

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**VLIV REHABILITAČNÍ INTERVENCE NA KINEMATICKÉ PARAMETRY
CHŮZE BALETNÍCH TANEČNÍKŮ**

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Jana Vaculíková, specializace ve zdravotnictví,
fyzioterapie

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

Olomouc 2013

Jméno a příjmení autora: Jana Vaculíková

Název diplomové práce: Vliv rehabilitační intervence na kinematické parametry chůze baletních tanečníků

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2013

Abstrakt: Pohybový systém baletních tanečníků je během jejich aktivní kariéry extrémně zatěžován. Cílem této diplomové práce bylo určit vliv rehabilitační intervence na chůzi baletních tanečníků a zjistit rozdíly v chůzi v porovnání s běžnou populací. Experimentální skupinu tvořilo 13 profesionálních tanečníků (8 žen, 5 mužů) baletního souboru Moravského divadla v Olomouci (průměrný věk 25,8 let, průměrná hmotnost 59,8 kg, průměrná výška 172,8 cm). Kontrolní skupina sestávala z 12 probandů (9 žen, 3 muži; průměrný věk 24,2 let, průměrná tělesná hmotnost 72,2 kg, průměrná výška 173,3 cm). Pro určení kinematických parametrů krokového cyklu byl použit optoelektronický systém Vicon MX. U experimentální skupiny byla po dobu šesti týdnů realizována cílená rehabilitační intervence. Byl zjištěn významný rozdíl ($p < 0,05$) v maximálním rozsahu pohybu do dorsální flexe v hlezenním kloubu a při pohybu do abdukce v kyčelním kloubu ($p < 0,01$) u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací před i po rehabilitační intervenci, kdy byly přítomny vyšší hodnoty u experimentální skupiny. U baletních tanečníků je také přítomen významný rozdíl u rotací v kolenním kloubu – vnitřní rotace je významně ($p < 0,05$) nižší a zevní rotace významně vyšší ($p < 0,05$) před realizací cílené rehabilitace v porovnání se skupinou běžné populace. V rámci skupiny baletních tanečníků se vliv cílené rehabilitace projevil u pohybu v kolenním kloubu, kdy došlo k navýšení rozsahu pohybu do flexe ($p < 0,05$) ve stejné fázi a snížení rozsahu pohybu extenze ($p < 0,05$) na konci švihové fáze a rovněž došlo k významnému ($p < 0,05$) zvýšení rozsahu pohybu do addukce v kyčelním kloubu po rehabilitační intervenci. Práce zdůrazňuje nezbytnost včlenění fyzioterapie do komplexní přípravy baletních tanečníků pro optimalizaci taneční techniky, zamezení vzniku zranění pohybového systému, v případě již přítomného traumatu minimalizaci následků.

Klíčová slova: balet, fyzioterapie, chůze, kinematická 3D analýza

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Jana Vaculíková

Title of diploma thesis: The effect of physiotherapy intervention on ballet dancers kinematic parameters of walking

Department: Department of nature sciences in kinanthropology

Supervisor: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

The year of presentation: 2013

Abstract: Professional ballet dancers' locomotor system is extremely overused. The aim of this thesis was to discover the influence of physiotherapy intervention on their walking and to find out the differences in walking compared to a general population. The experimental group consisted of 13 professional ballet dancers (8 females, 5 males), recruited from Moravské divadlo in Olomouc, Czech Rep. (average age 25.8 years, average weight 59.8 kg, average height 172.8 cm). Control group consisted of 12 participants (9 females, 3 males; average age 24.2 years, average weight 72.2 kg, average height 173.3 cm). Optical motion capture system Vicon MX was used to determine the kinematic parameters of gait cycle. Six week long physiotherapy intervention was carried out on a group of professional ballet dancers. We found a significant difference ($p < 0,05$) in maximum range of motion in dorsal flexion of the ankle and in abduction ($p < 0,01$) of the hip, both increased, in the group of professional ballet dancers compared to the group of general population before and after physiotherapy intervention. There is also a significant difference in the group of ballet dancers in rotations of the knee joint – internal rotation is significantly ($p < 0,05$) decreased and external rotation significantly ($p < 0,05$) increased before the physiotherapy actually started, compared to the group of general population. The effect of physiotherapy intervention was demonstrated on the group of professional ballet dancers, when the range of motion of the knee joint was significantly increased ($p < 0,05$) in flexion during the stance phase and decreased ($p < 0,05$) in extension during the swing phase, as well as increased hip adduction ($p < 0,05$). This thesis emphasizes the necessity of application of the physiotherapy as a part of the ballet dancers complex preaparation in order to improve the dancing technique, prevent trauma and minimize its consequences.

Key words: ballet, physiotherapy, walking, kinematic 3D analysis

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

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

V Olomouci dne 30. června 2013

.....

Děkuji Prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování diplomové práce. Děkuji také Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc při zpracování dat.

Diplomová práce byla zpracována v rámci projektu IGA s názvem „Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečníků“ (Studentská grantová soutěž Univerzity Palackého v Olomouci, č.: FTK_2012:031).

OBSAH

1 ÚVOD	8
2 PŘEHLED POZNATKŮ	10
2.1 Lidská chůze	10
2.1.1 Ontogeneze chůze	10
2.1.2 Faktory ovlivňující chůzi	12
2.2 Krokový cyklus	13
2.2.1 Fáze krokového cyklu	14
2.3 Kinematika pánve a kloubů dolních končetin během chůze	18
2.3.1 Kinematika nohy a hlezenního kloubu	18
2.3.2 Kinematika kolenního kloubu	19
2.3.3 Kinematika kyčelního kloubu	21
2.3.4 Kinematika pánve	22
2.4 Kinematická analýza pohybu	22
2.4.1 Optoelektronický systém Vicon MX	23
2.5 Balet	24
2.5.1 Historie baletu	24
2.5.2 Odchyly v pohybovém systému baletních tanečníků	25
2.5.3 Taneční chůze	28
2.5.4 Baletní pozice	29
2.6 Patologie a zranění pohybového systému baletních tanečníků	32
2.6.1 Zranění zad	34
2.6.2 Zranění v oblasti kyčelního kloubu	35
2.6.3 Zranění v oblasti kolenního kloubu	37
2.6.4 Poranění hlezenního kloubu a nohy	38
2.6.5 Preventivní opatření	41
3 CÍLE A HYPOTÉZY	43
3.1 Hlavní cíl	43
3.1.1 Dílčí cíle	43
3.2 Hypotézy	43
3.3 Výzkumná otázka	44

4 METODIKA	45
4.1 Výzkumný soubor	45
4.2 Přístrojové vybavení	45
4.3 Organizace sběru dat	46
4.3.1 Průběh měření	46
4.4 Analýza dat	47
4.4.1 Způsob zpracování pohybové sekvence a měřené kinem. parametry.....	47
4.4.2 Statistické zpracování dat	48
4.5 Fyzioterapie	48
5 VÝSLEDKY	50
5.1 Výsledky k hypotéze H_{01}	50
5.2 Výsledky k hypotéze H_{02}	52
5.3 Výsledky k hypotéze H_{03}	54
5.4 Výsledky k výzkumné otázce	59
6 DISKUSE	60
7 ZÁVĚR	66
8 SOUHRN	67
9 SUMMARY	68
10 REFERENČNÍ SEZNAM	69
11 PŘÍLOHY	74

1 ÚVOD

Jakákoliv pohybová aktivita, která se provozuje na vrcholové úrovni, fatálně ovlivňuje pohybový systém. V případě profesionálního tance, a to zejména baletu, ač se to na první pohled nemusí zcela zdát, se často jedná o extrémní zatěžování jednotlivých prvků pohybového systému.

Přestože aktivní kariéra baletního tanečníka na nejvyšší úrovni trvá relativně krátkou dobu, dopady na jeho tělo zůstávají již celoživotní. Vzhledem k nastolenému důrazu na aktuální fyzickou kondici tanečníka a poměrně náročný program jevištních vystoupení v rámci divadelní sezóny, je prevence nebo mírnění možných fyzických následků formou adekvátní rehabilitace upozaděna, případně zcela vyloučena z přípravy jedince. Díky tomuto dochází k nežádoucím změnám v pohybových stereotypech a v pohybovém systému baletních tanečníků již během jejich mládí.

Po ukončení aktivní kariéry jedince se dříve, či později projeví zdravotní problémy. Většinou se jedná o strukturální patologie s mnohaletou etiologií, které se fyzioterapií již nedaří odstranit. Bývalé baletní tanečníky proto v mnoha případech čeká invalidní důchod a jejich následné pracovní zařazení a existenční situace jsou o to složitější.

Protože má balet jako forma klasické divadelní kultury u nás stále ještě poměrně silnou a tradiční pozici, tudíž zastoupení baletních tanečníků nebude v dohledné době klesat, je důležité zaměřit se na jejich celkový stav. Postupně dochází k navyšování počtu provedených vědeckých prací na toto téma, což mj. značí, že se odborná veřejnost začíná této problematice více věnovat a otázky zdravotních následků v rámci baletu se dostávají do popředí zájmu nejen zdravotnických oborů.

Tato diplomová práce se snaží přispět k rozšíření dosavadních poznatků, a to zejména z hlediska kinematické analýzy chůzového stereotypu profesionálních baletních tanečníků a vlivu fyzioterapie na jejich pohybový aparát. Zahrnutí biomechanického pohledu do oblasti baletu může v budoucnu rovněž přispět k diagnostice příčin neoptimálního provádění specifických tanečních pohybů a pozic. Pomocí kinematické analýzy by bylo také možné korigovat nežádoucí pohyby, které by mohly vést k budoucímu vzniku poranění anebo by bránily v dalším rozvoji tanečnickovy baletní techniky. V neposlední řadě by bylo možné určit, zda je mladý

jedinec z hlediska přirozeného vývoje svého pohybového systému již připraven provádět zátěžové taneční figury a pozice.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Lidská chůze

Lidská chůze je jedním z typů lokomoce. Během tohoto procesu je lidské tělo přemísťováno v prostoru rytmickou aktivitou dolních končetin. Pokud se člověk pohybuje pomalu, jsou vždy v kontaktu s podložkou jen část plochy chodidel dolních končetin. Jedna noha přitom cyklicky střídá druhou. Pokud se chůze zrychlí – tzn. přejde do běhu – nastává okamžik tzv. letové fáze, kdy jsou obě dolní končetiny ve vzduchu a doba kontaktu nohou s povrchem je výrazně kratší (Enoka, 2008; Rose & Gamble, 2006).

V literatuře se lze setkat s nejrůznějšími definicemi chůze. Například Enoka (2008) popisuje chůzi jako střídající se sekvence jedné a dvojité opory. Perry & Burnfield (2010) definují chůzi jako opakovaný sled pohybů dolních končetin za účelem přemístit tělo směrem vpřed.

2.1.1. Ontogeneze chůze

Trojan, Druga & Pfeiffer (2005) vývoj lidské motoriky rozdělují do čtyř stádií. U novorozence se cca 10 dní od porodu začíná vyvíjet tzv. holokinetické stádium hybnosti (1), kdy dochází k nekoordinovanému pohybu všech končetin a jsou přítomny fyziologické reflexy, např. sací nebo reflektorický úchop. Monokinetické stádium hybnosti (2) se objevuje od konce druhého měsíce života dítěte a je ukončeno v závěru pátého měsíce. Kojenec pohybuje jednou končetinou, ale pohyby jsou bez jasného směru a neřízené. Dochází ke zvedání hlavičky a na konci tohoto období je dítě schopno se samostatně otočit. Dromokinetické stádium vývoje motoriky (3) navazuje vývojem řízeného pohybu končetin, kdy dítě postupně přejde vertikalizačním procesem na oporu o dolní končetiny. Toto stádium končí dosažením prvního roku věku dítěte. Poté následuje tzv. kratikinetické stádium (4), které je u člověka přítomno do konce života. Dochází k osvojování si chůze do a ze schodů, akrálně se rozvíjí jemná motorika a zlepšuje se globální koordinace pohybů. K dokončení vývoje hybnosti dochází kolem 25. roku.

