

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV POSTAVENÍ OSY NOHY NA NASTAVENÍ PROXIMÁLNÍCH
SEGMENTŮ DOLNÍCH KONČETIN A PÁNVE PŘI CHŮZI
U PROFESIONÁLNÍCH TANEČNÍKŮ

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Tereza Gregorová, fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Lucie Teplá

Olomouc 2015

Jméno a příjmení autora: Bc. Tereza Gregorová
Název diplomové práce: Vliv postavení osy nohy na nastavení proximálních segmentů dolních končetin a pánve při chůzi u profesionálních tanečníků
Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii
Vedoucí diplomové práce: Mgr. Lucie Teplá
Rok obhajoby diplomové práce: 2015

Abstrakt:

Baletní trénink nadměrně zatěžuje pohybový aparát tanečníků, a to především dlouhodobým setrváváním v pozicích s dolními končetinami v zevní rotaci. Cílem diplomové práce bylo zhodnotit vliv postavení osy nohy na nastavení proximálních segmentů dolních končetin a pánve při chůzi u profesionálních tanečníků. Výzkumný soubor tvořilo 32 profesionálních tanečníků (14 mužů a 18 žen) z baletního souboru Mahenova divadla v Brně (průměrný věk $25,0 \pm 5,2$ let, výška $169,1 \pm 7,9$ cm, hmotnost $58,1 \pm 11,0$ kg). Kontrolní skupina zahrnovala 29 osob (10 mužů a 19 žen, průměrný věk $24,0 \pm 2,9$ let, výška $170,1 \pm 8,9$ cm, hmotnost $65,4 \pm 11,5$ kg). Pro určení kinematických parametrů krokového cyklu byl použit optoelektronický systém Vicon MX, pro záznam postavení osy nohy byly použity údaje z plantografických plošin Footscan®. Byla zjištěna závislost mezi postavením osy nohy a úhlovými parametry kloubů dolní končetiny a pánve u baletní i kontrolní skupiny. Velká věcná významnost ($\eta^2 > 0,26$) mezi skupinou tanečníků s úhlem osy nohy v transverzální rovině menší než 15° (A) a větší než 15° (B) byla zjištěna v rozsahu pohybů pánve a kolenního kloubu. Statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) byl zaznamenán pouze u rozsahu rotace pánve. Výsledky naší práce prokázaly, že změny v provedení běžných pohybových aktivit, mezi které řadíme také chůzi, mohou být způsobeny nejen vlivem specifického baletního tréninku, ale i nastavením nohy v zevní rotaci během provedení chůze.

Klíčová slova: baletní tanec, osa nohy, kinematická analýza, chůze

Souhlasím s půjčováním diplomové (magisterské) práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Tereza Gregorová

Title of the Master Thesis: Vliv postavení osy nohy na nastavení proximálních segmentů dolních končetin a pánve při chůzi u profesionálních tanečníků

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Thesis supervisor: Mgr. Lucie Teplá

The year of presentation: 2015

Abstract:

Ballet dancers' musculoskeletal system is extremely overloaded by their training especially with long-term exposure of lower extremities in externally rotated position. The aim of this study was to find out if the externaly rotated position of foot axis has an influence on the position of the proximal segments of lower extremities and pelvis during gait in ballet dancers. The experimental group consisted of 32 professional ballet dancers (14 men and 18 women) from Mahen Theatre in Brno, Czech Republic (average age 25.0 ± 5.2 years, average height 169.1 ± 7.9 cm, average weight 58.1 ± 11.0 kg). The control group consisted of 29 participants (10 males, 19 females, average age 24.0 ± 2.9 years, average height 170.1 ± 8.9 cm, average weight 65.4 ± 11.5 kg). The optical motion capture system Vicon MX was used to determine the kinematic parameters of the gait cycle and information from the Footscan® plantographic platforms was used to determine the position of the foot axis. We found a correlation between position of the foot axis and joint angle parameters of the lower extremities and pelvis in ballet dancers and the control group. There was a large effect size (more than 0,26) among ballet dancers with the foot axis angle in the transversal plane smaller than 15° (A) compared to the group with an angle bigger than 15° (B) of motion range of the knee and the pelvis. We found a statistically significant difference ($p < 0.05$) only in the pelvic rotation total range of motion. The results of our study showed that the performance of everyday motion activities could be influenced not onnly specific ballet training, but also by the external rotation of the foot axis during walking.

Key words: ballet dance, foot axis, kinematic analysis, gait

I agree with lending the master thesis within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením Mgr. Lucie Teplé, použila jen prameny uvedené v referenčním seznamu a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

podpis

Mé poděkování patří především Mgr. Lucii Teplé za odborné vedení této diplomové práce, vstřícný přístup, trpělivost, pomoc při vyhodnocování naměřených dat i cenné rady. Dále pak baletním tanečnickům z Mahenova divadla, kteří byli ochotni se účastnit měření, a ráda bych poděkovala i všem ostatním, díky kterým mohla tato práce vzniknout.

Obsah

1 Úvod	8
2 Přehled poznatků	9
2.1 Funkční anatomie a kineziologie kloubů dolní končetiny a pánve	9
2.1.1 Pánev	9
2.1.2. Kyčelní kloub	9
2.1.3 Kolenní kloub	11
2.1.4 Tibiofibulární kloub.....	13
2.1.5 Noha.....	13
2.1.5.1 Hlezenní kloub.....	15
2.1.5.2 Subtalární kloub.....	16
2.1.5.3 Transverzotarzální kloub	16
2.1.5.4 Tarzometatarzální kloub	17
2.1.5.5 Metatarzofalangeální a interfalangeální klouby	17
2.1.6 Vztah nohy a proximálních segmentů dolní končetiny a pánve	17
2.2 Chůze	19
2.2.1 Parametry chůze	20
2.2.2 Krokový cyklus.....	21
2.3 Kinematika dolních končetin a pánve při chůzi	22
2.3.1 Kinematika pánve při chůzi.....	23
2.3.2 Kinematika kyčelního kloubu při chůzi.....	25
2.3.3 Kinematika kolenního kloubu při chůzi	26
2.3.4 Kinematika hlezenního kloubu.....	28
2.3.5 Kinematika kloubů nohy při chůzi	29
2.3.5.1 Pohyby v subtalárním kloubu	29
2.3.5.2 Pohyby Chopartově kloubu	30
2.3.5.3 Pohyby v metatarzofalangeálních kloubech	30
2.3.6 Kinematika kloubů při patologické chůzi.....	30
2.3.6.1 Odchyly pohybu hlezenního kloubu a nohy při chůzi.....	31
2.3.6.2 Odchyly pohybu kolenního kloubu při chůzi	32
2.3.6.2 Odchyly pohybu kyčelního kloubu při chůzi	32
2.3.6.2 Odchyly pohybu pánve při chůzi.....	33
2.4 3D Kinematická analýza chůze	33
2.4.1 Chyby měření	35

2.5 Balet.....	36
2.5.1 Specifika pohybu baletních tanečníků.....	36
2.5.2 Vliv baletu na řízení pohybu (propriocepci a stabilitu).....	38
2.5.3 Vliv baletu na muskuloskeletální aparát.....	39
2.5.3.1 Pánev	41
2.5.3.2 Kyčelní kloub	41
2.5.3.3 Kolenní kloub	43
2.5.3.4 Hlezenní kloub.....	44
3 Cíle a výzkumné otázky	47
3.1 Hlavní cíl	47
3.2 Dílčí cíle	47
3.3 Hypotézy.....	47
4 Metodika výzkumu	48
4.1 Charakteristika výzkumného souboru	48
4.2 Použité technické zařízení	48
4.3 Průběh měření.....	49
4.4 Zpracování dat	51
4.4.1 Zpracování měřených parametrů kinematické 3D analýzy	51
4.4.2 Statistické zpracování dat	52
5 Výsledky.....	54
5.1 Výsledky k hypotéze H_01	54
5.2 Výsledky k hypotéze H_02	54
5.4 Výsledky k hypotéze H_03	64
6 Diskuze	68
7 Závěr.....	76
8 Souhrn.....	78
9 Summary.....	81
10 Referenční seznam.....	84
11 Seznam zkratk.....	91
12 Přílohy	92

1 Úvod

Tanec je jednou z nejnáročnějších z fyzických aktivit (Hincapié, Morton, & Cassidy, 2008; Lin, Lin, Hsue, & Su, 2014). Specifickým druhem tance kladoucím vysoké nároky na muskuloskeletální systém tanečníků je balet (Kadel, 2006).

Baletní trénink nadměrně zatěžuje pohybový aparát baletních tanečníků především dlouhodobým setrváváním v pozicích se zevně rotovanými dolními končetinami při pozici „turn out“ a s plantární flexí v hlezenním kloubu při pozici „en pointe“ (Madden et al., 2010; Coplan, 2002). Tím může balet měnit zatížení nohy při běžné chůzi (Procházková, Teplá, Svoboda, Juráková, & Janura, 2014).

Chůze je jednou ze základních aktivit denního života (Gonzaga, Barros, Lisboa, Barbieri, & Gobbi, 2011). Právě proto se mohou odchylky od standardního provedení chůze podílet na vzniku poranění. Abnormality chůze jsou důležité jak pro diagnostiku, tak i terapii (Véle, 2006). Pokud se stereotyp chůze liší, může znalost těchto odlišností pomoci k přesnému zacílení rehabilitační terapie (Bates & Alexander, 2015).

Předpokládá se, že právě zevně rotované postavení osy nohy baletních tanečníků je jednou z hlavních příčin vysoké četnosti poranění (Clippinger, 2007; Coplan, 2002; Madden et al., 2010). V současné době sice existuje velké množství studií informujících o zranění pohybového aparátu u baletních tanečníků, již poněkud méně z nich přináší užitečné poznatky o pravých příčinách vzniku těchto poranění v širších souvislostech. Zatím největší nejasnosti se týkají problematiky, zda přetrvávající zevně rotované postavení osy nohy při běžné chůzi ovlivňuje nastavení proximálních segmentů těla, a jak se tento vliv projevuje.

Cílem naší práce bylo ozřejmit, zda specifický baletní trénink mění provedení běžných denních pohybů, mezi které patří i chůze, nebo zda jsou tyto změny v pohybových stereotypech způsobeny nastavením nohy v zevní rotaci. Informace získané z našeho výzkumu mohou pomoci lépe pochopit charakter přetížení muskuloskeletálního systému dlouhodobým baletním tréninkem. Díky nim by mělo být snazší zacílit rehabilitační intervence do klíčových míst pro prevenci vzniku svalových dysbalancí, odstranění vzniklých nebo zabránění vzniku opětovných poranění.

2 Přehled poznatků

2.1 Funkční anatomie a kineziologie kloubů dolní končetiny a pánve

Pánev tvoří funkční jednotku spolu s páteří, přes pánev se přenáší síly z trupu na dolní končetiny. Dolní končetiny pak slouží především k opoře a lokomoci vzpřímeného těla (Dylevský, 2009a, 2009b).

2.1.1 Pánev

Pánev vzniká spojením pánevních kostí (os ilium, os ischii a os pubis) a kosti křížové. Pružnost celého pánevního kruhu je zajištěna pohyby v sakroiliakálních kloubech a na sponě stydké. Přestože může v těchto skloubeních docházet jen k velmi malým pohybům, významně ovlivňují sklon pánve, a tím i funkci páteře. Rozhodující pohyb pánve se však neodehrává v prstenci pánevních kostí, ale především v kyčelních kloubech (Dylevský, 2009a, 2009b; Kapandji, 1974).

Pánev jako celek se v sagitální rovině pohybuje do anteverze se zvýšením bederní lordózy a do retroverze s jejím zmenšením. Ve frontální rovině probíhá laterální úklon a v transverzální rovině rotace pánve. Její postavení má vliv na celkové držení těla i na osu dolních končetiny (Hamill & Knutzen, 2009; Kapandji, 2008; Rychlíková, 2008).

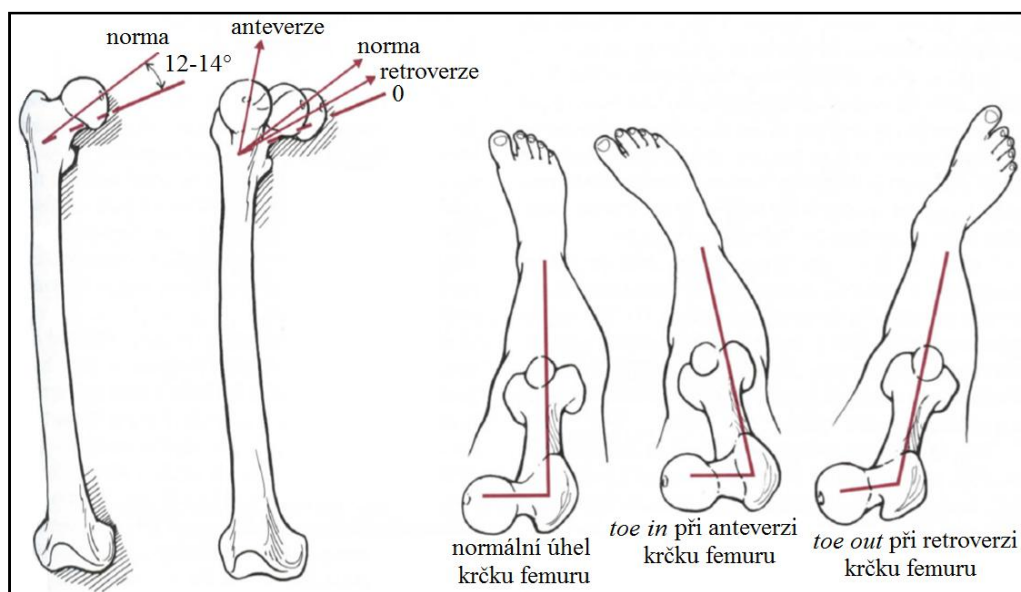
Úhel, který svírá rovina promontoria, linea terminalis a horní okraj symfýzy s horizontálou se nazývá inclinatio pelvis (sklon pánve) a činí přibližně 60°. Zásadním problémem pro vzpřímený stoj je pánevní sklon, který ovlivňuje křivku páteře (především bederní lordózu a hrudní kyfózu) a reaguje na změnu délky dolních končetin. Pokud dojde ke zvětšení tohoto úhlu, dojde k prohloubení bederní lordózy. Při kontaktu dolních končetin s podložkou vznikají síly, které se přenášejí přes hlavici femuru do acetabula. V acetabulu se tyto síly rozdělují na dva vektory, přičemž jeden směřuje vertikálně k os sacrum a druhý horizontálně k symfýze. Tím dochází k mechanickému namáhání těchto segmentů (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a; Kapandji, 1974).

2.1.2. Kyčelní kloub

Kyčelní kloub je omezený kulový kloub spojující femur s pánevní kostí. Je druhým nejpohyblivějším kloubem těla, který má významnou nosnou a balanční úlohu, proto musí vykazovat velkou stabilitu (Dylevský, 2009a; Kapandji, 1987).

Osa krčku svírá s osou těla femuru kolondiafyzární úhel 125° u dospělých osob. Pokud je úhel větší než 135°, dochází k valgóznímu postavení krčku. Pokud je menší než 120°,

pak k varóznímu postavení. Osy krčku a kondylů femuru svírají v transverzální rovině antevertní úhel (Obrázek1). Normální velikost tohoto úhlu se pohybuje v rozmezí 12–14° směrem anteriorně. Pokud se tento úhel zvětší, směřuje palec nohy dovnitř (pozice „toe-in“). Jestliže se úhel antevertze zmenší, posouvá se krček femuru posteriorně do retrovertze a můžeme pozorovat pozici „toe-out“. Tento úhel ovlivňuje zejména rotace v kyčelním kloubu, proto je pro baletní tanečníky, kteří potřebují dosáhnout pozice „turn out“, výrazně výhodnější (Clippinger, 2007; Dylevský, 2009a; Hamill & Knutzen, 2009; Kapandji, 1987).



Obrázek 1. Úhel krčku femuru v transverzální rovině (upraveno dle Hamill & Knutzen, 2009)

Aktivní rozsah pohybu do flexe bývá kolem 120°, ale je závislý na míře abdukce kyčle a poloze kolenního kloubu. Při extenzi kolene je možnost flexe v kyčli omezena na 90°. Naopak abdukce v kyčelním kloubu tento rozsah zvyšuje. Maximální extenzi 13° ukončuje napětí ligamentum (dále jen lig.) iliofemorale. Ale dle Kapandji (1987) ji lze zvýšit na 20° díky současné extenzi v kloubu kolenním, pasivně za použití velké síly až na 30°. Se zvyšující se extenzí v kyčli dochází i k antevertzi pánve a zvýšení bederní lordózy (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a; Kapandji, 1987).

Při aktivní abdukci jedné končetiny dochází automaticky i k abdukci končetiny druhé ve stejném rozsahu. Rozsah aktivní abdukce je 45°, limitován je napětím v adduktorových svalech, lig. iliofemorale a lig. pubofemorale. Díky tréninku může být dosaženo aktivní abdukce 120–130° a pasivní až 180°. Tato maximální abdukce je však již spojena s flexí

v kyčelním kloubu, respektive s anteverzí pánve a hyperextenzí bederní páteře (Dylevský, 2009a; Kapandji, 1987).

Do addukce je možný pohyb do 10° (Dylevský, 2009a). Podle Kapandji (1987) až do 30°, pokud je addukce kyčelního kloubu spjata s flexí či extenzí v kyčli nebo s abdukci v druhém kyčelním kloubu. Kloub je nejméně stabilní při addukci a flexi (Kapandji, 1987).

Rozsah pohybu do vnitřní rotace se pohybuje okolo 35° a limituje ho lig. ischiofemorale. Zevní rotace dosahuje v kyčelním kloubu asi 15° a je omezena lig. iliofemorale a pubofemorale. Tyto rozsahy jsou uvedeny pro pohyby z neutrálního postavení. Při současné flexi a abdukci kyčelního kloubu, případně při současné pohybu druhostranné končetiny se maximum vnitřní rotace posouvá až na 40°, pro zevní rotaci pak na 60° (Dylevský, 2009b; Kapandji, 1987).

2.1.3 Kolenní kloub

Kloubní hlavice kolenního kloubu je tvořena kondyly femuru, kloubními jamkami jsou kondyly tibie. Do funkčního systému tohoto kloubu řadíme také facies articularis patellae, která artikuluje s facies patellaris femoris. V kloubu dochází k pohybům nejvíce v sagitální rovině, menší rozsah pohybu se odehrává v transverzální a minimální ve frontální rovině (Dylevský, 2009a, 2009b).

Statickými stabilizátory kolenního kloubu je tvar kloubních ploch, vazy, kloubní pouzdro a menisky. Nerovnosti styčných ploch vyrovnává mediální a laterální meniskus. Vnitřní meniskus je méně pohyblivý, a proto dochází častěji k jeho poranění. Vnější meniskus je menší a má výrazně větší pohyblivost (obzvláště při flexi kolene 15–30°), proto jeho poranění nebývá tak časté. Menisky jsou vystaveny velké zátěži, při extenzi absorbují asi 50 %, při flexi až 90 % tlaku působícího na kloub (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a, 2009b; Kapandji, 1987).

Při extenzi jsou vnitřní i vnější postranní vazy zcela napjaté, čímž pomáhají stabilizovat kolenní kloub. Lig. collaterale tibiale začíná na vnitřním epikondylu femuru a upíná se na tibií 6–8cm pod kloubní štěrbinou. Roviny průběhu obou vazů se v prostoru kříží, při zevní rotaci se napínají, zatímco při vnitřní rotaci se dostávají do paralelního postavení a dochází k jejich uvolnění (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a; Kapandji, 1987).

Největšími stabilizátory kolenního kloubu jsou dva nitrokloubní zkřížené vazy. Lig. cruciatum anterius (dále jen LCA) začíná na vnitřní ploše laterálního kondylu femuru a upíná se v oblasti přední interkondylární plochy tibie. Napíná se při extenzi a vnitřní rotaci, brání posunu tibie ventrálně a do vnitřní rotace. Lig. cruciatum posterius (dále jen

LCP) vede od zevní plochy vnitřního kondylu femuru do zadní interkondylární plochy tibie. Je asi o třetinu silnější než LCA, napíná se při flexi a zevní rotaci, brání dorzálnímu posunu a zevní rotaci tibie. Společně tyto vazy redukuje rotační pohyby při provádění extenze kolenního kloubu (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a; Kapandji, 1987).

Při stožení se sice tibie nachází ve vertikále, ale tělo femuru je od této linie odkloněno, čímž dochází k vytvoření fyziologického abdukčního úhlu kolenního kloubu 170–175°. Další důležitý úhel svírá osa tahu musculus (dále jen m.) quadriceps femoris s osou lig. patellae. Nazývá se Q-úhel a neměl by překročit 10° u mužů a 15° u žen. Díky němu nedochází k laterálnímu posunu česky při extenzi kolene. Q-úhel větší než 20° vypovídá o dysbalanci svalů, atrofii vastus medialis m. quadriceps femoris a dochází k subluxaci ve femoropatelním skloubení (Čihák, 2001; Dylevský, 2009b; Kapandji, 1987).

Při plné extenzi kolenního kloubu k sobě femur, menisky a tibie přiléhají, což je označováno jako „uzamčení“ kolene. Hyperextenze v kolenním kloubu se nejčastěji vyskytuje do 5°, hranicí fyziologické normy je 15°. Osa pohybů v kloubu není stálá, nýbrž se mění podle stupně flexe, mluvíme tedy o instantním rotačním centru. Flexi můžeme rozdělit do několika fází. V prvních 5° se zevní kondyl femuru otáčí, vnitřní se posouvá, čímž dochází k „odemčení“ kolene. Rotace zevního kondylu pokračuje až do 30° flexe kolenního kloubu, ale již v menší míře. Od 5° do asi 15° flexe se femur valí po tibií a meniscích, laterální kondyl se valí až do 20° flexe. V poslední fázi flexe dochází k posuvnému pohybu kondylů femuru i s menisky směrem dozadu po tibií. Posteriošní posun vnitřního menisku je 6 mm, vnějšího 12 mm. Patela se při flexi posouvá distálně, rozsah tohoto posunu činí 5–7 cm. Rozsah pohybu do flexe bývá v rozmezí 130 – 160°, a je závislý na postavení kyčelního kloubu. Pokud je kyčelní kloub ve flexi, je maximum aktivní flexe 140°, při extenzi kyčelního kloubu je maximum flexe 120°. Rozsah rotace je ovlivněn flexí kolene a zatížením kloubu. Maximálního rozsahu rotace (40° zevní a 30° vnitřní) je dosaženo při flexi 45–90°. Rotace probíhají především mezi menisky, které se posouvají spolu s kondyly femuru, a tibií. Během nich překonává laterální kondyl femuru dvakrát větší vzdálenost než mediální, neboť se pohybuje po konvexně zakřiveném kondylu. Pohyby do abdukce a addukce jsou velmi malé a spíše pasivního charakteru (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a, 2009b; Kapandji, 1987).

Protože je laterální kondyl díky struktuře kloubu více pohyblivý, dochází při pohybech v uzavřeném kinematickém řetězci ke sdruženým pohybům: při pohybu do flexe dochází v kolenní k zevní rotaci femuru a vnitřní rotaci tibie, při extenzi je tomu naopak (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2009).

Zevně rotační postavení tibie vyúsťuje v „toe out“ (směřování špiček nohou zevně). To může vzniknout při růstu v dětství či brzké adolescenci, kdy je za normální považována zevní rotace tibie asi 15°. Toto postavení způsobuje nestabilitu a snižuje fyzickou zdatnost při pohybu (především při chůzi a běhu). Projevuje se bolestí v přední části kolene. Je spojována s časným nástupem degenerativních změn kloubů, ale také se specifickými neuromuskulárními problémy (Stahl, 2014).

2.1.4 Tibiofibulární kloub

Proximální spojení hlavičky fibuly s tibií, articulatio (dále jen art.) tibiofibularis, má obě kloubní plochy rovné a šikmo postavené. Kloub je zpevněn pomocí vazů – lig. capitis fibulae anterior a posterior (Dylevský, 2009a).

Distální spojení fibuly s tibií je formou syndesmózy (syndesmosis tibiofibularis). Místo kloubního pouzdra je spojení zesíleno vazy – lig. tibiofibulare anterior a posterior. V takto zpevněné vidlici tvořené tibií a fibulou se pohybuje talus, který se při dorzální flexi nohy vtlačuje mezi obě tyto kosti, napíná jejich spojení, takže se kotníky oddalují, dochází k vnitřní rotaci fibuly a jejímu posunu kraniálně. Roztlačením fibuly od tibie je tento pohyb limitován. Při plantární flexi se kotníky přibližují, fibula rotuje laterálně a posouvá se kaudálně (Dylevský, 2009b).

2.1.5 Noha

Noha je komplexní struktura, která se vyvinula z flexibilního úchopového orgánu v relativně rigidní strukturu reagující na zatížení a pohyb. Pro lokomoční funkci dolní končetiny je zapotřebí, aby byla noha dostatečně přizpůsobivá pro kontakt s různými typy povrchu, a zároveň rigidní, aby mohlo dojít k efektivnímu odrazu při chůzi. To zajišťuje tvar a množství kostí, přítomnost nožních kleneb, ligamentózní aparát a svalový aparát bérce a nohy (Clippinger, 2007; Čihák, 2001; Dylevský, 2009a).

Nohu lze pomocí dvou linií, Chopartova (transverzotarzálního) a Lisfrankova (tarzometatarzálního) kloubu, rozdělit na 3 části: zánoží, středonoží a předonoží. Zánoží je tvořeno os talus a os calcaneus, středonoží os cuboidem, os naviculare a ossa cuneiformia a předonoží metatarzy a články prstů. Z hlediska funkce můžeme nohu rozdělit také na dva paprsky: proximomediální (os talus, os naviculare, ossa cuneiformia, tři mediální metatarzy, 1., 2. a 3. prst) a distolaterální (os calcaneus, os cuboideum, dva laterální metatarzy, 4. a 5. prst) (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a).

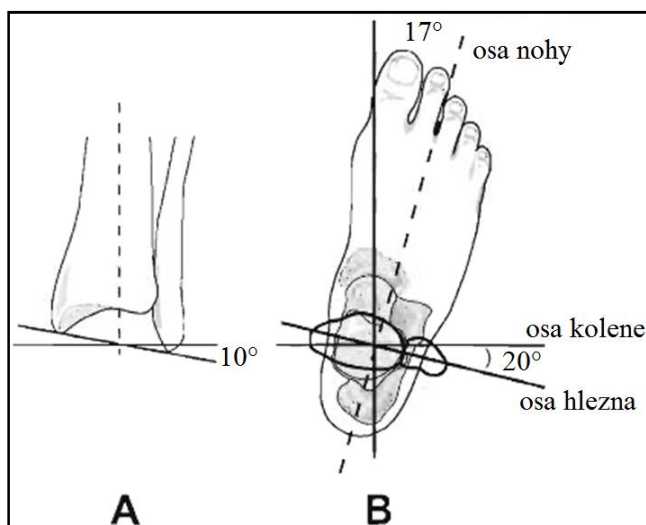
Pružnost chůze i stoje zajišťuje příčná a podélná klenba nohy, přičemž podélná je tvořena mediálním a laterálním obloukem. Nejvýznamnější je mediální oblouk, protože je během lokomoce nejvíce zatížen. Mediální oblouk umožňuje noze přizpůsobení se nerovnostem terénu a změnu směru. Laterální oblouk podélné klenby pomáhá zajistit stabilitu a nesení hmotnosti těla. Velikost příčné klenby je dána především anatomickým tvarem ossa cuneiformia a její větší výška je velmi vhodná pro balet, protože při jeho snížení vzniká bolest a otlaky pod hlavičkami prostředních metatarzů. Pro funkční nároky tance je výhodnější vyšší podélná klenba, ale zároveň se tento typ nohy vyznačuje menším rozsahem pronace, čímž hůře tlumí otřesy a zvyšuje tak riziko vzniku poranění. Snížení či zvýšení nožní klenby může výrazně zasáhnout do celkové statiky těla při stoji, chůzi či běhu (Clippinger, 2007, Dylevský, 2009; Kapandji, 1987). Dle Clippinger (2007) je možné tanečním tréninkem zvýšit oblouk nožní klenby.

Na noze najdeme kromě hlezenního kloubu další tři skloubení, která mají měřitelné rozsahy pohybu při chůzi. Mezi ně patří subtalární kloub, Chopartův kloub a skupina pěti metatarzofalangeálních kloubů mezi předonožím a prsty. Ostatní tarzální a metatarzální klouby jsou k sobě pevně vázané hustými ligamenty a vykazují minimální pohyby (Perry & Burnfield, 2010).

Podélná osa nohy prochází patou, 2. metatarzem a druhým prstem (Sarrafian & Kelikian, 2011). Podél této osy se odehrávají pohyby v Chopartově kloubu ve frontální rovině, což umožňuje udržení kontaktu nohy s podložkou (Brodtkorb, Kogler, & Arndt, 2008; Kapandji, 1987). Ve stoji se osa nohy odchyluje v transverzální rovině 7° zevně (Perry & Burnfield, 2010). Její nastavení v transverzální rovině může být ovlivněno především anatomicky anteverzním úhlem krčku femuru, orientací acetabula, tvarem krčku femuru, elasticitou lig. iliofemorale nebo zevně rotačním postavením tibie. Dále také elasticitou lig. iliofemorale a pubofemorale, silou zevních rotátorů a napětím vnitřních rotátorů kyčelního kloubu (Clippinger, 2007; Hamill & Knutzen, 2009; Stahl, 2014; Wilmerding & Krasnow, 2011). Tento úhel se zvyšuje například s rozvojem degenerativních změn v kolenním kloubu (Levinger et al., 2012). Oatis (1988) užívá při popisu pohybů osy nohy v transverzální rovině termínů abdukce a addukce, ale v této práci bude použita zevní a vnitřní rotace.

2.1.5.1 Hlezenní kloub

Hlezenní kloub (art. talocruralis) je jednoosý kladkový kloub tvořený koncem tibie a fibuly s talem. Dochází v něm k pohybu do plantární (dále jen PF) a dorzální flexe (dále jen DF). Má možnost relativně velkého rozsahu pohybu: 30–50° do plantární a 20–30° do dorzální flexe. I když dominantní pohyby v hlezenním kloubu jsou DF a PF, osa pohybu je o 10° ukloněná od horizontály ve frontální rovině a 20° od osy kolenního kloubu, která je ukloněna 73° od osy nohy v transversální rovině (Obrázek 2). Tyto hodnoty jsou ale pouze orientační a liší se mezi jednotlivými autory (Perry & Burnfield, 2010; Dylevský, 2009a; Kapandji, 1987).



Obrázek 2. Osa hlezenního kloubu ve frontální (A) a transverzální (B) rovině (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010)

Hlezenní kloub propojuje dolní končetinu s nohou a je důležitý pro přenášení sil a pohybů těchto segmentů (Clippinger, 2007). Jeho stabilitu zajišťuje tvar kloubních ploch a kloubní pouzdro, které je mediálně zesíleno lig. collaterale mediale (lig. deltoideum) a laterálně lig. collaterale laterale. Nejčastěji dochází k poranění lig. talofibulare anterius (část lig. collaterale laterale) při přetížení do supinace. Tělo talu se rozšiřuje směrem ventrálně, proto je kloub v dorzální flexi stabilnější (Dylevský, 2009a; Vařeka & Vařeková, 2009).

