3	5,0	3,9	6,5	0,078
HT	-17,4	3,6	-14,8	3,5	0,093
PS	-4,2	1,1	-2,8	0,8	0,005
PF	-8,3	2,6	-8,8	3,2	0,642
PT	-11,6	3,8	-13,7	4,0	0,197

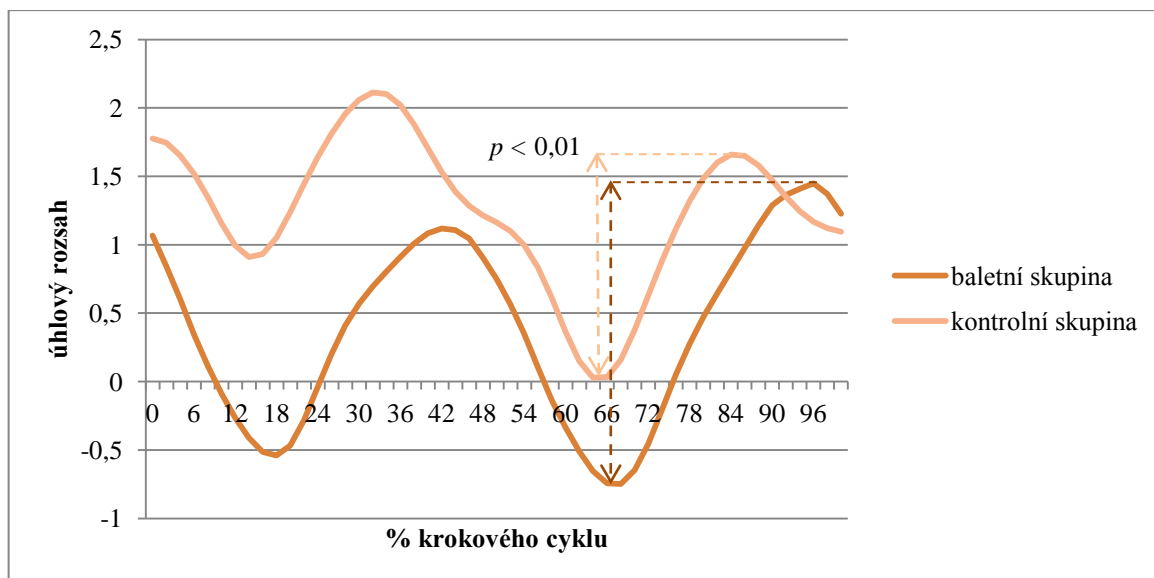
Legenda: ASmin1 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu ve stádiu postupného zatěžování, ASmax1 – maximum dorzální flexe v hlezenním kloubu při konečném stoju, ASmin2 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na konci stojné fáze, AT – celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v transverzální rovině, KSmax1 – maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi, KSmin1 – maximum extenze v kolenním kloubu v konečném stoju, KSmax2 – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi, KSmin2 – maximum extenze v kolenním kloubu na konci švihové fáze, KF – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině, KT – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v transverzální rovině, HSmin1 – maximum extenze v kyčelním kloubu ve stojné fázi, HSmax1 – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi, HFmax1 – maximum addukce v kyčelním kloubu ve fázi postupného zatěžování, HFmin1 – maximum abdukce v kyčelním kloubu při počátečním švihu, HTmax1 – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu ve stojné fázi, HTmin1 – maximum zevní rotace v kyčelním kloubu během švihové fáze, HT – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transverzální rovině, PS – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PF – celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, PT – celkový rozsah pohybu pánve v transverzální rovině



Obrázek 15 Průběh pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině při chůzi u mužů baletní a kontrolní skupiny



Obrázek 16 Průběh pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině při chůzi u mužů baletní a kontrolní skupiny



Obrázek 17 Průběh pohybu pánve v sagitální rovině při chůzi u mužů baletní a kontrolní skupiny

Mezi oběma skupinami jsme našli statisticky významný rozdíl v průběhu chůze pro pohyb v hlezenním a kyčelním kloubu a pro pohyb pánve. U skupiny baletních tanečníků byla ve srovnání s kontrolní skupinou zaznamenána větší dorzální flexe hlezenního kloubu při konečném stoji ($p=0,006$) a menší flexe kolenního kloubu během stojné fáze krokového cyklu ($p=0,004$). Při chůzi baletních tanečníků byly zaznamenány větší průměrné hodnoty úhlových rozsahů pánve v sagitální rovině ve srovnání s kontrolní skupinou ($p=0,005$).

U obou skupin nebyl prokázán statisticky významný rozdíl v pohybu kyčelního kloubu při provedení chůze.

Hypotézu H_02 pro hlezenní kloub, kolenní kloub a pánev zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy. V případě kyčelního kloubu hypotézu H_02 zamítnout nelze.

4.3 Výsledky k výzkumným otázkám č. 1 a 2

Na základě porovnání úhlových parametrů mezi skupinami baletních tanečníků a kontrolními skupinami mužů a žen (H_01 , H_02) jsme se dále zaměřili na určení vztahů mezi pohybem jednotlivých kloubů dolních končetin a pánve. Předpokládáme, že parametry, u kterých nebyl zaznamenán statisticky významný rozdíl mezi baletní a kontrolní skupinou, budou mít stejný vliv na nastavení distálních i proximálních segmentů dolních končetin a pánve.

4.3.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

Výzkumná otázka č. 1: Existuje rozdíl v závislosti pohybu mezi distálními a proximálními segmenty dolních končetin v průběhu krokového cyklu u žen baletní a kontrolní skupiny?

Korelační koeficienty se silnou asociací mezi parametry baletní a kontrolní skupiny žen jsou uvedeny v tabulkách 4–6.

Tabulka 4 Významné hodnoty Spearmanova korelačního koeficientu pro parametr KSmax2 u žen baletní a kontrolní skupiny

KSmax2						
Parametr	Balet ženy			Kontrolní ženy		
	Průměr	SD	Korelace (ρ)	Průměr	SD	Korelace (ρ)
ASmax1	13,7	2,2	-0,542	14,0	2,6	-0,432
ASmin2	-21,7	5,4	-0,571	-21,8	3,7	-0,158
HSmin1	-17,1	3,7	-0,493	-16,0	2,6	0,176
HTmax1	-1,9	9,4	-0,297	-5,2	8,4	0,480

Legenda: KSmax2 – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi, ASmax1 – maximum dorzální flexe v hlezenním kloubu při konečném stoju, ASmin2 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na konci stojné fáze, HSmin1 – maximum extenze v kyčelním kloubu ve stojné fázi, HTmax1 – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu ve stojné fázi

Tabulka 5 Významné hodnoty Spearmanova korelačního koeficientu pro parametr HFmin1 u žen baletní a kontrolní skupiny

HFmin1						
Parametr	Balet ženy			Kontrolní ženy		
	Průměr	SD	Korelace (ρ)	Průměr	SD	Korelace (ρ)
ASmax1	13,7	2,2	-0,108	14,0	2,6	-0,527
KSmin1	1,3	2,0	0,395	1,7	2,0	-0,507
KF	13,0	3,6	-0,802	15,1	5,1	0,214
PF	-11,5	3,6	0,726	-10,2	1,9	0,371

Legenda: HFmin1 – maximum abdukce v kyčelním kloubu při počátečním švihy, ASmax1 – maximum dorzální flexe v hlezenním kloubu při konečném stoju, KSmin1 – maximum extenze v kolenním kloubu v konečném stoju, KF – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině, PF – celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině

Tabulka 6 Významné hodnoty Spearmanova korelačního koeficientu pro parametr HT u žen baletní a kontrolní skupiny

HT						
Parametr	Balet ženy			Kontrolní ženy		
	Průměr	SD	Korelace (ρ)	Průměr	SD	Korelace (ρ)
ASmin2	-21,7	5,4	-0,721	-21,8	3,7	0,443
HSmin1	-17,1	3,7	-0,569	-16,0	2,6	0,102
HSmax1	30,6	3,8	-0,390	29,3	3,3	0,502
HTmax1	-1,9	9,4	-0,569	-5,2	8,4	-0,338
PT	-12,0	5,5	0,544	-12,9	5,0	0,110

Legenda: HT – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transverzální rovině, ASmin2 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na konci stojné fáze, HSmin1 – maximum extenze v kyčelním kloubu ve stojné fázi, HSmax1 – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi, HTmax1 – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu ve stojné fázi, PT – celkový rozsah pohybu pánve v transverzální rovině

U skupiny baletních tanečnic byl prokázán vliv velikosti flexe kolenního kloubu v průběhu švihové fáze krokového cyklu na rozsah dorzální flexe hlezenního kloubu při konečném stoji, rozsah plantární flexe hlezenního kloubu na konci stojné fáze a rozsah extenze kyčelního kloubu ve stojné fázi krokového cyklu. U kontrolní skupiny bylo prokázáno, že velikost flexe kolenního kloubu během švihové fáze krokového cyklu ovlivňuje rozsah vnitřní rotace kyčelního kloubu ve stojné fázi krokového cyklu.