Chůze se vyvíjí během prvního roku života člověka, a to v rámci ontogeneze lidské motoriky. Jedinec si musí nejprve projít všechny nižší motorické vzory, kdy od polohy vleže na zádech (a posléze i na břiše) přechází přes opory na čtyřech končetinách až po stoj a následnou chůzi. První zkřížený vzor se v motorickém vývoji dítěte začíná objevovat během čtvrtého až pátého měsíce, kdy se dítě v poloze na břiše opře o koleno a kontralaterální loket. V sedmém měsíci dochází u dítěte k diferenciaci kročné a opěrné funkce dolních končetin. Mezi devátým a desátým měsícem leze dítě po čtyřech, kdy jsou všechny končetiny pokládány na zem ve zkříženém vzoru. Následuje vertikalizace ve frontální rovině, kdy dítě chodí do boku s přidržováním se o okolní předměty. Bipedální chůze se objevuje během dvanáctého až čtrnáctého měsíce. Je zpočátku nejistá, o širší bázi a nižší rychlosti. Od dosažení druhého roku se báze začíná pomalu zužovat. Na noze se formuje podélná klenba. Dítě je schopno chodit do schodů. Chůze se stává dokonalejší, avšak dítě ještě není schopno konstantně odvíjet palec nohy. Rytmus a rychlost chůze jsou proměnlivé. Chůze je provázena kývavými pohyby horních končetin a z hlediska vynaloženého množství energie je neekonomická. Do tří let věku je chůze charakterizována různou délkou kroků, opěrná báze je na šířku delší než trup, během švihové fáze je zvýrazněna flexe v kolenním kloubu a flexe, abdukce a zevní rotace v kloubu kyčelním. Počáteční kontakt se děje prostřednictvím celé plosky nohy, nikoliv pouze paty a je doprovázen hyperextenzí v kolenním kloubu a přenesením hmotnosti s chodidlem v pronaci. Pánev je nedostatečně naklápěna a rotována (Kolář et al., 2009; Vojta & Peters, 1995).

Po dosažení třetího roku života se zvyšuje stabilizační kontrola v oblasti pánevního svalstva a zlepšuje se rovnováha. Dochází k optimálnímu odvíjení palce nohy, délka kroků je rovnoměrná. Stále přetrvávají zvýšené energetické nároky pro vykonání chůze. Na konci třetího roku je dítě již schopno běhu. Chůze ze schodů začíná v období mezi třetím a třetí a půl rokem (Kolář et al., 2009).

Pro tyto výše zmíněné ontogenetické vzory je třeba splnit určité zákonitosti – posturální reaktivita (vyvážené automatické řízení polohy těla), změna těžiště trupu díky napřímění trupu a fázická aktivita svalů s daným úhlovým pohybem mezi segmenty končetin a hlavou s trupem, tedy osovým orgánem (Kolář et al., 2009; Vojta & Peters, 1995).

Dozríváním centrálního nervového systému, zodpovědného za produkci pohybové aktivity, se člověk v chůzi zdokonaluje. Jedinec dosahuje obrazu chůze dospělého člověka obvykle ve věku sedmi let (Perry & Burnfield, 2010).

Perry & Burnfield (2010) uvádí pět faktorů, které charakterizují vývin optimálního chůzového stereotypu dospělého jedince:

1. S rostoucím věkem se prodlužuje fáze jedné opory dolní končetiny.
2. S rostoucí délkou dolních končetin dochází ke zrychlování chůze.
3. Tempo chůze se snižuje s rostoucím věkem a délkou dolních končetin.
4. Se zvyšujícím se věkem a tělesným růstem se prodlužuje délka kroku.
5. S rostoucím věkem se zužuje báze chůze.

2.1.2 Faktory ovlivňující chůzi

Z hlediska biomechaniky je lidské tělo popisováno na základě tělesných segmentů, navzájem spojených klouby. Tento celek je nestabilní. Vzpřímenou polohu může zaujmout teprve v okamžiku nastavení optimálního stupně tuhosti, což je zajištěno koordinovanou aktivitou zejména svalových agonistů s jejich antagonisty. Vzpřímené držení těla je zajišťováno výkonnou složkou (pohybovým systémem), která je podřízena složce řídící, tedy centrálnímu nervovému systému, jež reaguje na podněty zachycené senzorickou složkou (např. vestibulární aparát, propiocepce). Pro udržení vzpřímeného držení těla je potřebná odpovídající schopnost reaktivity na vnější a vnitřní působení sil (Dvořák, 2005).

Whittle (2007) uvádí základní podmínky pro uskutečnění chůze:

1. Udržení vzpřímené a stabilní postury.
2. Střídavá opora dolními končetinami za účelem přenosu hmotnosti těla.
3. Koordinovaný pohyb dolních končetin pro plynulý kontakt chodidla s povrchem během švihové fáze.
4. Generování adekvátní síly pro pohyb těla směrem vpřed.

Optimální průběh chůze je zajišťován těmito faktory: stabilitou ve stoji (jež narušuje vysoká poloha těžiště a změna polohy segmentů), dostatečným zdvihem plosky a přiměřenou délkou švihové fáze, optimální délkou kroku a zachováním energie (Gage, 1991).

Těžiště těla je působištěm tíhové síly a představuje myšlený bod, kam se soustředí hmotnost celého těla. Ve stoji se nachází v oblasti malé pánve ve výšce mezi druhým a třetím křížovým obratlem, asi 4 – 6 cm před promontoriem. Protože těžiště leží poměrně vysoko a plocha opěrné báze člověka je při běžném stoji malá, představuje lidské tělo jako soubor segmentů nestabilní systém. Průmět těžiště do podložky musí ležet v oblasti opěrné báze. Toto neplatí v případě lokomoce jakožto dynamické činnosti. Během krokového cyklu se těžiště přesouvá do oblasti před opěrnou bázi (výslednice vnějších sil směřuje mimo opěrnou bázi) – kontinuální nerovnováha. Člověk se během chůze snaží o přesunutí těžiště zpět nad opěrnou bázi pro zaujmutí stabilnější pozice. Při chůzi se tělo chová jako tzv. model obráceného kyvadla, kdy dochází k pravidelnému poklesu těžiště při dvojí opoře a zvednutí v okamžiku jedné opory. Těžiště tedy během pohybu vpřed opisuje trajektorii ve tvaru pravidelné sinusoidy jak v rovině sagitální, tak i transverzální. Rozsah vertikálního vychýlení těžiště při průměrné rychlosti chůze se pohybuje v rozmezí 5 cm. Maximální výchylka je dosažena ve středu stojné fáze. Ve frontální rovině dochází ke změně polohy těžiště ve vertikálním a laterálním směru (Childress & Gard, 2006; Enoka, 2008; Janura, 2007; Vařeka, 2002).

Čím větší je pohyb těžiště těla v prostoru, tím větší jsou energetické nároky pro udržení stability, čímž se navyšuje neekonomičnost prováděného pohybu. Existují mechanismy zajištění posturální stability, které snižují výchylky těžiště. Patří sem pohyb pánve do antevertze a její rotace (ke straně švihové dolní končetiny), flexe kolene (do 20° při zahájení stojné fáze), plantární flexe nohy (na začátku a v závěru stojné fáze) a zúžení plochy opěrné báze (fyziologickým valgotizací kolen) (Gross, 2005).

2.2 Krokový cyklus

Pojem krokový cyklus popisuje úsek mezi dvěma po sobě následujícími dopady paty jedné dolní končetiny při pohybu vpřed. Lze jej rozdělit do dvou větších základních celků – na dynamické období švihů a statický stoj (oporu). Stoj začíná kontaktem paty o podložku (v případě zdravého jedince; plochou iniciálního kontaktu však může být např. špička) a představuje dobu, kdy je celá ploska (anebo její část) v kontaktu s podložkou. Zatímco švihová fáze je zahájena

odlepením špičky od podložky a zahrnuje pohyb nohy ve vzduchu, přičemž hmotnost těla se přesunuje na druhostrannou dolní končetinu. Během přemísťování těla směrem vpřed dochází k pravidelnému střídání těchto období mezi oběma dolními končetinami. Procentuálně z krokového cyklu zaujímá švih 38 % a stoj 62 %. Trvání jednotlivých fází krokového cyklu se však mění v závislosti na rychlosti chůze (Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006).

Během krokového cyklu dochází dvakrát k fázi dvojité opory (double limb support), z nichž každá trvá 10 % z celkové doby trvání. Jednooporová fáze charakteristická kontaktem jen jedné nohy a je zahájena v okamžiku zvednutí protějškové nohy pro vykonání švihu. Těžiště těla se dostává do nejvyššího bodu své trajektorie (Adams & Perry, 2006; Perry & Burnfield, 2010).

Jako krok se označuje interval mezi dopadem levé a pravé paty. Dvojkrok představuje ekvivalent k pojmu krokový cyklus a je jím tedy myšlena vzdálenost mezi dvěma za sebou následujícími údery paty jedné dolní končetiny (Enoka, 2008; Perry & Burnfield, 2010).

2.2.1 Fáze krokového cyklu

Vzhledem k aktuální pozici chodidla ve vztahu k povrchu se krokový cyklus dále rozděluje na menší části.

Vaughan (1992) rozlišuje tyto fáze:

- úder paty (heel strike)
- kontakt chodidla (foot flat)
- mezistoj (midstance)
- odlepení paty (heel off)
- odlepení palce (toe off)
- zrychlení (acceleration)
- mezišvih (midswing)
- zpomalení (deceleration)

Perry & Burnfield (2010) dělí krokový cyklus na celkem osm podčástí.

Období stoe rozlišují na pět menších fází:

- počáteční kontakt (initial contact)

- stádium zatěžování (loading response)
- mezistoj (midstance)
- konečný stoj (terminal stance)
- předšvih (preswing)

Období švihů dělí na tři celky:

- počáteční švih (initial swing)
- mezišvih (midswing)
- terminální švih (terminal swing)

Počáteční kontakt

Fáze počátečního kontaktu (rovněž také označovaná jako úder paty) zahajuje krokový cyklus. Hlavní cíl spočívá v absorpci nárazu, přípravě pro převzetí hmotnosti těla a udržení stability těla. Pata se stává středovým bodem otáčení, kolem kterého dochází k pohybu tibie a ostatních segmentů chodidla (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010).

Pohyb v hlezenním kloubu probíhá v rozsahu od dorsální flexe po neutrální postavení. Přes subtalární kloub probíhá pronace zánoží, naopak předonoží provádí supinaci v transversotarsálním kloubu. Toto nastavení drobných kloubů nohy umožňuje optimální přizpůsobení povrchu podložky. V kolenním kloubu je dosažena maximální extenze v okamžiku těsně před úderem paty. Pohybu do hyperextenze zabraňuje aktivita hamstringů. Po kontaktu paty s podložkou dochází k mírné flexi. Kyčelní kloub dosahuje flexe cca 20°. Stabilitu zajišťují m. gluteus maximus společně s m. adductor magnus a skupinou hamstringů. Pánev rotuje směrem dopředu o cca 5° (Perry & Burnfield, 2010).

Fáze postupného zatížení

Fáze postupného zatížení označuje období od kontaktu paty po odlepení palce kontralaterální nohy. Během tohoto období hmotnost těla plně přechází na stojnou dolní končetinu. Dochází ke zpomalení pohybu těla a adaptaci na plné zatížení. Hlezenní kloub se průběžným pokládáním plosky nohy postupně dostává z neutrální

polohy, příp. dorsální flexe do plantární flexe. Chopartův kloub se vlivem relativní supinace stává nestabilním a maximálně volným, což umožňuje adekvátní přizpůsobení plosky nohy nerovnému povrchu. Noha a tibie se dále otáčejí kolem patní kosti. Excentricky aktivovaný m. quadriceps femoris napomáhá absorbovat náraz během kontaktu plosky s povrchem tím, že brzdí flexi v kolenním kloubu. Kyčelní kloub zmenšuje rozsah flexe. Koncentricky působící aktivita m. gluteus maximus urychluje pohyb trupu směrem vpřed přes kyčelní kloub. Pánev je stabilizována aktivovaným m. gluteus medius, čímž se snižuje její kontralaterální pokles (Perry & Burnfield, 2010; Kapandji, 2002).

Mezistoj

Jako fáze mezistoje se označuje období, které je ohraničeno odrazem palce protější dolní končetiny a odlepením paty stejnostranné nohy. Hlavním úkolem je udržení těžiště těla nad opěrnou bází a zastabilizování kolenního kloubu. Bod otáčení se přesouvá od paty ke středu hlezenního kloubu. Chopartův kloub se uzamkne, čímž umožňuje vznik pevné páky, která je schopná přenosu zatížení. V subtalárním kloubu začíná supinace, zatížení se přesouvá z paty na laterální stranu chodidla. Patní kost je nyní odlehčena a tahem m. triceps surae supinována. Aktivovaný m. triceps surae rovněž stabilizuje bérec pro další zhoutnutí a zpomaluje dorsální flexi hlezna. Mediální a laterální vastus kontrolují flektované koleno (do okamžiku přesunu vektoru reakční síly podložky před kolenní kloub). Kyčelní kloub se dostává z flexe do neutrální polohy. Další pohyb směrem do extenze probíhá vlivem působících setrvačných a tíhových sil na úkor aktivity extenzorů kyčelního kloubu. Pánev je nadále stabilizována ve frontální rovině pomocí m. gluteus medius společně s m. tensor fasciae latae, avšak dochází k jejímu poklesu o cca 5° na straně švihové dolní končetiny a zároveň rotuje do neutrální pozice (Perry & Burnfield, 2011; Kapandji, 2002).