Pohyby v hlezenním kloubu jsou spjaté s pohyby v subtalárním kloubu, protože na talus se neupínají svaly pro dorzální a plantární flexi hlezna. Tyto svaly se upínají na calcaneu, os naviculare a další kosti nohy, proto jsou pohyby v hlezenním kloubu spjaty s pohyby distální části nohy i při pohybech v otevřeném kinematickém řetězci (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a; Perry & Burnfield, 2010).

2.1.5.2 Subtalární kloub

Kloub tvoří dvě skloubení, talonavicularní a calcaneocuboideální. Pohyby v těchto kloubech pomáhají absorbovat vertikální složku zatížení při nárazu paty o podložku (Perry & Burnfield, 2010). Nejstabilnější je v neutrální pozici při postavení na vodorovné podložce (Dylevský, 2009a).

Pohyby v subtalárním (dále jen ST) kloubu se vzhledem k orientaci jeho osy dějí jak ve frontální, tak v sagitální i transversální rovině. Poměr úhlů jednotlivých os s osou ST kloubu je přibližně 3:1, takže na každý 1° pohybu v sagitální případnou 3° ve frontální nebo transverzální rovině. Tato osa, kolem které se odehrávají soudružné pohyby v ST kloubu, se nazývá Henkeho osa. Díky ní dochází v ST kloubu v rovině frontální k supinaci a pronaci a v transversální rovině k abdukci a addukci. Je zároveň také osou Chopartova kloubu. Henkeho osa není fixní, nýbrž přizpůsobuje svou polohu i orientaci prováděnému pohybu. V sagitální rovině dochází k nejmenšímu pohybu, neboť plantární a dorzální flexe probíhají především v hlezenním kloubu (Dylevský, 2009a; Kapandji, 1987; Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

Pohyby v ST kloubu se objevují jak při stojné, tak při švihové fázi chůze. Při stojné fázi jsou tyto pohyby výraznější a ovlivňují způsob zatížení celé dolní končetiny (Perry & Burnfield, 2010).

Pohyb v subtalárním kloubu je při uzavřeném kinematické řetězci, např. při stojné fázi chůze, spojen s rotací tibie. Tento pohyb můžeme popsat pomocí modelu pantu, který se nachází mezi talem a calcaneem a spojuje dvě na sebe kolmá ramena. Rotace jednoho ramene kolem vlastní podélné osy vyvolá rotaci druhého ramene podél své podélné osy. Když dojde k zatížení nohy, vnitřní rotace tibie se přenesou na talus a přes subtalární kloub vyvolá pronaci calcaneu. Pokud osa tohoto pantu svírá s oběma rameny stejný úhel, dochází ke stejným rotacím obou segmentů. Jestliže se však osa pantu přibližuje více ose jednoho ramene, potom druhý segment rotuje výrazněji (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.5.3 Transverzotarzální kloub

Transverzotarzální (Chopartův) kloub je funkční jednotka tvořená dvěma klouby – art. calcaneocuboidea a art. talonavicularis. Rozsah pohybů v Chopartově kloubu není velký, ale dochází v něm k pohybům podle dvou os: podélné osy nohy procházející skrz druhý metatarz a šikmé osy (Dylevský, 2009a; Vařeka & Vařeková, 2009).

Podél longitudinální osy nohy v něm dochází k supinaci a pronaci, což umožňuje v průběhu těchto pohybů kontakt předonoží s podložkou v subtalárním kloubu. Šikmá osa hraje důležitou roli při odpružení nohy a zároveň v ní dochází k plantární flexi s addukcí a dorzální flexi s abdukci předonoží (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

Postavení ST kloubu výrazně ovlivňuje rozsah pohybu Chopartova kloubu. Při pronaci v ST kloubu je Chopartův kloub „odemčený“ a málo stabilní. Během tohoto pohybu jsou osy jeho kloubních ploch rovnoběžné, což umožňuje maximální dorzální flexi. K tomu musí dojít na počátku stojné fáze chůze pro ztlumení dopadu. Při supinaci v ST kloubu dochází k „uzamčení“ Chopartova kloubu, čímž se zvyšuje jeho stabilita, osy kloubních ploch se rozbíhají, což zmenšuje jeho rozsah pohybu. K tomuto dochází na konci stojné fáze (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.5.4 Tarzometatarzální kloub

Nazývá se také Lisfrankův, je složený ze tří kloubů tvořených ossa cuneiformia a os cuboideum na jedné a metatarzy na straně druhé. V tarzometatarzálním kloubu dochází pouze k malým pohybům. Baze 2. – 5. metatarzu jsou propojeny krátkými tuhými vazy, baze 1. metatarzu takové spojení nemá, což umožňuje větší pohyblivost prvního tarzometatarzálního kloubu do plantární flexe, extenze i rotace (Dylevský, 2009a).

Osy flexe a extenze laterálních metatarzů jsou šikmé. To umožňuje, že se metatarzy během PF k sobě přibližují jako po povrchu kužele, čímž pomáhají zvýšení příčné klenby nohy (Dylevský, 2009a; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.5.5 Metatarzofalangeální a interfalangeální klouby

V metatarzofalangeálních (dále jen MTP) kloubech dochází zejména k flexi a extenzi, obvykle aktivně dosáhnout 50–60° extenze a 30–40° flexe, pasivně až 90° extenze a 45–50° flexe. Dále může v MTP kloubech docházet k abdukci a addukci. V proximálních interfalangeálních kloubech je umožněna větší flexe než v kloubech distálních. Aktivní extenze je omezena ve všech kloubech, navíc interfalangeální klouby čtvrtého a pátého prstu jsou často nahrazeny synostózami (Dylevský, 2009a; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.6 Vztah nohy a proximálních segmentů dolní končetiny a pánve

Za normálních okolností neprobíhají pohyby pouze v jednom kloubu ani v jedné anatomické rovině, ale jsou naopak sdružené v několika kloubech i rovinách. Pohyby také

probíhají odlišně v otevřeném a zavřeném kinematickém řetězci. Střídání těchto dvou typů řetězců je nejvíce patrné zejména při chůzi (Vařeka & Vařeková, 2009).

V otevřeném kinematickém řetězci se pohyby řetězí jen v rámci nohy a bérce. Pohyb nohy do supinace je doprovázen současnou plantární flexí a addukcí předonoží vzhledem k zánoží, plantární flexí a addukcí calcaneu vzhledem k talu a zároveň plantární flexi talu vzhledem k bérce. Při pohybu do pronace dochází za současné dorzální flexe a abdukce předonoží vzhledem k zánoží k dorzální flexi a addukce calcaneu vzhledem k talu a dorzální flexi talu vzhledem k bérce (Hamill & Knutzen, 2009; Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2009).

V uzavřeném kinematickém řetězci se pohyb řetězí přes celou dolní končetinu i trup. Supinace zánoží je spjata s relativní pronací, relativní plantární flexí a addukcí v transverzální rovině předonoží vzhledem k zánoží; supinací, dorzální flexí a abdukci v transverzální rovině calcaneu, zevní rotací talu vzhledem ke calcaneu, zevní rotací, vnitřní inklinací bérce vzhledem k noze, extenzí kolene, zevní rotací kyčle, retroverzí pánve a zmenšením lordózy bederní páteře. Pronace zánoží je spojena s relativní supinací, relativní dorzální flexí a abdukci v transverzální rovině předonoží vzhledem k zánoží; pronací, plantární flexí a addukci v transverzální rovině calcaneu, vnitřní rotací talu vzhledem ke calcaneu, vnitřní rotací a laterální inklinací bérce vůči noze, flexí kolene, vnitřní rotací kyčle, anteverti pánve a lordotizací bederní páteře (Hamill & Knutzen, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009).

Snížení vnitřního oblouku nohy je tedy doprovázeno flexí kolene, vnitřní rotací femuru, anteverti pánve a lordotizací bederní páteře (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2009).

Vzájemné ovlivnění subtalárního a hlezenního kloubu můžeme pozorovat například na chůzi se špičkami vytočenými zevně, kdy dochází ke kompenzačnímu zvětšení rozsahu pohybu v subtalárním a zmenšení rozsahu v hlezenním kloubu. Při chůzi se špičkami dovnitř je situace opačná (Vařeka & Vařeková, 2009).

Vzájemná závislost pohybu segmentů dolní končetiny roste s rychlostí chůze či běhu, což je pravděpodobně dáno většími momenty sil působícími v kratším čase a omezenou variací opakovaných pohybů. Také vazy, šlachy i další měkké tkáně kladou větší odpor při rychlém zvýšení tahové síly a centrální nervový systém se energeticky náročnější pohyb snaží provést co nejúčelněji (Vařeka & Vařeková, 2009).

Při patologii je důležité najít směr řetězení patologických reakcí, respektive primární příčinu, ze které se patologie šíří. Šíření může probíhat jak proximo-distálně, tak disto-

proximálně. Vojta a Peters (2010) vidí primární příčinu v proximálních částech těla, ale ovlivňují ji vstupem jak z nohy (disto-proximální směr), tak z kolene, pánve či trupu (proximo-distální směr).

Lumbo-pelvický rytmus popisuje provedení maximálního předklonu ze stoje s extendovanými koleny. Nejprve by mělo dojít k flexi 50–70° v bederní páteři, pak k antevertzi pánve a následně k flexi v kyčelních kloubech. Při napřimování zpět do výchozí polohy by se měly pohyby dít v obráceném pořadí. Jestliže je tato souslednost narušena, existuje při provádění tohoto pohybu výrazně větší riziko vzniku úrazu bederní páteře (Clippinger, 2007).

Pelvi-femorální rytmus charakterizuje vztah pohybů femuru a pánve. Při flexi kyčelního kloubu dochází k retrovertzi pánve, při hyperextenzi v kyčli naopak k její antevertzi. Abdukce kyčle vyvolává úklon pánve na stranu nehybné dolní končetiny, addukce vyvolá úklon pánve na stranu addukované končetiny. Při zevní i vnitřní rotaci v kyčli dochází k rotaci pánve do směru rotace kyčle. Pelvi-femorální rytmus je patrný nejvíce při maximálních rozsazích pohybu a zajišťuje lepší kontakt hlavice a jamky kloubu. Baletní tanečníci by se měli při provádění baletních technik těmto souhybům vyhnout nebo je alespoň výrazně omezit (Clippinger, 2007).

2.2 Chůze

Chůze je jednou ze základních aktivit denního života (Gonzaga, Barros, Lisboa, Barbieri, & Gobbi, 2011) a představuje nejběžnější způsob přesunu z místa na místo (Perry & Burnfield, 2010). Přesunu je dosaženo pomocí střídavé změny polohy dolních končetin, kdy je vždy alespoň jedna noha v kontaktu s podložkou. Tato definice však vylučuje některé formy patologického pohybu, které jsou stále považovány za chůzi (Rose & Gamble, 2006; Whittle, 1996).

Pro chůzi je nutné zajištění postury senzorickou a výkonnou složkou, které jsou řízeny centrální nervovou soustavou. Nutná je také posturální stabilita, která udržuje vzpřímené držení těla a umožňuje koordinovaně reagovat na změny zevních i vnitřních sil (Vařeka & Vařeková, 2009).

Pro porozumění patologické chůzi je třeba nejprve rozumět chůzi normální. Chůze každého člověka je jedinečná a její podoba závisí na mnoha faktorech (věk, pohlaví, anatomické rozdíly, apod.). Můžeme tedy popsat vzor, kterému se normální chůze zdravého člověka podobá, ale k posouzení lokomoce konkrétního jedince je třeba použít

vhodné standardy. Odchyly vznikající jako kompenzace abnormalit jsou velmi důležité pro diagnostiku i terapii (Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 2005; Véle, 2006; Whittle, 1996).

Během normální chůze se tělo chová jako obrácené kyvadlo, jehož těžiště v sagitální rovině sinusově klesá (při fázi dvojí opory) a stoupá (při jednooporové fázi), čímž vyhovuje požadavku minimálního energetického výdeje. U dospělého člověka je vertikální vychýlení těžiště asi 5 cm (Kirtley, 2006). Pro ekonomickou chůzi je třeba plynulého pohybu těžiště s minimálním vychýlením, v čemž hraje důležitou roli šest základních determinantů chůze: laterální vychýlení trupu, rotace a úklon pánve, flexe kolenního kloubu ve stojné fázi, mechanismus hlezenního kloubu a nohy (Whittle, 1996).

Chůzi můžeme rozdělit na tři stadia: stadium zrychlení, rytmické stadium (konstantní rychlost) a zpomalení. Většina studií pracuje s přirozenou rychlostí v rytmickém stadiu. Spontánní rychlost je pro jedince nejefektivnější (Rose & Gamble, 2006).

2.2.1 Parametry chůze

K popisu chůze využíváme časově-prostorové parametry, mezi které řadíme délku, šířku, kadenci a úhel kroku a rychlost chůze. Délka kroku je vzdáleností mezi dotykem jednoho bodu chodidla (většinou paty) a kontaktem téhož bodu na opačné končetině s podložkou během jednoho krokového cyklu. Závisí na antropometrických parametrech člověka (Giannini et al., 1994; Kirtley, 2006; Whittle, 1996). Délka dvojkroku je vzdálenost mezi dvěma kontakty stejné paty s podložkou, je to tedy dvojnásobek kroku. Obvykle dosahuje hodnoty kolem 90% výšky člověka (Giannini et al., 1994).

Šířka kroku je vzdálenost mezi liniemi procházejícími středy pat levé a pravé nohy ve fázi dvojí opory. Alternativně ji lze měřit i mezi středy hlezenního kloubu levé a pravé nohy. Průměrná šířka kroku činí 7 cm u žen a 8 cm u mužů. U chůze dále popisujeme úhel osy nohy v transverzální rovině, tzv. „toe out“ nebo „toe in“. Tento úhel měříme mezi linií směru chůze, která prochází středem paty, a osou nohy. Lze jej měřit ve středu stojné fáze chůze. U žen zpravidla bývá 5° a u mužů 7° (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 1996).

Kadence (rytmus nebo frekvence) chůze je počet kroků za jednotku času. Čím je větší délka kroku, tím klesá jejich frekvence. Za normální hodnotu u dospělého člověka se považuje frekvence okolo 110 kroků/min (Giannini et al., 1994; Whittle, 1996). Pomalá chůze není namáhavá pro kardiovaskulární, ale pro posturální systém. Tím pádem dochází k dřívější poruše koordinace chůze při chůzi pomalé než při středně rychlé. Rychlá chůze

nevyžaduje tak velkou stabilizaci vzpřímené polohy těla, protože je udržována setrvačností (Véle, 2006).

Rychlost chůze je průměrná rychlost, kterou lze dosáhnout obvykle po třech krocích a udává se v metrech za sekundu (Giannini et al., 1994). Normální rychlost chůze je dle Whittlea (2007) kolem 1,100 m/s a dle Gianniniho et al., (1994) 1,5 m/s. Lze ji zvýšit navýšením frekvence nebo prodloužením délky kroku. Rychlost není konstantní, ale nabývá svého maxima při dotyku paty s podložkou, minima dosahuje během průchodu pánve nad stojnou končetinou ve fázi jedné opory (Giannini et al., 1994).

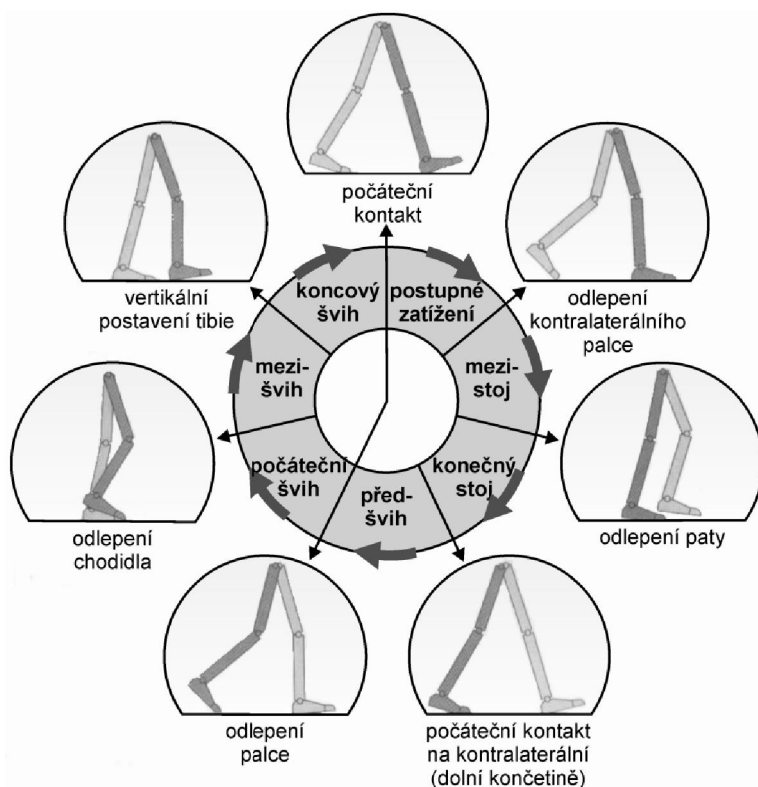
2.2.2 Krokový cyklus

Krokový cyklus (nebo taky dvojkrok) je definován jako řada pohybů a událostí, které jsou vykonány mezi dvěma počátečními kontakty paty stejné dolní končetiny se zemí (Giannini et al., 1994; Whittle, 1996). Lze jej rozdělit na dvě základní fáze: stojnou a švihovou. Při chůzi normální rychlostí je 61% z celého cyklu věnováno stojné a 39 % švihové fázi (Whittle, 1996). Dle Rose a Gamble (2006) i Perry a Burnfield (2010) udávají 62 % pro stojnou a 38 % pro švihovou fázi. U zdravých osob by měla být fáze švihová a stojná pro obě končetiny ve stejném poměru. Při patologii se mohou tyto poměry lišit, čímž vzniká arytmiická chůze (Giannini et al., 1994).

Krokový cyklus můžeme také rozdělit na fáze podle toho, jestli dochází k opoře jedné nebo obou dolních končetin. Dvouoporová fáze je v průběhu jednoho cyklu dvakrát vystřídána fází opory o jednu dolní končetinu. Při větší rychlosti chůze se prodlužuje jednooporová fáze a zkracuje se fáze dvojí opory. Jestliže fáze dvojí opory vymizí, nehovoříme již o chůzi, nýbrž o běhu (Giannini et al., 1994; Perry & Burnfield, 2010).

Whittle (1996) dělí krokový cyklus podle sedmi milníků (Obrázek 3). Čtyři spadají do stojné a tři do švihové fáze:

1. počáteční kontakt (initial contact)
2. odraz opačného/kontralaterálního palce (opposite toe off)
3. zvednutí paty (heel rise)
4. počáteční kontakt opačné nohy (opposite initial contact)
5. odraz palce (toe off)
6. míjení nohou (feet adjacent)
7. vertikální postavení tibie (tibia vertical).



Obrázek 3. Krokový cyklus pravé nohy (tmavě šedá) (upraveno dle Whittle, 1996)

Perry a Burnfield (2010) jej dělí na osm period, pět pro stojnou a tři pro švihovou fázi:

1. počáteční kontakt (initial contact), 0–2 %,
2. fáze zatěžování (loading response), 2–12 %,
3. mezistoj (midstance), 12–31 %,
4. konečný stoj (terminal stance), 31–50 %,
5. předšvih (preswing), 50–62 %,
6. počáteční švih (initial swing), 62–75 %,
7. mezišvih (midswing), 75–87 %,
8. konečný švih (terminal swing), 87–100 %.

2.3 Kinematika dolních končetin a pánve při chůzi

Při hodnocení krokového cyklu jedince je třeba se více zaměřit na posouzení kvalitativních změn v jeho průběhu, než na sledování absolutních hodnot (Whittle, 1996).

Úhel kolenního kloubu během chůze je definován jako úhel mezi femurem a tibií. Rozsah hlezenního kloubu je definován jako úhel mezi tibií a linií nohy. Tento úhel činí v normálním případě 90°, pro potřeby kinematické analýzy ho však definujeme jako 0°. Dorzální flexi uvádíme jako pozitivní a plantární flexi jako negativní směr. Úhel kyčelního kloubu se může měřit dvěma způsoby, mezi vertikálou a femurem nebo mezi pánví

a femurem jako tzv. „pravý“ úhel kyčelního kloubu. Postavení kyčle ve stoji se většinou definuje jako 0° . Flexe trupu se projeví jako flexe kyčle, pokud úhel kyčle definujeme s odkazem na pánev, ale nemění se, pokud jej poměrujeme vůči vertikále (Whittle, 1996).

Pro popis úhlových parametrů mezi dílčími segmenty těla v průběhu krokového cyklu je vhodné se zaměřit na velikost a načasování maxima a minima rozsahu pohybu jednotlivých kloubů ve všech rovinách (Rose & Gamble, 2006). V průběhu chůze se největší pohyby těla dějí v sagitální rovině, důležité pohyby se však odehrávají i ve frontální a sagitální rovině. U většiny běžné populace se při chůzi vyskytuje asymetrie mezi levou a pravou stranou, menším abnormalitám tedy nemusíme věnovat pozornost (Whittle, 1996).

Pro chůzi jsou zásadní pohyby dolní části těla, do níž zahrnujeme pánev spolu s dolními končetinami. Při normální chůzi jsou požadavky na aktivitu horní poloviny těla minimální, přestože je důležitou součástí lokomočního procesu (Perry & Burnfield, 2010).

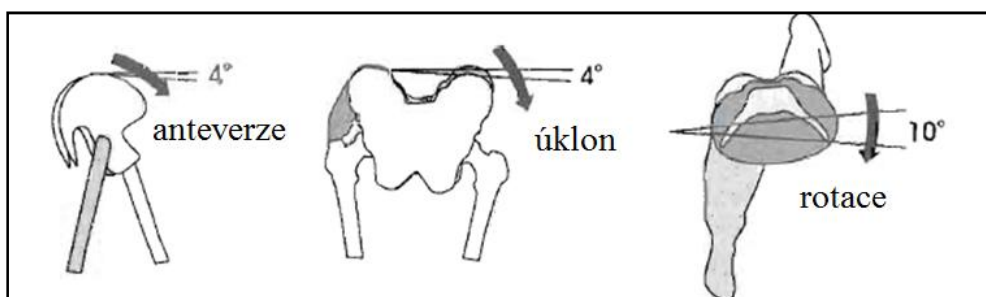
2.3.1 Kinematika pánve při chůzi

V sagitální rovině se odehrává pohyb do antevertze, ve frontální se pánev uklání a v transverzální rotuje (Obrázek 4) (Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006).

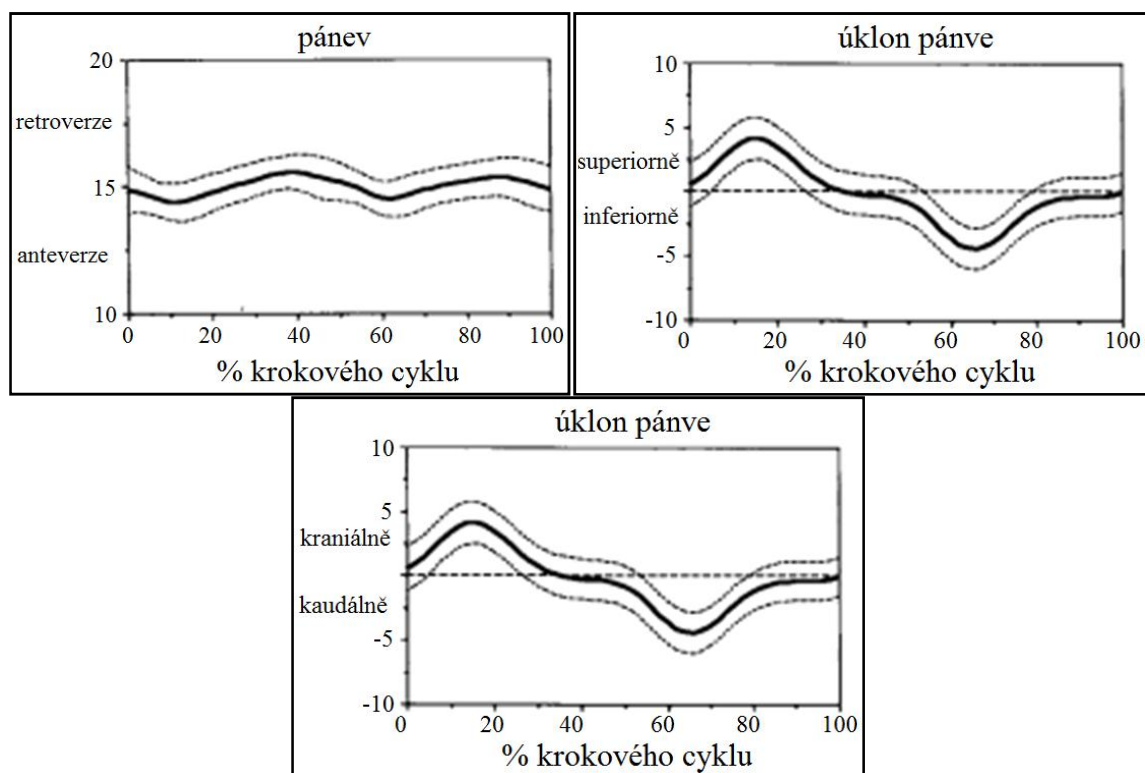
V sagitální rovině (Obrázek 5) jde pánev při obou fázích dvojí opory do antevertze asi o 4° , zatímco při jednooporových fázích jde zpět do retrovertze ve stejném rozsahu (Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006).

Ve frontální rovině (Obrázek 5) při středně rychlé chůzi je v mezistoji pánev v horizontále, při fázi dvojí opory pak klesá na stranu zadní dolní končetiny o 4° . Hned po zdvihu palce se pánev rychle vrací do horizontální roviny a zůstává v ní až do dalšího dopadu paty. Dojde-li ke zvýšení rychlosti chůze, velikost klesání pánve na stranu zadní končetiny se progresivně zvýší. Při vysoké rychlosti se během posledního stádia švihové fáze pánev nikdy nevrací do horizontály (Giannini et al., 1994; Perry & Burnfield, 2010).

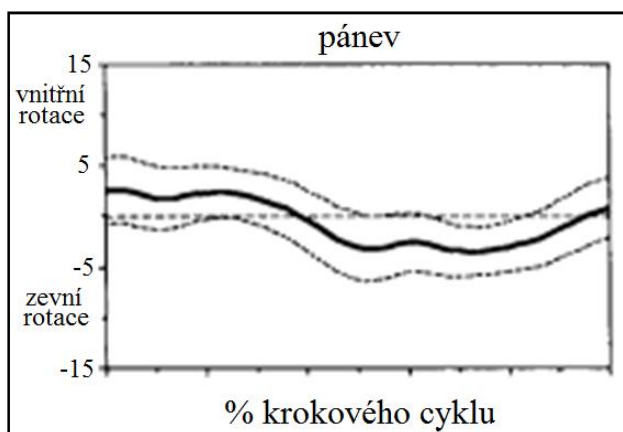
U většiny populace dochází v transverzální rovině (Obrázek 6) během fáze dvojí opory k rotaci pánve 5° směrem k zadní dolní končetině. Během jednooporové fáze se pánev otáčí ke stejné dolní končetině (Giannini et al., 1994), čímž prodlužuje délku kroku (Perry & Burnfield, 2010). V pohybech pánve i jejich načasování existuje velká variabilita (Giannini et al., 1994; Perry & Burnfield, 2010).



Obrázek 4. Pohyby pánve v průběhu chůze: anteverze 4°, úklon 4° a rotace pánve 10° (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010)



Obrázek 5. Průměrná (tlustá čára) a standardní (tečkovaná čára) křivka rozsahu pohybu pánve v průběhu krokového cyklu v sagitální (vlevo) a frontální (vpravo) rovině u dospělých, všechny úhly jsou ve stupních (upraveno dle Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten, 1990)



Obrázek 6. Průměrná (tlustá čára) a standardní (tečkovaná čára) křivka rozsahu pohybu pánve v průběhu krokového cyklu v transversální rovině u dospělých, všechny úhly jsou ve stupních (upraveno dle Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten, 1990)

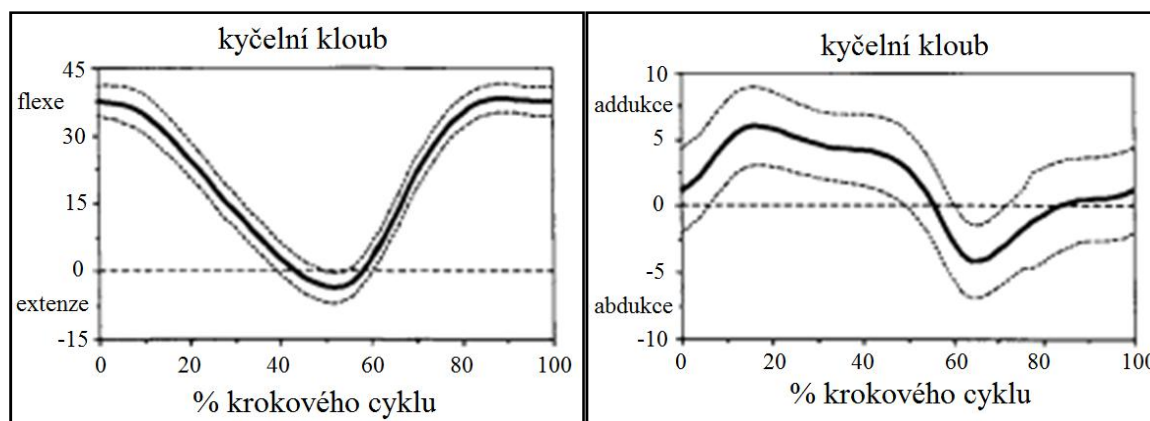
2.3.2 Kinematika kyčelního kloubu při chůzi

Kyčelní kloub v sagitální rovině (Obrázek 7) postupně přechází z flexe do extenze jednou v rámci krokového cyklu. V průběhu fáze zatěžování se kloub pohybuje do extenze. Při zdvihu opačného palce z podložky se flektuje asi do 25° . Maxima extenze ($10\text{--}20^\circ$) je dosaženo před koncem stojné fáze při dopadu opačné paty, po kterém se kyčel začíná znovu flektovat. Maxima flexe ($30\text{--}35^\circ$) je dosaženo asi v polovině švihové fáze (85 % cyklu) a zůstává takto flektována až do iniciálního kontaktu (Giannini et al., 1994; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 1996).