Rozsah abdukce kyčelního kloubu při počátečním švihu u skupiny baletních tanečnic měl vliv na celkový rozsah pohybu kolenního kloubu a pánve ve frontální rovině. V případě kontrolní skupiny byl zaznamenán vliv na velikost dorzální flexe hlezenního kloubu a velikost extenze kolenního kloubu v konečném stoji.

U baletních tanečnic byla prokázána závislost mezi celkovým rozsahem pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině a velikostí plantární flexe hlezenního kloubu na konci stojné fáze krokového cyklu, velikostí extenze a vnitřní rotace kyčelního kloubu ve stojné fázi krokového cyklu a celkovým rozsahem pohybu pánve v transverzální rovině. U kontrolní skupiny byl prokázán vliv celkového rozsahu pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině pouze na velikost flexe kyčelního kloubu ve švihové fázi krokového cyklu.

4.3.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

Výzkumná otázka č. 2: Existuje rozdíl v závislosti pohybu mezi distálními a proximálními segmenty dolních končetin v průběhu krokového cyklu u mužů baletní a kontrolní skupiny?

Korelační koeficienty se silnou asociací mezi parametry baletní a kontrolní skupiny mužů jsou uvedeny v tabulce 7.

Tabulka 7 Významné hodnoty Spearmanova korelačního koeficientu pro jednotlivé parametry u mužů baletní a kontrolní skupiny

Parametr	Balet muži			Kontrolní muži		
	Průměr	SD	Korelace (ρ)	Průměr	SD	Korelace (ρ)
ASmax1						
HSmax1	28,4	3,4	0,165	28,0	1,7	-0,685
KSmax1						
KSmin1	2,2	1,7	0,566	1,9	1,4	-0,115
HFmin1	-6,7	1,8	-0,039	-6,2	1,7	-0,697
PS						
HFmin1	-4,2	1,1	0,615	-2,8	0,8	0,333

Legenda: ASmax1 – maximum dorzální flexe v hlezenním kloubu při konečném stojí, HSmax1 – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi, KSmax1 – maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi, KSmin1 – maximum extenze v kolenním kloubu v konečném stojí, HFmin1 – maximum abdukce v kyčelním kloubu při počátečním švihu, PS – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, HFmin1 – maximum abdukce v kyčelním kloubu při počátečním švihu

U kontrolní skupiny byla prokázána statisticky významná závislost mezi rozsahem dorzální flexe v hlezenním kloubu při konečném stojí a velikostí flexe v kyčelním kloubu během švihové fáze krokového cyklu.

Rozsah flexe kolenního kloubu během stojné fáze krokového cyklu měl ve skupině baletních tanečníků vliv na velikost extenze kolenního kloubu v konečném stojí. V případě kontrolní skupiny rozsah flexe kolenního kloubu během stojné fáze krokového cyklu ovlivňoval velikost abdukce kyčelního kloubu při počátečním švihu.

U baletních tanečníků byla zjištěna závislost mezi celkovým rozsahem pohybu pánve v sagitální rovině a velikostí abdukce kyčelního kloubu při počátečním švihu.

5 DISKUZE

5.1 Diskuze k hypotéze H₀₁ a výzkumné otázce č. 1

Základními požadavky klasického baletního tance na pohybové schopnosti jsou flexibilita a síla (Bennel et al., 1999, p. 340). Baletní tanečnice musí být extrémně flexibilní, aby při provádění jednotlivých baletních pozic splňovaly požadavky kladené na estetičnost pohybu (Rubini et al., 2011, p. 177). Dlouhodobý baletní trénink, jehož nedílnou součástí je trénink flexibility, se u skupiny baletních tanečnic projevil změnou stereotypu chůze. 3D kinematická analýza chůze prokázala ve skupině baletních tanečnic ve srovnání s kontrolní skupinou statisticky významný rozdíl ve velikosti flexe kolenního kloubu během švihové fáze krokového cyklu, ve velikosti abdukce kyčelního kloubu ve fázi počátečního švihu a v celkovém rozsahu pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině během krokového cyklu.

Flexe kolenního kloubu během švihové fáze krokového cyklu napomáhá plynulému pohybu končetiny vpřed. Dle Perry (2010, p. 146–147) je zajištěna zejména koncentrickou aktivitou krátké hlavy m. biceps femoris a hybností stehenního segmentu, přičemž dosahuje hodnoty 60°. Dle Andersona et al. (2004, p. 732), kteří provedli 3D dynamickou simulaci normální chůze, je hodnota flexe kolenního kloubu ve švihové fázi krokového cyklu ovlivněna mnoha dalšími faktory. Mezi faktory snižující hodnotu flexe kolenního kloubu během švihové fáze krokového cyklu patří zvýšení extenčního momentu v kloubu kolenním a snížení flekčního momentu v kloubu kyčelním ve fázi předšvihu a nadměrná excentrická aktivita m. rectus femoris a plantárních flexorů hlezenního kloubu. Ke zvýšení flexe kolenního kloubu naopak přispívá dostatečná svalová síla krátké hlavy m. biceps femoris, flexorů kyčelního kloubu a dorzálních flexorů hlezenního kloubu. Na základě těchto poznatků je možné větší rozsah flexe kolenního kloubu ve švihové fázi krokového cyklu, kterého dosahovala skupina baletních tanečnic (viz Tabulka 2, s. 48; Obrázek 12, s. 49), vysvětlit vyšší svalovou silou flexorů kyčelního kloubu. Zvýšení svalové síly flexorů kyčelního kloubu, zejména m. iliopsoas, dosahují baletní tanečnice prostřednictvím jejich specifické aktivace v rámci nácviku správného provádění front développé, která je prevencí vzniku nežádoucích pohybů ostatních segmentů v kinematickém řetězci dolních končetin (Clippinger, 2007, p. 201–204).

Ve skupině baletních tanečnic byla nalezena silná závislost mezi hodnotami flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi krokového cyklu a dorzální flexe v hlezenním kloubu při konečném stoji (viz Tabulka 4, s. 54). Podobný trend byl zaznamenán i v kontrolní skupině, kde závislost dosahovala středně silných hodnot. Jelikož je pro ženský baletní tanec charakteristický tanec na špičkách vyžadující dosažení baletní pozice pointé, může docházet k adaptivnímu zkrácení m. gastrocnemius či oslabení dorzálních flexorů hlezenního kloubu. Navíc Oto et al. (2014, p. 673) ve své studii popsali, že se rozsah dorzální flexe v hlezenním kloubu snižuje s věkem, přičemž tento trend je zřejmý zejména u žen. Klesající rozsah dorzální flexe v hlezenním kloubu vůči flexi kolenního kloubu je dle You et al. (2009, p. 747) považován za vrozený ochranný mechanismus před nadměrným pohybem a mechanickým zatížením hlezenního kloubu, které by mohlo vyústit v rupturu Achillovy šlachy. Snížený rozsah dorzální flexe v hlezenním kloubu při konečném stoji je tedy kompenzován zvýšením rozsahu pohybu v nejbližším kloubu v rámci kinematického řetězce, tedy zvýšením flexe v kloubu kolenním. Ve snaze zachovat optimální délku m. quadriceps femoris však dochází i k nárůstu flexe v kloubu kyčelním.

Příčinou silné závislosti mezi hodnotami flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi krokového cyklu a plantární flexe v hlezenním kloubu na konci stojné fáze ve skupině baletních tanečnic (viz Tabulka 4, s. 54) může být narušená mechanika propulzního pohybu. Během baletní chůze dochází v důsledku opakovaných pohybů v hlezenním kloubu k přetížení m. flexor hallucis longus a ke snížení stability 1. paprsku a metatarzofalangeálního kloubu palce. Tato situace vede ke zvýšení tlaku na nožní klenbu a plantární fascii a k omezení dorzální flexe palce v terminálním stoji (Barwick, Smith, & Chuter, 2012, p. 225; Chuter & Janse de Jonge, 2012, p. 8). Kompenzačním mechanismem je dle Teplé et al. (2014, p. 89) zvýšená plantární flexe v hlezenním kloubu ve fázi toe-off. V důsledku nadměrné excentrické aktivity plantárních flexorů hlezenního kloubu dochází dle Andersona et al. (2004, p. 732) ke snížení rozsahu flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi krokového cyklu.

Mezi faktory ovlivňující hodnotu flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi krokového cyklu zařadil Anderson et al. (2004, p. 732) také velikost flekčního momentu v kyčelním kloubu ve fázi předšvih. Toto tvrzení podporuje námi zjištěnou středně silnou závislost mezi hodnotami flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi krokového cyklu a extenze v kyčelním kloubu ve stojné fázi krokového cyklu ve skupině baletních tanečnic (viz Tabulka 4, s. 54). V důsledku dlouhodobého baletního tréninku dochází u baletních tanečnic k adaptivnímu zvýšení flexibility anteriorní části kloubního pouzdra kyčelního kloubu a okolních měkkých tkání. Tyto adaptivní změny se mohou v běžné chůzi projevit zvýšením rozsahu extenze

v kyčelním kloubu ve stejné fázi krokového cyklu, čímž dochází k nárůstu flekčního momentu v kyčelním kloubu a následně větší flexi v kolenním kloubu během švihové fáze krokového cyklu.