Konečný stoj

Období konečného stoje je ohraničeno zdvihem paty stojné dolní končetiny po okamžik doteku paty kontralaterální nohy s povrchem. Vektor reakční síly podložky společně s osou otáčení jsou přesunuty směrem k předonoží. Excentrická

kontrakce plantárních flexorů nohy brzdí dopředný pohyb tibie. Společnou kokontrakční aktivitou těchto svalů a skupiny peroneálního svalstva dochází k inverzi v subtalárním kloubu. Patní kost je tažena k předonoží pomocí napnuté plantární aponeurózy. Aktivita m. flexor hallucis longus zlepšuje oporu palce. Koncentrický tah plantárních flexorů zdvihá patu, což způsobí přesun vektoru reakční síly podložky před kolenní kloub. Oporu nohy nyní představují metatarsofalangeální klouby, jež tvoří tzv. metatarsální zlom. Dochází k navyšování flexe v kolenním kloubu, což způsobí zevní rotaci dolní končetiny a větší supinaci zánoží. Excentrická aktivita m. iliopsoas brzdí extenzi v kyčelním kloubu, která dosahuje v této fázi 20°. Pánev rotuje 5° vzad a je v anteverzní poloze, přičemž je nutné ji stále stabilizovat prostřednictvím abduktorů kyčelního kloubu (Perry & Burnfield, 2010).

Předšvih

Předšvihová fáze představuje období od kontaktu paty kontralaterálního chodidla s povrchem po odlepení palce stojné dolní končetiny. Dochází k přesunu hmotnosti těla nad druhou dolní končetinu. Reakční síla se přemísťuje do oblasti za kolenní kloub, což s aktivovaným m. triceps surae způsobí flexi v kolenním kloubu. Tento proces podporuje odraz palce a přesun dolní končetiny směrem vpřed. Subtalární kloub pokračuje v supinaci, kloub Chopartův kloub relativně pronuje kolem longitudinální osy. Dochází k maximální plantární flexi hlezna. V okamžiku odlehčení chodidla odrazové končetiny poklesne aktivita plantárních flexorů. Excentrická kontrakce m. rectus femoris kontroluje stabilitu kolenního kloubu a brzdí jeho flexi. V kyčelním kloubu dochází k flexi a zároveň k abdukci, kterou zpomaluje aktivovaný m. adduktor longus. Pánev se zešikmuje a rotuje (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010).

Počáteční švih

Tato fáze začíná v okamžiku, kdy dojde k odlepení palce od podložky a končí při dosažení maximální flexe v kolenním kloubu švihové dolní končetiny. Hlezenní kloub postupně zahajuje dorsální flexi, již je dosaženo aktivací m. tibialis anterior a m. flexor hallucis longus. Dostává se z plantární flexe do neutrálního postavení.

Pro flexi v kolenním kloubu je aktivován m. biceps femoris společně s flexory kyčelního kloubu, které se podílejí na zrychlení dolní končetiny v počáteční fázi švihů. Během chůze se celá dolní končetina chová jako kyvadlo – flexe i extenze jsou prováděny pasivně (Perry & Burnfield, 2010; Kapandji, 2002).

Mezišvih

Období mezišvihů probíhá od okamžiku dosažení maximální flexe v kolenním kloubu do dosažení vertikálního postavení tibie švihové dolní končetiny. Dolní končetina se dále posouvá směrem vpřed. M. tibialis anterior je během této fáze stále aktivní a udržuje hlezenní kloub v neutrálním postavení. Předonoží setrvává v supinaci. Chodidlo je průměrně vzdáleno od podložky 1,5 cm. V kolenním kloubu je zahájena pasivní extenze. Na konci mezišvihů dochází k aktivaci skupiny hamstringů. V kyčelním kloubu dochází tahem m. iliopsoas k flexi. Dolní končetina se addukuje a rotuje směrem dovnitř (Perry & Burnfield, 2010).

Konečný švih

Během této fáze se dolní končetina připravuje na kontakt paty s povrchem. M. tibialis anterior svou aktivitou kontroluje dorsální flexi v hlezenním kloubu a zároveň udržuje chodidlo v optimálním postavení pro budoucí kontakt paty. Kontrakcí m. quadriceps femoris dochází k extenzi kolenního kloubu. Společnou kokontrakční aktivitou s hamstringy (které se excentricky kontrahují) zabraňuje hyperextenzi kolene. V kyčelním kloubu se snižuje úhlová rychlost, a tím dochází ke zpomalení pohybu stehna dopředu. Toho je dosaženo aktivitou m. gluteus maximus a hamstringů (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010).

2.3 Kinematika pánve a kloubů dolních končetin během chůze

2.3.1 Kinematika nohy a hlezenního kloubu

Během jednoho krokového cyklu noha vykoná čtyři zhoupnutí, kdy v hlezenním kloubu dojde dvakrát k vystřídání plantární a dorsální flexe. Tři zhoupnutí se objeví během stejné fáze a čtvrté probíhá v rámci švihu. Tato zhoupnutí jsou důležitá

pro absorpci nárazu a optimální průběh krokového cyklu. Rozsah pohybu v hlezenním kloubu během krokového cyklu je v průměru 25° (Perry & Burnfield, 2010).

Hlezenní kloub se náchází v okamžiku kontaktu paty s podložkou v neutrálním postavení. Vektor reakční síly podložky přitom směřuje posteriorně za hlezenní kloub a způsobuje následnou plantární flexi. Plantární flexe probíhá první polovinu fáze postupného zatížení a má rozsah cca 5° . Během období mezistoje noha přechází do dorsální flexe (5°). Na konci této fáze se vektor reakční síly podložky posouvá do oblasti předonoží a pata se začíná odlepovat. V období konečného stoje se chodidlo dostává do větší dorsální flexe (cca 10°). Pata pokračuje ve zvedání do výšky 3,5 cm. Hmotnost se postupně přenáší na kontralaterální dolní končetinu a ve fázi předšvihů dochází k plantární flexi do 15° . Počáteční švih je zahájen mohutnou dorsální flexí, což způsobí odlepení špičky chodidla od podložky. Noha přechází zpět do neutrálního postavení na počátku mezišvihů a vrcholu dosahuje cca 2° dorsální flexí v okamžiku vertikálního postavení tibie. Hlezenní kloub přechází do neutrálního postavení během pohybu dolní končetiny směrem vpřed (fáze terminálního švihu) a může dosáhnout mírné plantární flexe (cca 2°), což se označuje jako příprava pro dopad paty na podložku (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

Subtalární kloub umožňuje díky své šikmé ose pohyby nohy do everse a inverse. Při iniciálním kontaktu paty s podložkou setrvává subtalární kloub v neutrálním postavení. Při postupném zatížení chodidla je kalkaneus orientován 5° do everse. Tato pozice je udržována po celou dobu fáze mezistoje a většinu konečného stoje. Na konci období konečného stoje dochází k relativní inversi (tzn. rozsah everse se zmenší na cca 2°). Během předšvihu se subtalární kloub dostává zpět do neutrálního postavení a to je udržováno po celou dobu švihové fáze dolní končetiny (Perry & Burnfield, 2010).

2.3.2 Kinematika kolenního kloubu

Stabilita a adekvátní mobilita kolenního kloubu jsou základními determinantami pro optimální průběh chůze. Nejmarkantnější rozsah pohybu probíhá v sagitální rovině, méně v transversální a frontální rovině. Během jednoho krokového cyklu

dosahuje pohyb v kolenním kloubu rozsahu mezi 0° a 60° flexe. Pohyb probíhá ve dvou flekčních vlnách. První vlna (20° flexe) vrcholí na hranici fáze postupného zatěžování a mezistoje a podílí se na absorpci nárazu. Druhá větší flekční vlna o rozsahu 60° flexe nastává během období iniciálního švihů a pomáhá udržet chodidlo nad podložkou (Perry & Burnfield, 2010).

Ve fázi iniciálního kontaktu je kolenní kloub nastaven v relativní extenzi (tzn. v průměru 5° flexe; udává se rozsah od 0° do 10° flexe; vyšší rychlost chůze zapříčiňuje větší flexi). Během období postupného zatěžování dochází k navyšování flexe, které trvá do okamžiku kontaktu předonoží s povrchem, kdy flexe dosahuje 20° a kolenní kloub je maximálně zatížen. Na počátku fáze mezistoje se začíná koleno extendovat. Maximální relativní extenze (cca 5° flexe) je dosaženo uprostřed fáze konečného stoje. Kolenní kloub poté začíná opět přecházet do flexe. V okamžiku úderu paty kontralaterální dolní končetiny zaujímá koleno dosud stejné nohy 10° flexi. Pohyb do flexe se následně urychluje a dosahuje 40° na konci předšvihové fáze. Flexe stále pokračuje a dosahuje maxima 60° flexe, když se noha dostává na úroveň stejné dolní končetiny. Během mezišvihů se flexe snižuje a na jeho konci je chodidlo nastaveno paralelně s podložkou a tibie směřuje vertikálně. Koleno se dále extenduje a dosahuje maxima (tedy 0° extenze) před ukončením švihů. Na jeho konci dojde k malé flexi asi 5° (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

Během stejné fáze dochází k abdukci kolenního kloubu, kdy maxima (4°) je dosaženo během fáze postupného zatěžování, zatímco v období švihů koleno přechází do addukce. Nejvíce se addukce projevuje (cca 2°) během mezistoje (Perry & Burnfield, 2010).

V okamžiku kontaktu paty je femur zevně rotován oproti tibii. Toto postavení se označuje jako tzv. uzamčené koleno. Během období postupného zatížení tibie zahajuje vnitřní rotaci. Na konci této fáze dochází k vnitřní rotaci tibie o 4° až 8° oproti femuru. Jakmile koleno zahájí extenzi v rámci jednoopporové fáze, začnou tibie, femur i pánev rotovat zevně. Relativní zevní rotace tibie vůči femuru způsobí uzamčení kolenního kloubu, což zajistí potřebnou stabilitu dolní končetiny během stoje. Na konci terminálního stoje a na počátku předšvihů začne tibie rotovat směrem dovnitř o cca 1° . V okamžiku odlepení prstů od podložky dojde k vnitřní rotaci

tibie, femuru i pánve. Během terminálního švihu dochází k extenzi a zevní rotaci kolenního kloubu (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010).

2.3.3 Kinematika kyčelního kloubu

V rámci jednoho krokového cyklu se vystřídá flexe kyčelního kloubu během švihové fáze a extenze během období stoje. Rozsah pohybu, který kyčelní kloub během krokového cyklu prodělá, představuje rozmezí od 40° do 48° (Perry & Burnfield, 2010).

Iniciální kontakt je zahájen s 20° flexí v kyčelním kloubu. Během období postupného zatěžování dochází k udržování tohoto rozsahu se ztrátou maximálně 3° flexe. Na počátku mezistoje přechází kyčelní kloub do extenze. V konečném stoji přechází kyčelní kloub přes neutrální postavení do hyperextenze, která dosahuje 20° v okamžiku kontaktu paty kontralaterální dolní končetiny s podložkou. Takového rozsahu pohybu v rámci sagitální roviny však kyčelní kloub není schopen. Proto dochází k anteriornímu naklopení pánve (3° až 7°) a rotaci pánve směrem dozadu (zevní rotace) společně s maximální extenzí v kyčelním kloubu na konci fáze terminálního stoje. Během předšvihu se začíná kyčelní kloub flektovat – extenze se zmenší na 10° ke konci tohoto období. Flexe o rozsahu 15° pokračuje dále přes fázi iniciálního švihu a na konci mezišvihu dosahuje hodnoty 25°. Zpětný pohyb femuru na konci terminálního švihu připravuje dolní končetinu na iniciální kontakt a kyčelní kloub tak setrvává ve 20° flexi (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010).