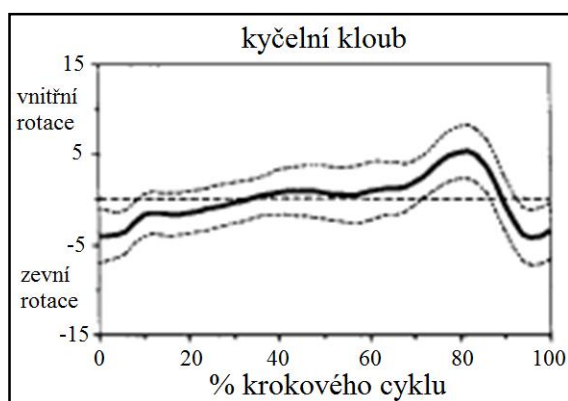
Ve frontální rovině (Obrázek 7) se kyčelní kloub při počátečním kontaktu i při fázi zatěžování pohybuje do addukce, která dosahuje maxima 10° před dosažením 20%cyklu. Na konci stojné fáze dochází k abdukci, která pokračuje v průběhu švihové fáze, přičemž svého maxima 5° dosahuje v počátečním švihu, pak klesá a přechází v addukci (Giannini et al., 1994; Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten 1990; Perry&Burnfield, 2010; Whittle, 1996).

V transversální rovině (Obrázek 8) se kyčelní kloub nachází při počátečním kontaktu v zevní rotaci kyčelního kloubu, která přechází ve vnitřní rotaci přibližně uprostřed stojné fáze. Vnitřní rotace dosahuje maxima přibližně při 80% cyklu, a pak prudce klesá k maximu zevní rotace, kterého je dosaženo těsně při vertikálním postavení tibie, těsně před novým úderem paty (Giannini et al., 1994; Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten 1990; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 1996).

Celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu při chůzi dosahuje v sagitální rovině kolem $40 - 48^\circ$, ve frontální rovině kolem 10° a v transversální rovině kolem 8° . Celková rotace je větší, pokud počítáme rotaci stehna i pánve. Rozsah kyčelního kloubu v sagitální rovině při chůzi je dán mírou rotace a úklonu pánve. Jestliže pánev rotuje, stačí pro stejnou délku kroku menší flexe a extenze kyčle i menší úklon pánve (Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten 1990; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 1996).



Obrázek 7. Průměrná (tlustá čára) a standardní (tečkovaná čára) křivka rozsahu pohybu kyčelního kloubu v průběhu krokového cyklu v sagitální (vlevo) a frontální (vpravo) rovině u dospělých, všechny úhly jsou ve stupních (upraveno dle Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten, 1990)



Obrázek 8. Průměrná (tlustá čára) a standardní (tečkovaná čára) křivka rozsahu pohybu kyčelního kloubu v průběhu krokového cyklu v transversální rovině u dospělých, všechny úhly jsou ve stupních (upraveno dle Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten, 1990)

2.3.3 Kinematika kolenního kloubu při chůzi

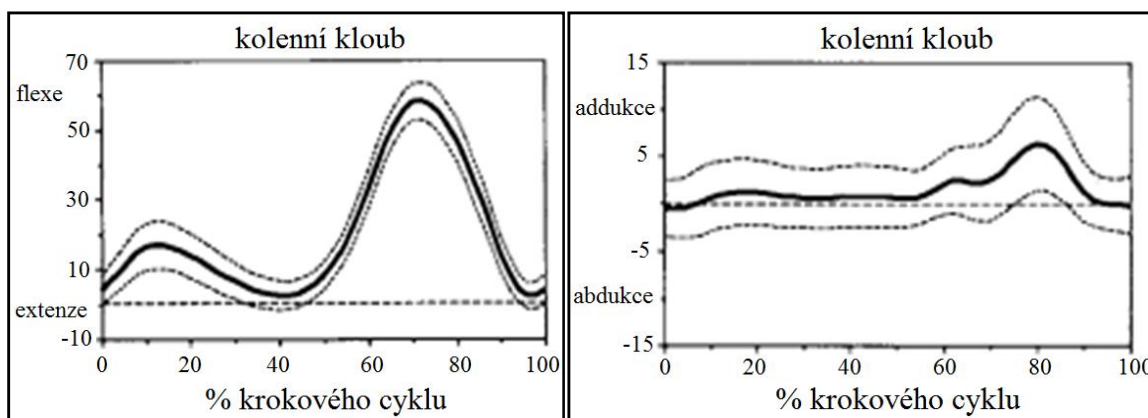
Kolenní kloub v sagitální rovině (Obrázek 9) rychle přechází do extenze na konci švihové fáze, aby se při počátečním kontaktu nacházel téměř v maximální extenzi. Hned

po kontaktu paty s podložkou se naopak začíná flektovat a dosahuje prvního maxima při fázi zatěžování (mezi 15% a 20% cyklu), kdy stehno prochází vertikálou a kyčel je nad kotníkem. Rozsah tohoto maxima je variabilní a individuální, proměnlivý v závislosti na rychlosti chůze, ale obvykle se pohybuje v rozmezí 10 – 20°. Při pomalé chůzi může zcela chybět. Koleno dosahuje prvního maxima extenze těsně před zdvihnutím paty (okolo 40% cyklu). Při zdvihu opačného palce pokračuje koleno ve flexi a dosahuje druhého maxima okolo 60° na začátku mezistojky, krátce po zdvihu palce. Po míjení nohou na konci švihové fáze se kolenní flexe rychle snižuje. Následně dosahuje maxima extenze (téměř plná extenze kolene), poté před kontaktem paty s podložkou opět dochází k lehké flexi. Při rychlé chůzi je flexe ve švihové fázi menší, než při normální rychlosti, protože je třeba zkrátit švihovou fázi (Giannini et al., 1994; Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten 1990; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 1996).

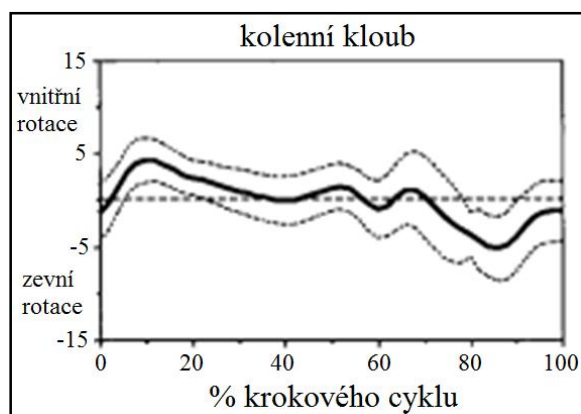
Ve frontální rovině (Obrázek 9) můžeme sledovat lehkou addukci tibie (2°) během střední části stojné fáze, během druhé poloviny švihové fáze pak přechází do abdukce (4°) (Giannini et al., 1994; Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten 1990; Perry & Burnfield, 2010).

V transversální rovině (Obrázek 10) je femur na začátku stojné fáze v mírné zevní rotaci oproti tibii. Během fáze zatěžování tibie rychle rotuje dovnitř, femur ji v rotaci následuje, ale pomaleji (asi o 1°). Maxima vnitřní rotace 4° dosáhne tibie na konci fáze zatěžování, při 10–12% cyklu. Pak pomalu přechází do neutrálního postavení a následně v poslední fázi stoje opět rotuje dovnitř. Maxima dosahuje krátce před zdvihem palce, kdy je kolenní kloub uzamčen. V počátečním švihu tibie pokračuje ve vnitřní rotaci, ale během konečného švihu (kolem 90 % cyklu) dosahuje maximální zevní rotace 8°. Při přípravě na počáteční kontakt její zevní rotace začíná klesat (Giannini et al., 1994; Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten 1990; Perry & Burnfield, 2010).

S narůstající flexí kolenního kloubu dochází také ke zvyšování rozdílů v rozsahu pohybu tohoto kloubu v ostatních rovinách (Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten, 1990).



Obrázek 9. Průměrná (tlustá čára) a standardní (tečkovaná čára) křivka rozsahu pohybu kolenního kloubu v průběhu krokového cyklu v sagitální (vlevo) a frontální (vpravo) rovině u dospělých, všechny úhly jsou ve stupních (upraveno dle Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten, 1990)



Obrázek 10. Průměrná (tlustá čára) a standardní (tečkovaná čára) křivka rozsahu pohybu kolenního kloubu v průběhu krokového cyklu v transversální rovině u dospělých, všechny úhly jsou ve stupních (upraveno dle Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten, 1990)

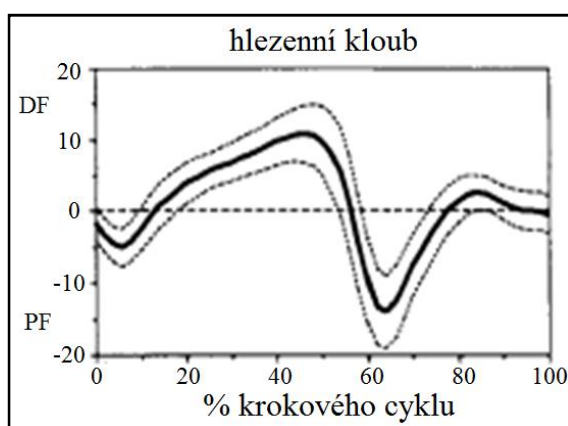
2.3.4 Kinematika hlezenního kloubu

Během každého krokového cyklu prochází hlezenní kloub dvěma maximy plantární a dvěma maximy dorzální flexe. První tři se objevují v průběhu stojné váze (PF, DF a PF). Žádný z těchto pohybů není velký, ale jsou důležité v procesech při absorpci nárazu. Poslední křivka (DF) se objevuje ve švihové fázi a přispívá k oddálení nohy od podložky (Perry & Burnfield, 2010).

Hlezenní kloub (Obrázek 11) se pohybuje v sagitální rovině při iniciálním kontaktu kolem neutrální pozice. Potom začíná plantární flexe, která přibližuje nohu k podložce

v průběhu celé fáze postupného zatěžování, která je obvykle dokončena v 10–12% při normální rychlosti chůze. Když se celé chodidlo nachází v kontaktu podložkou, začíná kloub přecházet do dorziflexe (tibie se pohybuje dopředu před nohu). Před polovinou krokového cyklu (45%) dosahuje dorsální flexe svého maxima 10°. Před počátečním kontaktem druhé nohy se úhel hlezenního kloubu znova změní a nastává výrazná plantární flexe (20–25°) právě před zdvihem palce, pak se kloub rychle vrací do dorziflexe s maximem mezi 80–85 % cyklu. Při normální chůzi je palec těsně nad podložkou (asi 1–1,5 cm). Ve fázi mezišvihů se hlezenní kloub dostává zpět do neutrální pozice. Těsně před následujícím počátečním kontaktem dojde k asi 2° plantární flexe. Tento pohyb je obecně interpretován jako příprava pro stoj (Giannini et al., 1994; Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten 1990; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 1996; Rose & Gamble, 2006).

Celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině při chůzi je 25° dle Perry a Burnfield (2010).



Obrázek 11. Průměrná (tlustá čára) a standardní (tečkovaná čára) křivka rozsahu pohybu hlezenního kloubu v průběhu krokového cyklu u dospělých, všechny úhly jsou ve stupních (upraveno dle Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten, 1990)

2.3.5 Kinematika kloubů nohy při chůzi

2.3.5.1 Pohyby v subtalárním kloubu

Pohyby v subtalárním kloubu probíhají podle šikmé osy (Rose & Gamble, 2006). Jakmile dojde ke kontaktu nohy s podložkou, přechází subtalární kloub do pronace asi 5°, kterou vyvolá kontakt laterální části calcaneu s podložkou. Maxima pronace dosahuje kolem 14 % cyklu. V mezistoji přechází přes neutrální postavení do supinace, maxima 2° supinace dosahuje při koncovém stoju. Během předšvihů i celé švihové fáze se subtalární kloub vrací směrem k neutrální pozici, ale zůstává v lehké pronaci. Na konci švihové fáze

může přecházet do mírné supinace (Giannini et al., 1994; Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten 1990; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 1996).

Při 3D kinematické analýze chůze je závislost rotace bérce a pronace, resp. supinace zánoží málo prokazatelná (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.3.5.2 Pohyby Chopartově kloubu

Po kontaktu předonoží s podložkou a na počátku mezistoje je pohyblivost kloubu popsána jako 5° DF, to znamená snížení výšky mediálního oblouku. Obnovení oblouku a zároveň snížení DF se objevuje při zdvihu paty (Perry, & Burnfield, 2010).

Kolem longitudinální osy probíhá při počátečním kontaktu relativní supinace, ke které přispívají svaly brzdící pasivní plantární flexi. Kloub je v tuto chvíli maximálně volný, aby mohlo dojít k přizpůsobení se chodidla nerovnostem podložky. V mezistoji v kloubu nastává relativní pronace, kloub se uzamyká a je vysoce stabilní. Tato pronace zůstává i v konečném stoji až do konce předšvihu (Perry & Burnfield, 2010).

2.3.5.3 Pohyby v metatarzofalangeálních kloubech

Při počátečním kontaktu se nachází MTP klouby v extenzi 25°. Extenze klesá při kontaktu předonoží s podložkou, na konci fáze zatěžování a v průběhu mezistoje jsou v neutrální pozici. Při zdvihu paty se objevuje 21° extenze MTP jako „metatarsal break“ nebo „toe break“. Extenze palce a MTP kloubů se zvětšuje v průběhu předšvihu, kdy dosahuje 55°. Při švihové fázi se pozice kloubů vrací do neutrální polohy. V mezišvihu dochází k jejich mírné extenzi, která slouží jako příprava na počáteční kontakt (Perry & Burnfield, 2010).

2.3.6 Kinematika kloubů při patologické chůzi

Patologie může vzniknout na základě deformit, bolesti, oslabených svalů, snížených senzorických nebo motorických schopností. Jakmile dojde k omezení v jednom kloubu, je chybějící rozsah pohybu nahrazen pohybem v jiné rovině nebo v jiném kloubu. Obecně se považuje za odchylku změna úhlu o více jak 5° (Perry & Burnfield, 2010).

Při extrémních pohybech v kloubech vzniká nadměrné napětí, které působí na příslušná ligamenta, což může vést ke zvýšení laxicity či vzniku deformit. Chůze může dále prohlubovat vliv přítomných patologií na muskuloskeletální systém. Takovéto zatížení pohybového aparátu zvyšuje riziko vzniku artrózy (Perry & Burnfield, 2010).

2.3.6.1 Odchyly pohybu hlezenního kloubu a nohy při chůzi

Nejčastěji se patologické odchyly projevují při počátečním kontaktu. Většinou se jedná o situaci, kdy nedochází k prvnímu kontaktu podložky s patou, nýbrž s předonožím. Snižuje se tak efektivita přenosu energie a zvyšují se nároky na svalovou aktivitu. Při této patologii se tibie přesouvá dopředu, koleno je více flektováno (Giannini et al., 1994; Perry & Burnfield, 2010). Modifikace tohoto typu chůze je využívána v baletu (Clippinger, 2007).

Pokud je přítomna větší plantární flexe při stojné fázi, pozorujeme předčasný zdvih paty a nedostatečný posun tibie vpřed. S tím je spojena hyperextenze kolenního kloubu a anteriorní klopení pánve s předklonem celého trupu v průběhu mezistojky. Jestliže dochází k větší plantární flexi při švihové fázi, kompenzační odpovědí je větší flexe v kolenní nebo zdvižení pánve na straně švihové končetiny (Perry & Burnfield, 2010). Omezená dorzální flexe může být kompenzována poklesem podélného oblouku nohy a také může snižovat pohyby hlezenního kloubu a nohy v transverzální rovině (Gatt & Chockalingam, 2010). Nadměrnou dorzální flexí se zvyšuje nestabilita hlezna. Ve fázi zatěžování poté dochází dříve k větší flexi kolenního kloubu a při konečné fázi stoje dochází k fázi dvojí opory téměř současně se zdvihem paty. S tím je často spojen pokles pánve. Zvýšení dorzální flexe bývá např. při neschopnosti extendovat koleno (Perry & Burnfield, 2010).

Při absenci fáze „heel off“, např. z důvodu bolesti předonoží nebo extenze palce či oslabení lýtky, dochází k hyperextenzi kolene. Naopak „vlečení“ špičky po zemi se objevuje při nedostatečné flexi kolene, kyčle nebo plantární flexe hlezna (Perry & Burnfield, 2010).

Při velké inverzi calcaneu nebo předonoží se hmotnost těla přesouvá laterálně na stranu nohy a opora se stává méně stabilní. Noha je méně schopná absorbovat nárazy. Při švihové fázi chůze poté noha přepadává do inverze. To může být zapříčiněno nadměrnou aktivitou m. tibialis anterior nebo extenzoru palce, především však varózním postavením paty (Perry & Burnfield, 2010). Vařeka a Vařeková (2009) tento stav pojmenovávají jako hyperpronační syndrom. Přílišná everze chodidla se vyskytuje hlavně u valgózního postavení paty (Perry & Burnfield, 2010).

Pokud je extenze palce omezená, dochází k brzkému zdvihu paty a zkracuje se délka kontralaterálního kroku (Perry & Burnfield, 2010).

Zkrácení trvání fáze postupného zatěžování může vzniknout z nedostatečné extenze kolenního kloubu na konci švihové fáze nebo nedostatečné dorzální flexe hlezenního

kloubu (10° PF) při počátečním kontaktu. Chůze je více hlučná („pleská“), neboť při ní nedochází ke správné absorpci nárazů na úrovni kloubů nohy (Perry & Burnfield, 2010).

2.3.6.2 Odchyly pohybu kolenního kloubu při chůzi

Snížená flexe kolenního kloubu ve fázi postupného zatěžování snižuje přirozenou schopnost tlumit nárazy. Tuto funkci musí nahrazovat m. quadriceps femoris. Při švihové fázi chůze je třeba omezenou flexi kolene nahradit dorzální flexí v hlezenním kloubu. Hyperextenze kolene způsobená oslabením m. quadriceps femoris zpomaluje při fázi postupného zatěžování posun tibie vpřed. Naopak nadměrná kontrakce m. quadriceps femoris vyvolává rekurvaci kolene v průběhu dalších částí stojné fáze (Perry & Burnfield, 2010).

Nadměrná abdukce (valgózní postavení) snižuje stabilitu kolenního kloubu a může vyvolávat bolest. Dochází při ní ke kompenzaci buď ve formě supinace v subtalárním kloubu, nebo addukce v kloubu kyčelním. K nadměrné abdukci dochází např. při oslabení abduktorů kyčle nebo zvýšené kloubní laxicitě. Pseudo-valgózní postavení se používá pro popis vnitřní rotace v kyčli spojené s flexí kolene, které může vzniknout z oslabení m. gluteus medius a maximus (Perry & Burnfield, 2010).

Zvýšení addukce (varózní postavení) taktéž snižuje stabilitu kolenního kloubu a vede ke kompenzační abdukci v kyčelním nebo pronaci v subtalárním kloubu. Při zevní rotaci v kyčli a flexi kolene dochází k pseudo-varóznímu postavení (Perry & Burnfield, 2010).

2.3.6.2 Odchyly pohybu kyčelního kloubu při chůzi

Zvýšená flexe kyčelního kloubu v průběhu stoje zvyšuje požadavky na extenzory kyčle a m. quadriceps. Jiné kompenzační mechanismy mohou zahrnovat zvýšení úklon pánve. Nadměrná flexe kyčle při chůzi bývá způsobena například zkrácením flexorů kyčle nebo iliotibiálního traktu. Při takovéto chůzi dochází ke zmenšení tření mezi nohou a podložkou, a tím ke zvýšenému riziku uklouznutí. Zároveň se dříve zdvihá pata z podložky nebo dochází k hyperextenzi kolene. V konečné fázi stoje dochází k výraznější extenzi metatarzofalangeálních kloubů (Perry & Burnfield, 2010).

Pseudo-addukce je kombinace flexe s vnitřní rotací v kyčelním kloubu, zatímco noha zůstává laterálně. Tato patologie způsobuje při stojné fázi chůze poklesnutí pánve na kontralaterální straně v důsledku oslabení m. gluteus medius. Zvýšená abdukce se vyskytuje zejména u nestejně délky dolních končetin (Perry & Burnfield, 2010).

Větší zevní rotace kyčelního kloubu se projevuje „toe out“ pozicí a s tím spojenou rozšířenou opěrnou bází. Takovéto nastavení dolních končetin v průběhu stojné fáze zvyšuje napětí ligament kyčelního a kolenního kloubu (Perry & Burnfield, 2010). Chůze se špičkami vytočenými zevně navíc zvyšuje zatížení mediální části kolene (Silviera & Pledade, 2014). Nadměrná vnitřní rotace naopak vede k „toe in“ pozici, která zvyšuje stres na laterální část kloubů při stoji (Perry & Burnfield, 2010).

2.3.6.2 Odchyly pohybu pánve při chůzi

Zvýšení antevertze pánve na konci stojné fáze může vést k nárůstu bederní lordózy a k bolestem dolní části zad. Nadměrná retrovertze pánve se vyskytuje při zkrácení hamstringů a vzniká často také jako náhrada funkce oslabených flexorů nebo extenzorů kyčle (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

K úklonu pánve na stranu stojné končetiny dochází při švihové fázi většinou v důsledku nedostatečné dorzální flexe nohy nebo flexe kolene. Pokles pánve na stranu stojné končetiny při stojné fázi chůze ukazuje na oslabení abduktorů nebo zkrácení adduktorů, případně na kontralaterální zkrácení abduktorů (Perry & Burnfield, 2010).

Při potřebě prodloužit krok může dojít ke zvýšení rotace pánve dopředu při počátečním kontaktu a končeném švihu. Opačná rotace pánve se vyskytuje např. při oslabení lýtkových svalů, při vymizení zdvihu paty nebo při zkrácení flexorů kyčle (Perry & Burnfield, 2010).

2.4 3D Kinematická analýza chůze

Kinematická analýza je metoda umožňující záznam polohy těla v prostoru a čase (Whittle, 1996). Měříme při ní dráhu (úhel), rychlost (úhlovou rychlost), zrychlení (úhlové zrychlení) a čas (Giannini et al., 1994).

Nejrychlejší i nejkvalitnější dostupným způsobem měření jsou v současné době optoelektronická zařízení (např. systém Vicon MX, který byl využit při našem výzkumu), která dokážou s vysokou přesností zaznamenat polohu reflexních značek ve všech třech rovinách (Svoboda & Janura, 2010). Tao, Liu, Zheng a Feng (2012) uvádějí také jako velmi přesnou, a tudíž vhodnou metodu kinematické analýzy chůze pomocí akcelerometrů a gyroskopů umístěných na segmentech těla. Tato metoda však nebyla v naší práci využita.

Aby bylo dosaženo dostatečné přesnosti měření, je třeba použít kalibrovaný trojrozměrný systém, který umožňuje pohled z více než jednoho bodu. Pro kalibraci se používá 3D objekt viditelný ze všech kamer. Přístrojový software je použit pro výpočet

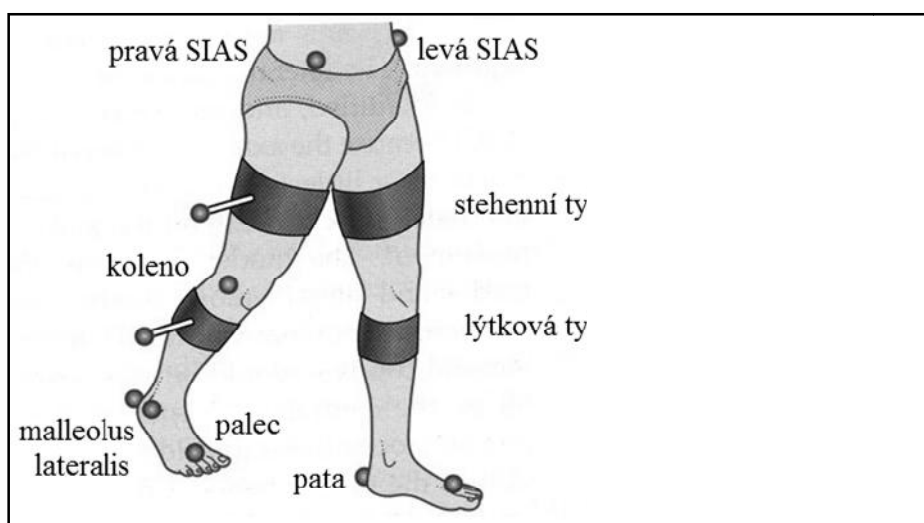
vztahů mezi známou 3D polohou značky a její 2D pozicí na zorném poli různých kamer. Alternativní kalibrační metodou je použití Coda systému se senzory kalibrovanými již při výrobě (Whittle, 1996).

Pro 3D analýzu je zapotřebí 2 a více kamer (Kirtley, 2006; Whittle, 1996), ale zpravidla se používá šesti a více kamer umístěných tak, aby každá značka na těle probanda byla viditelná aspoň ze dvou kamer (Janura & Zahálka, 2004; Svoboda & Janura, 2010).

Značky jsou připevněny na definované body v oblasti kostních výběžků, nejčastěji podle dynamického modelu PugInGait nebo PlugInGait FullBody (Svoboda & Janura, 2010).

Existují dvě metody mapování pohybu těla pomocí značek. První metoda obnáší umístění značky na přesně stanovenou anatomickou lokaci. Pomocí těchto značek je definována pozice a orientace segmentu končetiny, a následně je z nich vypočítán střed otáčení kloubu. Druhá metoda využívá umístění sady nejméně 3 značek na každý segment. Z těchto bodů je pak dopočítána pozice segmentu a jeho pohyb. Určit střed otáčení kloubu můžeme při statické kalibraci nebo dynamicky s pohybem kloubů (Whittle, 1996).

Nejrozšířenějším modelem pro umístění značek pro chůzi je modifikovaná sada značek Helen Hayes (Obrázek 12). Tento model využívá patnácti značek pro definování sedmi tělesných segmentů: os sacrum v úrovni 2. křížového obratle (S2), spina iliaca anterior superior (SIAS), epicondylus lateralis femoris, malleolus lateralis, oblast mezi hlavičkou 2. a 3. metatarzu a calcaneus. Značky jsou umístěny i na stehně a bérce kvůli výpočtu rotace segmentů. Pro lepší záznam souřadnic těchto bodů je možné využít jejich umístění na tyčince kolmo k povrchu těla (Kirtley, 2006).



Obrázek 12. Umístění značek podle modifikovaného modelu Helen Hayes (upraveno dle Kirtley, 2006)

Systém určí geometrický střed kontrastní plochy značky a zanesení ji do kartézské soustavy souřadnic (Janura & Zahálka, 2004). Poté, co objekt vstoupí do prostoru před kamerami, jsou 3D pozice značek umístěných na těle probanda zpětně vypočítány. Pokud je bod zachycen pouze jednou kamerou, nemůže být 3D pozice vypočítána. Tento bod je možný odhadnout pomocí interpolace, tedy využitím dat z předchozích a následujících obrázků (Whittle, 1996).

Do chodníku, na kterém probíhá měření, je vhodné začlenit silové plošiny, neboť usnadní orientaci v jednotlivých fázích krokového cyklu (Whittle, 1996).

Výstupem kinematické analýzy jsou především grafy závislostí kinematických parametrů na čase. Kinematickou analýzu chůze lze použít v rehabilitaci i ve sportu při diagnostice i při hodnocení účinku léčby poruch muskuloskeletálního aparátu (Svoboda & Janura, 2010; Tao et al., 2012).

2.4.1 Chyby měření

Existují zejména následující dvě příčiny nesprávnosti výsledků u 3D kinematické analýzy chůze. První z příčin je chyba přístroje, kterou nelze zcela eliminovat u žádného stroje. V současné době jsou již přístroje na měření 3D kinematické analýzy kalibrovány s chybou méně než 1 mm (Whittle, 1996). Další odchylka může vzniknout při určování anatomických souřadnic anatomických značek. Chyba může vzniknout při manuálním označování, kdy jsou značky umístěny na měkké tkáni. Kvůli posunlivosti kůže a vzdálenosti povrchu značky od centra pohybu vzniká chyba asi 1°. Klinická měření ale ukazují, že odchylka 5° se více blíží realitě. Velký problém nastává při hodnocení pohybů v oblasti nohy. Pro měření se kvůli její složitosti považuje spíše za rigidní strukturu (Giannini et al., 1994; Kirtley, 2006; Whittle, 1996).

Matematickými výpočty, které jsou nutné pro získání výsledků kinematické analýzy, může také dojít ke zvýraznění chyb. Eliminovat tyto chyby lze například:

- použitím jiného počtu značek a jiného umístění
- použitím dvou různých sad značek pro definování jedné trajektorie
- provedením správné kalibrace
- použitím softwarových filtrů pro odstranění šumu při měření (Giannini et al., 1994).

Přítomnost šumu v získaném signálu je patrná u pasivních značek, kdy může kamera nasnímat i jiné světelné podněty (Janura & Zahálka, 2004; Whittle, 1996).

2.5 Balet

Tanec je jednou z nejnáročnější z fyzických aktivit. Jedním ze specifických druhů tance je balet (Hincapié, Morton, & Cassidy, 2008; Lin, Lin, Hsue, & Su, 2014).

Jedná se o specifický pohyb vyžadující značnou sílu, ohebnost, stabilitu, přesné uvědomění si polohy segmentů těla i prostoru, rozvinuté koordinační schopnosti a motorickou paměť (Clippinger, 2007; Lin et al., 2014). Tanec je odborníky i veřejností považován za formu umění, která se snaží o zobrazení krásy a evokování emoční odpovědi u publika. Zároveň však vyžaduje nejen umělecké, ale i atletické schopnosti (Kadel, 2006; McEwen & Tung, 2011; Pita, 1988). Klade stejné fyziologické nároky, jaké jsou požadovány od elitních sportovců, např. co se týče nároků na spotřebu kyslíku, svalovou sílu a vytrvalost, soustředění na uměleckou interpretaci (Leanderson et al., 2011).

Body mass index (BMI) je u baletek výrazně nižší než u normální dospělé populace (Ferrari, Silva, Martins, Fidelix, & Petroski, 2013; Madden et al., 2010). Balet se vyznačuje menší pohybovou aktivitou než v případě jiných tanců, např. moderního tance, stepu nebo jazz-dance (O'Neill, Pate, & Beets, 2012). Balet tedy primárně nezvyšuje aerobní kapacitu, neboť u něj dochází spíše ke krátkým intenzivním náročným výkonům oddělených pauzami. Baletní tanečníci mají průměrně nižší hodnoty maximální spotřeby kyslíku než tanečníci moderního tance (Bronner et al., 2014; Twitchett, Anguoi, Koutedakis, & Wyon, 2010).

Tradiční koncepce baletu se vyznačuje snahou o vytvoření technicky i esteticky příjemného výstupu. Do takového obrazu nepatří úvahy o zdravotních potížích. Proto i řešení zranění u tanečníků a jejich učitelů nebývá v této profesní oblasti na prvním místě (McEwen & Young, 2011).

2.5.1 Specifika pohybu baletních tanečníků

Balet lze považovat za jednu z nejméně běžných pohybových aktivit, neboť nevychází z přirozených pohybů člověka. Vysoké funkční nároky klade především na segmenty dolních končetin a páteře (Leanderson et al., 2011).

Většina baletních pohybů se odehrává v pozici na jedné dolní končetině s oporou o malé bázi bez obuvi nebo v baletní obuvi, která není schopná tlumit nárazy a dostatečně chránit nohu proti zranění. Tanečníci se intenzivně věnují tréninku, většinou okolo 6–8 hodin denně a často i o víkendech (Sen, Nacklan, & Varol, 2013; Dieling, van der Esch, & Janssen, 2014; Hopper et al., 2014; Russel, 2013). Dlouhodobé a opakované přetěžování

pohybového aparátu stejným pohybovým úkonem vede ke snížení pohybového výkonu pro únavu. Dále se může objevovat zkrácení svalů, bolest z přetížení nebo může docházet ke vzniku mikrotraumat (Véle, 2006).