U kontrolní skupiny byla nalezena středně silná závislost mezi hodnotami flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi krokového cyklu a vnitřní rotace v kyčelním kloubu ve stejné fázi krokového cyklu (viz Tabulka 4, s. 54). Vnitřní rotace v kyčelním kloubu během stejné fáze krokového cyklu je reakcí na pohyby distálních segmentů kinematického řetězce. K vnitřní rotaci kyčelního kloubu během stejné fáze krokového cyklu dochází v důsledku flexibilní reakce subtalárního kloubu na náraz. (Barwick, Smith, & Chuter, 2012, p. 225; Khamis & Yizhar, 2007, p. 127; Rivera, 1994, p. 158). Součástí této flexibilní reakce, zajišťující absorpci nárazu a přizpůsobení nohy povrchu, je addukce talu, která způsobuje vnitřní rotaci tibie a její posun vpřed, čímž dochází k mírné flexi v kolenním kloubu (Rivera, 1994, p. 158). Pohyb v kinematickém řetězci dolní končetiny pokračuje vnitřní rotací femuru (Barwick, Smith, & Chuter, 2012, p. 225). V období mezistojky dochází prostřednictvím supinace v subtalárním kloubu ke zvýšení stability nohy pro uplatnění lokomoční funkce plantárních flexorů, která v kinematickém řetězci dolní končetiny vyvolává zevní rotaci tibie a femuru (Duval, Lam, & Sanderson, 2010, p. 637; Rivera, 1994, p. 158). Jestliže je funkce subtalárního kloubu narušena, například poklesem podélné klenby nohy, dochází ke zpoždění zevní rotace tibie, nestabilitě přední části nohy a k narušení mechaniky propulzního pohybu (Barwick, Smith, & Chuter, 2012, p. 225; Duval, Lam, & Sanderson, 2010, p. 637). Vařeka a Vařeková (2012, p. 15) také popisují, že pohyby v kolenním kloubu v sagitální rovině jsou doprovázeny rotací femuru. Dle Kapandjiho (2002, p. 80) je příčinou těchto sdružených pohybů odlišné zakřivení kondylů femuru a dvojí sagitální konvexita v laterální části kloubu.

K pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině v průběhu krokového cyklu dochází v důsledku pohybu pánve na straně švihové dolní končetiny. Dle Perry (2010, p. 111–118) dosahuje abdukce kyčelního kloubu ve fázi počátečního švihu maximální hodnoty 5° krátce po toe-off. Zvýšená hodnota abdukce ve fázi počátečního švihu u skupiny baletních tanečnic (viz Tabulka 2, s. 48; Obrázek 13, s. 49) může být způsobena zvýšením svalové síly abduktorů a flexibility adduktorů kyčelního kloubu, která je pro baletní tanečnický zcela zásadní, neboť napomáhá správnému provedení jednotlivých baletních pozic. Jelikož většina baletních pozic spojená s abdukci kyčelního kloubu vychází ze základního postavení dolních končetin zvaného turnout, dochází k současnému zapojení m. iliopsoas, jehož distální část klouže přes laterální stranu středu rotace kyčelního kloubu a umožňuje jeho efektivní abdukci (Clippinger, 2007, p. 204–208). Mezi baletní pozice využívající abdukci kyčelního kloubu

patří *side développé* a *demi-plié*. Winslow & Yoder (1995, p. 18) přišli s tvrzením, že u baletních tanečnic může, v důsledku opakovaného provádění těchto baletních pozic za účelem zdokonalení techniky, dojít k adaptivnímu zkrácení abduktorů kyčelního kloubu. V důsledku zkrácení těchto struktur dochází během provádění *demi-plié* k laterálnímu posunu pately a zevní rotaci tibie, čímž se kolenní kloub dostává do valgózního postavení. Tento mechanismus sice umožňuje baletním tanečnicím dosažení požadovaného turnout i přes sníženou flexibilitu, ale současně je spojen se zvýšenou incidencí patelofemorálního syndromu a poranění laterální strany kyčelního a kolenního kloubu (Winslow & Yoder, 1995, p. 20). Námi zjištěná velmi silná závislost mezi hodnotou abdukce v kyčelním kloubu při počátečním švihů a celkovým rozsahem pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině u skupiny baletních tanečnic (viz Tabulka 5, s. 54) může být tedy způsobena zkrácením abduktorů kyčelního kloubu či kokontrakcí m. quadriceps femoris a ischiokrurálních svalů. Toto tvrzení podporuje studie Jacobse et al. (2007, p. 81–82), kteří prostřednictvím 3D kinematické analýzy prokázali u žen závislost mezi sníženou svalovou silou abduktorů kyčelního kloubu a valgózním postavením kolenního kloubu při doskocích. Vysvětlení je možné hledat v odlišné anatomické stavbě ženského těla, kdy větší šířka pánve k poměru délky femuru předurčuje k valgóznímu postavení kolenního kloubu a prodloužení páky abduktorů kyčelního kloubu vede ke snížení jejich svalové síly. Jelikož však správná funkce abduktorů kyčelního kloubu napomáhá neuromuskulární kontrole kolenního kloubu během dynamických aktivit, je jejich posilování nesmírně důležité. Kipp, McLean a Palmieri-Smith (2011, p. 506) ve své studii popsali, že větší flexe kyčelního kloubu při doskocích je spojena s větším abdukčním momentem působícím na kolenní kloub, zatímco jeho nedostatečná flexe způsobuje nárůst vnitřně rotačního momentu, který představuje rizikový faktor pro poranění lig. cruciatum anterius. Toto tvrzení podporuje i studie Yeow et al. (2011, p. 326), kteří prostřednictvím 3D kinematické analýzy a dvou silových plošin prokázali, že ženy při doskocích užívaly menší flexi v kolenním kloubu, což vysvětluje častější poranění lig. cruciatum anterius ve srovnání s muži. Dle Deckera et al. (In Lawrence et al., 2008, p. 807) působí na dolní končetiny žen při doskocích větší reakční síly podložky v důsledku snížené schopnosti svalů kyčelního kloubu absorbovat energii. Ke stabilizaci pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině může, dle Claiborne et al. (2006, p. 46), přispět také kokontrakce m. quadriceps femoris a ischiokrurálních svalů prostřednictvím zvýšení jeho komprese a tuhosti. Stejně tak je důležitá i správná koordinace m. vastus medialis a m. vastus lateralis, neboť jejich dysbalance zvyšuje valgozitu kolenního kloubu a riziko možného poranění lig. cruciatum anterius (Krist, Pánek, & Pavlů, 2014, s. 26). Pohyb kolenního kloubu ve frontální

rovině však neovlivňuje pouze narušená funkce abduktorů kyčelního kloubu, ale také jeho extenzorů a zevních rotátorů, neboť Hollman et al. (2014, p. 468), prostřednictvím elektromyografie a 3D kinematické analýzy dřepu na dominantní dolní končetině, zaznamenali u jedinců s patelofemorálním syndromem zpožděný nábor motorických jednotek m. gluteus maximus a m. gluteus medius. Správná aktivita těchto svalů významně ovlivňuje addukci a vnitřní rotaci kyčelního kloubu, čímž snižuje valgozitu kolenního kloubu.

Velmi silná závislost prokázaná mezi hodnotou abdukce kyčelního kloubu při počátečním švihů a celkovým rozsahem pohybu pánve ve frontální rovině u skupiny baletních tanečnic (viz Tabulka 5, s. 54) může být způsobena zvýšeným rozsahem pohybu pánve ve frontální rovině, který je důležitý pro dosažení side-développé. Právě v důsledku laterálního naklopení pánve dochází na konci pohybu k dalšímu zvýšení rozsahu abdukce v kyčelním kloubu (Clippinger, 2007, p. 204–208). V důsledku dlouhodobého baletního tréninku se může zvýšený rozsah pohybu pánve ve frontální rovině přenést i do běžné chůze.

V případě kontrolní skupiny hodnota abdukce v kyčelním kloubu při počátečním švihů silně korelovala s hodnotami flexe v kolenním kloubu ve stejné fázi krokového cyklu a dorzální flexe v hlezenním kloubu při konečném stoji (viz Tabulka 5, s. 54). Tato závislost byla popsána i v práci Ota et al. (2014, p. 673), kdy na základě omezené dorzální flexe v hlezenním kloubu během konečného stoje došlo k posunu vektoru reakční síly podložky anteriorním a mediálním směrem, což způsobilo nárůst varózního zatížení kolenního kloubu a zvýšení jeho extenze. Varózní zatížení kolenního kloubu způsobilo také pokles pánve, čímž došlo k addukci v kyčelním kloubu. Dle Perry (2010, p. 55–56) dosahuje dorzální flexe v hlezenním kloubu v konečném stoji hodnoty 10°. Omezení tohoto rozsahu pohybu na méně než 8° může vést k hyperextenzi kolenního kloubu, čímž dochází k přetížení zadních kapsulárních struktur a bolesti kolenního kloubu. Ota et al. (2014, p. 673) také popisují, že se rozsah dorzální flexe v hlezenním kloubu snižuje s věkem, přičemž větší pokles rozsahu pohybu postihuje především ženy.