Kyčelní kloub se pohybuje v malém rozsahu i v rámci frontální roviny díky pohybu pánve na odlehčené straně. Během kontaktu paty s podložkou setrvává kyčelní kloub v neutrální poloze vzhledem k pánvi. Při postupném zatěžování stojné dolní končetiny dochází k cca 10° addukci vlivem poklesu kontralaterální části pánve a vytočení femuru. Kyčelní kloub se následně vrací zpět do neutrální pozice, které dosáhne uprostřed předšvihové fáze. Ve zbývajícím období předšvihu a iniciálního švihu dochází k 5° abdukci, která nastává v okamžiku po odlepení palce nohy. Při počátečním švihu a mezišvihu se kyčelní kloub vrací zpět do neutrální polohy (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010).

V rámci pohybů v transversální rovině dochází během iniciálního kontaktu paty s podložkou k pohybu kyčelního kloubu z neutrální polohy do vnitřní rotace, jejíž

vrcholu je dosaženo na konci fáze postupného zatížení. Poté se kyčelní kloub dostává do zevní rotace, která je maximální na počátku období iniciálního švihu. Celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu do rotací je 8°. Jestliže se k pohybu kyčelního kloubu přičte pohyb pánve, celkový rozsah pohybu do rotací se navýší na 15° (Perry & Burnfield, 2010)

2.3.4 Kinematika pánve

Pánev se v sagitální rovině pohybuje anteriorně (symfýza se pohybuje směrem dolů) o 4° během terminálního stoje a terminálního švihu, kdy se trup nahýbá dopředu. Relativní posteriorní posun (symfýza se pohybuje směrem nahoru) lze pozorovat během chůze při jednoopporové fázi, když se trup napřímí nad stojnou dolní končetinou a rovněž ve fázi iniciálního švihu, kdy kontralaterální noha zahajuje opornou fázi (Perry & Burnfield, 2010).

V rámci frontální roviny kontralaterální část pánve poklesne o 4° v okamžiku, kdy požadavky k přenesení hmotnosti těla na stojnou dolní končetinu převýší sílu generovanou abduktory kyčelního kloubu. Během předšvihového období ipsilaterální strana pánve poklesne o 4° v důsledku omezení síly abduktorů kontralaterálního kyčelního kloubu díky postupnému zatěžování kontralaterální dolní končetiny (Perry & Burnfield, 2010).

V transversální rovině pánev rotuje v celkovém rozsahu 10° (-5° dopředu a 5° dozadu). Největší rotace směrem vpřed nastává během konečného švihu a iniciálního kontaktu. K maximální rotaci směrem dozadu dochází při fázi konečného stoje. Mezistoj a mezišvih jsou fáze, kdy je pánev v neutrálním postavení (Perry & Burnfield, 2010).

2.4 Kinematická analýza pohybu

Biomechanické přístrojové techniky pro analýzu pohybu se dělí kinetické (měření síly příp. fyzikálních veličin ze síly odvozených) a kinematické (hodnocení pohybu bez ohledu na síly, které jej vyvolaly). Mezi kinematické metody analýzy pohybu se řadí videografie, goniometrie, chronografie, stroboskopie a akcelerometrie (Hamill & Knutzen, 2003; Janura & kol., 2012).

Mezi nejmodernější metody založené na analýze záznamu pohybu patří použití optoelektronických systémů. Tyto systémy využívají pro určení 3D souřadnic aktivní nebo pasivní optické senzory, jejichž signál je přijímačem v souřadném systému zpracován. Tím se automaticky vyhodnotí poloha značky v prostoru. Před samotným nahráváním pohybujícího se subjektu je nutné provést kalibraci kamer a samotného prostoru, která je potřebná pro stanovení závislostí mezi skutečnými velikostmi a údaji ze záznamu. Soubor kalibračních bodů je nasnímán ze všech kamer. Při pohybu jsou 3D pozice bodů na sledovaném subjektu vypočítány z 2D pozic bodů na záznamu z jednotlivých kamer. Každá značka musí být viditelná minimálně ze dvou kamer. V případě nedodržení této zásady během určitého okamžiku pohybu lze chybějící značku odhadnout z předchozí nebo následující sekvence snímků. Hlavní nevýhodou optoelektronických systémů je jejich omezené využití v prostředí mimo laboratoř. K optoelektronickým systémům se řadí mj. systém Vicon MX, který byl využit také v této práci (Janura & kol., 2012; Svoboda & Janura, 2010).

2.4.1 Optoelektronický systém Vicon MX

V případě použití systému Vicon MX se využívá infračerveného záření, které je emitováno z jednotlivých kamer. Po dopadu tohoto záření na značky umístěné na těle sledovaného subjektu dochází k odrazu paprsku. Ten je zachycen kamerou a následně zpracován. Pro umístění značek při analýze chůze je v systému Vicon MX využíván model PlugInGait. V modelu jsou definovány vstupní (antropometrické charakteristiky, značky) a výstupní parametry (úhly v kloubech, časově-prostorové parametry atd.) (Svoboda & Janura, 2010).

Před vlastním měřením je provedeno antropometrické měření, jehož hodnoty jsou určeny pro výpočty středů v kloubech. Jedná se o zjištění hmotnosti, tělesné výšky, šířek kotníků a kolen, délky dolních končetin (vzdálenost mezi spina iliaca anterior superior a malleolus medialis). Po absolvování tohoto měření jsou na jedince připevněny reflexní značky a provede se statická kalibrace subjektu v klidovém stoji. Následně se sledovaným bodům přiřadí názvy (Svoboda & Janura, 2010).

Naměřená data je možné dále analyzovat v programu Vicon Polygon. Mezi výstupní výsledky se řadí základní kinematické parametry, jež je možné dále zpracovat do grafů (Svoboda & Janura, 2010).

V oblasti fyzioterapie lze tyto optoelektronické systémy využít např. pro zhodnocení závažnosti onemocnění v rámci pohybového systému, případně je možné sledovat účinky probíhající rehabilitační intervence. K nevýhodám patří vysoké pořizovací náklady této přístrojové techniky, velké prostorové nároky a delší časové požadavky pro analýzu získaných dat (Svoboda & Janura, 2010).

2.5 Balet

Tanec je velmi komplexní a specifický lidský pohyb. Vyžaduje jak dostatečnou sílu, ohebnost, tak vysokou stabilitu s vynikající svalovou koordinací a v neposlední řadě rovněž dokonalé uvědomění si pohybů těla jako celku, ale i jednotlivých tělesných segmentů vůči sobě. Balet se řadí do scénického (divadelního) tance (Clippinger, 2007; Busselová, 1995).

Baletní tanec je co do náročnosti srovnatelný s mnoha atletickými disciplínami. Ačkoliv to na první pohled nemusí být vůbec patrné, atlet je na tom z hlediska fyzické přípravy a kondice (svalová síla, schopnost zpracovávat kyslík, vytrvalost) velice podobně jako tanečník klasického baletu. Tyto důležité vlastnosti jsou však překryty artistickým projevem, který si balet jakožto umění žádá. Kenne & Unnithan (2008) prokázali stejnou svalovou sílu dolních končetin u adolescentních baletek jako u hráčů basketbalu. (Leanderson et al., 2011).

Pro baletní dráhu je vhodné dítě vést již od raného dětství k osvojení si různých pohybových technik v kurzech a kroužcích. Po dosažení desátého roku života by se měl jedinec začít učit klasické baletní techniky. Pro budoucí profesionální dráhu musí baletní tanečník absolvovat uměleckou konzervatoř, případně si rozšířit taneční vzdělání na vysoké škole. Poté se z něj stává člen baletního souboru (Busselová, 1995).

2.5.1 Historie baletu

Původ baletu sahá až do období francouzské a italské renesance, resp. humanismu, kdy všeobecně stoupl zájem o světské aktivity oproti dosavadním religiózním povinnostem. Tento druh tance se vyvinul z různých forem nejrozmanitějších pohybových prvků, které sahají mnohem hlouběji do historie.

Zpočátku nezanedbatelnou součástí baletu tvořilo mluvené slovo a zpěv. Postupem času tyto části zcela ustoupily tanečním figurám za doprovodu instrumentální hudby (Stretanski & Weber, 2002; Brodská, 2000).

2.5.2 Odchylky v pohybovém systému baletních tanečníků

Optimální držení těla v baletu je zajišťováno jednak mírnou aktivací zádových extenzorů, tak rovněž skupinou břišních svalů. Projekce tíhové síly do podložky probíhá lehce posteriorně za kyčelním kloubem, což má za následek silový moment, který kyčelní kloub nutí do extenčního pohybu. Tento proces je omezován iliofemorálním ligamentem a lehkou aktivací m. iliopsoas. Dále tento vektor prochází před kolenem, a tím vzniká extenzorový moment, který by kolenní kloub nutil pohybovat se do extenze. Tento pohyb je limitován přítomnými kolenními vazy. Promítnutí tíhové síly v oblasti hlezenního kloubu se nachází v oblasti před touto strukturou. Toto vyvolává aktivitu bércevého svalstva (hlavně m. soleus), která zabraňuje silovému momentu, který by způsobil přepadení těla vpřed (Clippinger, 2007).

Naproti tomu povolená postura zahrnuje anteverzní postavení pánve a posun trupu směrem posteriorně, což vytvoří kyfotické držení hrudního úseku páteře. To se kompenzuje prohloubením bederní lordózy a předsunutým držením hlavy. Kyčelní kloub tak má tendence přejít do extenčního až hyperextenčního postavení. Tanečník setrvává „zavěšen“ v ligamentech s minimální nebo nulovou svalovou aktivací, což je pro něj energeticky méně náročné než kdyby danou posturu udržoval právě aktivně. Toto přetěžování vazů a změna polohy těžiště může vyvolat bolest kolem sakroiliakálních kloubů. Tato poloha je patrná zejména u trénovaných baletních tanečníků. Korekce je možná pomocí aktivního přeučení pohybových stereotypů a odstranění svalových dysbalancí protahováním zkrácených a přetížených svalů společně s posilováním oslabených svalových skupin (Clippinger, 2007).

Již od útlého dětství jsou pro predispozice tohoto druhu tance a pro budoucí profesionální úroveň baletu většinou vybíráni jedinci vykazující v rámci pohybového systému tzv. konstituční hypermobilitu. Jedná se o globální idiopatickou insuficienci mezenchymu, což se ve výsledku projevuje abnormálním nadměrným rozsahem

aktivních i pasivních pohybů v kloubech. Je častější u žen, nemusí se však projevovat na těle symetricky a může být v různých oblastech na odlišných stupních. Hamilton et al. (1992) však uvádějí, že hypermobilita není podmínkou pro dosažení profesionální úrovně baletu (Janda a kol, 2004; Scheper et al., 2012).

Baletní tanečníci vykazují oproti běžné populaci větší flexibilitu zevních rotátorů dolních končetin, která je dána zejména tréninkem specifických baletních pozic (např. turnout) (Hamilton et al., 1992).

Páteř

Plochá záda bývají někdy přítomna u tanečníků, kteří se snaží intenzivně korigovat svou prohloubenou bederní lordózu anebo vzniká v důsledku nadměrného tréninku, kdy se snaží napřímít páteř. Toto vyhlazení páteře způsobí nižší schopnost absorpce tlaků a nárazů. Toto postavení rovněž přispívá k degeneraci meziobratlových plotének a zvyšuje se riziko vzniku patologie v tomto tělesném regionu. Tendence k takovému držení páteře se zvyšuje s narůstajícím věkem tanečníka (Clippinger, 2007).

Opačný extrém, bederní hyperlordóza, vede také ke zvýšenému riziku vzniku poranění tohoto regionu. Hrozí zde anteriorní posun lumbálního obratle, protože jeho nakloněním na něj působí větší smyková složka síly. Bederní hyperlordóza může být přítomna u mladých baletních tanečníků, kteří se snaží touto polohou páteře dosáhnout většího rozsahu v turnout. Obě výše zmiňované patologie je třeba řešit vhodnou terapií – zlepšit kokontrakční aktivitu břišní muskulatury společně se zádovými erektory (Clippinger, 2007).

Pánev a kyčelní kloub

V baletním tanci a optimální provedení pohybově náročných poloh je žádoucí stabilizace pánve. Jedinec by se měl naučit kokontrakční aktivitě břišní muskulatury se zádovými extenzory a dále také svalovou kokontrakční souhru mezi břišním svalstvem a hamstringy. Pohyb je pak díky správnému timingu svalstva a izolaci pohybů pánve od pohybů dolních končetin a trupu estetičtější a snižuje se riziko vzniku poranění. Na kyčelní kloub jsou kladeny extrémní nároky pro zvětšený

rozsah pohybu oproti fyziologické normě. Podle Gupta a kol. (2004) baletní tanečníci vykazují větší svalovou sílu zevních rotátorů ve vyšších stupních tohoto pohybu oproti běžnému vzorku populace (Hamilton et al., 1992; Clippinger, 2007).