Profesionální baletní tanečníci nemusí vykazovat přítomnost konstituční hypermobility, ale její přítomnost v pohybovém systému je považována za kladnou vlastnost (Clippinger, 2007). Konstituční hypermobilita je globálnímu zvýšení aktivního i pasivního rozsahu pohybu v kloubech, která se nemusí projevovat symetricky (Lewit, 1996; Véle, 2006). Častěji se vyskytuje u žen (Russek, 1999). Neustálým zvyšováním flexibility a vysokými požadavky na rozsah pohybu dochází ke zvýšené laxicitě kloubních pouzder a vazů i v průběhu baletní kariéry. Ať už vrozená nebo získaná hypermobilita snižuje stabilitu kloubů i svalovou sílu, což se projevuje rychlejším nástupem únavy, snížením psychické odolnosti vůči stresu a zvýšenou incidencí poranění (Lewit, 1996; Véle 2006).

Současná podoba baletu se utvářela během několika staletí. Základ tohoto typu tance tvoří přesné taneční figury, které se spojují do komplexních pozic (Bussellová, 1995).

Mezi techniky reprezentující základní baletní pohyby můžeme zařadit „plié“, resp. „demi plié“ a „grand plié“ (flexe v kolenou částečná a maximální), „développé“ (postupné odvíjení nohy dopředu, do strany a dozadu), „battement“ (zdvih propnuté dolní končetiny dopředu, do strany a dozadu) a „retiré“ (stoj na jedné noze s druhou nohou v plantární flexi přiloženou k vnitřní straně kolene stojné dolní končetiny). Obtížnějšími prvky jsou skoky (např. „sauté“, „grand saissonne“, „jeté“, apod.). Tyto prvky mohou být provedeny s patou stojné končetiny na podložce, nebo v relevé (zdvihu), s oporou o špičky prstů („en pointe“) nebo s oporou o hlavičky metatarzů („demi-pointé“) (Bussellová, 1995; Negus, Hopper, & Briffa, 2005; Pohjola et al., 2014). Většina baletních pohybů je prováděna v zevní rotaci kyčle a s plantární flexí hlezenního kloubu. Flexe v kyčli je třeba dosáhnout aspoň 135° (Madden et al., 2010; Pica, 1988). Tanečníci by měli začít cvičit na špičkách, teprve od věku 11–12 let, kde je již trupové, břišní a pánevní svalstvo schopno stabilizace, tudíž tanečníci zvládají zaujmout správnou posturu s dostatečnou svalovou silou a flexibilitou (Madden et al., 2010).

Baletní techniky vyžadují zvýšený rozsah pohybu, koordinaci, sílu a rychlost zejména proto, že jsou prováděny v maximální zevní rotaci kyčelních kloubů, v tzv. pozici „turn out“, jejíž provedení v plném rozsahu je základem úspěchu baletek (Negus, Hopper, & Briffa, 2005). V pozici „turn out“ jsou chodidla umístěna v 90° zevní rotaci (dohromady 180°). Této polohy je dosaženo extrémní zevní rotací v kyčelních kloubech, protažením

pasivních tkání (především lig. iliofemorale) a adduktorů i vnitřních rotátorů kyčelního kloubu. Pro dosažení této pozice je vhodná mělká jamka kyčelního kloubu umístěná laterálněji a také delší krček femuru. Postavení „turn out“ zvyšuje pronaci v subtalárním kloubu a valgotizaci kolen, čímž dochází ke zvýšenému riziku vzniku svalových dysbalancí a dalších kompenzačních mechanismů v pohybovém aparátu (Clippinger, 2007; Hamill & Knutzen, 2009; Negus, Hopper, & Briffa, 2005; Pica, 1988; Pohjola et al., 2014).

Baletní techniky jsou v tanečních choreografiích propojeny různými variantami baletní chůze, která se vyznačuje specifickými rysy. Počáteční kontakt s podložkou je zahájen přes palec zevně rotované a maximálně extendované dolní končetiny. Ihned po kontaktu se hmotnost těla přenáší na 3. a 4. metatarz, dochází ke kontaktu paty s podložkou, přičemž hmotnost těla zůstává nadále na předonoží. Ihned po té dochází k výponu na špičku. V krokovém cyklu tedy dochází dvakrát k plantární flexi nohy. Na konci stojné fáze dochází k plné extenzi kolenního kloubu. Šířka kroku je minimální (paty jsou pokládány na zem v přímce) a osa nohy je zevně rotovaná. Pánev by se neměla vychylovat z neutrálního postavení a směr chůze by měl být veden od hrudní kosti. Dříve než se tanečníci naučí chůzi baletní, měli by být schopni správného provedení normálního krokového cyklu (Kröschlová, 1956).

2.5.2 Vliv baletu na řízení pohybu (propriocepci a stabilitu)

Baletní trénink v dlouhodobém pohledu zlepšuje stabilitu v antero-posteriorním i latero-mediálním směru. Dochází ke zlepšení fixace pánve v průběhu provádění pohybů, k upevnění posturální jistoty, ke zdokonalení svalové strategie při provádění pohybů. Balet zlepšuje stabilitu ve stoji na dolní končetině, a to jak na dominantní, tak i nedominantní končetině, pokud se trénink provádí symetricky (Lin et al., 2014). Stabilita, kterou se tanečníci naučí při tréninku, se ale nemusí automaticky promítnout do jejich běžného života zlepšením rovnováhy při běžných denních aktivitách (Hugel et al., 1999).

Baletní trénink může zlepšit proprioceptivní schopnosti jak na dolních, tak na horních končetinách (Dieling, van der Esch, & Janssen, 2014; Esen, Nacklan, & Varol, 2013). Naopak Schmitt, Kuni a Sabo (2005) i van Vugt (2014) uvádí, že baletní trénink sám o sobě nevede k výraznému zlepšení interocepce, hlubokému citu nebo rovnováhy. To může být způsobeno tím, že baletní tanečníci své pohyby téměř neustále kontrolují v zrcadle. Navíc většinou opomíjejí bolesti projevující se v různých částech těla. Na snížení propriocepce může mít také vliv častý výskyt hypermobility (Hiemstra, Lo, &

Fowler, 2001). U tanečníků však na rozdíl od normální populace nemá na proprioceptivní schopnosti vliv svalová únava (Dieling, van der Esch, & Janssen, 2014). Proto je výsledná propriocepce měřená v klidu podobná té u normální populace (Schmitt, Kuni, & Sabo, 2005; van Vugt, 2014).

Houston a McGill (2013) také zjistili, že baletní trénink vede ke zlepšení stability a balance, ne však postury. To částečně vysvětluje, proč můžeme vidět u profesionálních baletních tanečníků tak velké množství úrazů a zranění. Postura se podle Schmit, Regis a Tiley (2005) baletním tréninkem sice zlepšuje, ale výraznou roli při jejím nastavení hraje zraková kontrola. Hopper et al. (2014) navíc zmiňuje, že profesionální tanečníci jsou méně závislí na vizuální kontrole než studenti baletu. V baletu také dochází k rozvíjení schopnosti vestibulárního systému (Denardi, & Correa, 2013) a posiluje schopnost koncentrace pozornosti (Kerr et al., 2011). Baletní tanečník se při tréninku zaměřuje na svalové napětí, musí dobře vnímat polohu částí těla a také polohu ostatních tanečníků, musí být schopen si pamatovat pohybové sekvence (van Vugt, 2014). Snahou tanečníků je oddělit pohyby v jednotlivých kloubech od celkového pohybu těla. Toto omezení sdružených pohybů sousedících segmentů klade vysoké nároky na řízení pohybu i na anatomické struktury těla (Clippinger, 2007).

2.5.3 Vliv baletu na muskuloskeletální aparát

Mezi obecné příčiny vzniku poranění muskuloskeletálního aparátu patří bezesporu nevhodný trénink s nesprávným provedením baletních technik. Mezi další rizikové faktory patří vlivy prostředí, strukturální deformity nohy, biomechanická nestabilita segmentů, nedostatečná výživa, nízká kardiorespirační vytrvalost, ale i psychické rozpoložení tanečníka (Bronner et al., 2014; Clippinger, 2007; Kadel, 2006; Liederbach, 2010; Madden et al., 2010; Malone & Hardaker, 1990; Russel, 2013).

Nesprávný trénink může zahrnovat nedostatečné rozcvičení, špatný stretching, nevhodně zvolenou baletní sestavu obsahující např. četné skoky nebo přehlížení únavy. Jako nejčastější chyba při baletním techniku je zmiňován tzv. „sickling“. Jedná se o varózní postavení předonoží nebo zánoží při „demi-pointe“ nebo „en pointe“. Často se také objevuje tzv. „winging“, při kterém je předonoží či zánoží ve valgózním postavení. Dále se u tanečníků vyskytuje „rolling in“ (hyperpronace nohy), nedostatečná zevní rotace v kyčelních kloubech při „turn out“ nebo anteverze pánve (Askling, Lund, Saartok, &

Thorstensson, 2002; Bronner et al., 2014; Clippinger, 2007; Kadel, 2006; Negus, Hopper, & Briffa, 2005; Russel, 2013).

Ke vzniku poranění přispívá pohyb na tvrdé podlaze, tanec bez obuvi nebo se špatně padnoucími baletními botami, tzv. „špičkami“ (Kadel, 2006; Russel, 2013).

Strukturální deformitami nohy, které zvyšují riziko vzniku úrazů a komplikací při baletu, jsou hallux rigidus, hallux valgus, pes cavus a pes planus (Biz, Favero, Stecco, & Aldegheri, 2012; Kadel, 2006; Russel, 2013).

Z nedostatečné aktivity hlubokého stabilizačního systému vzniká nestabilita osového orgánu a ostatních kloubů. Excentrická kontrakce, nestabilita pánve, zkrácení Achillovy šlachy, dalších šlach a svalů, nebo hypermobilita se může podílet na nedostatečné síle svalů dolních končetin (Clippinger, 2007; Liederbach, 2000; Kadel, 2006; Russel, 2013).

Není lehké určit četnost zranění u baletních tanečníků, protože neexistují jednotné standardy pro definici zranění a jejich měření. Tanečníci si také často zdravotní problémy nepřipouští, proto se incidence poranění uváděná v různých studiích může odlišovat (Gamboa, Roberts, Maring, & Fergus, 2008).

Přibližně 75–95 % baletních tanečníků utrpí poranění aspoň jednou ročně (Bronner, Ojofeitimi, & Rose, 2003; Ekegren, Quested, & Brodrick, 2014; Madden et al., 2010). Ekegren, Quested a Brodrick (2014) i Leanderson et al. (2011) uvádějí incidenci 0,8 zranění na 1000 hodin tance. Ve studii Allen, Nevill, Brooks, Koutedakis, & Qyon (2012) bylo zaznamenáno téměř 7 zranění na osobu za rok. Celoživotní prevalence zranění u profesionálních baletních tanečníků je 40–84% (Hincapié, Morton, & Cassidy, 2008).

Až k 70 % poranění dochází na dolních končetinách (Leanderson et al., 2011), z toho asi polovina se týká oblasti kotníku a nohy (Bronner, Ojofeitimi, & Rose, 2003). Nejčastěji dochází k distorzi hlezna, dále pak ke stresovým zlomeninám v oblasti metatarzů nebo tibie (Ekegren, Quested, & Brodrick, 2014). Ze svalů bývají nejčastěji postiženy peroneální svaly a m. flexor hallucis longus (Leanderson et al., 2011), nejméně často (12–23 %) oblast pánve a dolní části zad (Bronner, Ojofeitimi, & Rose, 2003).

Ženy jsou více náchylné k poranění z přetížení, zatímco muži spíše k traumatickým poškozením při doskocích. Především u žen můžeme pozorovat časný vznik osteoporózy, která vzniká v důsledku nízkého podílu tělesného tuku, kouření a pití kávy ve spojení s náročnými tréninky. S osteoporózou se pojí zvýšená incidence zlomenin (Clippinger, 2007). Mezi mladšími jedinci se často vyskytují únavové zlomeniny. Při dlouhodobějším provádění baletu dochází k předčasnému rozvinutí artrózy jak kyčelních a kolenních, tak i kloubů v oblasti nohy (Leanderson et al., 2011; Nilsson, Leanderson, Wykman, &

Strenger, 2001). Častěji se poranění vyskytují u žen, protože tráví více času v pozici na špičkách a pološpičkách, také mají menší svalovou sílu potřebnou pro stabilizaci kloubů (Negus, Hopper, & Briffa, 2005). Naproti tomu však Ekegren, Qvested a Brodrick (2014) žádný rozdíl v počtu vzniklých poranění mezi pohlavími neobjevili.

Prevalence zranění se zvyšuje také s věkem i s počtem hodin tréninku týdně (Askling, Lund, Saartok, & Torstensson, 2006). Mladí tanečníci, kteří ještě nejsou profesionály, mají dle Gamboa, Roberts, Maring a Fergus (2008) větší incidenci zranění než profesionální tanečníci.

Mnoho baletních tanečníků trénuje i provádí taneční představení s bolestí. 60–90 % profesionálních tanečníků potřebuje na delší dobu přestat s baletní kariérou kvůli zranění z přetížení (Russel, 2013), mnoho z nich musí svou kariéru kvůli zranění ukončit předčasně (Nilsson et al., 2001).

2.5.3.1 Pánev

Především u mladších baletek se při snaze o udržení pozice „turn out“ vyskytuje nesprávné držení těla s anteverzí pánve. To umožňuje zvětšit zevní rotaci v kyčelním kloubu. V této pozici se linie velkého trochanteru posouvá ventrálně před zevní malleolus lateralis a dochází k akcentaci bederní lordózy. Naopak jestliže dojde k retroverzi pánve, přesouvá se linie velkého trochanteru dorzálně vůči malleolus lateralis a dochází tím k vyhlazení bederní lordózy a akcentaci hrudní kyfózy (Clippinger, 2007; Véle, 2006). Antevertze pánve spojená s lumbální hyperlordózou klade minimální nároky na svalovou aktivitu, ale je přetěžující pro ligamentózní aparát. Zatížením obratlů zvyšuje riziko jejich posunu či výhřezu meziobratlové ploténky. Bederní hyperlordóza se objevuje spíše u mladších tanečníků. K degeneraci meziobratlových plotének přispívá nejen bederní hyperlordóza, ale i plochá záda, která u tanečníků mohou vznikat snahou o korekci prohloubené bederní lordózy. Snížení až vymizení přirozených křivek páteře snižuje schopnost absorpce tlaků a nárazů. Tendence k oploštění zad se zvyšují s rostoucím věkem tanečníků (Clippinger, 2007). Bolesti zad mohou být způsobeny také velkou rotací trupu oproti stojící dolní končetině při svalové nekoordinaci (Liederbach, 2000).

2.5.3.2 Kyčelní kloub

Tanečníci často využívají k provedení základní baletní pozice „turn out“ extrémní zevní rotace v kyčelních kloubech. Pro dosažení této pozice je zapotřebí velké svalové síly,

dále protažení pasivních tkání (především lig. iliofemorale, ale také kloubního pouzdra), adduktorů a vnitřních rotátorů kyčelního kloubu a anatomií kostí. Pro správné provedení baletních technik by měli tanečníci nad 15 let disponovat rozsahem kyčelního kloubu v minimálním rozsahu 60° do zevní rotace. Jestliže není umožněna dostatečná zevní rotace v kyčelních kloubech, dojde k pomocným rotacím v ostatních kloubech dolní končetiny. Mezi kompenzační strategie patří antevertze pánve, rotace v kolenních kloubech (k ní dochází pomocí tzv. „šroubování“) a pronace nohy. Tyto náhradní pohybové mechanismy jsou velmi rizikové pro vznik poranění (Clippinger, 2007; Hamill & Knutzen, 2009; Negus, Hopper, & Briffa, 2005; Pohjola et al., 2014). Těmito dlouhými expozicemi tanečníků v pozici s nadměrnou zevní rotací dolních končetin se zvýší síla extenzorů a zevních rotátorů kyčle (Clippinger, 2007; Lin et al., 2014).

Poranění kyčelního kloubu představuje asi 5,8 % všech zranění baletních tanečníků. Většina z nich je tvořena únavovými zlomeninami. Tato poranění nejčastěji vznikají z nadměrné silové excentrické práce svalů nebo prováděním švihových pohybů. Rizikové je nedostatečné rozcvičení před tréninkem, nevhodné posilování, asymetrické zatížení, svalová diskoordinace, nesprávná technika, nedostatečná hydratace a jiné. U tanečníků se až dvakrát častěji než u běžné populace vyskytují záněty burs (zejména u velkého trochanteru nebo mezi kloubním pouzdem a m. iliopsoas). V oblasti kyčelního kloubu jsou nadměrným natažením nejčastěji postiženy hamstringy, m. adductor longus, m. gracilis, m. sartorius, m. rectus femoris a m. iliopsoas (tedy především vícekloubové svaly). Opakované přetěžování m. iliopsoas vede k jeho tendinitidě (Clippinger, 2007). Kvůli nadměrné vnitřní nebo silové zevní rotaci vzniká syndrom m. piriformis. Klinicky u tohoto syndromu můžeme pozorovat bolest v oblasti hýždí především po skončení tréninku. Současně s bolestí pozorujeme oslabení především abduktorů a vnitřních rotátorů, hamstringy jsou naopak spíše hypertonické. Často také dochází k funkční blokádě SI kloubu kvůli oslabení m. gluteus medius a hypertonii m. piriformis. Při nedostatečné terapii zaměřené na funkční cvičení a dostatečné snížené intenzitě tréninků může dojít k chronickému přetížení svalů (Clippinger, 2007; Madden et al., 2010).

U tanečníků můžeme také pozorovat lupavý fenomén v kyčli. Pro toto onemocnění je charakteristický pocit přeskakování v přední části kloubu během určitého pohybu (Milan, 1994). Tento fenomén vzniká v místě křížení šlachy m. iliopsoas s kyčelním kloubem a ligamentem inguinale při pohybu do maximální abdukce a postupné extenzi v kolenním a kyčelním kloubu (Weiss & Zlatkowski, 1996).

2.5.3.3 Kolenní kloub

Kolenní kloub je v tanci vystaven značnému excentrickému zatížení, a to zejména při opakovaném dopadání po skocích. Důvodem poranění může být neefektivní rozložení zatížení nohy, rotace dolní končetiny nebo nedostatečná stabilita. Pozice v zevní rotaci při dopadu přetěžuje více mediální část kolene (Stretanski & Weber, 2002).

U baletek je časté také varózní postavení kolen, kdy je úhel mezi tibií a femurem větší jak 180°. Toto postavení namáhá vnitřní meniskus a lig. collaterale mediale. Bývá součástí celkové hypermobility (Clippinger, 2007).

U baletek se také kvůli laxitě ligament často vyskytuje *genum recurvatum*. Toto postavení je v baletu považováno za estetické, ale při nadměrné extenzi (více jak 9°) se kloub stává výrazně nestabilním. Tuto polohu tanečníci často zaujímají při pozici „turn out“. Měli by se jí vyvarovat dostatečnou svalovou koordinací hamstringů spolu m. quadriceps femoris. Současně s tím je třeba silně aktivovat zevní rotátory kyčelních kloubů a břišní svaly, aby nedošlo při extenzi kolene k vnitřní rotaci femuru (Clippinger, 2007).

Pokud tanečníci nejsou schopni dosáhnout požadované pozice „turn out“ dostatečnou zevní rotací v kyčelním kloubu, pomáhají si často „šroubováním“. Při „demi plié“ je kolenní kloub ve flexi, proto je zde snadnější provést zevní rotaci tibie. Po zafixování chodidel o podložku ve správné pozici se extendují kolenní klouby. Jenže při plné extenzi kolene provádí femur vnitřní rotaci, tudíž na kloub působí střížné síly. To vede k vysokému napětí ligament a zvyšuje se riziko vzniku poranění. Navíc se tuberositas tibie posouvá laterálně, čímž se zvyšuje díky m. quadriceps femoris komprese pately (Clippinger, 2007; Milan, 1994). Určitá míra rotace v kolenním kloubu je fyziologická, ale extrémní a dlouhotrvající zevní rotace zvyšuje incidenci zranění nejčastěji v tibiofemorálním a patellofemorálním kloubu (Bennel et al., 1999). Rotace v kolenním kloubu při dynamickém provedení pohybu nezatěžuje ligamentózní aparát kolene do takové míry, jako je tomu při statickém zatížení (Clippinger, 2007). Extrémní rotace segmentů spojená s extenzí kolene vede k nadměrnému zatížení dolní končetiny, a to především vnitřních částí kolenních kloubu, hlezna a nohy (Negus, Hoper, & Briffa, 2005).

Nejen pozice „turn out“, ale také provedení „grand plié“ extrémně zatěžuje kolenní klouby, resp. menisky a zadní zkřížený vaz. Důležité je udržet femur rovnoběžně s osou nohy (osu druhého metatarzu), neboť tím nedochází k pronaci nohy, kvůli které není možná dostatečná zevní rotace v kyčli a kolenní kloub není tak namáhán (Clippinger, 2007).

Nejčastější poranění kolenního kloubu jsou patellofemorální syndrom a tzv. „skokanské koleno“. Patellofemorální syndrom je poškození chrupavčité části česky. Bolest se u tohoto syndromu projevuje zejména při opakované silové flexi kolene („grand plié“). Skokanské koleno vzniká natržením lig. patellae a projevuje se bolestí na dolním úhlu česky. Bolestivost se zhoršuje po skocích nebo při silové extenzi kolene. Pozice „grand plié“ (ale i skoky nebo běh) může také vyvolat onemocnění Osgood-Schlatter, při kterém dochází k odtržení úponu m. quadriceps femoris od tuberositas tibiae. U tanečníků se také dříve než u běžné populace vyskytuje gonartróza (Clippinger, 2007).

Další častá poranění jsou chondropatie česky, laterální subluxe patelly, bursitidy, zlomeniny česky a poranění vazů (Milan, 1994; Kadel, 2006; Hansen & Reed, 2006). Na vzniku poranění se podílí zejména faktory snižující stabilitu kolene, konkrétně genu recurvatum, genu valgum, anteverté femuru, zvýšený Q-úhel, externí rotace tibiae, pronace nohy, snížená svalová síla m. vastus medialis, m. gluteus medius a dalších zevních rotátorů kyčle nebo zkrácení tractus iliotibialis. Většina z nich se vyskytuje současně. Díky nim se patela může posunout laterálně, takže dochází ke sřížným silám v kolenním kloubu (Clippinger, 2007). Ruptura předního zkříženého vazů může u baletních tanečníků vzniknout nejčastěji při doskoku do pozice „turn out“ s valgózním postavením v koleni (Meuffels & Verhaar, 2008; Miyasaka, Daniel, & Stone, 1991).

2.5.3.4 Hlezenní kloub

Pro hlezenní kloub je typické, že svou stabilní pozici zaujímá v nulovém postavení. Při provedení pozice „turn out“ však tato jeho stabilita neumožňuje přizpůsobit se rotační tendenci hlezna. Pokud v této situaci nedojde ke kompenzaci pohybem v subtalárním a transverzotarzálním kloubu, zvyšuje se riziko vzniku poranění (Gross, 2005). Nevhodná chůze s vytočenými špičkami směrem zevně může způsobit bolesti sezamských kůstek, také s kyčlemi či dysfunkci v sakroiliakálním kloubu (Kadel, 2006). Také Procházková, Teplá, Svoboda, Juráková a Janura (2014) prokázali, že baletní tanečníci zatěžují méně laterální oblasti paty a středonoží. Tento rozdíl může být způsobem charakterem taneční chůze, při které dochází během posunu nohy vpřed ke klouzání prstů po podložce.

Hyperpronace subtalárního kloubu se u baletních tanečníků vyskytuje velmi často a má významný vliv na poranění dolní končetiny (Nowacki, Air, & Rietveld, 2012). Negus, Hoper a Briffa (2005) hyperpronaci v pozici „turn out“ nazývají „rolling in“. Hyperpronační syndrom mívá příčinu ve varózním předonoží či varózním zánoží. Obě tyto běžné deformity zvyšují pronaci zánoží pro zajištění plného kontaktu nohy s podložkou

během fáze zatěžování ve stojné fázi krokového cyklu. Vznikají tak individuální kompenzační strategie, podmiňující funkční nebo strukturální poruchy kloubů dolních končetin i okolních měkkých tkání a příslušných svalů. Při hyperpronaci se většinou bérce zdržuje déle ve vnitřní rotaci, kolenní kloub v semiflexi a femur ve vnitřní rotaci. Tím dochází k antevertzi pánve a hyperlordóze bederní páteře. Nadměrná pronace vede k protažení vaziva a šlach v mediální a plantární oblasti nohy. Kvůli tomu klesá mediální oblouk podélné klenby a je třeba více aktivovat svaly klenby (Vařeka & Vařeková, 2009). Také podle Gamboa, Roberts, Maring a Fergus (2008) hyperpronace významně zvyšuje riziko vzniku úrazu hlezna a postižení okolních struktur. Hyperpronace může vést k bolesti bederní části zad, úrazu předního zkříženého vazy, patelofemorálnímu syndromu, vzniku mediálního stresového syndromu, zánětu sezamských kůstek, tendinitidě Achillovy šlachy, m. flexor hallucis longus, plantární fascitidě, stresovým zlomeninám nebo vbočenému palci (Clippinger, 2007; Meuffels & Verhaar, 2008; Vařeka & Vařeková, 2009).

Stresové fraktury vznikají při baletu zejména pronačním postavením nohy. Nejčastěji se vyskytují únavové zlomeniny 2. a 3. metatarzu (Stretanski & Weber, 2002), dále pak fibuly, tibie nebo os cuboideum (Clippinger, 2007).

S hyperpronací, resp. „rolling in“, se pojí rotace prvního paprsku a následný stres metatarzofalangeálního kloubu. Hyperpronace může také způsobit poranění kapsulárních struktur tohoto kloubu, což může být zapříčiněno i příliš utaženou baletní obuví nebo předčasným zařazením tréninku „en pointe“ (Biz, Favero, Stecco, & Aldegheri, 2012). Kompresí nohy v úzké baletní obuvi se může objevit také Mortonova neuralgie (Clippinger, 2007).

Baletní tanečníci mívají výrazně větší sílu plantárních i dorzálních flexorů hlezenního kloubu než v případě běžné populace (Thomas & Parcell, 2004). Důležitým svalem této oblasti pro klasický balet je také m. peroneus brevis, protože provádí zevní rotaci nohy. Této zevní rotaci je využíváno téměř u všech baletních pozic (Clippinger, 2007) stejně jako maximální plantární flexe (pološpička, špička), při které se nachází ligamentum talofibulare anterior v rizikové poloze pro vznik tendinitidy. Prodloužením maximální délky ligamenta v nadměrných rozsazích pohybu se snižuje jeho funkčnost, čímž jsou většímu riziku poranění vystaveny slabší šlachy a vazy (Russel, 2013; Russell, McEwan, Koutedakis, & Wyon, 2008).

Pozice na špičkách vyžaduje plantární flexi v talocrurálním kloubu i středonoží spojenou s pronací a výponem na špičky prstů. To všechno se současným použitím baletní obuvi. V této pozici se horní artikulační plocha talu dostává mimo rovinu obou kotníků,

čímž se snižuje kloubní stabilita. Pro stabilizaci kloubu v této pozici je nutná aktivita m. triceps surae spolu s m. flexor hallucis longus a m. flexor digitorum longus. K udržení této pozice pomáhají m. peroneus longus a m. tibialis posterior, jejichž souhra brání pádu do inverze nebo everze (Clippinger, 2007; Russell, McEwan, Koutedakis, & Wyon, 2008).

Pro správné provedení „demi pointe“ je v hlezenním kloubu nutná plantární flexe nad 90° a zároveň hyperextenze kolem 90° v metatarzofalangeálních kloubech (Clippinger, 2007). V pozici maximální dorziflexe („demi plié“) je ligamentum talofibulare anterior v ostrém úhlu vůči fibule a ligamentum calcaneofibulare jde paralelně vedle fibuly. Tím se zvyšuje riziko vzniku tendinitidy (Russell, McEwan, Koutedakis, & Wyon, 2008).

Nejčastějším poraněním v oblasti nohy je distorze hlezenního kloubu do inverze při provedení „demi pointe“ (Elias et al., 2008). Při této technice je nejvíce přetíženo lig. talofibulare anterior, lig. calcaneofibulare, lig. talofibulare posterior a plantární fascie. Může dojít jak k traumatickým změnám těchto ligament, tak i k chronické nestabilitě hlezna spojené se snížením senzomotoriky této oblasti (Liederbach, 2010; Clippinger, 2007; Russell, McEwan, Koutedakis, & Wyon, 2008). Při doskoku na chodidlo přes malíkovou hranu během „demi pointe“ může dojít ke zlomenině 5. metatarzu, které nebývá ze strany tanečníků věnováno příliš pozornosti (Kadel, 2006; Milan, 1994).

Zejména při tréninku na tvrdé podložce může při „plié“ vzniknout tendinitida Achillovy šlachy. Okraj baletních bot tlačí na tuto šlachu, což může vést ke vzniku bursitidy (Clippinger, 2007; Malone & Hardaker, 1990). Rovněž dochází k přetížení m. flexor hallucis longus, který je hlavním stabilizátorem středonoží, palce a hlezenního kloubu (Kadel, 2006).

Další z komplikací, které se mohou objevit v oblasti hlezenního kloubu je impingement syndrom. Ten může být anteriorní nebo posteriorní. Při jeho vzniku záleží na tom, jestli k němu dojde při extrémní plantární nebo dorsální flexi. Poněkud častěji se vyskytuje posteriorní impingement syndrom, protože se tanečníci častěji pohybují v maximální plantární flexi (Clippinger, 2007).

3 Cíle a výzkumné otázky

3.1 Hlavní cíl

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit vliv postavení osy nohy na nastavení proximálních segmentů dolních končetin a pánve při chůzi u profesionálních tanečníků.

3.2 Dílčí cíle

1. Provedení kinematické analýzy chůze u baletních tanečníků.
2. Analyzovat rozdíly v postavení osy nohy během krokového cyklu u baletních tanečníků a u osob, které se tanci nevěnují.
3. Analyzovat rozdíly v úhlových parametrech krokového cyklu v závislosti na postavení osy nohy u baletních tanečníků a kontrolní skupiny.
4. Pokusit se určit vztahy mezi postavením osy nohy, úhlovými parametry chůze a nejčastějšími poruchami muskuloskeletálního systému u baletních tanečníků.
5. Na základě naměřených výsledků se pokusit stanovit vhodná doporučení pro prevenci poruch muskuloskeletálního aparátu u baletních tanečníků.

3.3 Hypotézy

H₀₁

Postavení osy nohy během krokového cyklu se mezi tanečníky a kontrolní skupinou neliší.

H₀₂

Mezi postavením osy nohy a úhlovými parametry hlezenního, kolenního, kyčelního kloubu a pánve během krokového cyklu u tanečníků a kontrolní skupiny neexistují těsné vztahy.