Během krokového cyklu dochází k pohybu kyčelního kloubu v transversální rovině v celkovém rozsahu 15° (Perry & Burnfield, 2010, 111–119). Větší celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině během krokového cyklu ve skupině baletních tanečnic (viz Tabulka 2, s. 48; Obrázek 14, s. 50) může být způsoben větším rozsahem zevní rotace v kyčelním kloubu. Dle Gupta et al. (2004, p. 782) dochází ke zvýšení rozsahu zevní rotace v kyčelním kloubu u baletních tanečnic v důsledku adaptivních fyziologických změn v reakci na funkční požadavky baletního tréninku. U baletních tanečnic bylo ve srovnání

s kontrolní skupinou v oblasti kyčelního kloubu prokázáno zkrácení zevních rotátorů a posteriorní části kloubního pouzdra se současným zvýšením flexibility vnitřních rotátorů a anteriorní části kloubního pouzdra. V důsledku těchto adaptivních změn jsou zevní rotátory kyčelního kloubu schopny dosáhnout větší svalové síly při vnitřní rotaci kyčelního kloubu (Gupta et al., 2004, p. 781). Extrémní rozsah zevní rotace v kloubu kyčelním je u baletních tanečnic důležitý pro správné dosažení základní pozice dolních končetin zvané turnout, z níž vychází pět základních baletních pozic nohou (Hamilton et al., 2006, p. 299; Sherman, Mayall, & Tasker, 2014, p. 160). Při nedostatečném rozsahu zevní rotace v kyčelním kloubu je turnout dosaženo pomocí kompenzačních strategií, mezi které patří také pronace nohy a antevertze pánve. Hamilton et al. (2006, p. 299) tvrdí, že užívání kompenzačních strategií k dosažení turnout, které jsou predispozicí ke vzniku poranění, je v baletním tanci poměrně běžný jev, což podporuje námi zjištěnou korelaci mezi celkovým rozsahem pohybu v kyčelním kloubu v transverzální rovině a hodnotou plantární flexe v hlezenním kloubu na konci stojné fáze krokového cyklu a celkovým rozsahem pohybu pánve v transverzální rovině ve skupině baletních tanečnic (viz Tabulka 6, s. 55). Dosažení turnout prostřednictvím nadměrné pronace v subtalárním kloubu způsobuje zpoždění zevní rotace tibie a femuru, antevertzi pánve a zvýšení bederní lordózy páteře (Vařeka & Vařeková, 2012, s. 14). V důsledku prodlouženého trvání pronace v subtalárním kloubu během fáze mezistoje a konečného stoje dochází ke vzniku nestability přední části nohy, uvolňování interosseálních vazů mezi hlavičkou 1. a 2. metatarzální kosti, zvýšení tlaku na nožní klenbu a plantární fascii a omezení dorzální flexe palce v terminálním stoji. Tato situace narušuje mechaniku propulzního pohybu (Ahonen, 2008, p. 106; Barwick, Smith, & Chuter, 2012, p. 225; Chuter & Janse de Jonge, 2012, p. 8). Silný tah, kterému je v tomto případě plantární fascie vystavena, způsobuje její bolesti, otok a ztlustění, čímž dochází ke snížení její pružnosti, změně biomechaniky chodidla a snížení schopnosti absorpce působících sil při chůzi (Musil, Kubešová, & Kubeš, 2015, s. 11). Z výše uvedeného vyplývá, že užívání kompenzačních strategií v baletním tréninku se může projevit změnou stereotypu chůze. Clippinger (In Pata et al., 2014, p. 176) uvádí, že posílením hlubokých zevních rotátorů kyčelního kloubu lze zlepšit turnout o 15–30°. Hamilton et al. (2006, p. 299–303) prokázali u dětí ve věku mezi 11. až 14. lety vliv fyzické aktivity delší než šest hodin týdně na velikost torze femuru ve prospěch zvýšení zevní rotace kyčelního kloubu. Důležitou součástí nácviku správného dosažení turnout je také trénink flexibility adduktorů kyčelního kloubu, neboť v důsledku změny směru působení tahové síly dochází ke zvýšení jejich aktivity (Clippinger, 2007, p. 198–201). Rubini et al. (2011, p. 179) prokázali, že statický strečink a strečink využívající technik

proprioceptivní neuromuskulární facilitace je pro zvýšení flexibility adduktorů kyčelního kloubu bezprostředně po protažení stejně účinný. Navíc může akutní účinek strečinku změnit vnímání bolesti a tím zvýšit toleranci pro nácvik správného provádění baletních pozic v extrémních rozsazích pohybu (Rubini et al., 2011, p. 180).

5.2 Diskuze k hypotéze H₀₂ a výzkumné otázce č. 2

V mužském baletním tanci je velký vliv kladen na elegantnost pohybu a extrémní sílu. Z důvodu odlišné tělesné konstituce se u baletních tanečnicků příliš neseťkáváme s tancem na špičkách, který je charakteristikou ženského baletního tance. Odlišnosti v tělesné konstituci se projeví také ve změně stereotypu chůze baletních tanečnicků. Ve skupině baletních tanečnicků byly prostřednictvím 3D kinematické analýzy chůze zaznamenány statisticky významné rozdíly v porovnání s kontrolní skupinou ve velikosti dorzální flexe v hlezenním kloubu v konečném stoji, ve velikosti flexe v kolenním kloubu během stojné fáze krokového cyklu a v celkovém rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu.

U skupiny baletních tanečnicků jsme zaznamenali statisticky významné zvýšení dorzální flexe v hlezenním kloubu v konečném stoji ve srovnání s kontrolní skupinou (viz Tabulka 3, s. 51; Obrázek 15, s. 52). Dle Perry (2010, p. 70–80) dosahuje dorzální flexe hlezenního kloubu v konečném stoji hodnoty 10°, která je udržována po zbytek této fáze. Nedostatečná dorzální flexe hlezenního kloubu během konečného stoje může dle Johanson et al. (2006, p. 94) zkrátit dobu toe-off a prodloužit zatížení předonoží. Nedostatečná dorzální flexe hlezenního kloubu ve fázi konečného stoje je kompenzována pronací subtalárního kloubu, která vede k uvolnění a dorzální flexi talonavikulárního a kalkaneokuboidního kloubu. Následkem těchto kompenzačních pohybů dochází k plantární flexi talu a pohybu tibie vpřed. Johanson et al. (2006, p. 93; 2009, p. 521) tvrdí, že nedostatečný rozsah dorzální flexe v hlezenním kloubu během stojné fáze krokového cyklu může být příčinou vzniku tendinopatie Achillovy šlachy, plantární fascitidy a patelofemorálního syndromu. Albisetti et al. (2010, p. 51) navíc popisují, že se v důsledku nedostatečného rozsahu dorzální flexe v hlezenním kloubu u baletních tanečnicků zvyšuje riziko vzniku hypermobility mediálního oblouku podélné klenby, která způsobuje varózní postavení předonoží, a vzniku únavových zlomenin bází metatarzálních kostí. U baletních tanečnicků je dostatečný rozsah dorzální flexe v hlezenním kloubu důležitý pro správné dosažení baletní pozice plié a pro absorpci nárazů při doskocích (Ahonen, 2008, p. 101). Výzkumy však prokázaly, že pasivní strečink m. gastrocnemius vede po třech týdnech ke zvýšení pasivního rozsahu pohybu v hlezenním

kloubu, ale nemá vliv na velikost jeho dorzální flexe během stojné fáze krokového cyklu (Jonahson et al., 2006, p. 98; Johanson et al., 2009, p. 530). Bennel et al. (2001, p. 58) popisují, že rozsah dorzální flexe v hlezenním kloubu je ovlivněn spíše kostní architektonikou, neboť u baletních tanečnic ve věku mezi 8. až 11. lety nedošlo po 12. měsících intenzivního baletního tréninku ke statisticky významnému zvětšení rozsahu dorzální flexe v hlezenním kloubu ve srovnání s kontrolní skupinou. Silové dosažení plié je predispozicí ke vzniku předního impingement syndromu v hlezenním kloubu.

V případě kontrolní skupiny byla zaznamenána závislost mezi hodnotami dorzální flexe v hlezenním kloubu při konečném stoju a flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi krokového cyklu (viz Tabulka 7, s. 56). Jak již bylo zmíněno, rozsah dorzální flexe v hlezenním kloubu je dle Ota et al. (2014, p. 673) mimo zkrácení plantárních flexorů hlezenního kloubu ovlivněn také věkem. Nedostatečný rozsah dorzální flexe v hlezenním kloubu při konečném stoju je kompenzován zvýšením flexe v kolenním a kyčelním kloubu. Tato situace vede ke snížení flekčního momentu v kolenním kloubu a k nárůstu extenčního momentu v kyčelním kloubu ve fázi předšvihů. Tyto změny ve velikosti momentů jsou Andersonem et al. (2004, p. 732) považovány za faktory snižující hodnotu flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi krokového cyklu. Jelikož se dle Whittla (In Hájková, Svoboda, & Přidalová, 2014, s. 14) dolní končetina chová jako kyvadlo, bude velikostí flexe v kolenním kloubu během švihové fáze krokového cyklu ovlivněna také velikost flexe v kloubu kyčelním.