Kolenní kloub

U baletních tanečníků je často přítomná hyperextenze kolenních kloubů – genu recurvatum – která zatěžuje přítomné struktury. V rozmezí od 9° flexe do hyperextenze kolene je tento kloub nestabilní. Femur se naklání posteriorně a pohyb ještě není omezen přítomnými ligamenty. Hyperextenze kolen je často zaujímana při první fázi turnout. Jedinec by měl vědomě kontrolovat pohyb a zamezit tomuto extrémnímu pohybu svalovou prací a naučit se svalové kokontrakci hamstringů s m. quadriceps femoris. Zároveň je třeba posílit zevní rotátory kyčelních kloubů a aktivace břišní muskulatury pro zamezení vnitřní rotace femuru (doprovázená anteriorním naklopením pánve), která se při konečných stupních extenze objevuje. Tanečníci by měli disponovat optimální svalovou silou kyčelních extenzorů a adduktorů, aby nebyl přes zbytečně velkou kontrakci m. quadriceps femoris vyvíjen patologický tlak na patellofemorální skloubení (Hamill & Knutzen, 2003; Clippinger, 2007).

Hlezenní kloub

Na hlezenní kloub a chodidlo jsou v baletu kladeny vysoké nároky. Pro dosažení požadovaných pozic je třeba extrémních rozsahů pohybů a svalové síly. Při technice demi-pointe je optimální 90° extenze metatarsophalangeálních kloubů. Dále se klade důraz na adekvátní polohu nohy v případě provádění plié. Důležité je udržovat koleno v ose s nohou (druhým metatarssem) při zaujetí baletních pozic. Tanečníci tak zabrání pronaci chodidla, která znemožní větší zevní rotaci v kyčelních kloubech a optimální postavení kolen (Clippinger, 2007).

Dle Thomas & Parcell (2004) vykazují baletní tanečníci výrazně větší svalovou sílu plantárních flexorů jak z hlediska izometrické kontrakce, tak výdrže svalu během opakované aktivace, než běžná populace. Hamilton et al. (1992) také zjistili

větší svalovou sílu plantárních i dorsálních flexorů hlezna u baletních tanečníků oproti vzorku běžné populace.

Pro zdvih na prsty (demi-pointe) nebo na špičky (pointe) je vyžadována schopnost extrémní plantární flexe hlezenního kloubu ($90 - 100^\circ$) pro dosažení estetičnosti pohybu. Plantární flexory se musí silně kontrahovat. Nejvíce se uplatňuje m. triceps surae za podpory m. flexor hallucis longus a m. flexor digitorum longus. Další svaly – m. tibialis posterior et anterior a m. peroneus longus pomáhají udržovat rovnováhu při dosažení těchto pozic. Anatomický průběh za mediálním i laterálním kotníkem a úpony na drobné kosti nohy posledních tří svalů jim poskytuje ideální podmínky pro zdvih chodidla. Svou kokontrakční aktivací společně s ostatními svaly umožňují nesení hmotnosti těla bez nežádoucí everze nebo inverze plosky. Největší tlak je při plném pointe na palci. Při stoji na špičkách se uplatňují rovněž drobné svaly nohy, zejména mm. lumbricales a mm. interossei, které udržují interphalangeální klouby v extenzi. První postavení na špičky je doporučováno nejdříve v jedenácti letech věku po adekvátní několikaleté baletní přípravě, zaměřené na dostatečnou svalovou sílu, flexibilitu kotníku, správnou techniku a prevenci vzniku poranění. Pro pointe je potřebná obuv se zpevněnou špičkou. Tato pozice se v baletu poprvé objevila v 19. století (Clippinger, 2007; Kadel, 2006; Bussellová, 1995).

2.5.3 Taneční chůze

Chůze je v tanci základní pohybovou komponentou. Vyznačuje se rozvojem výrazových prostředků, z nichž nejdůležitější je lehkost pohybů a vznosnost chůze. Její dynamika se utváří podle rozdílů v rytmu, v různém našlapování, střídáním pokrčených a natažených kolen atd. Chůze na jevišti by měla být pružná, plynulá, výrazná a tanečník by měl její pomocí být schopen vyjádřit různé charakterové postavy a historické doby. Optimální chůze se odvíjí od hrudní kosti, odkud je udáván směr pohybu. Pánev jen minimálním naklápěním mění svoji polohu. Celé tělo by mělo být protaženo vzhůru, držení horních končetin je uvolněné (Kröschlová, 1956).

2.5.4 Baletní pozice

K základním pozicím dolních končetin v baletu patří turnout, plié, relevé, développé, attitude, retiré a battement.

Turnout označuje polohu, kdy jsou paty u sebe a dolní končetiny s chodidly zaujímají 90° zevní rotaci. Plosky jsou tedy v jedné linii. Tato poloha vyžaduje extrémní rozsah do zevní rotace v kyčelních kloubech, které je dosaženo mj. i protažením pasivních tkání (zejména iliofemorálního ligamenta) a klíčových svalů – adduktorů a vnitřních rotátorů kyčelního kloubu. Jako predispozice pro dosažení většího rozsahu pohybu se považuje stavba kostěných struktur kyčelního kloubu. Jedná se zejména o mělčí jamku acetabula umístěnou oproti fyziologickému standardu poněkud laterálněji společně s delším krčkem femuru. Jedinci s pánví směřující spíše do retroverze disponují také vyšším rozsahem do zevní rotace v kyčlích. Pokud tanečník není schopen dosáhnout optimálního rozsahu v kyčlích, dopomáhá si zevními rotacemi v ostatních kloubech dolních končetin, což vede ke zvýšenému riziku vzniku poranění. Pro profesionální kariéru baletního tanečníka je rozhodující dosažení alespoň 60° zevní rotace do patnáctého roku života. Jedinec by se měl vyvarovat extrémnímu vytočení chodidel do stran, protože se femur začne rotovat dovnitř a při extendovaném koleni dojde k velkému napínání vazů v kloubu. Podle dalších vzájemných pozic chodidel se u turnout dále rozlišují čtyři polohy (Obrázek 1). Druhá pozice je charakteristická vzdáleností cca jedné stopy mezi patami, přičemž chodidla jsou stále ve stejné linii. Ve třetí pozici je jedna noha umístěna před druhou. Pata jedné nohy se vždy dotýká střední části druhé nohy. Čtvrtá pozice je shodná se třetí, jen chodidla se již nedotýkají a vzdálenost mezi nimi je cca stopa. V páté pozici se opět obě chodidla dotýkají, kdy prsty jedné nohy jsou na úrovni paty druhé nohy. Každou pozici z turnout doplňují i specifické polohy horních končetin (Vaganova, 1969; Clippinger, 2007).



Obr 1. Jednotlivé pozice turnout (Hackett, 2013)

Relevé je obecný termín pro zdvih. Lze jej provést buď na špičkách prstů (pointe) nebo na hlavičkách metatarsů (demi-pointe). Tyto pro balet specifické pozice vyžadují mj. adekvátní svalovou sílu plantárních flexorů. Thomas & Parcell (2004) prokázali, že baletní tanečníci disponují vyšší schopností izometrické kontrakce této svalové skupiny (Kröschlová, 1998).

Jako *développé* Kröschlová (1998) se označuje tzv. vyvíjení pohybu. Tanečník zvedá nataženou dolní končetinu dopředu (flexe v kyčli; *front développé*) nebo do strany (abdukce v kyčli; *side développé*) s extendovaným kolenem. Při *front développé* dochází k extrémní flexi kyčelního kloubu nad 90°. V těchto rozsazích se nezapojují primární flexory kyčelního kloubu, které jsou aktivní cca do 70°. Jedná se o adduktory (m. adductor longus, brevis, magnus – horní vlákna a m. gracilis) a m. rectus femoris. Často může být limitující i zkrácená skupina hamstringů. Pro tento pohyb je vyžadována aktivita m. iliopsoas. Mnozí tanečníci se mylně domnívají, že přes všechnu snahu se jim již nepodaří dosáhnout adekvátního rozsahu do flexe. Příčina je však v nedostatečné síle m. iliopsoas nebo v neschopnosti jej optimálně zapojit do pohybu. Vhodnými cviky jej lze poměrně snadno posílit a tanečník poté pociťuje větší flexi. Při takovéto velké flexi kyčelního kloubu nastávají potíže v dosažení současné zevní rotace. Skupina zevních rotátorů se dostává do neideální pozice pro jejich aktivaci a zejména m. piriformis může přejít do opačné funkce vnitřní rotace. Naopak vnitřní rotátory (m. gluteus medius, minimus a tensor fasciae latae) v této poloze zvyšují svou sílu až třikrát oproti síle zevních rotátorů. Adekvátní *side développé* představuje jedno z kritérií, které rozhoduje o vhodnosti pro profesionální dráhu baletního tanečníka. Dolní

končetina se dostává do pozice mezi abdukcí a flexí v kyčelním kloubu. Během abdukce se m. iliopsoas posouvá na laterální stranu středu otáčení kyčle, a tím je schopen této odlišné aktivace do abdukce. Aby mohlo být dosaženo extrémního rozsahu do abdukce, dochází zároveň k zevní rotaci dolní končetiny, čímž se trochanter major stočí inferiorně a nedojde tedy k impingementu o horní hranu acetabula, což by zamezilo dalšímu možnému pohybu. Lze se také setkat s laterálním nakloněním pánve pro navýšení rozsahu pohybu. Pro požadovaný rozsah pohybu je zapotřebí dostatečná svalová síla zevních rotátorů kyčle a m. iliopsoas s adekvátním pasivním natažením antagonistů (z větší části se jedná o adduktory, poté hamstringy, jejichž průběh není přímý s pohybem do abdukce, tudíž nelimitují v takové míře) (Clippinger, 2007).

Attitude značí stoj na jedné noze se zanožením druhostranné dolní končetiny s flektovaným kolenem společně s extenzí trupu. Arabesque označuje stejnou polohu dolních končetin s tím rozdílem, že na druhostranné dolní končetině je kolenní kloub extendován. Během arabesque probíhá pohyb dolní končetiny v back developpé. Extenze kyčelního kloubu je nejvíce limitujícím pohybem z výše uvedených. Standardní rozmezí 10 – 15° dále znemožňují přítomná anteriorní ligamenta, kloubní pouzdro a někdy i flexory kyčle. Baletní tanečníci disponují až třikrát větším rozsahem pohybu. Dostat dolní končetinu do pozice extenze rovnoběžně s povrchem je možné pomocí anteverze a rotace pánve s kompenzační hyperextenzí páteře a rotací trupu na kontralaterální stranu. Tímto mechanismem je zejména na lumbální úsek páteře vyvíjen patologický tlak. Pro zabránění tomuto nežádoucímu vlivu je vhodné zvětšit zevní rotaci femuru na úkor rotace pánve na počátku pohybu. Dále by se měl tanečník pokusit nejdříve co nejvíce samostatně hyperextendovat kyčel bez anteriorního naklopení pánve za pomoci aktivace hamstringů a až následně provést anteverzi za současné aktivace břišní muskulatury (tímto se zmírní zátěž na lumbální segmenty páteře). Je vhodné provádět cvičení na posílení extenzorů kyčelního kloubu za současné stabilizace pánve. V případě nedostatečné flexibility flexorů kyčle je vhodné rovněž zařadit protahování (Clippinger, 2007; Kröschlová, 1998).

Plié lze rozdělit na dvě základní pozice – demi-plié a grand-plié. Při demi-plié jsou paty u sebe na zemi a chodidla v zevní rotaci v jedné linii. Kolena setrvávají ve flexi rovněž v jedné linii s prsty nohou. Baletní tanečník by měl nejprve precizně

zvládnout demi-plié. Pokud této polohy není schopen dosáhnout, jeho taneční technika není plastická a ladná. Pro optimální provedení plié je potřebná dostatečná flexibilita Achillových šlach, která není přítomná u každého tanečníka. Proto je třeba zpočátku zapracovat na jejich adekvátním protažení. Při grand-plié dojde ke zvednutí pat a větší flexi v kolenou, takže se celé tělo sníží dolů. V této extrémní pozici rovněž dochází k velkým tlakům na menisky a zadní zkřížený vaz. Jsou také přítomny velké kompresní síly na patelofemorální skloubení a působí i dislokující komponenta síly hamstringů na tibii. Pro zamezení vzniku poranění by se měl daný pohyb provádět pomalu a za podmínky optimální motor control. Pohyb by měl vycházet z maximálního turnout a pánev by se neměla překlápět anteriorně. Grand-plié by rovněž mělo být provedeno za maximální aktivace stehenního svalstva pro lepší stabilitu kolenních kloubů. (Vaganova, 1969; Clippinger, 2007).