H₀₃

Úhlové nastavení hlezenního, kolenního, kyčelního kloubu a pánve během krokového cyklu se mezi baletními tanečníky s rozdílným postavením osy nohy neliší.

4 Metodika výzkumu

Měření dat pro tuto diplomovou práci se uskutečnilo v roce 2013 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). Výzkum souboru probandů profesionálních baletních tanečníků byl proveden na základě udělení souhlasu etické komise Fakulty tělesné kultury (Příloha 1) v rámci projektu „Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečníků“ (jednací číslo 60/2011).

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvořilo 32 profesionálních tanečníků (14 mužů a 18 žen) z baletního souboru Mahenova divadla v Brně (průměrný věk $25,0 \pm 5,2$ let, výška $169,1 \pm 7,9$ cm, hmotnost $58,1 \pm 11,0$ kg). Kritérii pro zařazení osob do sledované skupiny bylo dosažení profesionální úrovně v baletu, absence závažnějších úrazů pohybového systému a frekvence tanečního tréninku minimálně 5 – 6 hodin za den (5 dnů v týdnu). Dále jsme baletní tanečníky navíc rozdělili podle velikosti úhlu, který svírá osa nohy v transversální rovině se směrem chůze, na dvě skupiny. Skupina A s úhlem menším než 15° obsahovala 12 osob (7 žen a 5 mužů, průměrný věk $26,4 \pm 6,2$ let, výška $169,8 \pm 8,2$ cm, hmotnost $60,0 \pm 12,7$) a skupina B s úhlem větším než 15° obsahovala 20 probandů (11 žen a 9 mužů, průměrný věk $24,25 \pm 4,2$ let, výška $168,7 \pm 8,0$ cm, hmotnost $56,9 \pm 9,9$ kg). Přesné antropometrické parametry jsou uvedeny v Příloze 3 v Tabulce 10 a 11.

Kontrolní skupina obsahovala 29 osob (10 mužů a 19 žen), které se baletu profesionálně nevěnují a nevyskytují se u nich poranění muskuloskeletálního aparátu (průměrný věk $24,0 \pm 2,9$ let, výška $170,1 \pm 8,9$ cm, hmotnost $65,4 \pm 11,5$ kg).

Všichni probandi byli seznámeni s cílem výzkumu a podepsali informovaný souhlas (Příloha 2).

4.2 Použité technické zařízení

Měření chůze proběhlo v budově Mahenova divadla v Brně. Kinematická analýza chůze byla zaznamenána pomocí optoelektronického systému Vicon MX (Vicon Motion Systems, OxfordMetricsGroup, London, Great Britain) na dráze o délce 5 m. Systém

Vicon MX využívá sedmi infračervených kamer (typ T10, frekvence snímání 200 Hz, rozlišení 1 MGpix) ke snímání reflexních značek umístěných na předem definovaných bodech těla. Souřadnice těchto bodů byly získány s využitím software Vicon Nexus 1.0. Záznam z tenzometrických plošin umožnil snadnější rozlišení jednotlivých fází krokového cyklu. Naměřená data byla poté zpracována pomocí programů Vicon Polygon Authoring Tool, který umožňuje vytvářet, editovat a exportovat výstupy z měření.

Pro zjištění osy nohy, kterou svírá chodidlo v transversální rovině se směrem chůze, byla použita data získaná pomocí plantografické plošiny Footscan® (RSscan International, Olen, Belgium) a programu Footscan Gait Software. Reakční síla podložky u stojné fáze chůze byla zjištěna pomocí dvou piezoelektrických plošin Kistler 9286AA (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko) o rozměrech 600 x 400 x 35 mm, které byly zabudovány do chodníku a překryty materiálem stejné barvy, aby nedošlo k omezení plynulosti chůze.

Místnost určená pro analýzu chůze poskytovala dostatek prostoru před i za měřenou drahou, aby bylo zajištěno měření plynulého krokového cyklu bez počátečního zrychlení a závěrečného zpomalení chůze.

4.3 Průběh měření

Měření výzkumného souboru probíhalo v budově Mahenova divadla v Brně 12. a 20. června 2013. Měření kontrolní skupiny proběhlo na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v průběhu listopadu téhož roku. Před měřením byli probandi seznámeni s účelem a průběhem měření, podepsali souhlas s anonymním použitím údajů pro vědeckou práci, byly od nich odebrány anamnestické údaje formou ankety v české a anglické verzi pro vyloučení probandů s významným poraněním muskuloskeletálního aparátu.

Probandi byli při měření ve spodním prádle a bez obuvi (Obrázek 13). Na vybraná anatomicky definovaná místa obou dolních končetin, pánve a ramen bylo pomocí oboustranné lepicí pásky připevněno 18 reflexních bodů (Tabulka 1) sloužících k definování vybraných segmentů lidského těla podle modelu PlugInGait Model.



Obrázek 13. Dokumentace z průběhu měření

Tabulka 1. Popis reflexních bodů

Název značky	Poloha značky
LSHO, RSHO	acromion
LASI, RASI	spina iliaca anterior superior
LPSI, RPSI	spina iliaca posterior superior
LTHI, RTHI	trochanter major femoris
LKNE, RKNE	epicondylus lateralis femoris
LTIB, RTIB	2/3 bérce
LANK, RANK	malleolus lateralis
LHEE, RHEE	calcaneus (dorzální výběžek)
LTOE, RTOE	2. metatarsus (hlavička)

Vysvětlivky: L – levá, P – pravá strana.

Před měřením byla provedena kalibrace systému pro určení počátku souřadného systému. Následovala statická kalibrace modelu snímáním probanda ve stoji po dobu 30 s. Pro kalibraci dat byl změřen klidový stoj, který byl brán jako výchozí nulová hodnota pro vlastní analýzu chůze. Dále probandi provedli 10 pokusů přirozené chůze, z nichž bylo pro další softwarové a statistické zpracování vybráno vždy 5 úspěšných pokusů chůze.

4.4 Zpracování dat

4.4.1 Zpracování měřených parametrů kinematické 3D analýzy

U každého jedince byl zpracován jeden pokus stoje a 5 nejlepších pokusů chůze. Pomocí programu Vicon nexus byly zpracovány jednotlivé krokové sekvence. Podle záznamu reakční síly podložky byl u každého pokusu chůze označen začátek a konec jednoho krokového cyklu. Výsledná data byla exportována ke zpracování do programu Vicon Polygon, a poté do programu Microsoft Excel. Z kinematických parametrů byly pro následné statistické hodnocení použity maximální a minimální hodnoty úhlových rozsahů a celkový rozsah pohybu kloubů dolních končetin a pánve ve třech rovinách.

Sledované parametry kinematické analýzy:

Osa nohy – úhel, který svírá chodidlo v transversální rovině se směrem chůze,

ASmin1 – první minimální hodnota úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, tj. maximum plantární flexe ve stádiu postupného zatěžování,

ASmax1 – maximum dorsální 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,

ATmin1 – první minimální hodnota úhlu v hlezenním kloubu v transversální rovině, tj. maximum zevní rotace ve fázi postupného zatěžování,

ATmax1 – maximum vnitřní rotace v hlezenním kloubu v předšvihové fázi,

ATmin2 – druhá minimální hodnota úhlu v hlezenním kloubu v transversální rovině, tj. maximum zevní rotace během švihové fáze,

AT – celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v transversální rovině,

KSmax1 – maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi,

KSmin1 – první minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu, tj. maximum extenze ve stojné fázi,

KSmax2 – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi,

KSmin2 – druhá minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu, tj. maximum extenze na konci švihové fáze,

KFmax – maximum addukce v kolenním kloubu ve švihové fázi,

KFmin – minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu ve frontální rovině, tj. maximum abdukce ve stojné fázi,

KF – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině,

KTmax – maximum vnitřní rotace v kolenním kloubu během krokového cyklu,

- KTmin – minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu v transversální rovině, tj. maximum zevní rotace během krokového cyklu,
- KT – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v transversální rovině,
- 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,
- HFmin1 – minimální hodnota úhlu v kyčelním kloubu ve frontální rovině, tj. maximum abdukce při počátečním švih,
- HFmax1 – maximum addukce v kyčelním kloubu při fázi postupného zatěžování,
- HTmin1 – minimální hodnota úhlu v kyčelním kloubu v transversální rovině, tj. maximum zevní rotace během švihové fáze,
- HTmax1 – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu ve stojné fázi,
- HT – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině,
- PSmin1 – minimum rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině, tj. retroverze,
- PSmax1 – maximum rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině, tj. antevertze,
- PS – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině,
- PFmin1 – minimum rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině, tj. maximum úklonu inferiorně,
- PFmax1 – maximum rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině, tj. maximum úklonu superiorně,
- PF – celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině,
- PTmin1 – minimum rozsahu pohybu pánve v transversální rovině, tj. maximum vnitřní rotace
- PTmax1 – maximum rozsahu pohybu pánve v transversální rovině, tj. maximum zevní rotace
- PT – celkový rozsah pohybu pánve v transversální rovině

4.4.2 Statistické zpracování dat

Naměřená data byla statisticky zpracována v programu STATISTICA 10.0 (Stat-Soft, Inc., Tulsa, OK, USA), v němž byly vypočítány základní popisné charakteristiky (průměr a směrodatná odchylka). Pro zjištění závislosti mezi skupinami probandů a kinematickými parametry chůze byl použit neparametrický test pro dva nezávislé soubory (MannWhitney U test). Pro určení závislosti mezi měřenými kinematickými parametry a osou nohy byla použita korelační analýza (Pearsonův korelační koeficient). Pro určení statistické

významnosti mezi dvěma skupinami baletních tanečníků, kteří byli rozděleni podle velikosti úhlu osy nohy, byl použit Wilcoxonův neparametrický párový test a věcná významnost eta (η^2).

Hladina statistické významnosti pro Pearsonův korelační koeficient je popsána v Tabulce 2 a pro věcnou významnost eta (η^2) v Tabulce 3. Statistická významnost pro MannWhitney U test byla stanovena na hladině $p < 0,01$, pro Wilcoxonův test $p < 0,05$.

Tabulka 2. Určení síly korelační závislosti dle absolutní hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu

Síla korelační závislosti	Absolutní hodnota Pearsonova korelačního koeficientu
slabá	0,10 – 0,30
středně silná	0,30 – 0,50
silná	> 0,50

Tabulka 3. Určení hladiny věcné významnosti pro absolutní hodnotu věcné významnosti eta (η^2)

Hladina věcné významnosti	Absolutní hodnota věcné významnosti eta (η^2)
malá	0,02 – 0,13
střední	0,13 – 0,26
velká	> 0,26

5 Výsledky

5.1 Výsledky k hypotéze H₀₁

Hypotézu H₀₁ ve znění „postavení osy nohy během krokového cyklu se mezi tanečníky a kontrolní skupinou neliší“ můžeme zamítnout. Byl zjištěn statisticky významný rozdíl v postavení osy nohy během krokového cyklu mezi baletními tanečníky a kontrolní skupinou.

Komentář k hypotéze H₀₁:

U kontrolní skupiny byl zaznamenán menší odklon osy nohy v transversální rovině zevně od směru pohybu než u baletních tanečníků (Tabulka 4). U žen z kontrolní i baletní skupiny byla osa nohy méně zevně vytočená, než ve stejné skupině u mužů.

Tabulka 4. Průměrná velikost úhlu osy nohy v transversální rovině

Soubor	Kontrolní skupina		Baletní tanečníci		MannWhitney U test
	průměr	SD	průměr	SD	p
muži	6,12°	5,02°	18,89°	7,09°	0,000
ženy	5,38°	5,97°	17,89°	5,60°	0,000
dohromady	5,63°	5,63°	18,36°	6,31°	0,000

Vysvětlivky: SD – směrodatná odchylka.

5.2 Výsledky k hypotéze H₀₂

Hypotézu H₀₂ ve znění „mezi postavením osy nohy a úhlovými parametry hlezenního, kolenního, kyčelního kloubu a pánve během krokového cyklu u tanečníků a kontrolní skupiny neexistují těsné vztahy“ můžeme zamítnout. Byly zjištěny vztahy mezi postavením osy nohy a úhlovými parametry během krokového cyklu mezi tanečníky a kontrolní skupinou.

Výsledky korelační analýzy pro postavení osy nohy a úhlové rozsahy hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu a pánve v průběhu krokového cyklu u tanečníků a kontrolní skupiny jsou uvedeny v Příloze 4.

Komentář k hypotéze H₀₂:

Celkově můžeme pozorovat vyšší stupně závislosti mezi pohyby segmentů a osou nohy u mužů než u žen a také větší závislosti u kontrolní skupiny než u baletní.

Výsledky pro hlezenní kloub

Statisticky významné hodnoty pro parametry hlezenního kloubu jsou uvedeny v Tabulce 5.

Tabulka 5. Významné závislosti mezi osou nohy a úhlovým nastavením v hlezenním kloubu během krokového cyklu u baletní a kontrolní skupiny

Hlezenní kloub	Pearsonův korelační koeficient			
	kontrolní skupina		baletní skupina	
	muži	ženy	muži	ženy
Parametr				
max. plantární flexe během fáze zatěžování	-0,225	-0,019	0,180	0,279
max. dorzální flexe při konečném stoji	0,093	-0,109	-0,041	0,029
max. plantární flexe během konečného stoje	-0,103	0,190	0,228	0,064
max. zevní rotace při postupném zatěžování	-0,627	-0,262	-0,281	-0,321
max. vnitřní rotace v předšvihové fázi	-0,687	-0,333	-0,076	-0,498
max. zevní rotace během švihové fáze	-0,644	-0,342	-0,180	-0,248
ROM v transverzální rovině	-0,514	0,016	0,179	-0,419

Vysvětlivky: max. – maximum, ROM – rozsah pohybu, oranžově – silná, zeleně – středně silná, modře – slabá závislost, kladné hodnoty – přímá úměrnost, záporné hodnoty – nepřímá úměrnost.

Mezi osou nohy v transverzální rovině a pohyby v hlezenním kloubu byl zaznamenán silný korelační koeficient ($> 0,50$) pouze u mužů z kontrolní skupiny. Silná závislost se tedy projevila u maxima zevní rotace ve fázi postupného zatěžování i ve švihové fázi a u celkového rozsahu pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině. U mužů z kontrolní skupiny existuje slabá závislost u maxima plantární flexe během fáze zatěžování i konečného stoje. Pro tyto závislosti platila nepřímá úměrnost.

U žen z kontrolní skupiny existuje středně silná závislost mezi osou nohy a maximem vnitřní rotace v předšvihové fázi i maximem zevní rotace v předšvihové fázi. Pro tyto závislosti platila nepřímá úměrnost. Slabá závislost existuje u maxima dorzální flexe

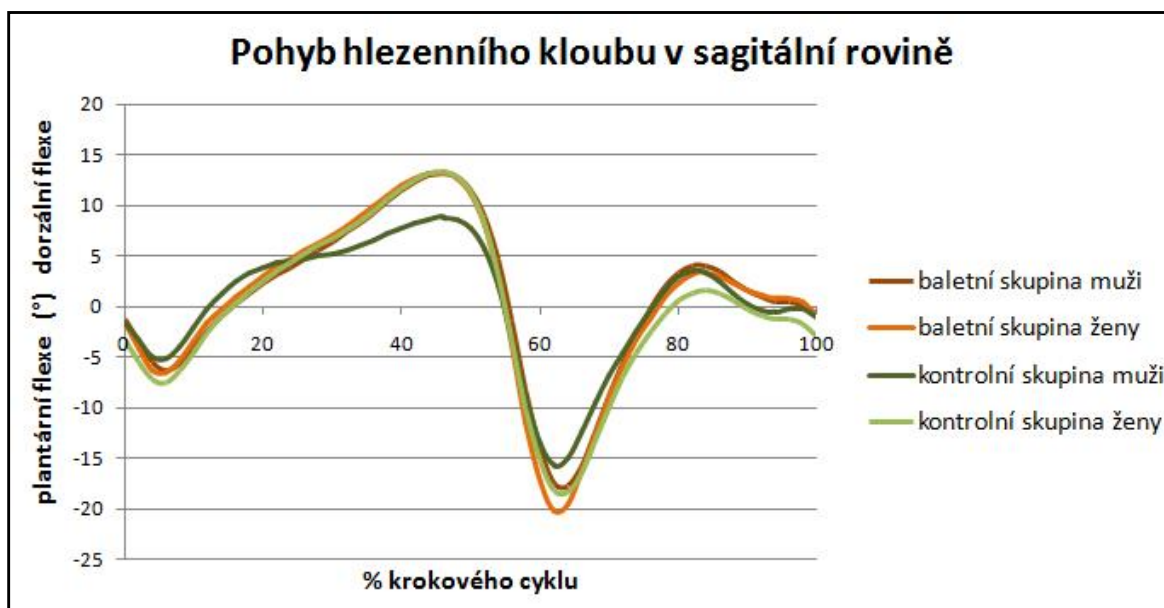
(nepřímá úměrnost), maxima plantární flexe během konečného stoje (přímá úměrnost) a maxima zevní rotace při postupném zatěžování (nepřímá úměrnost).

U mužů z baletní skupiny existuje slabá závislost mezi osou nohy a maximem plantární flexe během fáze zatěžování i konečného stoje (přímá úměrnost), maximem zevní rotace při postupném zatěžování i během švihové fáze (nepřímá úměrnost) a celkovým rozsahem pohybu hlezenního kloubu (přímá úměrnost).

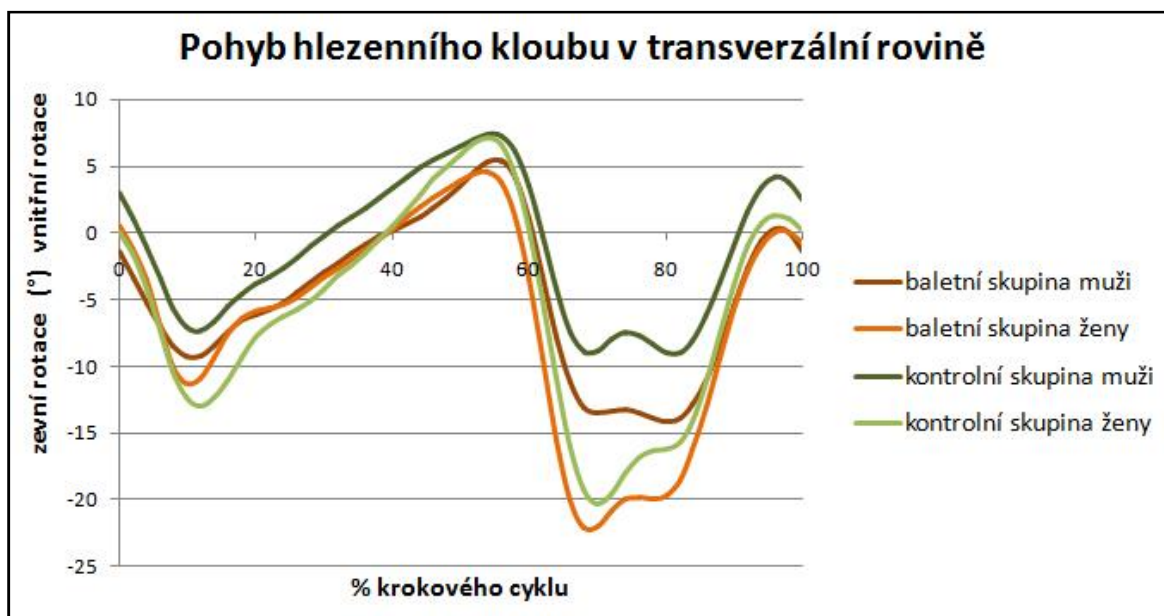
Středně silná závislost existuje u žen z baletní skupiny u maxima zevní rotace při postupném zatěžování, maxima vnitřní rotace v předšvihové fázi a celkového rozsahu pohybu kloubu v transverzální rovině (nepřímá úměrnost). Slabá závislost u maxima plantární flexe během fáze zatěžování (přímá úměrnost) a u maxima zevní rotace během švihové fáze (nepřímá úměrnost).

Pohyby hlezenního kloubu v sagitální (Graf 1) a transverzální (Graf 2) rovině jsou závislé na postavení osy nohy v transverzální rovině. Přesné hodnoty úhlového nastavení jsou uvedeny v Příloze 4 v Tabulce 12.

Graf 1. Pohyb hlezenního kloubu v sagitální rovině



Graf 2. Pohyb hlezenního kloubu v transverzální rovině



Výsledky pro kolenní kloub

Statisticky významné hodnoty pro parametry kolenního kloubu jsou uvedeny v Tabulce 6.

Tabulka 6. Významné závislosti mezi osou nohy a úhlovým nastavením v kolenním kloubu během krokového cyklu u baletní a kontrolní skupiny

Kolenní kloub	Pearsonův korelační koeficient			
	kontrolní skupina		baletní skupina	
	muži	ženy	muži	ženy
Parametr				
maximum flexe během stojné fáze	0,167	-0,408	0,132	-0,485
maximum extenze během stojné fáze	0,155	-0,253	0,109	0,027
maximum flexe během švihové fáze	-0,203	-0,449	-0,011	0,013
maximum extenze během švihové fáze	-0,217	-0,389	-0,125	0,186
maximum addukce ve švihové fázi	-0,553	-0,219	0,279	0,201
maximum abdukce ve stojné fázi	-0,192	-0,266	-0,026	0,256
ROM ve frontální rovině	-0,751	0,239	0,549	-0,141
maximum vnitřní rotace	0,184	-0,162	-0,056	0,060
maximum zevní rotace	0,084	-0,210	-0,153	0,052
ROM v transverzální rovině	0,113	0,045	0,141	0,021

Vysvětlivky: ROM – rozsah pohybu, oranžově – silná, zeleně – středně silná, modře – slabá závislost, kladné hodnoty – přímá úměrnost, záporné hodnoty – nepřímá úměrnost.

Mezi osou nohy v transverzální rovině a pohyby kolenního kloubu byl u mužů z kontrolní skupiny zaznamenán silný korelační koeficient ($> 0,50$) u maxima addukce ve švihové fázi a u celkového rozsahu pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině (nepřímá úměrnost). Slabá závislost existuje u maxima flexe a extenze během stojné (přímá úměrnost) i švihové fáze (nepřímá úměrnost), maxima addukce ve švihové fázi (nepřímá úměrnost), maxima vnitřní rotace a celkového rozsahu pohybu v transverzální rovině (přímá úměrnost).

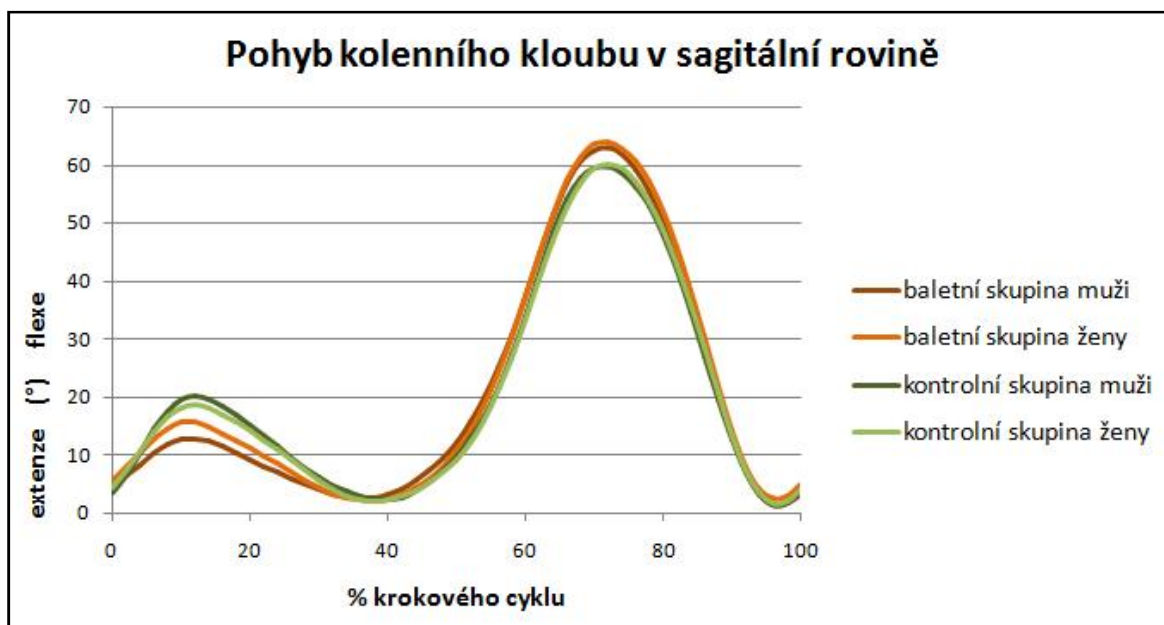
U žen z kontrolní skupiny byla nalezena středně silná závislost u maxima flexe kolenního kloubu během stojné i švihové fáze a u maxima extenze ve švihové fázi (nepřímá úměrnost). Slabá závislost byla nalezena u maxima extenze během stojné fáze, maxima addukce ve švihové fázi, maxima abdukce ve stojné fázi (nepřímá úměrnost), celkového rozsahu pohybu ve frontální rovině (přímá úměrnost), maxima vnitřní a zevní rotace (nepřímá úměrnost).

U mužů z baletní skupiny existuje silná závislost u celkového rozsahu pohybu kolenním kloubu ve frontální rovině (přímá úměrnost). Slabá závislost existuje u maxima flexe i extenze během stojné fáze (přímá úměrnost), maxima extenze během švihové fáze (nepřímá úměrnost), maxima addukce ve švihové fázi (přímá úměrnost), maxima zevní rotace (nepřímá úměrnost) a celkového rozsahu pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině (přímá úměrnost).

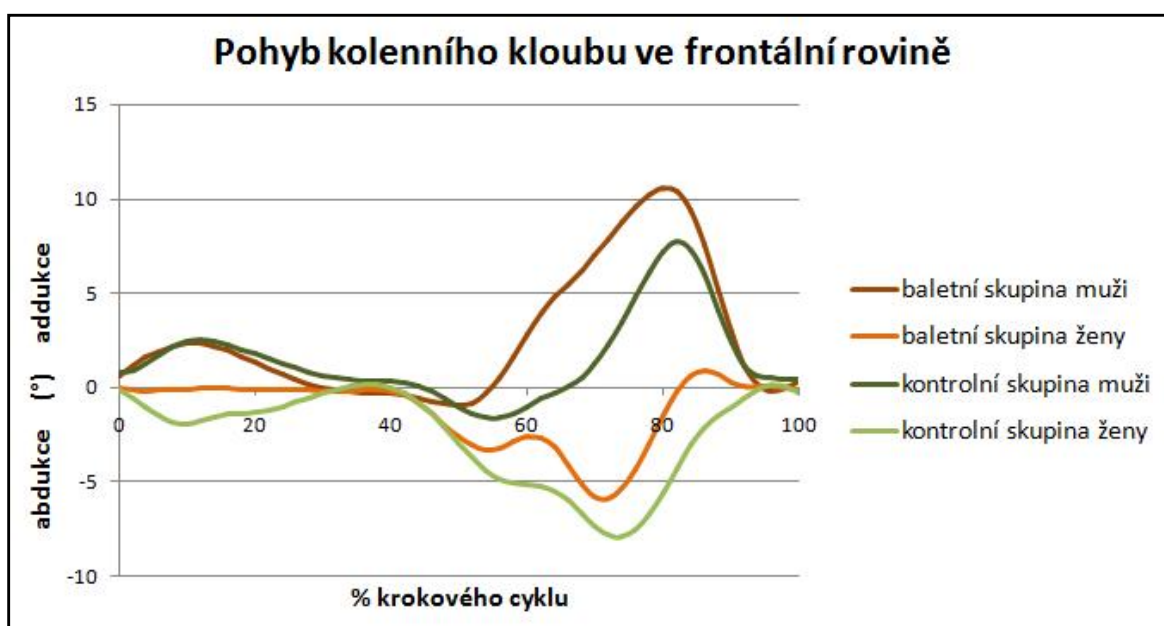
U žen z baletní skupiny existuje středně silná závislost u maxima flexe kolenního kloubu během stojné fáze (nepřímá úměrnost). Slabá závislost existuje u maxima extenze během švihové fáze, maxima addukce ve švihové fázi, maxima abdukce ve stojné fázi (přímá úměrnost) a celkového rozsahu pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině (nepřímá úměrnost).

Pohyby kolenního kloubu v transverzální rovině nejsou příliš závislé, zatímco pohyby v sagitální (Graf 3) a frontální (Graf 4) rovině jsou závislé na postavení osy nohy v transverzální rovině. Přesné hodnoty úhlového nastavení jsou uvedeny v Příloze 4 v Tabulce 12.

Graf 3. Pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině



Graf 4. Pohyb kolenního kloubu ve frontální rovině



Výsledky pro kyčelní kloub

Statisticky významné hodnoty pro parametry kyčelního kloubu jsou uvedeny v Tabulce 7.

Tabulka 7. Významné závislosti mezi osou nohy a úhlovým nastavením v kyčelním kloubu během krokového cyklu u baletní a kontrolní skupiny

Kyčelní kloub	Pearsonův korelační koeficient			
	kontrolní skupina		baletní skupina	
Parametr	muži	ženy	muži	ženy
maximum extenze ve stojné fázi	0,081	-0,167	0,050	0,194
maximum flexe ve švihové fázi	-0,346	-0,241	0,123	-0,054
maximum abdukce při počátečním švihu	0,271	-0,226	0,299	-0,039
maximum addukce při postupném zatěžování	-0,018	-0,422	0,643	-0,265
maximum zevní rotace během švihové fáze	-0,032	-0,248	0,070	0,044
maximum vnitřní rotace během stojné fáze	-0,243	-0,291	0,171	0,098
ROM v transverzální rovině	0,571	0,233	-0,290	-0,108

Vysvětlivky: ROM – rozsah pohybu, oranžově – silná, zeleně – středně silná, modře – slabá závislost, kladné hodnoty – přímá úměrnost, záporné hodnoty – nepřímá úměrnost.

Mezi osou nohy v transverzální rovině a pohyby v kyčelním kloubu byl u mužů z kontrolní skupiny zaznamenán silný korelační koeficient ($> 0,50$) u celkového rozsahu pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině (přímá úměrnost). Středně silná závislost existuje u maxima flexe ve švihové fázi (nepřímá úměrnost). Slabá závislost existuje u maxima abdukce při počátečním švihu (přímá úměrnost) a maxima vnitřní rotace během stojné fáze (nepřímá úměrnost).

U žen z kontrolní skupiny existuje střední závislost u maxima addukce kyčelního kloubu při postupného zatěžování (nepřímá úměrnost). Slabá závislost byla nalezena u maxima extenze ve stojné fázi, maxima flexe ve švihové fázi, maxima abdukce při počátečním švihu, maxima zevní rotace během švihové fáze, maxima vnitřní rotace během stojné fáze (nepřímá úměrnost) i u celkového rozsahu rotace v transverzální rovině kyčelního kloubu (přímá úměrnost).