Flexe kolenního kloubu během stojné fáze krokového cyklu, která dosahuje hodnoty 20°, je zajištěna koncentrickou aktivitou ischiokrurálních svalů a kontrolována excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris a iliotibiálního traktu, což umožňuje absorpci nárazu (Perry & Burnfielg, 2010, p. 140–142). Ve skupině baletních tanečníků bylo zaznamenáno statisticky významné snížení flexe kolenního kloubu během stojné fáze krokového cyklu ve srovnání s kontrolní skupinou (viz Tabulka 3, s. 51; Obrázek 16, s. 52). Tento trend se projevoval i ve skupině baletních tanečnic, kdy však nedosáhl statistické významnosti. Příčinou menší flexe kolenního kloubu během stojné fáze krokového cyklu ve skupině baletních tanečníků může být zvýšený rozsah pohybu v kloubu hlezenním, kdy ve fázi počátečního kontaktu a fázi postupného zatěžování dochází v důsledku náhlého zatížení laterálního okraje paty k 5° pronaci v subtalárním kloubu, která vede k uvolnění talonavikulárního a kalkaneokuboidního kloubu a umožňuje pohlcovat nárazy při zatížení předonoží a optimálně přizpůsobit plošku povrchu (Vařeka & Vařeková, 2003, s. 97). Dle výzkumu Goldberga et al. (2004, p. 1189–1196), který je založen na 3D dynamické simulaci chůze, způsobuje omezení flexe kolenního kloubu během stojné fáze krokového cyklu

zvýšená svalová síla m. quadriceps femoris. To je však v rozporu s tvrzením Clippingera (2007, p. 262), že u baletních tanečnicků bývá ve srovnání s ostatními sportovci častěji zjištěna snížená svalová síla m. quadriceps femoris, která může být naopak příčinou zvýšeného rozsahu flexe v kolenním kloubu během švihové fáze krokového cyklu (Anderson et al., 2004, p. 732). Dle Perry (2010, p. 85–100) se na stabilizaci kolenního kloubu ve stejné fázi krokového cyklu podílí také horní část m. gluteus maximus. Aktivita m. gluteus maximus je na kolenní kloub přenášena přes iliotibiální trakt a zbraňuje jeho nadměrné flexi. Mimo to je tenzí iliotibiálního traktu zajištěna také jeho laterální stabilita. Snížení svalové síly m. gluteus maximus a iliotibiálního traktu se může ve stejné fázi krokového cyklu projevit větší flexí v kolenním kloubu a jeho valgózním postavením. Tento vztah vysvětluje také námi zjištěnou závislost mezi hodnotami flexe v kolenním kloubu ve stejné fázi krokového cyklu a abdukce v kyčelním kloubu při počátečním švihy v kontrolní skupině (viz Tabulka 7, s. 56).

V průběhu krokového cyklu se pánev v sagitální rovině pohybuje mezi neutrální pozicí a anteverzí v rozsahu 4° (Perry & Burnfield, 2010, p. 123–125). Zvýšení celkového rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu u skupiny baletních tanečnicků ve srovnání s kontrolní skupinou (viz Tabulka 3, s. 51, Obrázek 17, s. 53) je dle Junga et al. (2008, p. 455) způsobeno baletní chůzí. Baletní chůze, která je součástí každodenního baletního tréninku, vyžaduje větší posunutí COM směrem vpřed ve srovnání s běžnou chůzí, což vede k celkovému zvýšení rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině. V důsledku dlouhodobého baletního tréninku se může zvýšený rozsah pohybu pánve v sagitální rovině přenést i do běžné chůze. Ke zvýšení celkového rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině u baletních tanečnicků může docházet také v důsledku nadměrného užívání sdružených pohybů páteře, pánve a femuru k dosažení baletních pozic při snížené flexibilitě ischiokrurálních svalů. V tomto případě je baletních pozic, vyžadujících extrémní rozsah flexe v kyčelním kloubu, dosaženo pomocí retroverze pánve a snížení bederní lordózy, což způsobí změnu postavení acetabula a umožní větší rozsah pohybu v kyčelním kloubu (Clippinger, 2007, p. 183–184).

U skupiny baletních tanečnicků byla nalezena závislost mezi celkovým rozsahem pohybu pánve v sagitální rovině a hodnotou abdukce v kyčelním kloubu při počátečním švihy (viz Tabulka 7, s. 56). Dle Perry (2010, p. 103–119) je v počátečním švihy flexe kyčelního kloubu zajištěna koncentrickou kontrakcí m. iliacus, m. gracilis a m. sartorius. U baletních tanečnicků, jak již bylo zmíněno výše, dochází v reakci na funkční požadavky baletního tréninku k adaptivním fyziologickým změnám v oblasti kyčelního kloubu, mezi které patří

zkrácení zevních rotátorů, abduktorů a posteriorní části kloubního pouzdra se současným zvýšením flexibility vnitřních rotátorů, adduktorů a anteriorní části kloubního pouzdra (Clippinger, 2007, p. 198–201; Gupta et al., 2004, p. 781). V důsledku těchto změn se zvyšuje svalové napětí zevních rotátorů a abduktorů kyčelního kloubu a dochází k jejich dřívějšímu zapojení během dynamických aktivit. Na základě těchto poznatků lze větší abdukci v kyčelním kloubu při počátečním švihu u baletních tanečnic vysvětlit zpožděným náborem motorických jednotek *m. gracilis*, který napomáhá flexi kyčelního kloubu a svojí addukční a vnitřně rotační komponentou ovlivňuje abdukční a zevně rotační komponentu *m. sartorius*, k jehož zapojení dochází u baletních tanečnic přednostně.

ZÁVĚR

Diplomová práce byla zaměřena na zhodnocení pohybu a na určení vzájemných vztahů mezi úhlovými parametry distálních a proximálních segmentů kinematického řetězce dolních končetin při chůzi profesionálních baletních tanečnicků a běžné populace.

Využitím 3D kinematické analýzy chůze jsme prokázali statisticky významné rozdíly v úhlových parametrech kloubů dolních končetin a pánve v průběhu krokového cyklu mezi skupinami baletních tanečnicků a kontrolními skupinami mužů a žen.

Skupina baletních tanečnic dosahovala v porovnání s kontrolní skupinou žen významně vyšších hodnot flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi krokového cyklu, abdukce v kyčelním kloubu při počátečním švihy a většího celkového rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině.

Ve skupině baletních tanečnicků jsme zaznamenali ve srovnání s kontrolní skupinou mužů významně vyšší hodnotu dorzální flexe v hlezenním kloubu při konečném stoji, nižší hodnotu flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi krokového cyklu a větší celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině.

U obou skupin baletních tanečnicků byly ve srovnání s kontrolními skupinami mužů a žen nalezeny rozdíly v závislosti pohybu segmentů dolních končetin a pánve v průběhu krokového cyklu.

Z výsledků této práce vyplývá, že v reakci na požadavky dlouhodobého baletního tréninku dochází v pohybovém aparátu baletních tanečnicků k velkému množství adaptivních změn, které výrazně ovlivňují jejich motorické chování v rámci běžných denních aktivit.

Vzhledem k faktu, že ke správnému provedení jednotlivých baletních pozic je zapotřebí extrémních rozsahů pohybů v jednotlivých kloubech dolních končetin a rozsah pohybů je v některých kloubech dolních končetin ovlivněn kostní architektonikou, jsou k dosažení jednotlivých baletních pozic často užívány kompenzační strategie, které vedou k přetěžování určitých struktur pohybového aparátu a k rozvoji svalových dysbalancí, čímž zvyšují riziko vzniku poranění.

Z tohoto důvodu je vhodné do baletního tréninku zařadit také rehabilitační cvičení k odstranění svalových dysbalancí a k prevenci vzniku poranění.

REFERENČNÍ SEZNAM

AHONEN, J. 2008. Biomechanics of the foot in dance. *Journal of Dance Medicine and Science* [online] 2008, vol. 12, no. 3, p. 99–108. [cit. 2015-02-04]. ISSN 1089-313X. Dostupné z: <<http://content.ebscohost.com/ContentServer.asp?T=P&P=AN&K>>.

ALBISETTI, W., PERUQIA, D., BARTOLOMO, O. D., TAGLIABUE, L., CAMERUCCI, E., CALORI, G. M. 2010. Stress fractures of the base of the metatarsal bones in young trainee ballet dancers. *International Orthopaedics* [online] 2010, vol. 34, p. 51–55. [cit. 2014-10-18]. ISSN 1432-5195. Dostupné z: <<http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=5e079287-6fc5-44b0-9a27-77a263fd0ee4%40sessionmgr198&vid=0&hid=102>>.

ANDERSON, F. C., GOLDBERG, S. R., PANDY, M. G., DELP, S. L. 2004. Contributions of muscle forces and toe-off kinematics to peak knee flexion during the swing phase of normal gait: an induced position analysis. *Journal of Biomechanics* [online] 2004, vol. 37, p. 731–737. [cit. 2015-05-02]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <http://ac.els-cdn.com/S0021929003003555/1-s2.0-S0021929003003555-main.pdf?_tid=dee3799a-f0a2-11e4-bf46-00000aab0f6c&acdnat=1430554484_9ff16761ee0ed003eb544604517cad07>.