Retiré představuje pozici stoje na jedné noze s flektovaným kolenem druhostranné nohy a prsty v plantární flexi položenými z mediální strany na koleně stojné končetiny. Battement označuje sérii pozic, kdy je jedna dolní končetina natažena a palcem v plné plantární flexi se pohybuje do extenze, flexe nebo abdukce za plné extenze kolene (Vaganova, 1969).

2.6 Patologie a zranění pohybového systému baletních tanečníků

Balet představuje nefyziologický způsob provádění fyzické aktivity na základě opakovaných extrémních pohybů, které zatěžují zejména dolní končetiny a páteř. Tito tanečníci představují kombinaci atletů a umělců. V ideálním případě by u baletních tanečníků měla být přítomna rovnováha mezi kloubní stabilitou a estetičností pohybů během tance. Tyto podmínky však často nejsou splněny. Na jedné straně se tedy lze setkat se specifickými zraněními na úrovni pohybového systému, typickými pouze pro tyto tanečnický a na druhé straně se u nich často objevují stejná traumata jako u atletů, či jiných sportovců. Z hlediska jednotlivých součástí pohybového systému dochází vlivem nadměrné pohybové aktivity k jejich poměrně brzkému a rychlejšímu opotřebování, které se projevuje ve formě nejrozumnějších patologií – nejprve bolestí a následně případným zraněním. Vzniklé patologie lze rozdělit podle etiologie na úrazy a přetížení. Zhruba 70 % poranění

se vyskytuje na dolních končetinách, z toho větší polovinu zaujímá oblast nohy a kotníku (Clippinger, 2007; Cimelli & Curran, 2012; Leanderson et al., 2011).

Zranění bývá multifaktoriální záležitostí. Na jeho vzniku se podílejí fyzické predispozice (např. nestejná délka končetin, svalové dysbalance), neoptimální zvládnutí jednotlivých tanečních figur a přetěžování nadměrným tréninkem. V poslední době se rovněž ukazuje, že nemalý vliv mají také charakterové vlastnosti osobnosti – nadměrný strach z vystoupení a výkonového selhání (Liederbach, 2010). Na základě švédské studie kolektivu autorů (Leanderson et al., 2011) patří k nejčastějším poškozením úrazovým mechanismem u mladých baletních tanečníků výron kotníku. Následovaly zlomeniny, a to zejména v oblasti metatarsů. Z měkkých tkání docházelo k poranění šlach peroneálních svalů a šlachy musculus flexor hallucis longus. Přetížení struktur pohybového systému však v baletu převládá. Nejvíce se vyskytuje tendinosis pedis. V oblasti nohy je dále poměrně častá kalkaneodynie a plantární fascitida. V regionu kolem kolenního kloubu se vyskytuje syndrom skokanského kolene, dále tendotidis genu a chondromalacia patellae. V pánevní oblasti se jedná o zánět tříselného vazů a v regionu zad o low back pain.

Naproti tomu u dospělých profesionálních baletních tanečníků byly rozdíly mezi pohlavími. Ženy trpěly více na přetížení pohybového systému v oblasti nohy, zatímco muži byli více náchylní k traumatickému poškození. Mladší jedinci ze sledovaného souboru vykazovali vyšší procento výskytu únavových zlomenin (Nilsson et al., 2001).

Z dlouhodobějšího hlediska u baletních tanečníků po ukončení aktivní kariéry také dochází k častému výskytu artrózy kloubů dolních končetin – kyčelního, kolenního kloubu a také kloubů v oblasti nohy (Nilsson et al., 2001).

Na vzniku různých patologií se podílí rovněž neoptimální obuv určená k baletnímu tanci, která není schopna tlumit a absorbovat nárazy a nevytváří dostatečnou ochranu zejména pro kosti nohy (Malone & Hardaker, 1990).

Cimelli & Curran (2012) prokázali vliv zvýšeného rozsahu pohybu v kyčelních kloubech při pozici tunout na výskyt zranění dolních končetin. Toto postavení zvyšuje pronaci v subtalárním kloubu a valgotizuje kolena a přispívá ke vzniku svalových dysbalancí a patologií.

Kostní struktury tanečníků, a to zejména žen, jsou náchylné k osteoporóze. Přestože je prokázáno, že pohyb zabraňuje řídnutí kostí, tak kombinace s nízkým podílem tělesného tuku, nadměrného kouření, pití kávy a nízké hladiny estrogenu (s přítomnou atletickou amenorrheou), spojené se zvýšenou náročností tréninku, může právě naopak být paradoxním důsledkem úbytku kostní hmoty. A zvláště u baletních tanečníků se mohou projevit symptomy tohoto nežádoucího metabolického procesu již mnohem dříve, než u běžné populace, pokud nedodržují správnou životosprávu a zároveň nedoplňují chybějící minerály syntetickými preparáty již od adolescentního věku. Osteoporóza s sebou přináší rovněž specifická rizika, ke kterým patří zvýšená náchylnost ke kostním poraněním (Clippinger, 2007).

Na kloubní úrovni je u baletních tanečníků typickým nežádoucím projevem hypermobilita, spojená s velkou laxitou vazů probíhajících přes kloubní pouzdra. Vlivem neustálého protahování a zvýšených požadavků pro dosažení tanečních poloh často až za hranicí standardních rozsahů pohybů dochází k pasivnímu natažení vazů, a tedy k ochabnutí těchto anatomických prvků, což má za následek sníženou stabilitu kloubů, a to se následně projeví stejnými problémy na vyšší tělesné úrovni. Vzhledem k faktu, že tanečníci vykazují generalizovanou hypermobilitu, může u nich docházet vlivem nedostatečné stabilizace tělesných segmentů až k pádům, které s sebou nesou zvýšené riziko poranění. Zvýšená mobilita kloubů a tudíž jejich snížená stabilita tedy vede k poranění. Důsledkem této laxicity vaziva u profesionálních tanečníků je mj. také prokazatelně nižší svalová síla. Dochází k rychlejšímu nástupu únavy a snižuje se odolnost vůči psychickému stresu (Day, Koutedakis & Wyon, 2011; Scheper et al., 2012).

2.6.1 Zranění zad

Zejména bederní páteř a oblast dolní části zad představují rizikový region pro potenciální vznik patologie. V baletu jsou přítomny tyto faktory, které se podílejí na zranění zad – zátěž těla společně s působícími velkými kompresními silami na jednotlivé segmenty páteře, velké síly způsobující kruty a rotace a aktivity vyžadující hyperxtenzi páteře (Smith, 2009; Clippinger, 2007).

Dle studie Ramel, Moritz & Jarnlo (1999) se u zkoumaného souboru profesionálních baletních tanečníků opakovaně objevovaly funkční bolesti dolní části

zad u 90 % probandů. 82 % jedinců udalo přítomnost bolesti dolní části zad v průběhu posledních 12 měsíců. Alderson a kol. (2009) uvádějí, že muži v baletu trpí těmito problémy více kvůli zvedání partnerek.

Bolesti zad jsou nejen u těchto tanečníků velmi často opomíjeny, protože v případě mírnějšího projevu neomezují pohybovou aktivitu jedinců tolik jako např. skeletální poranění v oblasti nohy. Zároveň si tento stav žádá delší přestávku pro nutnou rehabilitaci oproti jiným zraněním. Neřešení této funkční patologie a pokračování v plném tréninku je však důsledkem přechodu původně menší akutní bolesti do chronického stadia, příp. do rekurentních nárazových atak. Nespecifická bolest dolní části zad bývá prvotním projevem poruchy motor control. Jedná se o neoptimální timing stabilizačních svalů trupu, zejména m. transversus abdominis a m. multifidus. Tyto svaly se aktivují později než by ideálně měly, což má za následek neadekvátní stabilizaci bederního úseku páteře, která se nejprve projeví bolestí. Pokud se tento stav neřeší, může původně funkční porucha postupně přejít do strukturálních patologií, které se obtížněji léčí a mnohdy si vyžadují invazivní zákrok, který může v karjním případě baletnímu tanečníkovi ukončit aktivní kariéru. Konzervativní terapie by měla být zaměřena především na obnovu správné motor control s kladením důrazu na stabilizační cvičení (Smith, 2009; Clippinger, 2007).

V případě strukturálních změn na páteři se lze poměrně často setkat se spondylózou a spondylolistézou, fecetovým syndromem a hernií meziobratlové ploténky. Tanečníci si je mohou způsobit extrémními pohyby páteře se současnou mohutnou koncentrickou nebo excentrickou kontrakcí spojenou s decelerací těla. V případě spondylolýzy se bolest v oblasti zad při tanci projevuje při záklonech a zanožování dolní končetiny. U výhřezu meziobratlové ploténky může docházet k iradiaci bolesti do dolní končetiny (Stretanski & Weiss, 1996; Clippinger, 2007).

2.6.2 Zranění v oblasti kyčelního kloubu

Anatomicky je kyčelní kloub uzpůsoben pro velké zatížení hmotností vlastního těla. Kloubní pouzdro přebíhají nejsilnější vazy v těle a kontaktní plocha acetabula s hlavicí femuru je poměrně velká. Vlivem tohoto velkého zatížení se mohou u baletních tanečníků objevit únavové zlomeniny. Častěji se však lze setkat

s poškozením svalového aparátu přítomného v tomto tělesném regionu (Clippinger, 2007).

K faktorům, které se podílejí na vzniku patologií v oblasti pánve a kyčelního kloubu se řadí vysoká intenzita tréninku, atletická amenorrhea, neoptimální stravování, osteoporóza, tvrdší povrch a v tanci požadovaná extrémní zevní rotace v kyčlích. Ke strukturálním poraněním patří zlomenina krčku femuru, zlomenina diafýzy femuru, zlomenina raménka stydké kosti a osteoartritida. Ze svalového aparátu dochází nejčastěji k natažení hamstringů, adduktorů, m. sartorius a m. rectus femoris. Mezi příčiny podílející se na vzniku těchto potíží patří extrémní taneční pohyby, kde dochází často k pasivnímu protažení daného svalu, případně je sval zapojen excentricky (např. výpady, kopy) (Clippinger, 2007; Stretanski & Weber, 2002).

K častým zdravotním problémům také patří tendinitida m. iliopsoas, jehož šlacha je namáhána zejména v okamžiku dolní končetiny ve flexi, abdukci a zevní rotaci, čímž je šlacha drážděna přebíhajícím inguinálním vazem. Častěji se objevuje u žen a projevuje se bolestivostí v oblasti třísla a krepitacemi (Clippinger, 2007).

S m. iliopsoas se pojí i tzv. syndrom lupajícího boku (snapping hip syndrome). Distální část svalu a jeho šlacha během pohybu do extenze (v případě tance se jedná o fázi v développée) přeskakuje hlavici femuru a kloubní pouzdro. V obou posledně jmenovaných případech představuje terapie klid s protažením m. iliopsoas a následná úprava taneční techniky (Weiss & Zlatkowski, 1996; Clippinger, 2007).

Zánět bursy u velkého trochanteru se může objevit při přetížení tanečníka, kdy je s pohyby dolní končetiny do addukce přes střední čáru drážděna, což vyvolává bolest v oblasti kyčle a lokální zduření. Terapie zahrnuje klid s obstríkem tíhového váčku a následné cvičení pro zoptimalizování poměrů mezi abduktory a adduktory kyčelního kloubu, společně s úpravou taneční techniky (Stretanski & Weber, 2002; Clippinger, 2007).

Syndrom m. piriformis se projevuje bolestí v gluteální oblasti s možnou iritací distálně po stehně. Jedná se o útlak nervus sciadicus tímto svalem. V případě baletu vzniká při nadměrném pohybu kyčelního kloubu do zevní rotace, tzn. při zaujímání turnout pozice a snahy o dosažení většího rozsahu pohybu (anteverze pánve).

Terapie spočívá v odstranění reflexních změn ve svalu a úpravě taneční techniky (Clippinger, 2007).

Dysfunkce sakroiliakálního kloubu ve smyslu kloubní blokády je častějším problémem u žen díky antropologickým pohlavním rozdílům a odlišným hormonálním poměrem oproti mužům. Bolest se projevuje lokálně a pouze při určitém pohybu. Tanečníci mohou hlásit i pocit omezení pohybu v této oblasti během tance. Terapie zahrnuje mobilizační techniky a aktivní cvičení pro stabilizaci lumbosakrálního přechodu pro zamezení návratu blokády (Stretanski & Weiss, 1996; Clippinger, 2007).