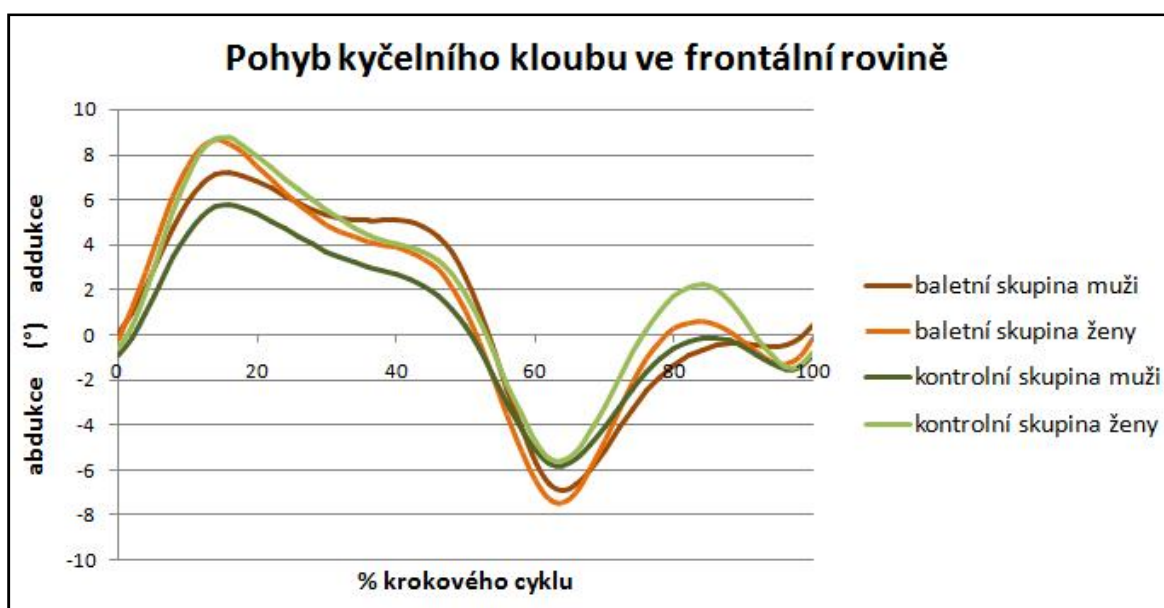
U mužů z baletní skupiny existuje silná závislost u maxima addukce kyčelního kloubu při postupném zatěžování (přímá úměrnost). Slabá závislost existuje u maxima flexe ve švihové fázi, maxima abdukce při počátečním švihu, maxima vnitřní rotace během stojné fáze (přímá úměrnost) a celkového rozsahu pohybu v transverzální rovině (nepřímá úměrnost).

U žen z baletní skupiny byla nalezena jen slabá závislost u maxima extenze ve stojné fázi (přímá úměrnost), maxima addukce při postupném zatěžování a celkového rozsahu rotace v transverzální rovině (nepřímá úměrnost).

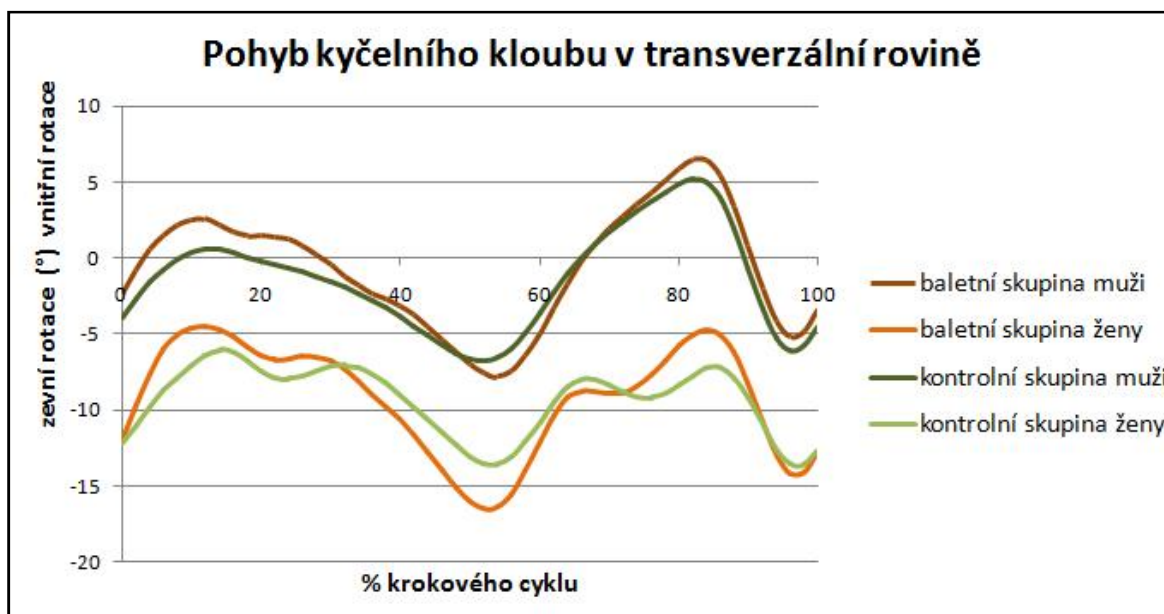
Můžeme pozorovat tendenci ke zvýšení maxima flexe kyčelního kloubu během švihové fáze, maxima addukce ve švihové fázi, maxima zevní rotace i ke zvýšení celkového rozsahu pohybu v transverzální rovině u baletní skupiny. Maximum flexe ve stojné fázi a maximum vnitřní rotace se u baletní skupiny spíše nižší.

Pohyby kyčelního kloubu v sagitální rovině nejsou příliš závislé, zatímco pohyby ve frontální (Graf 5) a transverzální (Graf 6) rovině jsou závislé na postavení osy nohy v transverzální rovině. Přesné hodnoty úhlového nastavení jsou uvedeny v Příloze 4 v Tabulce 12.

Graf 5. Pohyb kyčelního kloubu ve frontální rovině



Graf 6. Pohyb kyčelního kloubu v transverzální rovině



Výsledky pro pánev

Statisticky významné hodnoty pro parametry pánve jsou uvedeny v Tabulce 8.

Tabulka 8. Významné závislosti mezi osou nohy a úhlovým nastavením pánve během krokového cyklu u baletní a kontrolní skupiny

Pánev	Pearsonův korelační koeficient			
	kontrolní skupina		baletní skupina	
	muži	ženy	muži	ženy
maximum retroverze	0,184	-0,143	0,163	-0,105
maximum anteverze	0,293	-0,126	0,217	-0,025
ROM v sagitální rovině	-0,355	-0,077	-0,299	-0,099
maximum úklonu inferiorně	-0,568	-0,378	0,212	-0,024
maximum úklonu superiorně	-0,650	-0,446	0,429	0,045
ROM ve frontální rovině	-0,107	0,071	-0,311	-0,048
maximum zevní rotace	-0,171	-0,179	0,137	-0,067
maximum vnitřní rotace	-0,083	-0,258	0,423	0,390
ROM v transverzální rovině	-0,061	0,078	-0,365	-0,483

Vysvětlivky: ROM – rozsah pohybu, oranžová – silná, zeleně – středně silná, modře – slabá závislost, kladné hodnoty – přímá úměrnost, záporné hodnoty – nepřímá úměrnost.

Mezi osou nohy v transversální rovině a pohyby pánve byl u mužů z kontrolní skupiny zaznamenán silný korelační koeficient ($> 0,50$) u maxima úklonu pánve inferiorně i superiorně (nepřímá úměrnost). Středně silná závislost existuje u celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině (nepřímá úměrnost). Slabá závislost existuje u maxima retroverze a maxima anteverze (přímá úměrnost), celkového rozsahu pohybu ve frontální rovině a maxima zevní rotace (nepřímá úměrnost).

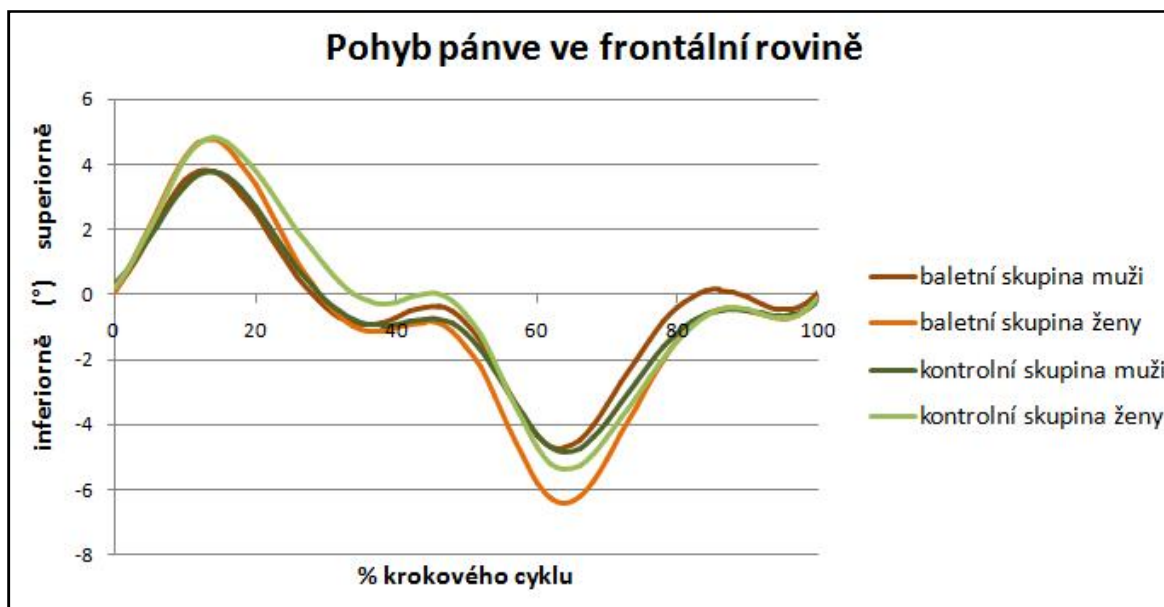
U žen z kontrolní skupiny byla nalezena středně silná závislost u maxima úklonu pánve superiorně i inferiorně (nepřímá úměrnost). Slabá závislost byla nalezena u maxima retroverze, maxima anteverze, maxima zevní i vnitřní rotace pánve (nepřímá úměrnost).

U mužů z baletní skupiny existuje středně silná závislost u maxima úklonu pánve superiorně (přímá úměrnost), celkového rozsahu pohybu ve frontální rovině (nepřímá úměrnost), maxima vnitřní rotace (přímá úměrnost) a celkového rozsahu rotace pánve (nepřímá úměrnost). Slabá závislost existuje u maxima retroverze, maxima anteverze (přímá úměrnost), celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině (nepřímá úměrnost), maxima úklonu inferiorně a maxima zevní rotace pánve (přímá úměrnost).

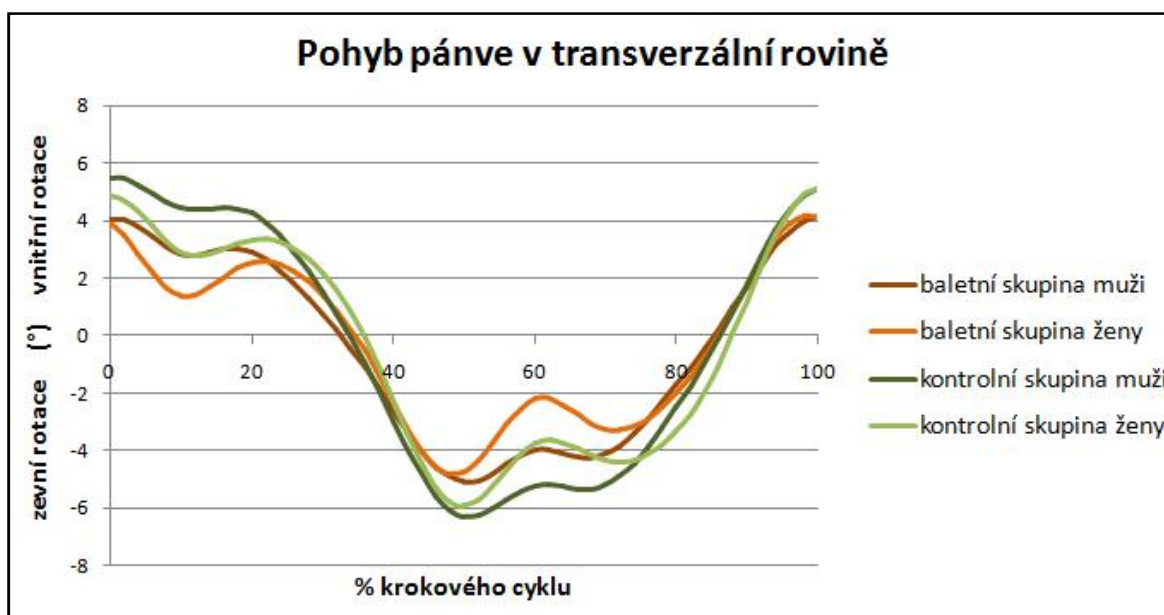
U žen z baletní skupiny byla nalezena středně silná závislost u maxima zevní rotace pánve (přímá úměrnost) a celkového rozsahu rotace (nepřímá úměrnost). Slabá závislost existuje u maxima retroverze pánve (nepřímá úměrnost).

Pohyby pánve v sagitální rovině nejsou příliš závislé, zatímco pohyby ve frontální rovině (Graf 7) a transversální (Graf 8) rovině jsou závislé na postavení osy nohy v transversální rovině. Přesné hodnoty úhlového nastavení jsou uvedeny v Příloze 4 v Tabulce 12.

Graf 7. Pohyb pánve ve frontální rovině



Graf 8. Pohyb pánve v transverzální rovině



5.4 Výsledky k hypotéze H₀₃

Hypotézu H₀₃ ve znění „úhlové nastavení hlezenního, kolenního, kyčelního kloubu a pánve během krokového cyklu se mezi baletními tanečníky s rozdílným postavením osy nohy neliší“ můžeme zamítnout pro testovanou situaci v transverzální rovině pohybů pánve. Pro jiné testované situace nelze hypotézu zamítnout.

Výsledky hodnoty Wilcoxonova testu a věcné významnosti eta (η^2) pro úhlové parametry hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu a pánve během krokového cyklu u baletních tanečníků s rozdílným postavením osy nohy jsou v Příloze 4 v Tabulce 13.

Komentář k hypotéze H₀₃:

Statisticky významného výsledku ($p < 0,05$) dosáhl jen rozdíl celkové rozsahu rotace pánve mezi skupinami. Skupina A měla celkový rozsah rotace průměrně 9,94°, skupina B 12,30° (Tabulka 9).

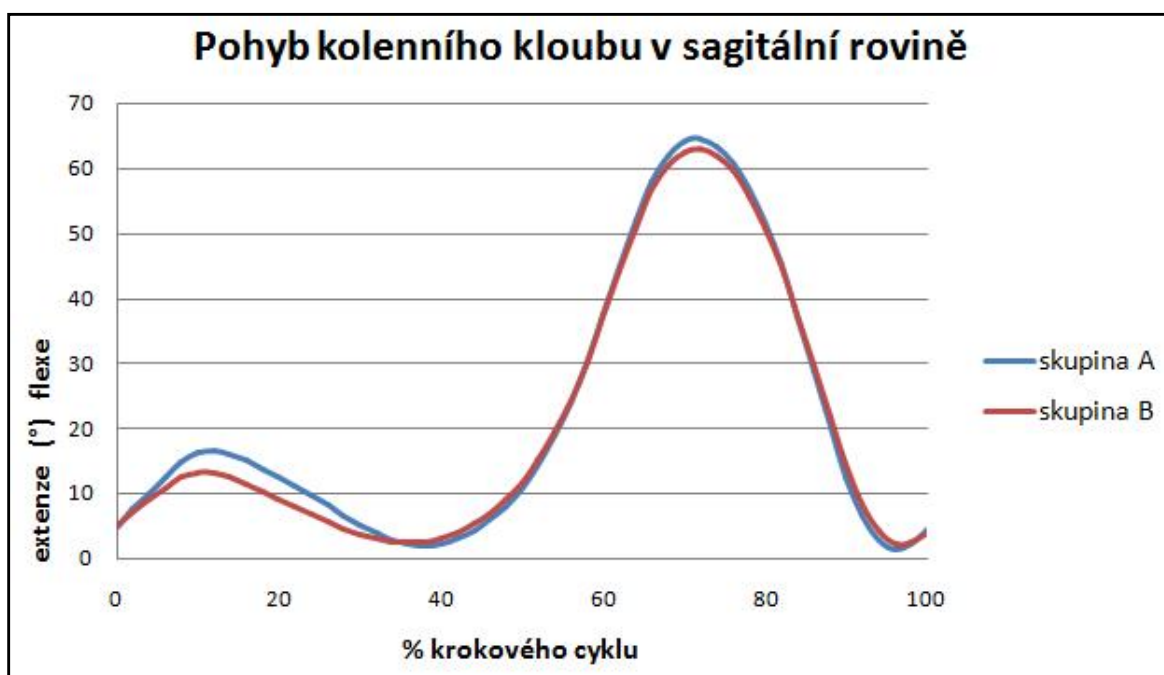
Tabulka 9. Hodnoty úhlového nastavení kloubů dolní končetiny a pánve s velkou věcnou významností ($\eta^2 > 0,26$)

Baletní skupina	Skupina A		Skupina B		Wilcoxonův test	Věcná významnost
Parametr	průměr	SD	průměr	SD	p	eta (η^2)
KSmax1	17,46°	5,80°	14,83°	5,43°	0,077	0,425
KSmin2	0,43°	3,13°	2,20°	4,31°	0,091	0,394
PFmax1	3,23°	2,66°	4,98°	3,77°	0,051	0,500
PTmax1	4,18°	2,97°	6,25°	5,38°	0,088	0,401
PT	9,94°	2,75°	12,30°	4,68°	0,028*	0,600

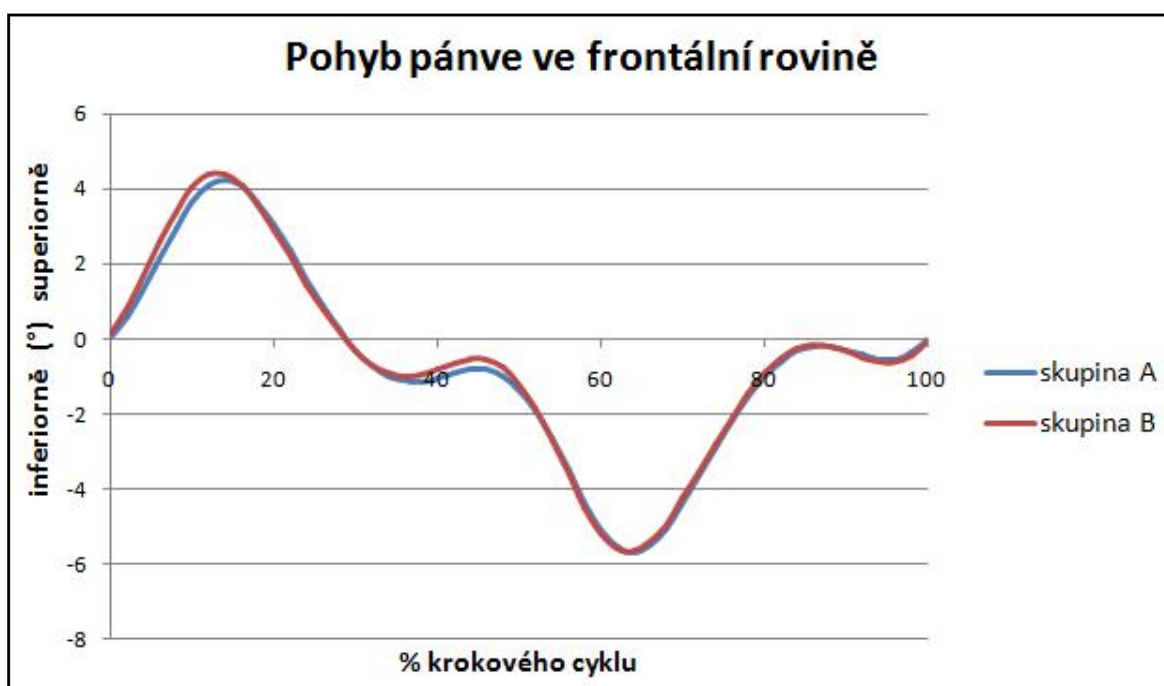
Vysvětlivky: skupina A – úhel osy nohy v transverzální rovině $< 15^\circ$, skupina B – úhel osy nohy v transverzální rovině $> 15^\circ$, SD – směrodatná odchylka, KSmax1 – maximum flexe kolenního kloubu během stojné fáze, KSmin2 – maximum extenze kolenního kloubu během švihové fáze, PFmax1 – maximum úklonu pánve superiorně, PTmax1 – maximum vnitřní rotace pánve, PT – rozsah pohybu pánve v transverzální rovině, * – statisticky významný výsledek ($p < 0,05$).

Velká věcná významnost ($\eta^2 > 0,26$) mezi skupinou A a B byla zjištěna v rozsahu pohybů kolenního kloubu v sagitální rovině (Graf10) a pánve ve frontální (Graf 11) a transverzální rovině (Graf 12). Flexe kolenního kloubu v průběhu stojné fáze byla větší při menším úhlu osy nohy. Maximum extenze v průběhu švihové fáze, maximum úklonu pánve superiorně, maximum vnitřní rotace pánve i celkově rozsah pohybu do rotace se zvyšoval s větším úhlem osy nohy. Přesné hodnoty úhlového nastavení jsou uvedeny v Příloze 5 v Tabulce 13.

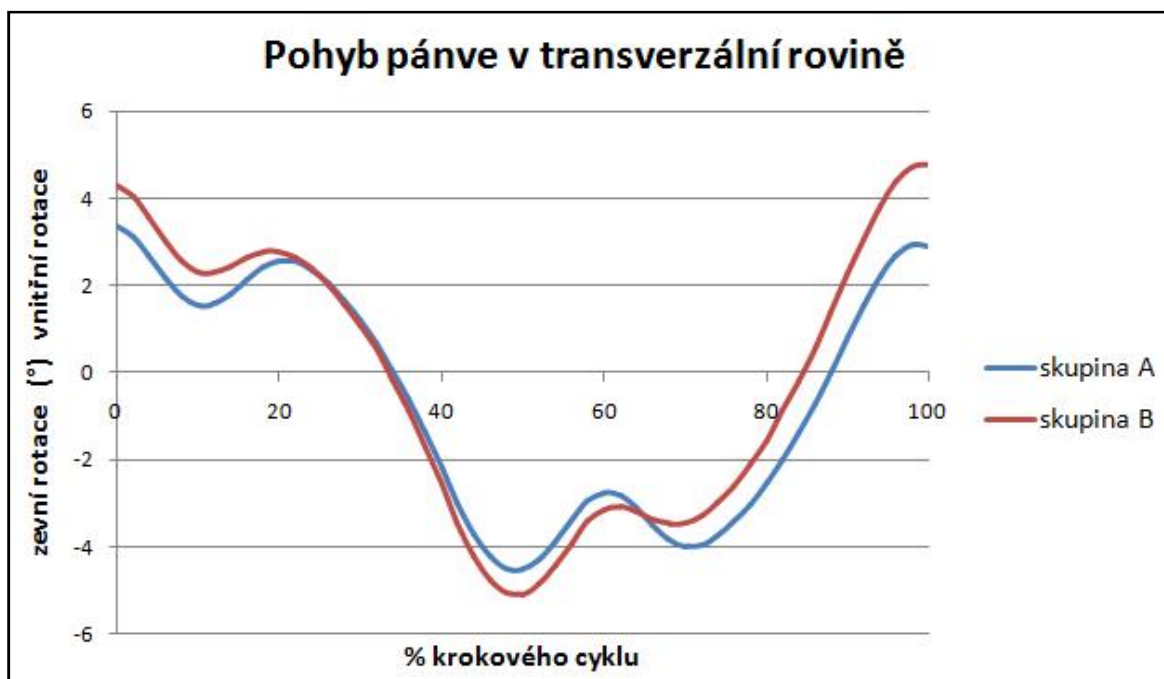
Graf 10. Pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu u skupiny A a B



Graf 11. Pohyb pánve ve frontální rovině během krokovém cyklu u skupiny A a B



Graf 12. Pohyb pánve v transverzální rovině během krokového cyklu u skupiny A a B



6 Diskuze

Cílem naší práce bylo pomocí kinematické analýzy ozřejmit, zda specifický baletní trénink mění provedení běžných denních pohybů, mezi které patří i chůze, nebo zda jsou tyto změny v pohybových stereotypích způsobeny nastavením nohy v zevní rotaci.

U kontrolní skupiny byl zaznamenán menší odklon osy nohy v transverzální rovině zevně od směru pohybu ($5,63^\circ \pm 5,63$) než u baletních tanečníků ($18,63^\circ \pm 6,31$). U žen z kontrolní i baletní skupiny byla osa nohy méně zevně vytočená, než ve stejné skupině u mužů. Perry a Burnfield (2010) udávají velikost tohoto úhlu u běžné populace 5° u žen a 7° u mužů, což odpovídá výsledkům kontrolní skupiny z našeho výzkumu ($4,38^\circ \pm 5,97$ u žen a $6,12^\circ \pm 5,02$ u mužů). Tuto odlišnost mezi pohlavími respektuje i soubor baletních tanečníků.

Podle výsledků naší studie můžeme potvrdit, že baletní trénink významně ovlivňuje postavení osy nohy při chůzi. To může být způsobeno především dlouhodobým setrváváním v pozicích „turn out“ (Madden et al., 2010; Coplan, 2002). Z našich výsledků lze tedy usoudit, že baletní tanečníci využívají zevně rotační postavení nohy nejen při tréninku, ale i při běžné chůzi. Tím dochází k prodloužení doby zatěžování muskuloskeletálního aparátu touto nevhodnou pozicí, která způsobuje nadměrné zatížení dolní končetiny, a to především vnitřních částí kolenních kloubu, hlezna a nohy (Negus, Hoper, & Briffa, 2005; Silveira & Pledade, 2014) a zvyšuje napětí ligament kyčelního kloubu (především lig. iliofemorale a pubofemorale) (Perry & Burnfield, 2010; Stahl, 2014; Wilmerding & Krasnow, 2011).

Toto zevně rotační nastavení nohy může být ovlivněno také anatomickými odlišnostmi, např. anteverzním úhlem krčku femuru, orientací acetabula, tvarem krčku femuru, elasticitou lig. iliofemorale nebo zevně rotačním postavením tibie (Clippinger, 2007; Hamill & Knutzen, 2009; Stahl, 2014; Wilmerding & Krasnow, 2011). Postavení „toe out“ také rozšiřuje opěrnou bazi (Perry & Burnfield, 2010). Protože tanečníci jsou zvyklí mít při baletní chůzi minimální šířku kroku (Kröschlová, 1956), může být u nich zevně rotační nastavení nohy strategií, jak zvýšit opěrnou základnu pro chůzi.

Z našich výsledků vyplývá, že pohyby hlezenního kloubu v sagitální rovině nejsou příliš závislé na postavení osy nohy v transverzální rovině, ale u baletní skupiny se objevuje tendence ke zvyšování maximální plantární flexe během fáze zatěžování i během konečného stoje při zvýšeném zevně rotačním postavení osy nohy. Kontrolní skupina takovou tendence neprokázala. Tento poznatek by mohl znamenat, že baletní

tanečníci používají při chůzi více kotníkovou než kyčelní strategii. Galli et al. (2011) navíc uvádí, že u hypermobilních jedinců se také vyskytuje větší plantární flexe a menší dorzální flexe. Z toho můžeme usuzovat, že změny pohybu hlezenního kloubu se zevně rotačním postavením nohy u baletních tanečníků jsou podobné změnám vyvolaným konstituční hypermobilitou.

I u změn dalších parametrů kloubů dolních končetin baletní skupiny v našem výzkumu můžeme pozorovat jistou podobnost s hypermobilní populací.

Simonsen et al. (2012) udávají u hypermobilních jedinců větší maximum flexe kolenního kloubu při švihové fázi chůze. Z našich výsledků je patrné, že u baletních tanečníků maximum této flexe nezaznamenává takový pokles se současným zvýšením zevně rotačního postavení osy nohy jako je tomu u kontrolní skupiny. Naopak zvýšení celkového rozsahu pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině a snížení rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině naměřené v naší studii u baletních tanečníků odpovídá studii Celletti et al. (2013), kteří zvýšení těchto parametrů naměřili u hypermobilních jedinců.

U hypermobilních osob se také vyskytuje spíše nižší flexe kolenního kloubu ve stojné fázi, zvýšení abdukce v kyčelním kloubu (Simonsen et al., 2012), menší rozsah pohybu ve frontální rovině u kolenního i kyčelního kloubu, větší rozsah kyčelního kloubu v transverzální rovině (Celletti et al., 2013) i pánve ve frontální rovině (Celletti et al., 2013; Galli et al., 2011). Výsledky naší studie jsou však v těchto parametrech odlišné.

Dle Clippinger (2007) nemusí profesionální baletní tanečníci vykazovat přítomnost konstituční hypermobility, ale její přítomnost v pohybovém systému je považována za kladnou vlastnost.

Výsledky našeho výzkumu se ve většině porovnávacích parametrů shodují s výsledky studií zabývajících se hypermobilními jedinci. Toto tvrzení můžeme podložit také tím, že u baletních tanečníků je obecně zvýšená incidence výskytu hypermobility. Přesto se ale zevně rotační postavení osy nohy u baletních tanečníků od jedinců s hypermobilitou v mnoha aspektech liší. Bates a Alexander (2015) uvádí, že z dosud prováděných výzkumů vlivu hypermobility na chůzi se výsledky natolik liší, že je nelze brát jako prokazatelné.

U pohyby hlezenního kloubu baletních tanečníků v transverzální rovině jsme zjistili silnější korelační koeficienty, než v sagitální rovině. Došlo ke snížení především maxima zevní rotace při postupném zatěžování i během švihové fáze, ale také maxima vnitřní rotace v předšvihové fázi, při zvýšeném zevně rotačním postavení nohy. U kontrolní skupiny jsou ale tyto závislosti výrazně silnější než u skupiny baletní. Snížení rozsahu pohybu tohoto kloubu do zevní i vnitřní rotace může vyvolávat odlišné zatížení chodidla

při chůzi, které u baletních tanečníků zaznamenali Procházková et al. (2014). Autoři této studie poukazují, že rozdíly při chůzi mohou být způsobeny charakterem taneční chůze, při které dochází během posunu nohy vpřed ke klouzání prstů po podložce. Takové zatížení nohy vysvětluje i studie Kadel (2006), který uvádí, že při chůzi s vytočenými špičkami se často vyskytuje bolest sezamských kůstek.