ANONYMOUS 2009. Historie baletu. *Taneční magazín* [online] 2009. [cit. 2015-01-12]. Dostupné z: <<http://www.tanecnimagazin.cz/2009/02/27/historie-baletu/>>.

BARWICK, A., SMITH, J., CHUTER, V. 2012. The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip function: a review of the literature. *The Foot* [online] 2012, vol. 22, p. 224–231. [cit. 2014-11-08]. ISSN 0958-2592. Dostupné z: <<http://ac.els-cdn.com/S0958259212000351/1-s2.0-S0958259212000351-main.pdf>>.

BAZAROVÁ, N., MEJOVÁ, V. 1980. *Abeceda klasického tance*. 1. vydání. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1980, 117 s. ISBN 14-594-80.

BENNEL, K., KHAN, K. M., MATTHEWS, B. L., SINGLETON, C. 2001. Changes in hip and ankle range of motion and hip muscle strength in 8–11 year old novice female ballet dancers and controls: a 12 month follow up study. *British Journal of Sports Medicine* [online]

2001, vol. 35, p. 54–59. [cit. 2015-01-12]. ISSN 1473-0480. Dostupné z: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1724287/pdf/v035p00054.pdf>>.

BENNELL, K., KHAN, K. M., MATTHEWS, B., GRUYTER, M. D., COOK, E., HOLZER, E., WARK, D. J. 1999. Hip and ankle range of motion and hip muscle strength in young novice female ballet dancers and controls. *British Journal of Sports Medicine* [online] 1999, vol. 33, p. 340–346. [cit. 2015-01-12]. ISSN 1473-0480. Dostupné z: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1756204/pdf/v033.pdf>>.

BRODSKÁ, B. 2000. *Vybrané kapitoly z dějin baletu*. 1. vydání. Praha: Akademie múzických umění, 2000, 69 s. ISBN 80-85883-55-4.

BRONNER, S. 2012. Differences in segmental coordination and postural control in a multi-joint dance movement: développé, arabesque. *Journal of Dance Medicine and Science* [online] 2012, vol. 16, no. 1, p. 26–35. [cit. 2015-02-10]. ISSN 1089-313X. Dostupné z: <<http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=b6b52b1f-0715-4df4-9eb0-a2eee1056b84%40sessionmgr198&vid=1&hid=111>>.

BULDT, A. K., MURLEY, G. S., BUTTERWORTH, P., LEVINGER, P., MENZ, H. B., LANDORF, K. B. 2013. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: a systematic review. *Gait and Posture* [online] 2013, vol. 38, p. 363–372. [cit. 2015-02-06]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <<http://ac.els-cdn.com/S0966636213000337/1-s2.0-S0966636213000337-main.pdf>>.

BUSSELLOVÁ, D., LINTONOVÁ, P. 1995. *Abeceda baletu*. Praha: Ikar, 1995, 64 s. ISBN 80-85944-18-9.

CLAIBORNE, T. L., ARMSTRONG, CH. W., GANDHI, V., PINCIVERO, D. M. 2006. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *Journal of Applied Biomechanics* [online] 2006, vol. 22, p. 41–50. [cit. 2015-05-02]. ISSN 1543-2688. Dostupné z: <<http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=94a0df70-461e-4bc8-a874-0149f7b771d1%40sessionmgr114&vid=1&hid=120>>.

CLIPPINGER, K. S. 2007. *Dance anatomy and kinesiology: principles and exercises for improving technique and avoiding common injuries*. Champaign: Human Kinetics, 2007, 532 p. ISBN 978-0-88011-531-5.

DUNGL, P. a kol. 2014. *Ortopedie*. 2. přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing a.s., 2014, 1192 s. ISBN 978-80-2474-357-8.

DUVAL, K., LAM, T., SANDERSON, D. 2010. The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait and Posture* [online] 2010, vol. 32, p. 637–640. [cit. 2015-02-04]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <<http://ac.els-cdn.com/S0966636210002572/1-s2.0-S0966636210002572-main.pdf>>.

DVOŘÁK, R. 2005a. Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, roč. 12, č. 1, s. 12–17. ISSN 1211-2658.

DVOŘÁK, R. 2005b. Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, roč. 12, č. 1, s. 18–22. ISSN 1211-2658.

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing a.s., 2009, 184 s. ISBN 978-80-247-1648-0.

GUPTA, A., FERNIHOUGH, B., BAILEY, G., BOMBECK, P., CLARKE, A., HOPPER, D. 2004. An evaluation of differences in hip external rotation strength and range of motion between female dancers and non-dancers. *British Journal of Sports Medicine* [online] 2004, vol. 38, p. 778–783. [cit. 2014-10-18]. ISSN 1473-0480. Dostupné z: <<http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=14003f5a-44bb-4d1e-b450-cebf7795b806%40sessionmgr111&vid=0&hid=102>>.

HÁJKOVÁ, H., SVOBODA, Z., PŘIDALOVÁ, M. 2014. Vliv vybraných morfologických parametrů nohy na kinematické parametry chůzového cyklu u mužů ve věku 20 až 30 let. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2014, roč. 21, č. 1, s. 11–15. ISSN 1211-2658.

HAMILTON, D., ARONSEN, P., LØKEN, J. H., BERG, I. M., SKOTHEIM, R., HOPPER, D., CLARKE, A., BRIFFA, N. K. 2006. Dance training intensity at 11 – 14 years is associated with femoral torsion in classical ballet dancers. *British Journal of Sports Medicine* [online] 2006, vol. 40, p. 299–303. [cit. 2014-10-18]. ISSN 1473-0480. Dostupné z: <<http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid>>.

HOLLMAN, J. H., GALARDI, CH. M., LIN, I-H., VOTH, B. C., WHITMARSH, C. L. 2014. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with

frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. *Clinical Biomechanics* [online] 2014, vol. 29, p. 468–474. [cit. 2015-05-02]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <http://ac.els-cdn.com/S0268003314000023/1-s2.0-S0268003314000023-main.pdf?_tid=eacb8544-f0b0-11e4-a35e-00000aab0f27&acdnat=1430560517>.

CHAMPION, L. M., CHATFIELD, S. J. 2008. Measurement of turnout in dance research: a critical review. *Journal of Dance Medicine and Science* [online] 2008, vol. 12, no. 4, p. 121–135. [cit. 2015-02-11]. ISSN 1089-313X. Dostupné z: <<http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=945f35a0-858e-4f9c-8539-1df058c46b7a%40sessionmgr4004&vid=1&hid=4113>>.

CHUTER, V. H., JANSE DE JONGE, X. A. K. 2012. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. *Gait and Posture* [online] 2012, vol. 36, p. 7–15. [cit. 2015-02-06]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <<http://ac.els-cdn.com/S0966636212000409/1-s2.0-S0966636212000409-main.pdf>>.

JACOBS, C. A., UHL, T. L., MATTACOLA, C. G., SHAPIRO, R., RAYENS, W. S. 2007. Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. *Journal of Athletic Training* [online] 2007, vol. 47, no. 1, p. 76–83. [cit. 2015-05-02]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: <<http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=4e32ffc8-11e4-41b6-9cea-8307d8f63858%40sessionmgr111&vid=1&hid=120>>.

JANURA, M., MAYER, M., DLABOLOVÁ, I., ELFMARK, M., MURCKOVÁ, P., SALINGER, J., VAVERKA, F. 1998. Application of a 3D videography in the analysis of gait – basic information. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica* [online] 1998, vol. 28, p. 25–32. [cit. 2014-11-07]. ISSN 2336-4920. Dostupné z: <http://publib.upol.cz/~obd/fulltext/GYM28/Gymnica_28-3.pdf>.

JANURA, M., ZAHÁLKA, F. 2004. *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2004, 209 s. ISBN 80-244-0930-5.

JOHANSON, M. A., CUDA, B. J., KOONTZ, J. E., STELL, J. C., ABELEW, T. A. 2009. Effect of stretching on ankle and knee angles and gastrocnemius activity during stance phase of gait. *Journal of Sport Rehabilitation* [online] 2009, vol. 18, p. 521–534. [cit. 2015-05-03]. ISSN 1543-3072. Dostupné z:

<<http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=2b732806-491e-452c-949d-e92b6e7e8f63%40sessionmgr4003&vid=1&hid=4113>>.

JOHANSON, M. A., WOODEN, M., CATLIN, P. A., HEMARD, L., LOH, K., ROMALINO, R., STILLMAN, T. 2006. Effect of gastrocnemius stretching on ankle dorsiflexion and time-to heel-off during the stance phase of gait. *Physical Therapy in Sport* [online] 2006, vol. 7, p. 93–100. [cit. 2015-05-03]. ISSN 1466-853X. Dostupné z: <http://ac.els-cdn.com/S1466853X06000149/1-s2.0-S1466853X06000149-main.pdf?_tid=a95431d4-f188-11e4-b200-00000aacb361&acdnat=1430653178_bcccd7c1d6911f4d650845c92284fcb6>.

KAPANDJI, I. A. 2002. *The physiology of the joints: annotated diagram of the mechanics of the human joints. Volume 2, Lower limb*. 5th edition. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2002, 242 p. ISBN 0-443-03618-7.