2.6.3 Zranění v oblasti kolenního kloubu

Styčné plochy kolenního kloubu jsou relativně rovné a tedy mělké. Toto anatomické uspořádání má za následek zvýšenou náchylnost k namáhání valgotizujícího nebo naopak varotizujícího charakteru, což může vyústit k poškození přítomných menisků, příp. ligament. Toto riziko se navíc zvětšuje v případě flexe kolenního kloubu a nedostatečné neuromuskulární kontroly daného pohybu. Extenční aparát kolenního kloubu, jež představuje m. quadriceps femoris, společně s patellou a patellárním vazem, může být rovněž poškozen. V souvislosti s pohybovými nároky baletních tanečníků na kolenní kloub (výskoky, opakované pohyby do flexe, atd.) je tedy poranění v tomto tělesném regionu poměrně běžným jevem (Wilkstrom a kol., 2008; Clippinger, 2007).

Ke strukturálním zraněním v této oblasti patří ruptury ligament a menisků. V případě postižení vazů se nejčastěji jedná o mediální kolaterální a přední zkřížený vaz. Tanečníci s generalizovanou hypermobilitou jsou nejčastější rizikovou skupinou pro tento typ zranění. Ruptura mediálního kolaterálního vazy se při tanci může objevit při otočkách, přehnaném turnout a při zevní rotaci tibie. Pro rupturu předního zkříženého vazy mají větší predispozice ženy, které obecně disponují vyšší laxitou vaziva, menší kloubní propriocepcí, nižší svalovou hmotou, vyšší flexibilitou hamstringů a anatomickými rozdíly v oblasti femorálních kondylů. V baletu se jedná o mechanismus poškození při dosažení hyperextenze v koleni po výskoku na jedné noze. V okamžiku přetržení vazů může tanečník uslyšet lupnutí. Bolest nebo otok se nemusí projevit, ale může docházet k nečekanému podklesávání kolene

(tzv. giving-away fenomén). Pro důkaz ruptury se provádějí klinické testy na zvýšené rozevírání kloubní štěrbiny (Clippinger, 2007).

Jako i v jiných sportech, i v baletu je častěji postižen meniskus mediální z důvodu jeho připevnění na kloubní pouzdro a mediální kolaterální vaz. K jeho poškození dochází chronickým přetěžováním – při turnout nebo při extrémní flexi s rotací kolene. Pro objektivizaci poškození se provádějí speciální klinické testy. Nešťastnou triádu zahrnuje kombinace ruptury mediálního kolaterálního a předního zkříženého vazů společně s mediálním meniskem (Clippinger, 2007).

Patellofemorální syndrom (anterior knee pain, chondromalacia patellae) je poškození chrupavčité části česky. V baletu je častější u žen a může se objevit při figurách zahrnujících opakované flexe kolene. Genu recurvatum, zvýšený Q-úhel a oslabení mediálního vastu jsou řazeny jako predispozice pro vznik této patologie. Welsch a kol (2010) přidávají k faktorům, podílejících se na vzniku tohoto syndromu nedostatečnou svalovou sílu m. gluteus medius a zevních rotátorů kyčelního kloubu. Tyto svaly kontrolují stehno a zabraňují jeho pohybu do addukce a vnitřní rotace, což by ústilo do valgózního postavení, které klade vyšší nároky na laterální stranu česky a její kontakt s femurem. Tato patologie se projevuje bolestí v oblasti patelly při chůzi ze schodů a při flexi v koleni (v baletu u grand pliés). Terapie spočívá v odstranění svalových dysbalancí, optimálním zapojení správného timingu svalstva během pohybů, posílení mediálního vastu a omezení, či úplné vynechání tréninkových lekcí v řádu týdnů.

Skokanské koleno představuje entezopatii ligamentum patellae a vyskytuje se při přetěžování m. quadriceps femoris během opakovaných výskoků. Bolest se projevuje v oblasti šlachy pod patellou při extenzi kolene. Terapie zahrnuje klidový režim (Miller, 2006; Clippinger, 2007).

2.6.4 Poranění hlezenního kloubu a nohy

Oblast kotníků a plosek nohou představuje v tanci nejrizikovější a nejčastější oblast vzniku potenciálního poranění. Balet obsahuje mnoho pozic nohy, kdy je nutná plantární flexe v hlezenním kloubu, např. doskoky nebo otočky. Tato poloha je velice nestabilní z hlediska postavení kostních struktur. Je proto nutné stabilitu zabezpečit pomocí pevných ligament a svalovou prací. Tropp (2008) uvádí,

že na instabilitě hlezenního kloubu se podílí nedostatečná svalová síla peroneálních svalů (Clippinger, 2007).

K nejčastějším traumatickým zraněním patří luxace nebo subluxace kotníku. Může dojít jen k pasivnímu natažení vazů (nejčastěji přednímu talofibulárnímu nebo calcaneofibulárnímu vazů), nebo k natržení až přetržení ligamenta. Ve vážnějších případech se objeví otok v postižené oblasti, výrazná bolest a nemožnost došlápnout na nohu. Nález se objektivizuje pomocí polohových rentgenových snímků a klinických testů. Ale Leanderson et al. (1996) se na vzniku tohoto poranění podílí nedostatečná propriocepce z oblasti nohy, což má za následek zvýšené titubace a nestabilitu, která vyústí v úraz. Terapie spočívá v případné sutuře ligament a přiložení ortézy. Poté následuje šetrné rozcvičení a stabilizační cviky pro zlepšení propriocepce a správný timing svalstva. V delším časovém horizontu je také nutná úprava taneční techniky. V lehčím případě je vhodné nohu zatejpovat, což zabrání pohybu chodidla do extrémních pozic plantární a dorsální flexe a vaz má čas na regeneraci (Kadel, 2006; Malone & Hardaker, 1990).

Přední impingement talu může vzniknout při častém opakování demi-plié (kyčle i kolena jsou ve flexi, dolní končetiny v zevní rotaci, kotníky zaujímají maximální dorsální flexi). Přední styčná plocha tibie s krčkem talu na sebe nefyziologicky naléhají a mohou zde vzniknout až exostózy. To se projeví nedostatečným rozsahem pohybu při pokusech o zaujetí výše uvedené pozice. Později se k symptomům přidává bolest v oblasti předního talokrurálního skloubení a v chronickém stadiu je možné vzniklou exostózu i vypalповat a také zobrazit na rentgenových snímcích. Podle Malone & Hardaker (1990) konzervativní terapie spočívá v aplikaci podpatěnek a antiflogistik. Pokud tato není účinná, přistupuje se k invazivnímu zákroku – odstranění exostózy (Kadel, 2006).

Zadní impingement kotníku představuje stlačení tkání mezi kalkaneem a zadní hranou tibie. Bolest je přítomná v těchto místech a projevuje se při maximální plantární flexi v kotníku (pozice pointe nebo demi-pointe). Původní rozsah pohybu je většinou nemožný. Může být přítomen otok kolem Achillovy šlachy. Tato patologie může být také projevem přítomnosti akcesorní kosti, os trigonum, která vyrůstá na zadní straně laterálního výběžku talu. Konzervativní terapie zahrnuje imobilizaci kotníku, klidový režim s následnou změnou taneční techniky

a výměnou baletních bot. V případě neúspěchu se přistupuje k invazivnímu zákroku (Kadel, 2006).

Mezi nejčastější únavové zlomeniny u baletních tanečníků se řadí zlomeniny metatarsálních kostí, z nichž nejvíce bývá postižen druhý a třetí metatars. Bolest v dané oblasti se stupňuje se zátěží. Rentgenové snímky zlomeninu většinou odhalí až po několika týdnech od jejího vzniku. Konzervativní terapie vyžaduje imobilizaci sádrou nebo ortézovou fixací na několik týdnů. V případě osteosyntézy je rekonvalescenční fáze kratší a umožňuje rehabilitovat téměř ihned po zákroku (Kadel, 2006; Clippinger, 2007).

Další skupinu patologií v oblasti nohy představují entezopatie a tendinitidy, objevující se u chronického přetěžování. Plantární fascitida může být rovněž přítomna u baletních tanečníků. Vzniká opakovanými poskoky a náchylnější jsou osoby mající pes planus, pes cavus nebo zkrácený m. triceps surae. Charakteristická je bolest u patní kosti nebo v centrální části plantární aponeurózy a ranní ztuhlost nohy. Mezi faktory podílející se na vzniku tendinitidy Achillovy šlachy se řadí zkrácení m. triceps surae, neoptimálně prováděné demi-pointé nebo relevé, prominence patní kosti. Zvýšený výskyt tohoto onemocnění je také v případě tréninku na tvrdém povrchu. Objevuje se otok a bolest v oblasti asi 4 – 8 cm nad úponem šlachy na kalkaneus, zejména při doskocích a provádění plié. Malone & Hadaker (1990) v rámci terapie doporučují nošení podpatěnek, aplikaci nestreoidních antiflogistik, klidový režim a šetrné protahování m. triceps surae. M. flexor hallucis longus je jedním z nejvíce zatěžovaných svalů, a proto tenditida jeho šlachy je poměrně častým jevem. K jeho funkcím patří stabilizace chodidla, zabránění přehnané everze během demi-pointe a pointe a tlačení palce k zemi během plného pointe. Tento sval probíhá skrz fibro-osseální tunel za mediálním kotníkem a v tomto místě také dochází k jeho iritaci. Charakteristická je bolest v této oblasti, která je zvýrazněná při pohybech palce do flexe i extenze, může se objevit mírný otok. To má za následek oslabení m. flexor hallucis longus, což se projeví bolestí a neschopností anebo nestabilitou při stojí na špičkách (pointe) (Kadel, 2006; Clippinger, 2007).

Patologie sesamských kůstek palce ve formě zánětu se může vyskytnout při opakovaných odrazech nebo doskocích. Rovněž při zaujímání pozice demi-pointe

a při trénincích na tvrdém povrchu. Bolest pod prvním metatarsem se zhoršuje při hyperextenzi postiženého palce a při demi-pointe (Kadel, 2006; Clippinger, 2007).

Mortonova neuralgie představuje chronické utlačení nervu probíhajícího přes plosku nohy z důvodu poklesu příčné klenby. Nejčastější místo útlaku se nachází v prostoru mezi třetím a čtvrtým metatarsem. Projevuje se ostrou bodavou bolestí v tomto regionu a může vyzařovat až k prstům. Terapie zahrnuje použití korekčních vložek do bot, podpírající metatarsy (Clippinger, 2007).

Hallux rigidus, artróza metatarsophalangeálního kloubu palce, je pro tanečníky velmi omezující. Tento patologický proces znemožňuje požadovaný rozsah pohybu (80° – 100°) do dorsální flexe, který je vyžadován při stoji reléve na demi-pointe. Kloub je tuhý, bolestivý, v pokročilých stádiích mohou být palpovatelné osteofyty. Objektivizace se provádí rentgenovými snímky. Řešením je operativní zákrok, který ale tanečnickovi nenavrátil původní rozsah pohybu do kloubu (Kadel, 2006).

2.6.5 Preventivní opatření

Miller (2006) navrhuje zásady, které by měl tanečník dodržovat po celou dobu své aktivní kariéry pro udržení optimálního zdravotního stavu:

- dostatečné zahřátí na začátku tréninkové jednotky
- protažení všech svalových skupin s dostatečnou délkou výdrže (30 sekund)
- vyhnout se tvrdým povrchům
- používat vhodnou a kvalitní taneční obuv
- jíst pestrou stravu s dostatečným přísunem vápníku (1200 mg denně, doplněno o vitamin D)
- zlepšit taneční techniku – vyvarovat se extrémního rozsahu u turnout, vyhýbat se přehnané hyperextenzi páteře, udržovat koleno v ose nad úrovní druhého metatarsu, při plié držet paty na zemi
- vyhýbat se nadměrným pohybovým aktivitám v době mimo tréninky pro zabránění přetížení
- navštěvovat odborníky pro zvládání stresu a prevenci stravovacích poruch

Batson (2009) uvádí, že v rámci prevence vzniku zranění zejména dolních končetin, by se měly do tréninkových jednotek tanečníka vedle specifických

tanečních pozic, posilovacích a protahovacích cvičení zahrnout rovněž techniky pro zlepšení propriocepce. Jedná se hlavně o nácvik stability v zatěžujících podmínkách (zavřené oči, balanční plošiny atd.) a uvědomování si tělesného schématu.

Baletní tanečník by za ideálních podmínek měl konzultovat s fyzioterapeutem v rámci preventivních opatření svou techniku a v případě nalezení chyb ji modifikovat. Rehabilitační pracovník by měl s tanečním učitelem vytvořit tým a společně pracovat na fyzickém stavu baletního tanečníka (Miller, 2006).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 Hlavní cíl

Posouzení vlivu řízené fyzioterapie na kinematiku chůze baletních tanečníků.