Podobné výsledky naměřili Powell, Long, Milner, & Zhang (2011) u atletů s oboustranně nižší klenbou nožní. Tito sportovci vykazovali také větší stupeň zevní rotace v hlezenním kloubu při chůzi, než atleti s vyšší klenbou. Jejich celkový rozsah pohybu v této rovině se však nelišil. V našem výzkumu má celkový rozsah pohybu tohoto kloubu v transversální rovině u mužů z baletní skupiny slabou korelaci ke zvýšení a u žen středně silnou korelaci ke snížení se zvyšujícím se zevně rotačním postavením nohy. Buldt et al. (in press) naopak uvádí, že klenutá noha vykazuje méně pohybu při počátečním kontaktu a v mezistoji, zatímco plochá noha spíše méně pohybu během předšvihu. U baletních tanečníků jsme ale zaznamenali, že se rozsah pohybu v transversální rovině významně zmenšuje se zvyšujícím se zevně rotačním postavením osy nohy jak při počátečním kontaktu, tak i v mezistoji. Z toho můžeme vyvodit, že se zevně rotační postavení osy nohy u baletních tanečníků neprojevuje zcela stejně ani u jedinců s klenutou, ani s plochou nohou. Přesto Nowacki, Air a Rietveld (2012) popisují, že zevně rotační postavení nohy se u baletních tanečníků často pojí s hyperpronací v subtalárním kloubu. Nadměrná pronace vede k protažení vaziva a šlach v mediální a plantární oblasti nohy, čímž bývá častou příčinou snížení mediálního oblouku podélné klenby nohy (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

Při zvýšení zevně rotačního postavení osy nohy byla u baletní skupiny naměřena tendence spíše ke zvýšení maxima addukce kolenním kloubu ve švihové fázi. Takové nastavení kolene může výrazně přispívat k častějšímu vzniku poranění dolní končetiny, protože dle Vařeky a Vařkové (2009) je zvýšená addukce kolene doprovázena snížením vnitřního oblouku nohy, resp. zvýšením její pronace. Hyperpronace pak dle Gamboa, Roberts, Maring a Fergus (2008), ale také Meuffels a Verhaar (2008) či Vařeky a Vařkové (2009) významně zvyšuje riziko vzniku bolesti bederní části zad, poškození předního zkříženého vazů, patelofemorálního syndromu, mediálního stresového syndromu, zánětu sezamských kůstek, tendinitidy Achillovy šlachy, m. flexor hallucis longus, plantární fascitidy, úrazu hlezna, vbočeného palce nebo stresových zlomenin nejčastěji 2. a 3. metatarzu (Stretanski & Weber, 2002), fibuly, tibie nebo os cuboideum (Clippinger, 2007).

Maximu flexe kolenního kloubu během stojné fáze se snižuje s větším zevně rotačním postavením nohy u žen z obou skupin, u mužů je patrná spíše opačná závislost. Z toho lze usoudit, že tyto závislosti jsou spíše způsobené anatomickými rozdíly mezi pohlavími.

Maxima vnitřní i zevní rotace kolenního kloubu nejsou příliš závislá na postavení osy nohy u baletní ani kontrolní skupiny. Z toho můžeme vyvodit, že zevně rotační nastavení nohy vyvolává torzní síly především v oblasti hlezenního, případně tibiofibulárního kloubu.

Silná závislost zvýšení addukce kyčelního kloubu při postupném zatěžování se zvýšením zevně rotačního postavení osy nohy byla nalezena jen u mužů z baletní skupiny. Naopak u žen se vyskytuje závislost opačného charakteru. Zvýšení addukce kyčelního nebo kolenního kloubu vyvolává zvětšení sil působících především na mediální stranu kolenního a hlezenního kloubu stejně jako při nesprávném provedení techniky „turn out“ (Clippinger, 2007; Nowacki, Air, Rietveld, 2012).

V našem výzkumu můžeme u kontrolní skupiny pozorovat tendenci ke snížení maxima flexe kyčelního kloubu ve švihové fázi i maxima vnitřní rotace během stojné fáze, zatímco u baletní skupiny tyto parametry nejsou na postavení osy nohy téměř závislé. To odpovídá poznatkům Vařeky a Vařekové (2009), že snížení vnitřního oblouku nohy (resp. zvýšení pronace subtalárního kloubu) je doprovázeno jak zvýšením maxima flexe kolene, tak maxima vnitřní rotace kyčelního kloubu. Souza et al. (2014) také zaznamenali při hyperpronaci v subtalárním kloubu zvýšenou vnitřní rotaci v kyčelním kloubu. Z toho vyplývá, že baletní tanečníci mají výraznější hyperpronační postavení subtalárního kloubu se zvětšujícím se zevně rotačním postavením osy nohy.

Naše výsledky neukazují významné závislosti u maxima zevní ani vnitřní rotace kyčelního kloubu u baletní skupiny. U kontrolní skupiny se celkový rozsah rotace pánve významně zvyšuje se zvětšujícím se zevně rotačním postavením osy nohy, zatímco u baletních tanečníků se objevuje tendence k opačné závislosti. Bennel et al. (1999) a Bennel, Khan, Matthews a Singleton (2001) došli také ke zjištění, že rozsah zevní rotace kyčle se baletním tréninkem u dospívajících tanečníků oproti kontrolní skupině stejného věku nezvýšil. Absence zvýšení zevní rotace kyčelního kloubu způsobuje větší torzní síly působící především na kolenní kloub. Takové přetěžování struktur kolenního kloubu popisuje také např. Clippinger (2007) v rámci nesprávného způsobu dosažení pozice „turn out“ tzv. „šroubováním“.

Větší maximum zevní rotace kyčle během stojné fáze při větším úhlu osy nohy v transverzální rovině by mělo snižovat negativní vliv zatížení na mediální stranu

kolenního i hlezenního kloubu. Pokud reakcí na změnu postavení osy nohy v transverzální rovině je kompenzační odpověď pouze v distálních kloubech dolní končetiny, je větší riziko vzniku poranění z přetížení (Wilmerding & Krasnow, 2011). Z našich výsledků můžeme vyvodit, že zevně rotační postavení osy nohy u baletních tanečníků méně negativně ovlivňuje struktury kolenního i hlezenního kloubu, než zevně rotační postavení nohy u normální populace. To může být způsobeno větší svalovou silou zevních rotátorů kyčle u baletních tanečníků z důvodu dlouhodobého setrvávání v pozici „turn out“ (Clippinger, 2007; Lin et al., 2014).

Dle Barwick, Smith a Chuter (2012) může změněné nastavení nohy také vznikat z důvodu dysbalance v oblasti kyčle, pánve a bederní části zad. Vařeka a Vařeková (2009) tvrdí, že příčina zevně rotačního postavení osy nohy může být také způsobena funkční poruchou postavení pánve nebo kyčelního kloubu. Výsledky našeho výzkumu těmito poznatkům neodporují, neboť jsme zjistili, že u baletních tanečníků jsou s větším zevně rotačním postavením osy nohy v transverzální rovině spojeny změny pohybu kyčelního kloubu i pánve.

Baletní skupina prokázala tendenci k většímu úklonu pánve superiorně. Dále můžeme také pozorovat tendenci k větší vnitřní rotaci pánve se zvětšujícím se zevně rotačním postavením osy nohy. Balet vyžaduje co nejpřesnější diferenciaci pohybů pánve od pohybu ostatních segmentů dolních končetin (Clippinger, 2007). Naše výsledky ukazují, že ženy z baletní skupiny nedokáží dobře stabilizovat pánev při chůzi především v transverzální rovině, mužům poté ve všech třech rovinách. Tendence k výraznějšímu úklonu pánve v transverzální rovině můžeme u žen přisuzovat rozdílnému anatomickému rozložení pánevního pletence mezi pohlavími. Clippinger (2007) poukazuje na problém tanečníků s úklony pánve ve frontální rovině. Dle Lewita (1996) je výraznější pohyb pánve ve frontální rovině způsoben oslabením m. gluteus medius, který při stožení na jedné noze stabilizuje pánev v horizontální rovině. Navíc dle Perry a Burnfield (2010) větší maximum vnitřní rotace pánve při chůzi umožňuje prodloužit délku kroku.

Pohyby pánve v sagitální rovině vykazují slabou závislost na postavení osy nohy v transverzální rovině. Stejný poznatek dosáhli i Duval, Lam a Samderson (2010), kteří zjistili, že pronace ani supinace nohy nemá významný vliv na pohyby pánve v sagitální rovině. Navíc dle Gianninni et al. (1994) i Perry a Burnfield (2010) existuje v pohybech pánve i jejich načasování u běžné populace, velká variabilita.

Celkově můžeme pozorovat vyšší stupně závislosti mezi pohyby segmentů a osou nohy u mužů, než u žen. To může být dáno větší průměrnou velikostí úhlu osy nohy

v transversální rovině. Odlišnost mezi ženami a muži může být také dána častějším výskytem konstituční hypermobility u žen (Russek, 1999). To by mohlo znamenat, že ženy dokážou přesněji provést diferenciaci pohybů jednotlivých segmentů těla. Zároveň tím ale dochází k většímu riziku vzniku poranění v oblastech hlezenních kloubů a kolene, a to především kvůli zevní rotaci, která nevychází z kyčelních kloubů. U mužů může být naopak tendence ke zkrácení či hypertonii zevních rotátorů kyčlí. Tomu odpovídají také poznatky Clippinger (2007), že baletky jsou více náchylné k poranění z důsledku dlouhodobého přetížení než muži. Příčina častějšího poranění žen samozřejmě může být dána delšími výdržemi v pozicích na špičkách a pološpičkách nebo z důvodu menší svalové síly, která vede k nedostatečné stabilizaci kloubů (Negus, Hopper, & Briffa, 2005).

U žen můžeme pozorovat časný vznik osteoporózy (Clippinger, 2007). Při dlouhodobějším provádění baletu dochází k předčasnému rozvinutí artrózy jak kyčelních a kolenních kloubů, tak i v kloubech oblasti nohy (Leanderson et al., 2011; Nilsson et al., 2001). Pacienti s osteoartrózou také vykazují zevně rotační postavení osy nohy spojené s addukcí v kolenním kloubu stejně jako naše experimentální skupina, ale liší se od našeho výzkumného souboru větší vnitřní rotací kolene v průběhu krokového cyklu (Levinger et al., 2012).

Osteoartróza kolene také vyvolává zevně rotační postavení osy nohy. Úhlové nastavení kloubů ale mění odlišně, než jak byla zaznamenána v naší studii u baletních tanečníků (Nagano et al., 2012). Přestože Hunt a Takacs (2013) hovoří o výrazně pozitivním vlivu korekce zevně rotačního postavení nohy na stav těchto pacientů, nemůžeme automaticky tuto strategii aplikovat u baletních tanečníků.

Vliv zevní rotace osy nohy na nastavení proximálních segmentů dolní končetiny a pánve se současně u baletní i kontrolní skupiny projevuje ve snížení maxima zevní rotace hlezenního kloubu při postupném zatěžování, maxima vnitřní rotace v předšvihové fázi i maxima zevní rotace během švihové fáze.

Z rozdílných hodnot zjištěných v závislostech pohybu segmentů na postavení osy nohy u baletní a kontrolní skupiny můžeme vyvodit, že některé úhlové rozsahy kloubů při chůzi jsou u tanečníků ovlivněny baletním tréninkem. Mezi tyto úhlové parametry patří maximum plantární flexe hlezenního kloubu během fáze zatěžování, maximum addukce kolenního kloubu ve švihové fázi, maximum addukce kyčelního kloubu při postupném zatěžování (především u mužů), maximum úklonu pánve superiorně, maximum vnitřní rotace a celkového rozsahu pohybu pánve v transversální rovině. Všechny hodnoty těchto úhlových parametrů, kromě celkového rozsahu pohybu pánve v transversální rovině,

se zvětšují se zvyšujícím se zevně rotačním postavením osy nohy. Rozsah pohybu pánve v transverzální rovině se naopak snižuje. Zjištěné rozdíly ale mohou být ovlivněny také výskytem hypermobility či hyperpronace subtalárního kloubu u baletních tanečníků.

Rozdíly vztahů mezi segmenty jsme ale našli také mezi ženami a muži v jednotlivých skupinách. O tom se zmiňuje i výzkum Brodtkorb, Kogler a Arndt (2008), kteří zjistili, že spíše než na postavení osy nohy v transverzální rovině, mohou záviset změny parametrů chůze na jiných aspektech.

Statisticky významného výsledku ($p < 0,05$) dosáhl jen rozdíl celkového rozsahu rotace pánve mezi skupinami baletních tanečníků s odlišným postavením osy nohy. Skupina A dosáhla menšího celkového rozsahu rotace ($9,94^\circ$) než skupina B ($12,30^\circ$). Z toho můžeme usuzovat, že zevně rotační postavení nohy nemá velký vliv na nastavení proximálních segmentů, kromě pánve. To by mohlo znamenat, že zevně rotační postavení nohy negativně ovlivňuje zejména vyšší segmenty, než jsou dolní končetiny. Čím více je noha zevně vytočená, tím je maximum vnitřní rotace pánve výraznější. To může být způsobeno tím, že tanečníci chtějí dosáhnout stejné délky kroku, jako kdyby nohu rotovanou neměli. Zároveň tím ale zvyšují torzní moment na dolní končetiny, který pak negativně působí např. na vnitřní meniskus, lig. collaterale tibiale i fibulare, která se obě napínají při extenzi a zevní rotaci v kolenní (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a; Kapandji, 1987). Naše zjištění přetížení kolenního kloubu odpovídá poznatku Clippinger (2007), že u tanečníků se častěji, než u běžné populace, vyskytuje gonartróza.

Zevně rotované postavení osy nohy bez současné zevní rotace v kyčelním kloubu tedy může způsobovat vznik poranění především v oblasti hlezenního kloubu, a následně díky spojitosti pohybů nohy a bérce (Vařeka & Vařeková, 2009) i negativním zatížením kolenního kloubu. To potvrzují výsledky studie Ekegren, Quested a Brodrick (2014), které uvádí distorzi hlezenního kloubu jako nejčtenější poranění u baletních tanečníků. Také studie Bronner, Ojofeitimi a Rose (2003) tvrdí, že dokonce polovina zranění na dolních končetinách se týká oblasti kotníku a nohy. Zevně rotované postavení nohy, bez souhybu s proximálními klouby dolních končetin, může tedy způsobovat předčasný vznik osteoartrózy kolene i kloubů v oblasti nohy, které zaznamenali i Leanderson et al. (2011).

Nelze však vyloučit ani řetězení pohybů výše na kraniálnějším segmenty lidského těla, protože změna postavení osy nohy při chůzi významně souvisí u baletní skupiny především se zvýšením maxima vnitřní rotace a snížením celkového rozsahu rotace pánve.

Naše výsledky tedy potvrdily předpoklad, že právě zevně rotované postavení osy nohy baletních tanečníků může být jednou z příčin vysoké četnosti poranění baletních tanečníků,

jak tvrdí Clippinger (2007) nebo i Coplan (2002) či Madden et al. (2010). Dnešní doba je charakteristická větším pokrokem v možnostech měření, než v aplikaci poznatků do praxe a efektivním klinickém využití měřicích metod (Whittle, 1996). Přesto můžeme vyvodit následující některé praktické využití poznatků z našeho výzkumu v terapii.

Cílem rehabilitace baletních tanečníků by tedy mělo být přímé snížení zevní rotace osy nohy v transverzální rovině se zaměřením na posílení svalů provádějících vnitřní rotaci nohy. Nejdůležitější prevencí, jak předejít poranění, by však mělo být správné technické provedení techniky „turn out“ s důrazem na zapojení zevní rotace kyčelního kloubu.

Rehabilitaci je, kvůli závislosti především tohoto pohybu s rotací pánve, nutné také zaměřit na stabilizaci pánve, aby nedocházelo její kontrarotaci ke zvyšování torzního působení na klouby dolní končetiny. Protože Silviera a Pledade (2014) potvrzují, že když není zevní rotace prováděna v dostatečném rozsahu v kyčelním kloubu, dochází k přetížení kolene valgózním stresem, který hlavně zatěžuje šlacho-svalové struktury femorotibiálního a patellofemorálního kloubu.

Barwick, Smith a Chuter (2012) ale uvádí, že kinematické změny kloubů dolních končetin a pánve nemusí být primárními faktory, kvůli kterým poranění vznikají.

Pro vyvození přesnějších rehabilitačních doporučení by proto bylo vhodné u baletních tanečníků dále zjistit, které svaly v oblasti dolní končetiny a pánve se zapojují při provedení pohybu se zevně rotačním postavením osy nohy, protože stejného nastavení v kloubech lze dosáhnout zapojením odlišných svalů.

Za limity naší studie můžeme považovat chyby vzniklé při průběhu měření, a to jak zapříčiněné subjektivním vlivem vyšetřujícího, tak i přístrojovou technikou. Buldt et al. (2013) tvrdí, že skoro všechny studie používají pasivní reflexní značky, tudíž chyby plynoucí z použití této metody můžeme snáze zanedbat. Za nedostatek studie můžeme také považovat nedostatečné odlišení pohybů nohy, která je při daném umístění reflexních značek brána spíše jako rigidní struktura než jako složitý segment zahrnující množství kloubů. Výsledky měření mohla ovlivnit také skutečnost, že žádný z tanečníků se v průběhu své kariéry nevyhnul aspoň lehkému poranění nebo výraznějším bolestem. Navíc experimentální skupina tanečníků byla tvořena z jednoho baletního souboru, ale probandi byli původem různých národností, proto lze u nich očekávat větší odlišnosti v morfologických znacích.

7 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda specifický baletní trénink mění provedení běžných denních pohybů, mezi které patří i chůze, nebo zda jsou tyto změny v pohybových stereotypch způsobeny nastavením nohy v zevní rotaci obecně. Zpracování dat přineslo tyto závěry:

1. Podle výsledků naší studie můžeme potvrdit, že baletní trénink významně ovlivňuje postavení osy nohy při chůzi. U kontrolní skupiny byl zaznamenán menší odklon osy nohy než u experimentální skupiny baletních tanečníků.

2. Mezi vlivy zevně rotačního postavení osy nohy na provedení chůze u baletních tanečníků patří maximum plantární flexe hlezenního kloubu během fáze zatěžování, maximum zevní rotace hlezenního kloubu při postupném zatěžování i během švihové fáze, maximum addukce kolenního kloubu ve švihové fáze, maximum addukce kyčelního kloubu při postupném zatěžování (především u mužů), maximum úklonu pánve superiorně, maximum vnitřní rotace a celkového rozsahu pohybu pánve v transverzální rovině. Všechny hodnoty těchto úhlových parametrů, kromě maxima zevní rotace hlezenního kloubu při postupném zatěžování, během předšvihů a kromě celkového rozsahu pohybu pánve v transverzální rovině, se zvětšují se zvyšujícím se zevně rotačním postavením osy nohy. Tyto tři parametry se naopak snižují. Rozdíly ale mohou být také způsobeny konstituční hypermobilitou nebo hyperpronací subtalárního kloubu, které se u baletních tanečníků často vyskytují (Clippinger, 2007; Nowacki, Air, & Rietveld, 2012).

3. Vliv zevní rotace osy nohy na nastavení proximálních segmentů dolní končetiny a pánve se současně u baletní i kontrolní skupiny projevuje ve snížení maxima zevní rotace hlezenního kloubu při postupném zatěžování, maxima vnitřní rotace v předšvihové fázi i maxima zevní rotace během švihové fáze.

4. Statisticky významného výsledku dosáhl mezi baletními tanečníky s odlišným postavením osy nohy v transverzální rovině jen rozdíl celkového rozsahu rotace pánve. Velká věcná významnost mezi skupinou A (úhel osy nohy menší než 15°) a B (úhel osy nohy větší než 15°) byla zjištěna v rozsahu pohybů kolenního kloubu v sagitální rovině a pánve ve frontální a transverzální rovině.

Naše výsledky potvrzují, že právě zevně rotované postavení osy nohy v průběhu chůze může být jednou z příčin vysoké četnosti poranění baletních tanečníků. Zevně rotační postavení nohy bez souhybu s proximálními klouby dolních končetin v transverzální rovině může vést ke vzniku zranění především v oblasti kolenního a hlezenního kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009). Proto může vznikat např. distorze hlezenního kloubu (Ekegren, Quested, & Brodrick, 2014) nebo předčasný nástup osteoartrózy kolene i kloubů v oblasti nohy (Leanderson et al., 2011). Kvůli disto-proximálnímu řetězení pohybů segmentů lidského těla můžeme podobnou odezvu očekávat i na proximálních oblastech pohybového aparátu. Cílem rehabilitace baletních tanečníků by tedy mělo být snížení zevní rotace nohy v transverzální rovině při chůzi, se zaměřením na posílení svalů provádějících vnitřní rotaci nohy. Nejdůležitější preventivním opatřením by však mělo být správné technické provedení pozice „turn out“ (které se v baletním tréninku nelze vyhnout) s důrazem na zapojení zevních rotátorů kyčelního kloubu. Rehabilitaci je, kvůli závislosti především tohoto pohybu s rotací pánve, nutné také zaměřit na stabilizaci pánve, aby nedocházelo její kontrarotací ke zvyšování torzního působení na klouby dolní končetiny.

8 Souhrn

Baletní trénink nadměrně zatěžuje pohybový aparát baletních tanečníků. Až k 70 % poranění u baletních tanečníků dochází na dolních končetinách (Leanderson et al., 2011), z toho asi polovina se týká oblasti kotníku a nohy (Bronner, Ojofeitimi, & Rose, 2003). Nejčastěji dochází k distorzi hlezna, dále pak ke stresovým zlomeninám v oblasti metatarzů nebo tibie (Ekegren, Quested, & Brodrick, 2014). Předpokládá se, že právě zevně rotované postavení osy nohy baletních tanečníků je jednou z hlavních příčin vysoké četnosti poranění (Clippinger, 2007; Coplan, 2002; Madden et al., 2010). V současné době sice existuje velké množství studií informujících o zranění pohybového aparátu u baletních tanečníků, již poněkud méně z nich přináší užitečné poznatky o pravých příčinách jejich vzniku v širších souvislostech. Zatím největší nejasnosti se týkají problematiky, zda přetrvávající zevně rotované postavení osy nohy při běžné chůzi ovlivňuje nastavení proximálních segmentů těla, a jak se tento vliv projevuje.

Cílem této diplomové práce bylo ozřejmit, zda specifický baletní trénink mění provedení běžných denních pohybů, mezi které patří i chůze, nebo zda jsou tyto změny v pohybových stereotypech způsobeny nastavením nohy v zevní rotaci obecně.

Teoretická část diplomové práce obsahuje poznatky o funkční anatomii a kineziologii kloubů dolních končetin a pánve při chůzi, ale zabývá se i problematikou vlivu baletního tréninku na lidský organismus.

Metodika výzkumné části zahrnuje popis provedení výzkumu i způsob vyhodnocení naměřených dat. Měření dat pro tuto diplomovou práci se uskutečnilo v roce 2013 v rámci výzkumu IGA Univerzity Palackého v Olomouci. Výzkumný soubor tvořilo 32 profesionálních tanečníků z baletního souboru Mahenova divadla v Brně (14 mužů a 18 žen, průměrný věk $25,0 \pm 5,2$ let, výška $169,1 \pm 7,9$ cm, hmotnost $58,1 \pm 11,0$ kg). Kontrolní skupina obsahovala 29 osob (10 mužů a 19 žen, průměrný věk $24,0 \pm 2,9$ let, výška $170,1 \pm 8,9$ cm, hmotnost $65,4 \pm 11,5$ kg). Dále jsme baletní tanečníky navíc rozdělili podle velikosti úhlu, který svírá osa nohy v transverzální rovině se směrem chůze na skupinu s úhlem menším než 15° (skupina A) a větším než 15° (skupina B).

Výsledky naší práce prokázaly statisticky významné změny v provedení chůze u baletních tanečníků. U kontrolní skupiny byl zaznamenán menší odklon osy nohy v transverzální rovině zevně od směru pohybu ($5,63^\circ \pm 5,63$) než u experimentální skupiny baletních tanečníků ($18,63^\circ \pm 6,31$). U žen z obou skupin byla velikost tohoto úhlu menší než u mužů. Tato odlišnost mezi pohlavími odpovídá i zjištění Perry a Burnfield (2010).

Vliv zevní rotace osy nohy na nastavení proximálních segmentů dolní končetiny a pánve se současně u baletní i kontrolní skupiny projevuje ve snížení maxima zevní rotace hlezenního kloubu při postupném zatěžování, maxima vnitřní rotace v předšvihové fázi i maxima zevní rotace během švihové fáze.

Mezi vlivy zevně rotačního postavení osy nohy na provedení chůze u baletních tanečníků patří maximum plantární flexe hlezenního kloubu během fáze zatěžování, maximum zevní rotace hlezenního kloubu při postupném zatěžování i během švihové fáze, maximum addukce kolenního kloubu ve švihové fáze, maximum addukce kyčelního kloubu při postupném zatěžování (především u mužů), maximum úklonu pánve superiorně, maximum vnitřní rotace a celkového rozsahu pohybu pánve v transverzální rovině. Všechny hodnoty těchto úhlových parametrů, kromě maxima zevní rotace hlezenního kloubu při postupném zatěžování, během švihové fáze a kromě celkového rozsahu pohybu pánve v transverzální rovině, se zvětšují se zvyšujícím se zevně rotačním postavením osy nohy. Tyto tři parametry se naopak snižují. Rozdíly ale mohou být také způsobeny konstituční hypermobilitou nebo hyperpronací subtalárního kloubu, které se u baletních tanečníků často vyskytují (Clippinger, 2007; Nowacki, Air, & Rietveld, 2012).

Statisticky významného výsledku ($p < 0,05$) dosáhl mezi baletními tanečníky s odlišným postavením osy nohy v transverzální rovině jen rozdíl celkového rozsahu rotace pánve. Velká věcná významnost ($\eta^2 > 0,26$) mezi baletními tanečníky s odlišným postavením osy nohy byla zjištěna v rozsahu pohybů kolenního kloubu v sagitální rovině a pánve ve frontální a transverzální rovině. Flexe kolenního kloubu v průběhu stojné fáze byla větší při menším úhlu osy nohy. Maximum extenze v průběhu švihové fáze, maximum úklonu pánve superiorně, maximum vnitřní rotace pánve i celkově rozsah pohybu do rotace se zvyšoval s větším úhlem osy nohy.

Z našich výsledků lze usoudit, že baletní tanečníci využívají zevně rotační postavení nohy nejen při tréninku, ale i při běžné chůzi. Tím dochází k prodloužení doby působení této nevhodné pozice na muskuloskeletální aparát. Důsledkem je nadměrné zatížení především vnitřních částí kolenního kloubu, hlezna a nohy, navíc také dochází ke zvýšení napětí ligament kyčelního kloubu (především lig. iliofemorale a pubofemorale).

Naše výsledky tedy potvrzují předpoklad, že právě zevně rotované postavení osy nohy baletních tanečníků v průběhu chůze může být jednou z příčin vysoké četnosti poranění baletních tanečníků. Zevně rotační postavení nohy bez souhybu s proximálními klouby dolních končetin v transverzální rovině může vést ke vzniku zranění především v oblasti kolenního a hlezenního kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009). Proto může vznikat např.

distorze hlezenního kloubu (Ekegren, Quested, & Brodrick, 2014) nebo předčasný nástup osteoartrózy kolene i kloubů v oblasti nohy (Leanderson et al., 2011). Nelze však vyloučit ani řetězení pohybů výše na kraniálněji segmenty lidského těla, protože změna postavení osy nohy při chůzi souvisí u mužů a zároveň i u žen z baletní skupiny významně především se zvýšením maxima vnitřní rotace a snížením celkového rozsahu rotace pánve.

Cílem rehabilitace baletních tanečníků by tedy mělo být snížení zevní rotace nohy v transverzální rovině při chůzi se zaměřením na posílení svalů provádějících vnitřní rotaci nohy. Nejdůležitější preventivním opatřením by však mělo být správné technické provedení pozice „turn out“ (které se v baletním tréninku nelze vyhnout) s důrazem na zapojení zevních rotátorů kyčelního kloubu. Rehabilitaci je kvůli závislosti především tohoto pohybu s rotací pánve nutné také zaměřit na stabilizaci pánve, aby nedocházelo její kontrarotaci ke zvyšování torzního působení na klouby dolní končetiny.

Pro vyvození přesnějších rehabilitačních doporučení by proto bylo vhodné u baletních tanečníků dále zjistit, které svaly v oblasti dolní končetiny a pánve se zapojují při provedení pohybu se zevně rotačním postavením osy nohy, protože stejného nastavení v kloubech lze dosáhnout zapojením odlišných svalů.

9 Summary

Ballet dancers' musculoskeletal system is extremely overloaded by their training especially with long-term exposure of the lower extremities in the externally rotated position called "turn out" (Madden et al., 2010; Coplan, 2002). There is evidence that 70 % of ballet dancers' injury have occurred on lower extremities (Leanderson et al., 2001). More than a half of these injuries relate to the area of ankle and foot (Bronner, Ojofeitimi, & Rose, 2003). The ankle distortion and stress fractures of the tibia or metatarsus bones are the most frequent injuries. The evidence assumes that this externally rotated position of the foot axis in ballet dancers is one of the main causes of so many injuries (Clippinger, 2007; Coplan, 2002; Madden et al., 2010). These days there is a large number of findings that tell us about ballet dancers musculoskeletal injuries. There is insufficient evidence about the true causes of these injuries in a broader context. There is considerable uncertainty as to whether the externally rotated position of foot axis during normal gait affects the position of the proximal body segments and how this influence can be described.

The aim of this study was to find out if the externally rotated position of foot axis has an influence on position of the proximal segments of the lower extremities and pelvis during gait in ballet dancers and the general population.

The theoretical part of this master thesis contains information about functional anatomy and kinesiology of the lower extremities joints and pelvis during gait and about the ballet training impact on a human body.

The part of this thesis on the methodology of research includes the description of research performance and the method of data evaluation. The research for this master thesis was part of the Palacký University in Olomouc IGA research during the year 2013. The experimental group comprised of 32 professional ballet dancers from Mahen Theatre in Brno, Czech Republic (average age 25.0 ± 5.2 years, average height 169.1 ± 7.9 cm, average weight 58.1 ± 11.0 kg). The control group was made up of 29 participants (10 males, 19 females, average age 24.0 ± 2.9 years, average height 170.1 ± 8.9 cm, average weight 65.4 ± 11.5 kg).

The results of our research demonstrate statistically significant differences in ballet dancers gait. We found a smaller external foot axis angle in the transversal plane in the control group ($5.63^\circ \pm 5.63$) than in the experimental group of ballet dancers ($18.63^\circ \pm 6.31$). There was a smaller angle in women than men in both groups. This difference between the genres is equivalent of Perry and Burnfield (2010) findings.

Our results confirmed the assumption that the externally rotated position of the foot axis is one of the causes of high risk of injuries in ballet dancers. That is because the influence of external rotation of the foot axis on the position of proximal segments of the lower extremities and pelvis is the same in decreasing the maximum of ankle external rotation during loading response, decreasing the maximum of ankle internal rotation during preswing and decreasing the maximum of ankle external rotation during the swing phase of gait in ballet dancers and the general population.

The maximum of ankle plantar flexion during loading response, the maximum of knee adduction during the swing phase, the maximum of hip adduction during loading response (especially in men), the maximum of contralateral pelvic drop, the maximum of pelvic internal rotation and the total pelvic range of motion in transversal plane are the angle parameters that show the effect of ballet training on the reaction of the gait with externally rotated feet. The values of all these angle parameters are higher with the greater angle of foot external rotation, except the total pelvic range of motion in the transversal plane. Vice versa, the total pelvic range of motion in transversal plane is lower. But these differences could be caused by general hypermobility or hyperpronation of the subtalar joint, because these abnormalities occur in ballet dancers very often (Clippinger, 2007; Nowacki, Air, & Rietveld, 2012).