KARANDIKAR, N., VARGAS, O. O. O. 2011. Kinetic chains: a review of the concept and its clinical applications. *The Official Journal of the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation* [online] 2011, vol. 3, p. 739–745. [cit. 2015-02-04]. ISSN 1934-1482. Dostupné z: <<http://ac.els-cdn.com/S1934148211001146/1-s2.0-S1934148211001146-main.pdf>>.

KHAMIS, S., YIZHAR, Z. 2007. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait and Posture* [online] 2007, vol. 25, p. 127–134. [cit. 2015-02-04]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <<http://ac.els-cdn.com/S0966636206000373/1-s2.0-S0966636206000373-main.pdf>>.

KHOO-SUMMERS, L. C., PRATHER, H., HUNT, D. M., VAN DILLEN, L. R. 2013. Predictors of first position turnout in collegiate dancers: the role of tibiofemoral external rotation and hip external rotation. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* [online] 2013, vol. 92, p. 136–142. [cit. 2015-02-10]. ISSN 1537-7385. Dostupné z: <<http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.14.0b/ovidweb.cgi?WebLinkFrameset>>.

KIPP, K., McLEAN, S., PALMIERI-SMITH, R. 2011. Patterns of hip flexion motion predict frontal and transverse plane knee torques during a single-leg land-and-cut maneuver. *Clinical Biomechanics* [online] 2011, vol. 26, p. 504–508. [cit. 2015-05-02]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <http://ac.els-cdn.com/S0268003311000192/1-s2.0-S0268003311000192-main.pdf?_tid=d8f46982-f0b0-11e4-af82-00000aab0f6c&acdnat=1430560487>.

KIRTLEY, CH. 2006. *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2006, 316 p. ISBN 0-4431-0009-8.

KOLÁŘ, P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

KRÁLÍČEK, P. 2011. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 3. přepracované a rozšířené vydání. Praha: Galén, 2011, 235 s. ISBN 978-80-7262-618-2.

KRIST, L., PÁNEK, D., PAVLŮ, D. 2014. Srovnání elektromyografické aktivity vybraných svalů při chůzi po rovině u lidí se zvýšenou valgozitou kolenních kloubů s lidmi s fyziologickou osou dolních končetin. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2014, roč. 21, č. 1, s. 21–27. ISSN 1211-2658.

KRÖSCHLOVÁ, E. 2003. *Jevištní pohyb. Herecká pohybová výchova*. 4. doplněné vydání. Praha: Akademie múzických umění, divadelní fakulta, 2003, 242 s. ISBN 80-85883-32-5.

KRÖSCHLOVÁ, J. 2002. *Výrazový tanec: taneční tvorba*. 1. vydání. Praha: IPOS-ARTAMA, 2002, 194 s. ISBN 80-7068-106-3.

LAWRENCE, R. K., KERNOZEK, T. W., MILLER, E. J., TORRY, M. R., REUTEMAN, P. 2008. Influences of hip external rotation strength on knee mechanics during single-leg drop landings in females. *Clinical Biomechanics* [online] 2008, vol. 23, p. 806–813. [cit. 2015-05-02]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <http://ac.els-cdn.com/S0268003308000533/1-s2.0-S0268003308000533-main.pdf?_tid=f1ad0892-f0ad-11e4-87db-00000aab0f01>.

LIN, Y. CH., GFOEHLER, M., PANDY, M. G. 2014. Quantitative evaluation of the major determinants of human gait. *Journal of Biomechanics* [online] 2014, vol. 47, p. 1324–1331. [cit. 2015-02-04]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <<http://search.proquest.com/docview/1510787688/fulltextPDF/F4E9D3DD98AB458FPQ/3?accountid=16730>>.

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* [online] 2008, vol. 24, no. 4, p. 451–457. [cit. 2014-10-20]. ISSN 1811-8216. Dostupné z: <http://journals.cambridge.org/download.php?file=%2F1565_25EF4122DBA306B3DC8DD3>

187F71511B_journals__JOM_JOM24_04_S1727719100002562a.pdf&cover=Y&code=c5163c559cdadac591f4e05f6aebbcf2>.

MEUFFELS, D. E., VERHAAR, J. A. N. 2008. Anterior cruciate ligament injury in professional dancers. *Acta Orthopaedica* [online] 2008, vol. 79, no. 4, p. 515–518. [cit. 2015-01-12]. ISSN 1745-3674. Dostupné z: <<http://informahealthcare.com/doi/pdf/10.1080/17453670710015517>>.

MUSIL, L., KUBEŠOVÁ, M., KUBEŠ, J. 2015. Bolesti chodidla v oblasti paty. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2015, roč. 22, č. 1, s. 10–13. ISSN 1211-2658.

OTA, S., UEDA, M., AIMOTO, K., SUZUKI, Y., SIGWARD, S. M. 2014. Acute influence of restricted ankle dorsiflexion angle on knee joint mechanics during gait. *The Knee* [online] 2014, vol. 21, p. 669–675. [cit. 2015-05-03]. ISSN 0968-0160. Dostupné z: <<http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=0f43eae3-ea12-4f06-82c5-b97f06618b39%40sessionmgr4002&vid=0&hid=4107>>.

PATA, D., WELSH, T., BAILEY, J., RANGE, V. 2014. Improving turnout in university dancers. *Journal of Dance Medicine and Science* [online] 2014, vol. 18, no. 4, p. 169–177. [cit. 2015-02-10]. ISSN 1089-313X. Dostupné z: <<http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=10dbb4eb-06ee-4cfb-8f15-c021517608e1%40sessionmgr111&vid=1&hid=111>>.

PERRY, J., BURNFIELD, J. M. 2010. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd edition. Thorofare, N. J.: SLACK Incorporated, 2010, 551 p. ISBN 978-1-55642-766-4.

PROCHÁZKOVÁ, M., TEPLÁ, L., SVOBODA, Z., JANURA, M., CIESLAROVÁ, M. 2014. Analysis of foot load during ballet dancers' gait. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* [online] 2014, vol. 16, no. 2, p. 41–45. [cit. 2014-10-18]. ISSN 1509-409X. Dostupné z: <<http://www.actabio.pwr.wroc.pl/Vol16No2/5.pdf>>.

PROCHÁZKOVÁ, M., TEPLÁ, L., SVOBODA, Z., JURÁNKOVÁ, E., JANURA, M. 2014. Vliv rehabilitace na dynamické zatížení nohy u baletních tanečnic. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online] 2014, roč. 21, č. 2, s. 56–61. [cit. 2015-03-22]. ISSN 1211-2658. Dostupné z: <<http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=c68a952e-51bc-4df3-841e-7f7fe5e9b0f5%40sessionmgr4004&vid=0&hid=4111>>.

RIVERA, J. E. 1994. Open versus closed kinetic chain rehabilitation of the lower extremity: A functional and biomechanical analysis. *Journal of Sport Rehabilitation* [online] 1994, vol. 3, p. 154–167. [cit. 2015-02-04]. ISSN 1543-3072. Dostupné z: <<http://journals.humankinetics.com/AcuCustom/Sitename/Documents/DocumentItem/12026.pdf>>.

ROMANAZZI, M., GALANTE, D., SFORZA, CH. 2015. Intralimb joint coordination of the lower extremities in resistance training exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online] 2015, vol. 25, p. 61–68. [cit. 2015-02-06]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: <<http://ac.els-cdn.com/S1050641114002259/1-s2.0-S1050641114002259-main.pdf>>.

ROSE, J., GAMBLE, J. G. 2006. *Human walking*. 3rd edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006, 234 p. ISBN 978-0-78175-954-0.

RUBINI, E. C., SOUZA, A. C., MELLO, M. L., BACURAN, R. F. P., CABRAL, L. F., FARINATTI, P. T. V. 2011. Immediate Affect of static and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on hip adductor flexibility in female ballet dancers. *Journal of Dance Medicine and Science* [online] 2011, vol. 15, no. 4, p. 177–181. [cit. 2015-05-02]. ISSN 1089-313X. Dostupné z: <<http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=b4155855-1bd7-4b4c-b79b-1fd7510909b6%40sessionmgr111&vid=1&hid=120>>.

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* [online] 2008, vol. 12, no. 3, p. 75–82. [cit. 2015-02-11]. ISSN 1089-313X. Dostupné z: <<http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=d80afd57-ce1a-47ff-83aa-1fc8b7466992%40sessionmgr4003&vid=1&hid=4113>>.

SHAH, S. 2009. Determining a young dancer's readiness for dancing on pointe. *Current Sports Medicine Reports* [online] 2009, vol. 8, no. 6, p. 295–299. [cit. 2015-02-11]. ISSN 1089-313X. Dostupné z: <<http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=870997c7-2904-4b4c-a7e1-b553213b74a7%40sessionmgr114&vid=1&hid=117>>.

SHERMAN, A. J., MAYALL, E., TASKER, S. L. 2014. Can a prescribed turnout conditioning program reduce the differential between passive and active turnout in

pre-professional dancers? *Journal of Dance Medicine and Science* [online] 2014, vol. 18, no. 4, p. 159–168. [cit. 2015-02-10]. ISSN 1089-313X. Dostupné z: <<http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=7ea9a7b4-e4c2-4bcf-894a-da64f54da207%40sessionmgr4001&vid=1&hid=4210>>.

SILVA, R. S., MACIEL, C. D., SERRÃO, F. V. 2015. The effects of forefoot varus on hip and knee kinematics during single-leg squat. *Manual Therapy* [online] 2015, vol. 20, p. 79–83. [cit. 2015-02-06]. ISSN 1356-689X. Dostupné z: <<http://ac.els-cdn.com/S1356689X14001271/1-s2.0-S1356689X14001271-main.pdf>>.

SIMON, J., HALL, E., DOCHERTY, C. 2014. Prevalence of chronic ankle instability and associated symptoms in university dance majors: an exploratory study. *Journal of Dance Medicine and Science* [online] 2014, vol. 18, no. 4, p. 178–184. [cit. 2015-02-11]. ISSN 1089-313X. Dostupné z: <<http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=fed2ff0e-a2ab-4272-b9cb-95f14381ca29%40sessionmgr4003&vid=1&hid=4113>>.

SVOBODA, Z., JANURA, M. 2010. Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, roč. 17, č. 1, s. 26–31. ISSN 1211-2658.

ŠEBELOVÁ, K. 2011. Když se řekne balet. Cesta historií do současnosti baletního umění. *Velká Epocha* [online] 2011. [cit. 2015-01-12]. Dostupné z: <<http://www.velkaepocha.sk/2011080917620/Kdyz-se-rekne-balet.html>>.

TATEUCHI, H., WADA, O., ICHIHASHI, N. 2011. Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. *Human Movement Science* [online] 2011, vol. 30, p. 566–573. [cit. 2015-02-06]. ISSN 0167-9457. Dostupné z: <<http://ac.els-cdn.com/S016794571100011X/1-s2.0-S016794571100011X-main.pdf>>.

TEPLÁ, L., PROCHÁZKOVÁ, M., SVOBODA, Z., JANURA, M. 2014. Kinematic analysis of the gait in professional ballet dancers. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica* [online] 2014, vol. 44, p. 85–91. [cit. 2015-02-06]. ISSN 2336-4920. Dostupné z: <<http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=6eabf663-878d-4672-abc9-c72b1f3ba931%40sessionmgr4004&vid=0&hid=4211>>.

- VALENTI E. E. et al. 2011. Evaluation of movements of lower limbs in non-professional ballet dancers: hip abduction and flexion. *Sports Medicine , Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology* [online] 2011, vol. 16, no. 3, p. 1–6. [cit. 2014-10-18]. ISSN 1758-2555. Dostupné z: <<http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1758-2555-3-16.pdf>>.
- VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R. 1999. Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, roč. 6, č. 3, s. 84–85. ISSN 1211-2658.
- VAŘEKA, I., VAŘEKOVA, R. 2003. Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, roč. 10, č. 3, s. 94–102. ISSN 1211-2658.
- VAŘEKA, I., VAŘEKOVA, R. 2009. *Kineziologie nohy*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, 189 s. ISBN 978-80-244-2432-3.
- VAŘEKA, I., VAŘEKOVA, R. 2012. Sdružené pohyby kloubů dolní končetiny a reverze posunu kondylů femuru při zatížení. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, roč. 19, č. 1, s. 12–17. ISSN 1211-2658.
- VAUGHAN, CH. L., DAVIS, B. L., O'CONNOR, J. C. 1999. *Dynamics of human gait*. 2nd edition. Cape Town: Kiboho Publisher, 1999, 141 p. ISBN 0-620-23558-6.
- VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
- WHITTLE, M. W. 2007. *Gait Analysis: an introduction*. 4th edition. Edinburgh: Elsevier Butterworth - Heinemann, 2007, 255 p. ISBN 978-0-7506-8883-3.
- WINSLOW, J., YODER, E. 1995. Patellofemoral pain in female ballet dancers: correlation with iliotibial band tightness and tibial external rotation. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* [online] 1995, vol. 22, no. 1, p. 18–21. [cit. 2015-05-02]. ISSN 1938-1344. Dostupné z: <<http://www.jospt.org/doi/pdfplus/10.2519/jospt.1995.22.1.18>>.
- YEOW, C. H., LEE, P. V. S., GOH, J. H. C. 2011. Non-linear flexion relationship of the knee with hip and ankle, and their relative postures during landing. *The Knee* [online] 2011, vol. 18, p. 323–328. [cit. 2015-05-01]. ISSN 0968-0160. Dostupné z: <<http://ac.els->

cdn.com/S0968016010001286/1-s2.0-S0968016010001286-main.pdf?_tid=c12a1e38-effb-11e4-8619-00000aab0f01&acdnt=1430482708_b4c22cb6d3354e8a3514163d83e384f3>.

YOU, J-Y., LEE, H-M., LUO, H-J., LEU, CH-CH., CHENG, P-G., WU, S-K. 2009. Gastrocnemius tightness on joint angle and work of lower extremity during gait. *Clinical Biomechanics* [online] 2009, vol. 24, p. 744–750. [cit. 2015-05-03]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <http://ac.els-cdn.com/S0268003309001582/1-s2.0-S0268003309001582-main.pdf?_tid=f41f64f4-f188-11e4-a174-00000aab0f26&acdnt=1430653304>.

SEZNAM ZKRATEK

CKC	closed kinetic chain, uzavřený kinetický řetězec
COM	centre of mass, těžiště
DOF	degrees of freedom, stupně volnosti
KOK	kolenní kloub
lig.	ligamentum
m.	musculus
OKC	open kinetic chain, otevřený kinetický řetězec
SIAS	spina iliaca anterior superior
SIPS	spina iliaca posterior superior

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Průběh krokového cyklu	12
Obrázek 2 Amplituda výchylek těžiště těla během krokového cyklu	19
Obrázek 3 Změna úhlu v kyčelním kloubu během krokového cyklu v sagitální rovině	21
Obrázek 4 Změna úhlu v kolenním kloubu během krokového cyklu v sagitální rovině	23
Obrázek 5 Změna úhlu v hlezenním kloubu během krokového cyklu v sagitální rovině	24
Obrázek 6 Vliv pronace nohy na postavení proximálních segmentů dolní končetiny a pánve	28
Obrázek 7 Základní postavení dolních končetin v baletním tanci	35
Obrázek 8 Pohyby jednotlivých segmentů nohy při provádění demi-pointé	39
Obrázek 9 Valgózní postavení kolenního kloubu při doskoku způsobené nadměrnou pronací subtalárního kloubu	39
Obrázek 10 „Válcování nohy“ jako nejčastější mechanismus vzniku hallux valgus u baletních tanečnicků	40
Obrázek 11 Poloha a popis reflexních značek dle standardního modelu PlugInGait	45
Obrázek 12 Průběh pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině při chůzi u žen baletní a kontrolní skupiny	49
Obrázek 13 Průběh pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině při chůzi u žen baletní a kontrolní skupiny	49
Obrázek 14 Průběh pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině při chůzi u žen baletní a kontrolní skupiny	50
Obrázek 15 Průběh pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině při chůzi u mužů baletní a kontrolní skupiny	52
Obrázek 16 Průběh pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině při chůzi u mužů baletní a kontrolní skupiny	52
Obrázek 17 Průběh pohybu pánve v sagitální rovině při chůzi u mužů baletní a kontrolní skupiny	53

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Přehled a popis sledovaných parametrů v jednotlivých segmentech dolních končetin	46
Tabulka 2 Úhlové hodnoty rozsahu pohybu jednotlivých kloubů dolní končetiny a pánve pro ženy baletní a kontrolní skupiny.....	48
Tabulka 3 Úhlové hodnoty rozsahu pohybu jednotlivých kloubů dolní končetiny a pánve pro muže baletní a kontrolní skupiny	51
Tabulka 4 Významné hodnoty Spearmanova korelačního koeficientu pro parametr KSmax2 u žen baletní a kontrolní skupiny.....	54
Tabulka 5 Významné hodnoty Spearmanova korelačního koeficientu pro parametr HFmin1 u žen baletní a kontrolní skupiny.....	54
Tabulka 6 Významné hodnoty Spearmanova korelačního koeficientu pro parametr HT u žen baletní a kontrolní skupiny	55
Tabulka 7 Významné hodnoty Spearmanova korelačního koeficientu pro jednotlivé parametry u mužů baletní a kontrolní skupiny	56

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Vzor informovaného souhlasu	83
Příloha 2 Vzor uložení reflexních značek dle standardního modelu PlugInGait z ventrální strany	84
Příloha 3 Vzor uložení reflexních značek dle standardního modelu PlugInGait z dorzální strany	85
Příloha 4 Ukázka z průběhu měření	86

PŘÍLOHY

Příloha 1 Vzor informovaného souhlasu

Informovaný souhlas

Název projektu:

Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečnicků

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:

Podpis účastníka:

Datum:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Příloha 2 Vzor uložení reflexních značek dle standardního modelu PlugInGait z ventrální strany



Příloha 3 Vzor uložení reflexních značek dle standardního modelu PlugInGait z dorzální strany



Příloha 4 Ukázka z průběhu měření