We found a statistically significant result ($p < 0.05$) among ballet dancers with different foot axis position in transversal plane only in the difference of the total pelvic rotation range of motion. We found a large effect size ($\eta^2 > 0.26$) among ballet dancers with different foot axis position in range of motion of the knee in sagittal plane and the pelvis in frontal and transversal plane. The maximum of knee flexion during stance phase was greater with a smaller foot axis angle. The maximum of knee extension during the swing phase, the maximum of pelvic contralateral drop, the maximum of pelvic internal rotation and the total pelvic range of motion in the transversal plane increased with a greater foot axis angle.

Based on our results, we can say that ballet dancers use externally rotated position of foot not only during training, but also in normal gait. That is why they have longer exposure of the musculoskeletal apparatus to this improper position that induces lower extremities overload. It is overloading especially of medial parts of knee joints, ankles and

feet. This position also increases tension on the hip ligaments (especially lig. iliofemorale and pubofemorale).

So a great many injuries of ballet dancers could be caused not only by specific ballet training but also by the externally rotated foot position during gait. The externally rotated foot axis position without any relation with lower extremity proximal joints in the transversal plane could cause the formation of injuries in the ankle area and also the knee joint (Vařeka & Vařeková, 2009). That's why for example the ankle distorsion (Ekegren, Quested, & Brodrick, 2014) or early signs of knee and foot joint osteoarthritis could occur (Leanderson et al., 2011). But we can't exclude the chaining of movements with the upper segments of the human body, because the foot axis position is related to the increasing of the maximum of pelvic internal rotation and the decreasing of total pelvic range of motion in both men and women ballet dancers.

The rehabilitation of the ballet dancers should be focused on decreasing the foot axis external rotation in transversal plane by strengthening the internal rotator foot muscles. The best way how to prevent the injuries would be to teach dancers to use external rotators of the hip during "turn out" position. Because of the relation primarily with pelvic rotation, therapists should focus on pelvic stabilization to avoid pelvic contrarotation that increases the torsion power on lower extremities joints.

For more therapeutic recommendations for decreasing ballet dancers injuries, there is need to find out, how the external rotated position of foot influenced the activation of the lower extremities and pelvic muscles, especially the hip external rotators because the same joint positions could be reached by activating the different muscles.

10 Referenční seznam

- Allen, N., Nevill, A., Brooks, J., Koutedakis, Y., & Qyon, M. (2012). Ballet injuries: injury incidence and severity over 1 year. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 42(9), 781–790.
- Askling, C., Lund, H., Saartok, T., & Thorstensson, A. (2002). Self-reported hamstring injuries in student-dancers. *Scandinavian Journal of Medical Science in Sports*, 12, 230–235.
- Barwick, A., Smith, J., & Chuter, V. (2012). The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip motion: A review of the literature. *The Foot*, 22, 224–231.
- Bates, A. V., & Alexander, C., M. (2015). Kinematics and kinetics of people who are hypermobile. A systematic review. *Gait & Posture*, 41, 361–369.
- Bennel, K., Khan, K. M., Matthews, B., de Gruyter, M., Cook, E., Holzer, K., & Wark, J. D. (1999). Hip and ankle range of motion and hip muscle strength in young female ballet dancers and controls. *British Journal of Sports Medicine*, 33(5), 340–346.
- Bennel, K., Khan, K. M., Matthews, B., & 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*, 35, 54–59.
- Biz, C., Favero, L., Stecco, C., & Aldegheri, R. (2012). Hypermobility of the first ray in ballet dancer. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 2(4), 282–288.
- Bronner, S., Ojofeitimi, S., Lora, J. B., Southwick, H., Kulak, M. C., Gamboa, J., Rooney, M., Gilman, G., & Gibbs, R. (2014). A Preseason Cardiorespiratory Profile of Dancers in Nine Professional Ballet and Modern Companies. *Journal of Dance Medicine & Science*, 18(2), 74–85.
- Bronner, S., Ojofeitimi, S., & Rose, D. (2003). Injuries in a Modern Dance Company. Effect of Comprehensive Management on Injury Incidence and Time Loss. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(3), 365–373.
- Brodtkorb, T.-H., Kogler, G. F., & Arndt, A. (2008). The influence of metatarsal support height and longitudinal axis position on plantar foot loading. *Clinical biomechanics*, 23(5), 640–647.
- Buldt, A. K., Levinger, P., Murley, G. S., Menz, H. B., Nester, C. J., & Landorf, K. B. (in press). Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait & Posture*.

- 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 & Posture*, 38, 363–372.
- Busselová, D. (1995). *Abeceda baletu*. Praha: Ikar.
- Celletti, C., Galli, M., Cimolin, V., Castori, M., Tenore, N., Albertini, G., & Camerota, F. (2013). Use of the Gait Profile Score for the evaluation of patients with joint hypermobility syndrome/Ehlers-Danlos syndrome hypermobility type. *Research in Developmental Disabilities*, 34, 4280–4285.
- Clippinger, K. S. (2007). *Dance anatomy and kinesiology*. Illinois: Human Kinetics.
- Coplan, J. A. (2002). Ballet dancer's turn out and its relationship to self-reported injury. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32(11), 579–584.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie 1. Druhé upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada.
- Dieling, S., van der Esch, M., & Janssen, T. W. J. (2014). The Effect of Muscle Fatigue on knee Joint Proprioception in Ballet Dancers and Non-dancers. *Journal of Dance Medicine & Science*, 18(4), 143–148.
- Duval, K., Lam, T., & Sanderson, D. (2010). The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait & Posture*, 32(4), 637–640.
- Dylevský, I. (2009a). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing.
- Dylevský, I. (2009b). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Ekegren, C. L., Quested, R., & Brodrick, A. (2014). Injuries in pre-professional ballet dancers: Incidence, characteristics and consequences. *Journal of science and medicine in sport*, 17(3), 271–275.
- Esen, A., Nalcakan, G. R., & Varol, S. R. (2013). Joint position sense in Turkish professional ballet dancers. *Nigde University Journal of Physical Education And Sport Sciences*, 7(1), 61–68.
- Ferrari, E. P., Silva, D. A. S., Martins, C. R., Fidelix, Y. L., & Petroski, E. L. (2013). Morphological Characteristics of Professional Ballet Dancers of the Bolshoi Theater Company. *Collegium Antropologicum*, 37(2), 37–43.
- Galli, M., Cimolin, V., Rigoldi, C., Castori, M., Celletti, C., Albertini, G., & Camerota, F. (2011). Gait strategy in patients with Ehlers-Danlos syndrome hypermobility type: a kinematic and kinetic evaluation using 3D gait analysis. *Research in Developmental Disabilities*, 32, 1663–1668.

Gamboa, J. M., Roberts, L. A., Maring, J., & Fergus, A. (2008). Injury patterns in elite preprofessional ballet dancers and the utility of screening programs to identify risk characteristics. *Journal of Orthopaedics & Sports Physical Therapy*, 38(3), 126–136.

Gatt, A., & Chockalingam, N. (2010). Assessment of Ankle Joint Dorsiflexion: An Overview. *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*, 6(1), 25–29.

Gonzaga, J. de M., Barros, S. E. B., Lisboa, M. G. da C., Barbieri, F. A., & Gobbi, L. T. B. (2011). Effects of Different Kinds of Exercise in the Gain Parameters of Elderly Women. *Revista Brasileira de Medicina Esporte*, 17(3), 166–170.

Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2009). *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Hiemstra, L. A., Lo, I. K., & Fowler, P. J. (2001). Effect of fatigue on knee proprioception. implications for dynamic stabilization. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(10), 598–605.

Hincapié, C. A., Morton, E. J., & Cassidy, J. D. (2008). Musculoskeletal injuries and pain in dancers: a systematic review. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 89(9), 1819–1829.

Hopper, L. S., Wheeler, T. J., Webster, J. M., Allen, N., Roberts, J. R., & Fleming, P. R. (2014). Dancer Perceptions of the Force Reduction of Dance Floors Used by a Professional Touring Ballet Company. *Journal of Dance Medicine & Science*, 18(3), 121–130.

Houston, S., & McGill, A. (2013). A mixed-methods study into ballet for people living with Parkinson's. *Arts & Health*, 5(2), 103–119.

Hunt, M. A., & Takacs, J. (2013). Effects of a 10-week toe-out gait modification intervention in people with medial knee osteoarthritis: a pilot, feasibility study. *Osteoarthritis and Cartilage*, 22(7), 904–911.

Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wooten, M. E. (1990). Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8, 383–392.

Kadel, N. J. (2006). Foot and Ankle Injuries in Dance. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 17, 813–826.

Kapandji, I. A. (1987). *The physiology of joints. Volume two. Lower limb*. London: Churchill Livingstone.

- Kapandji, I. A. (1974). *The physiology of the joints. Volume 3, The spinal column, pelvic girdle and head*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: Theory and practice*. Edinburgh: Elsevier.
- Kröschlová, J. (1956). *Základy pohybové přípravy tanečnicka a herce*. Praha: Orbis.
- Leanderson, C., Leanderson, J., Wykman, A., Streder, L. E., Johansson, S. E., & Sundquist, K. (2011). Musculoskeletal injuries in young ballet dancers. *Knee Surgery, arthroscopy*, 19(9), 1531–1535.
- Levinger, P., Menz, H. B., Morrow, A. D., Feller, J. A., Bartlett, J. R., & Bergman, N. R. (2012). Foot kinematics in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Rheumatology*, 25, 1–8.
- Lewit, K. (1996). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Leipzig: J. A. Barth Verlag.
- Liederbach, M. (2010). Perspectives on dance science rehabilitation understanding whole body mechanics and four key principles of motor control as a basis for healthy movement. *Journal of Dance Medicine & Science*, 14(3), 114–124.
- Lin, Ch.-W., Lin, Ch.-F., Hsue, B.-J., & Su, F.-S. (2014). A comparison of ballet dancers With Different level of Experience in Performing Single-Leg Stance on retiré Position. *Motor Control*, 18, 199–212.
- Madden, Ch. C., Putukian, M., Young, C. C., & McCarty, E. C. (2010). *Netter's Sports Medicine*. Philadelphia: Saunders Elsevier.
- Malone, T. R., & Hardaker, W. T. (1990). Rehabilitation of foot and ankle injuries in ballet dancers. *Journal of Orthopedic Sports and Physical Therapy*, 11(8), 335–361.
- McEwen, K., & Young, K. (2011). Ballet and pain: reflections on a risk-dance culture. *Qualitative research in Sport, Exercise and Health*, 3(2), 152–173.
- Meuffels, D. E., & Verhaar, J. A. N. (2008). Anterior cruciate ligament injury in professional dancers. *Acta Orthopaedica*, 79(4), 515–518.
- Milan, K. R. (1994). Injury in Ballet: A Review of Relevant Topics for the Physical Therapist. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19(2), 121–129.
- Miyasaka, K. C., Daniel, D. M., & Stone, M. L. (1991). The incidence of knee ligament injuries in the general population. *American Journal of Knee Surgery*, 4, 43–48.
- Nagano, Y., Naito, K., Saho, Y., Kawashima, N., Ogata, T., Akai, M., & Fukubayashi, T. (2011). Association between in vivo knee kinematics during gait and the severity of knee osteoarthritis. *Knee*, 19(5), 628–632.

- Negus, V., Hopper, D., & Briffa, N., K. (2005). Associations between turnout and lower extremity injuries in classical ballet dancers. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 35, 307–318.
- Nilsson, C., Leanderson, J., Wykman, A., & Strender, L. E. (2001). The injury panorama in a Swedish professional ballet company. *Knee Surgery, Sports, Traumatology, Arthroscopy*, 9, 242–246.
- Nowacki, R., Air, M., & Rietveld, A. B. (2012). Hyperpronation in Dancers. Incidence and Relation to Calcaneal Angle. *Journal of Dance Medicine & Science*, 16(3), 126–132
- Oatis, C. A. (1988). Biomechanics of the Foot and Ankle Under Static Conditions. *Physical Therapy*, 68, 1815–1821.
- O'Neill, J. R., Pate, R. R., & Beets, M. W. (2012). Physical activity levels of adolescent girls during dance classes. *Journal of Physical Activity & Health*, 9(3), 382–388.
- Perry, J., & Burnfield, J. (2010). *Gait analysis. Normal and pathological gait*. Danvers (USA): Slack Incorporated.
- Pica, R. (1988). *Dance Training for Gymnastics*. Illinois: Leisure Press.
- Pohjola, H., Sayers, M., Mellifont, R., Mellifont, D., & Venojärvi, M. (2014). Three-Dimensional Analysis of a Ballet Dancer with Ischial Tuberosity Apophysis. A Case Study. *Journal of Sports Science and Medicine*, 13, 874–880.
- Powell, D. W., Long, B., Milner, C. E., & Zhang, S. (2011). Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. *Human Movement Science*, 30, 105–114.
- Procházková, M., Teplá, L., Svoboda, Z., Juráková, E., & Janura, M. (2014). Vliv rehabilitace na dynamické zatížení nohy u baletních tanečnic. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 21(2), 56–61.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human walking*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Russek, L. (1999). Hypermobility Syndrome. *Physical Therapy*, 79(6), 591–599
- Russel, J. A. (2013). Preventing dance injuries: current retrospectives. *Open Access Journal of Sports Medicine*, 4, 199–210.
- Russel, J. A., McEwan, I. M., Koutedakis Y., & Wyon, M. A. (2008). Clinical anatomy and biomechanics of the ankle in dance. *Journal of dance medicine & science*, 12(3), 75–82.
- Rychlíková, E. (2008). *Manuální medicína, 4. rozšířené vydání*. Praha: MAXDORF.

- Sarrafian, S. K., & Kelikian, A. S. (2011). *Sarrafian's Anatomy of the Foot and Ankle: Descriptive, Topographic, Functional*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Schmit, J. M., Regis, D. J., & Tiley, M. A. (2005). Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes. *Experimental Brain Research*, 136, 370–378.
- Schmitt, H., Kuni, B., & Sabo, D. (2005). Influence of Professional Dance Training on Peak Torque and Proprioception at the ankle. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 15, 331–339.
- Silviera, P. F., & Pledade, S. R. (2014). Factors that influence in the turnout in ballet dancers with knee pain. *Fisioterapia e Pesquisa*, 21(3), 209–216.
- Simonsen, E. B., Tegner, H., Alkjær, T., Larsen, P. K., Kristensen, J. H., Jensen, B. R., Ramvig, L., & Juul-Kristensen, B. (2012). Gait analysis of adults with generalised joint hypermobility. *Clinical Biomechanics*, 27, 573–577.
- Souza, Th. R., Mancini, M. C., Araújo, V. L., Carvalhais, V. O. C., Ocarino, J. M., Silva, P. L., & Fonseca, S. T. (2014). Clinical measures of hip and foot-ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. *Manual Therapy*, 19, 379–385.
- Stahl, D. (2014). *External Tibial Torsion*. Retrieved 16. 4. 2015 on the Orthobullets database from the World Wide Web:
<http://www.orthobullets.com/pediatrics/4121/external-tibial-torsion>
- Stretanski, M. F., & Weber, G. J. (2002). Medical and rehabilitation issues in classical ballet. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 81(5), 383–391.
- Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(1), 26–31.
- Tao, W., Liu, T., Zheng, R., & Feng, H. (2012). Gait Analysis Using Wearable Sensors. *Sensors*, 12, 2255–2283.
- Thomas, K. S., & Parcell, A. C. (2004). Functional Characteristics of the Plantar Flexors in Ballet Dancer, Folk Dancer, and Non-Dancer Populations. *Journal of Dance Medicine & Science*, 8(3), 73–77.
- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing.
- Turner, B. S., & Wainwright, S. P. (2003). Corps de Ballet: the case of the injured ballet dancer. *Sociology of Health & Illness*, 25(4), 269–288.
- Twitchett, E., Anguoi, M., Koutedakis, Y., & Wyon, M. (2010). The demands of a working day among female professional ballet dancers. *Journal of dance medicine & science*, 14(4), 127–132.

- van Vugt, M. K. (2014). Ballet as a movement-based contemplative practice? Implications for neuroscientific studies. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8(513), 1–4.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton
- Vojta, V., & Peters, A. (2010). *Vojtův princip*. Praha: Grada.
- Weiss, D. S., & Zlatkowski, M. (1996). Rehabilitation of Dance Injuries to the Shoulder, Lumbar Spine, Pelvis and Hip. *OrthopaedicPhysical Therapy Clinics of North America*, 20(12), 477–496.
- Whittle, M. M. (1996). *Gait Analysis: an Introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Wilmerding, V., & Krasnow, D. (2011). *Turnouf for Dancers: Hip Anatomy and Factors Affecting Turnout*. Retrieved 14. 2. 2015 on IADMS database from the World Wide Web: <http://www.iadms.org/?323>

11 Seznam zkratek

2D – dvojrozměrný

3D – trojrozměrný

apod. – podobně

art. – articulatio

BMI – body mass index

cm – centimetr

DF – dorzální flexe

Hz – hertz

kg – kilogram

LCA – přední zkřížený vaz

LCP – přední zkřížený vaz

lig. – liggamentum

m – metr

m. – musculus

max. – maximum

MGpix - megapixel

mm - milimetr

MTP – metatarzofalangeální

např. – například

PF – plantární flexe

ROM – rozsah pohybu

s – vteřina

SD – směrodatná odchylka

SIAS – spina iliaca anterion superior

SIPS – spina iliaca anterion posterior

ST – subtalární

tj. – to je

tzv. – takzvaný

12 Přílohy

Příloha 1. Vyjádření Etické komise FTK UP



**Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC**

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně

doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.

doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.

Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 21.12. 2011 byl projekt výzkumné práce (aplikovaného výzkumu) autorky **Mgr. Markéty Procházkové**
s názvem

Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečníků

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

dne: 27.12.2011.

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

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP

PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.

předsedkyně

razítko fakulty

Příloha 2. Informovaný souhlas a poučení klienta

Informovaný souhlas

Název projektu:

Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečníků

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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

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

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

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

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

Datum:

Datum:

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřeného touto studií:

Příloha 3. Vybrané antropometrické údaje

Tabulka 10. Vybrané antropometrické údaje skupiny baletních tanečníků

Proband	Výška [cm]	Pohlaví	Věk [roky]	Hmotnost [kg]
1	157,5	žena	29	50,5
2	186,0	muž	30	72,2
3	181,5	muž	29	67,8
4	178,8	muž	38	72,6
5	166,0	žena	26	48,1
6	179,0	muž	21	76,1
7	173,5	muž	19	62,1
8	178,5	muž	20	69,1
9	169,5	žena	25	60,6
10	169,5	žena	28	51,7
11	159,0	žena	19	44,2
12	180,0	muž	31	79,2
13	161,5	žena	30	48,6
14	162,0	žena	25	47,5
15	174,5	muž	23	69,3
16	156,2	žena	22	45,1
17	166,5	žena	21	50,3
18	165,0	žena	20	46,7
19	179,5	muž	24	75,7
20	167,1	žena	31	55,2
21	159,9	žena	35	48,6
22	167,0	žena	20	56,5
23	161,8	žena	23	44,7
24	167,5	muž	20	56,0
25	166,0	žena	30	44,2
26	172,0	muž	32	69,7
27	168,0	žena	24	51,6
28	160,0	žena	26	45,6

29	176,5	muž	22	65,9
30	159,5	žena	19	53,9
31	169,0	muž	20	64,1
32	173,5	muž	20	64,5

Pokračování tabulky

Tabulka 11. Vybrané anamnestické a antropometrické údaje kontrolní skupiny

Proband	Výška [cm]	Pohlaví	Věk [roky]	Hmotnost [kg]
1	173	muž	30	73
2	182	muž	26	90
3	170	žena	22	55
4	178	žena	24	54
5	170	žena	21	71
6	172	muž	22	82
7	172	žena	22	60
8	183	muž	23	70
9	160	žena	21	69
10	159	žena	22	64
11	159	žena	29	52
12	164	žena	23	64
13	162	žena	24	52
14	161	žena	26	65
15	164	žena	24	60
16	167	žena	23	51
17	166	žena	22	53
18	157	žena	22	59
19	178	žena	23	68
20	178	muž	25	74
21	179	muž	26	76
22	186	muž	24	93
23	177	muž	25	68
24	160	žena	22	53

25	187	muž	26	75
26	178	muž	24	78
27	162	žena	21	55
28	165	žena	23	56
29	164	žena	27	57

Pokračování tabulky

Příloha 4. Výsledky měření

Tabulka 12. Průměrné hodnoty úhlových parametrů kloubů dolní končetiny a pánve během krokového cyklu u mužů a žen z baletní a kontrolní skupiny

Hlezenní kloub	Kontrolní skupina				Baletní skupina			
Parametr	muži		ženy		muži		ženy	
	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD
Osa nohy	6,12	5,02	5,38	5,97	18,89	7,09	17,89	5,60
ASmin1	-6,30	3,37	-7,20	4,52	-7,53	3,33	-7,03	3,63
ASmax1	11,08	3,27	14,77	4,72	13,31	3,78	13,70	4,26
ASmin2	-17,17	4,19	-20,45	6,59	-20,85	7,27	-21,20	6,67
ATmin1	-6,99	13,90	-1,08	12,54	-14,87	11,35	-9,26	10,01
ATmax1	14,88	12,97	20,84	13,21	1,37	10,36	9,68	11,27
ATmin2	-8,94	11,32	-8,90	13,16	-22,24	9,60	-19,91	11,21
AT	23,82	3,24	29,71	6,96	23,76	5,46	29,77	7,37
KSmax1	20,39	5,01	18,78	4,33	13,99	5,42	17,30	5,51
KSmin1	1,92	2,35	1,61	3,82	2,66	2,97	2,27	2,90
KSmax2	60,91	3,68	61,42	5,06	64,08	4,37	65,35	3,39
KSmin2	0,82	3,18	0,79	4,16	0,85	4,36	2,12	3,61
KFmax	10,48	9,28	-0,22	9,00	15,27	11,25	3,87	7,16
KFmin	-2,96	6,11	-14,98	13,00	-1,82	7,94	-9,01	8,02
KF	13,44	5,13	14,67	6,20	17,09	5,80	12,88	4,45
KTmax	8,19	6,18	4,63	11,08	4,94	7,19	6,21	11,01
KTmin	-11,68	8,19	-14,42	9,12	-17,88	7,63	-16,47	9,37
KT	19,87	3,97	19,04	6,91	22,82	5,88	22,69	8,03
HSmin1	-16,29	2,77	-15,24	3,50	-14,92	4,42	-17,45	3,92
HSmax1	28,77	3,75	30,32	5,21	29,66	6,18	30,55	4,16
HFmin1	-7,00	2,47	-7,37	2,80	-7,51	2,68	-8,77	2,67
HFmax1	5,56	2,79	7,83	2,89	6,26	3,15	7,59	2,90
HTmin1	-11,43	9,93	-19,13	11,19	-8,12	11,04	-20,02	10,07
HTmax1	3,63	10,92	-5,68	12,33	9,09	11,54	-3,60	10,12
HT	15,06	4,01	-13,41	3,94	-17,21	3,85	-16,46	5,03
PSmin1	2,33	2,95	1,86	3,98	1,45	5,52	0,13	4,38
PSmax1	5,16	2,84	5,34	4,02	5,33	5,35	4,02	4,42
PS	-2,82	0,83	-3,58	1,03	-3,95	1,27	-3,56	1,18
PFmin1	-4,61	4,14	-5,42	3,80	-4,74	4,60	-6,36	2,79
PFmax1	4,22	3,23	5,21	3,58	3,54	3,80	5,02	3,06
PF	-8,84	3,04	-10,63	2,19	-8,28	2,23	-11,30	3,28

Pokračování tabulky

PTmin1	-6,15	3,64	-6,39	4,52	-5,44	4,66	-6,49	4,54
PTmax1	7,49	3,72	7,38	5,15	5,50	4,81	5,45	4,68
PT	-13,64	4,11	-13,33	5,82	-10,84	3,96	-11,93	4,40

Vysvětlivky: SD – směrodatná odchylka, osa nohy – úhel osy nohy v transversální rovině, ASmin1 – maximum plantární flexe hlezenního kloubu během fáze zatěžování, ASmax1 – maximum dorzální flexe hlezenního kloubu, ASmin2 – maximum plantární flexe hlezenního kloubu během konečného stoje, ATmin1 – maximum zevní rotace hlezenního kloubu při postupném zatěžování, ATmax1 – maximum vnitřní rotace hlezenního kloubu v předšvihové fázi, ATmin2 – maximum zevní rotace hlezenního kloubu během švihové fáze, AT – rozsah pohybu hlezenního kloubu v transversální rovině, KSmax1 – maximum flexe kolene během stojné fáze, KSmin1 – maximum extenze kolene během stojné fáze, KSmax2 – maximum flexe kolene během švihové fáze, KSmin2 – maximum extenze kolene během švihové fáze, KFmax – maximum addukce kolene ve švihové fázi, KFmin – maximum abdukce kolene ve stojné fázi, KF – rozsah pohybu kolene ve frontální rovině, KTmax – maximum vnitřní rotace kolene, KTmin – maximum zevní rotace kolene, KT – rozsah pohybu kolene v transversální rovině, HSmin1 – maximum extenze kyčle ve stojné fázi, HSmax1 – maximum flexe kyčle ve švihové fázi, HFmin1 – maximum abdukce kyčle při počátečním švihu, HFmax1 – maximum addukce kyčle při postupném zatěžování, HTmin1 – maximum zevní rotace kyčle během švihové fáze, HTmax1 – maximum vnitřní rotace kyčle během stojné fáze, HT – rozsah pohybu kyčle v transversální rovině, PSmin1 – maximum rentroverze pánve, PSmax1 – maximum anteverze pánve, PS – rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PFmin1 – maximum úklonu pánve inferiorně, PFmax1 – maximum úklonu pánve superiorně, PF – rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, PTmin1 – maximum vnitřní rotace pánve, PTmax1 – maximum zevní rotace pánve, PT – rozsah pohybu pánve v transversální rovině, oranžově – silná, zeleně – středně silná, modře – slabá závislost, všechny hodnoty jsou ve stupních.

Tabulka 13. Výsledky hodnot Wilcoxonova testu a věcné významnosti eta (η^2) pro úhlové parametry kloubů dolní končetiny a pánve během krokového cyklu u baletních tanečnic s rozdílným postavením osy nohy

Baletní tanečnici	Skupina A		Skupina B		Wilcoxonův test	Věcná významnost
Parametr	průměr	SD	průměr	SD	p	eta (η^2)
ASmin1	-7,30	3,17	-7,23	3,68	0,942	0,051
ASmax1	14,00	4,68	13,24	3,62	0,476	0,109
ASmin2	-22,22	6,97	-20,36	6,85	0,307	0,174
ATmin1	-10,09	10,20	-12,85	11,33	0,337	0,158
ATmax1	8,34	12,38	4,42	10,95	0,197	0,250
ATmin2	-19,14	10,62	-22,05	10,38	0,292	0,182
AT	27,74	8,61	26,58	6,28	0,543	0,093

Pokračování tabulky

KSmax1	17,46	5,80	14,83	5,43	0,077	0,425
KSmin1	2,01	2,49	2,70	3,14	0,366	0,146
KSmax2	64,95	3,98	64,68	3,87	0,792	0,058
KSmin2	0,43	3,13	2,20	4,31	0,091	0,394
KFmax	7,76	8,67	9,76	11,91	0,486	0,131
KFmin	-6,18	7,50	-5,52	9,43	0,777	0,059
KF	13,94	3,65	15,28	6,31	0,359	0,149
KTmax	5,60	8,80	5,64	9,82	0,987	0,050
KTmin	-17,41	7,62	-16,95	9,16	0,842	0,054
KT	23,01	6,60	22,60	7,40	0,825	0,056
HSmin1	-16,99	3,63	-15,83	4,68	0,302	0,176
HSmax1	29,69	5,06	30,40	5,30	0,601	0,081
HFmin1	-8,23	2,50	-8,17	2,88	0,930	0,051
HFmax1	6,73	3,07	7,12	3,09	0,629	0,077
HTmin1	-14,88	10,68	-14,18	12,92	0,824	0,056
HTmax1	1,45	9,13	2,89	14,20	0,657	0,072
HT	16,38	4,45	17,07	4,56	0,551	0,091
PSmin1	0,08	3,33	1,15	5,71	0,406	0,131
PSmax1	3,62	3,35	5,25	5,55	0,199	0,249
PS	3,54	1,10	3,87	1,29	0,303	0,176
PFmin1	-5,99	2,37	-5,37	4,46	0,529	0,096
PFmax1	3,23	2,66	4,98	3,77	0,051	0,500
PF	9,22	1,82	10,28	3,76	0,201	0,246
PTmin1	-5,89	2,77	-6,06	5,43	0,891	0,052
PTmax1	4,18	2,97	6,25	5,38	0,088	0,401
PT	9,94	2,75	12,30	4,68	0,028	0,600

Vysvětlivky: skupina A – úhel osy nohy v transverzální rovině $< 15^\circ$, skupina B – úhel osy nohy v transverzální rovině $> 15^\circ$, SD – směrodatná odchylka, ASmin1 – maximum plantární flexe hlezenního kloubu během fáze zatěžování, ASmax1 – maximum dorzální flexe hlezenního kloubu, ASmin2 – maximum plantární flexe hlezenního kloubu během konečného stoje, ATmin1 – maximum zevní rotace hlezenního kloubu při postupném zatěžování, ATmax1 – maximum vnitřní rotace hlezenního kloubu v předšvihové fázi, ATmin2 – maximum zevní rotace hlezenního kloubu během švihové fáze, AT – rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině, KSmax1 – maximum flexe kolene během stojné fáze, KSmin1 – maximum extenze kolene během stojné fáze, KSmax2 – maximum flexe kolene během švihové fáze, KSmin2 – maximum extenze kolene během švihové fáze, KFmax – maximum addukce kolene ve švihové fázi, KFmin – maximum abdukce kolene ve stojné fázi, KF – rozsah pohybu kolene ve frontální rovině, KTmax – maximum vnitřní rotace kolene, KTmin –

maximum zevní rotace kolene, KT – rozsah pohybu kolene v transverzální rovině, HSmin1 – maximum extenze kyčle ve stojné fázi, HSmax1 – maximum flexe kyčle ve švihové fázi, HFmin1 – maximum abdukce kyčle při počátečním švihu, HFmax1 – maximum addukce kyčle při postupném zatěžování, HTmin1 – maximum zevní rotace kyčle během švihové fáze, HTmax1 – maximum vnitřní rotace kyčle během stojné fáze, HT – rozsah pohybu kyčle v transverzální rovině, PSmin1 – maximum rentroverze pánve, PSmax1 – maximum anteverze pánve, PS – rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PFmin1 – maximum úklonu pánve inferiorně, PFmax1 – maximum úklonu pánve superiorně, PF – rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, PTmin1 – maximum vnitřní rotace pánve, PTmax1 – maximum zevní rotace pánve, PT – rozsah pohybu pánve v transverzání rovině.