3.1.1 Dílčí cíle

1. Analýza podmínek a vytvoření postupu pro možnost kinematické analýzy chůze u profesionálních tanečníků.
2. Provedení kinematické analýzy krokového cyklu u baletních tanečníků před a po rehabilitační intervenci.
3. Posouzení odlišností v kinematice dolních končetin při chůzi baletních tanečníků a běžné populace.
4. Posouzení vlivu pohlaví na velikost změn kinematických parametrů chůze po realizované rehabilitační intervenci.

3.2 Hypotézy

H_{01} – Základní kinematické parametry na dolních končetinách (hlezenní kloub, kolenní kloub, kyčelní kloub, pánev) se při chůzi profesionálních baletních tanečníků a běžné populace neliší.

H_{02} – Základní kinematické parametry na dolních končetinách (hlezenní kloub, kolenní kloub, kyčelní kloub, pánev) se při chůzi profesionálních baletních tanečníků před a po rehabilitační intervenci neliší.

H_{03} – Základní kinematické parametry na dolních končetinách (hlezenní kloub, kolenní kloub, kyčelní kloub, pánev) se při chůzi u profesionálních baletních tanečníků po rehabilitační intervenci a u běžné populace neliší.

3.3 Výzkumná otázka

Existuje rozdíl ve vlivu rehabilitační intervence na kinematické parametry dolních končetin při chůzi pro skupinu profesionálních baletních tanečníků žen a mužů?

4 METODIKA

Výzkum souboru probandů profesionálních baletních tanečníků byl proveden na základě udělení souhlasu etické komise Fakulty tělesné kultury (viz. Příloha 1) v rámci projektu „Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečníků“ (jednací číslo 60/2011).

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Do souboru bylo zahrnuto celkem 13 profesionálních baletních tanečníků (průměrný věk 25,8 let, průměrná hmotnost 59,8 kg, průměrná výška 172,8 cm) Moravského divadla v Olomouci, kteří byli dále rozděleni na dvě skupiny podle pohlaví (5 mužů, průměrný věk 23,6 let, průměrná hmotnost 73,2 kg, průměrná výška 180,3 cm a 8 žen, průměrný věk 27,1 let, průměrná hmotnost 52,3 kg, průměrná výška 166,5 cm). Hlavním kritériem pro zařazení do sledované skupiny bylo dosažení profesionální úrovně v baletu a absence závažnějších úrazů na pohybovém systému, bez prodělaných invazivních zákroků na dolních končetinách. Frekvence tanečního tréninku byla u všech probandů v rozmezí 5 – 6 hodin za den.

Kontrolní skupinu bez fyzioterapie tvořilo 12 probandů (3 muži, 9 žen). Průměrný věk činil 24,2 let (muži 28,7 let a ženy 23,6 let), kteří neprováděli žádnou sportovní činnost dosahující profesionální úrovně. Průměrná tělesná hmotnost byla v rámci skupiny 72,2 kg (ženy 61,8 kg, muži 70,6 kg). Průměrná výška byla 173,3 cm (muži 177,6 cm, ženy 169,0 cm). Dalším kritériem pro zařazení do kontrolní skupiny byl nulový výskyt poranění na muskuloskeletálním aparátu.

4.2 Přístrojové vybavení

Pro získání kinematických parametrů chůze souboru probandů byl použit optoelektronický systém Vicon MX (Vicon Motion Systems, Oxford Metrics Group, London, Great Britain). Záznam pohybu jsme provedli pomocí sedmi infračervených kamer (typ T10, frekvence snímání 120 Hz, plné rozlišení 1000 x 1000 pixelů), které umožňují záznam reflexních bodů umístěných na předem definovaných

místech na těle. Pro určení souřadnic těchto bodů jsme použili software Vicon Nexus.

4.3 Organizace sběru dat

Před vlastním zahájením měření byla členům baletního souboru Moravského divadla v Olomouci předložena charakteristika výzkumného projektu. Na základě poskytnutých informací do tohoto projektu dobrovolně vstoupilo 14 výše uvedených probandů. Baletní tanečníci byli seznámeni s průběhem jednotlivých měření a plánovanou rehabilitační terapií.

Měření předcházelo počáteční vyplnění informovaného souhlasu (viz. Příloha 2) jednotlivými probandy a ankety (viz. Příloha 3, Příloha 4), týkající se aktuálního zdravotního stavu, predilekčních končetin, společně s doplňujícími anamnestickými daty. Dále následoval podrobný odběr anamnézy s kineziologickým vyšetřením a rozbořením každého baletního tanečníka. Na základě zjištěných patologií byla poté stanovena strategie rehabilitační intervence.

4.3.1 Průběh měření

Na vybrané oblasti na těle probandů v místech kostních prominencí byly připevněny reflexní body podle standardního modelu PlugInGait Model.

- pánevní region: spina iliaca anterior superior (RASI, LASI), spina iliaca posterior superior (RPSI, LPSI)
- oblast dolní končetiny: trochanter major (RTHI, LTHI), epicondylus lateralis femoris (RKNE, LKNE), 2/3 bérce (RTHI, LTHI), malleolus lateralis (RANK, LANK), calcaneus – dorsální výběžek (RHEE, LHEE), metatarsus II. – hlavička (RTOE, LTOE)



Obr. 2 Označení bodů podle modelu PlugIn Gait

Záznam pohybu byl změřen v prostorách Moravského divadla v Olomouci. Po instalaci sedmi infračervených kamer byla provedena kalibrace prostoru. Úsek vymezený pro chůzi probandů měřil cca 10 m. Každý baletní tanečník absolvoval 10 pokusů chůze. Měření proběhlo ve dvou stejných sériích – před šest týdnů trvající rehabilitační intervencí a následně ihned po ní.

4.4 Analýza dat

4.4.1 Způsob zpracování pohybové sekvence a měřené kinematické parametry

Pro získání podkladů, které sloužily pro určení základních úhlových parametrů krokového cyklu, bylo u každého baletního tanečníka vybráno 5 pokusů z 10 absolvovaných. Hodnotily se průměrné rozsahy pohybů pánve a jednotlivých kloubů

na dolních končetinách ve všech rovinách. Pro zpracování jednotlivých parametrů krokového cyklu byl použit software Vicon Nexus, ve kterém byly přiřazeny body z programu PlugInGait k odpovídajícím tělesným segmentům. Na daném záznamu chůze byl manuálně označen počátek a konec jednoho krokového cyklu. Dále byly zaznačeny středy jednotlivých kloubů a ostatní body, které byly nezbytné pro výpočet rotací segmentů. Následně bylo provedeno filtrování dat a výsledné informace byly konvertovány do formátu c3d a následně zpracovány v softwaru Vicon Polygon.

4.4.2 Statistické zpracování dat

Pro zpracování naměřených dat byl použit software STATISTICA (10.0, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA), v němž byly vypočítány základní popisné parametry (směrodatná odchylka, průměr, medián). K porovnání získaných dat mezi experimentální a kontrolní skupinou byl použit Mann Whitney U test. Určen vlivu fyzioterapeutické intervence bylo hodnoceno s využitím Wilcoxonova neparametrickho párového testu. Hladina statistické významnosti pro testování hypotéz byla určena na $p < 0,05$.

4.5 Fyzioterapie

Na základě provedeného kineziologického rozboru byla u každého probanda jednotlivě prováděna rehabilitační intervence v délce 6 týdnů. Doba jedné rehabilitační jednotky byla 60 min. Terapie byla zaměřena na odstranění reflexních změn ve svazech, terapii nohy, aktivaci hlubokého stabilizačního systému a optimalizaci chůzového stereotypu (Příloha 4). Byly využity prostředky manuální terapie (mobilizace kloubů, trakce, postizometrická relaxace, ischemická komprese) a speciální fyzioterapeutické koncepty založené na ontogenetickém vývoji jedince (Dynamická neuromuskulární stabilizace, metoda Čákové) a jiné neurofyziologické metody (Bobath koncept, Proprioceptivní neuromuskulární facilitace). První část rehabilitační jednotky sestávala z ošetření periferie, druhá polovina byla zaměřena na stabilizaci kloubů během tanečních pohybů a na nácvik aktivace hlubokého stabilizačního systému.

Léčebná terapie baletních tanečníků probíhala v budově Moravského divadla v Olomouci, kam byly dovezeny rehabilitační pomůcky (přenosné lehátko, karimatky, overball, gymball) z Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

5 VÝSLEDKY

5.1. Výsledky k hypotéze H_{01}

Základní kinematické parametry na dolních končetinách (hlezenní kloub, kolenní kloub, kyčelní kloub, pánev) se při chůzi profesionálních baletních tanečníků a běžné populace před rehabilitační intervencí neliší.

Základní statistické charakteristiky úhlových parametrů na dolních končetinách a na pánvi při chůzi u skupiny profesionálních baletních tanečníků (experimentální) a u zdravé populace (kontrolní) jsou uvedeny v tabulce 1.

Velikost dorsální flexe v hlezenním kloubu u skupiny baletních tanečníků ($14,2^\circ$) je významně větší ($p < 0,05$) v porovnání s kontrolní skupinou ($7,5^\circ$). Pro kolenní kloub jsme u experimentální skupiny našli významně ($p < 0,05$) menší vnitřní rotaci ($14,9^\circ$) v porovnání s kontrolní skupinou ($23,0^\circ$). Zevní rotace kolenního kloubu je u skupiny baletních tanečníků ($7,1^\circ$) významně větší ($p < 0,05$) v porovnání se skupinou běžné populace ($0,9^\circ$). Velikost abdukce kyčelního kloubu u experimentální skupiny ($9,3^\circ$) je významně větší ($p < 0,01$) v porovnání se skupinou kontrolní ($6,1^\circ$). Tendenci ke statisticky významnému rozdílu jsme našli pro velikost extenze kyčelního kloubu ve švihové fázi, která je větší u skupiny baletních tanečníků ($15,4^\circ$).

Hypotézu H_{01} zamítáme pro změny v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu. Pro změny v poloze pánve hypotézu H_{01} nelze zamítnout.

Tab. 1 Úhlové parametry v kloubech dolních končetin a pánve při chůzi u kontrolní skupiny a u experimentální skupiny před rehabilitační intervencí

	E1		K		p
Parametr [°]	Průměr	SD	Průměr	SD	K x E1
ASmin1_1	-9,70	3,79	-10,56	3,61	0,497
ASmax1_1	14,18	3,26	7,84	7,46	0,021
ASmin2_1	-20,51	6,33	-19,59	3,75	0,807
ATmin1_1	-15,35	6,62	-16,82	7,87	0,605
ATmax1_1	4,55	6,56	5,25	6,49	0,892
ATmin2_1	-26,11	4,91	-25,00	9,96	0,807
KSmax1_1	11,98	4,96	14,26	6,42	0,289
KSmin1_1	2,94	2,77	2,62	4,96	0,807
KSmax2_1	62,65	3,61	55,45	16,42	0,568
KSmin2_1	-0,06	3,50	-1,84	4,82	0,314
KFmax_1	1,68	3,41	3,51	4,77	0,314
KFmin_1	-14,60	6,51	-10,72	10,60	0,165
KTmax_1	14,89	8,33	23,03	8,65	0,047
KTmin_1	-7,09	6,80	0,93	6,37	0,008
HSmin1_1	-15,43	4,22	-12,14	5,30	0,061
HSmax1_1	26,74	4,44	24,75	10,59	0,724
HFmin1_1	-9,34	2,04	-6,07	2,28	0,002
HFmax1_1	6,77	1,51	5,61	2,96	0,430
HTmin1_1	-10,66	10,33	-6,61	8,02	0,532
HTmax1_1	6,23	10,77	8,56	3,34	0,221
PSmin1_1	-3,66	6,19	-3,01	5,92	0,978
PSmax1_1	-0,73	6,15	0,59	5,36	0,463
PFmin1_1	-5,37	1,25	-5,22	2,02	0,978
PFmax1_1	5,00	1,26	5,17	1,48	0,644
PTmin1_1	-6,18	1,87	-6,08	2,21	0,605
PTmax1_1	6,07	2,15	7,18	2,35	0,399

Legenda k tabulkám 1, 2, 3: E1 – experimentální skupina (baletní tanečníci) před rehabilitační intervencí, E2 – experimentální skupina (baletní tanečníci) po absolvování rehabilitační intervence, K – kontrolní skupina, p – hladina statistické významnosti, SD – směrodatná odchylka, AS_min1_1 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu ve stádiu zatěžování, ASmax1_1 – maximum dorsální flexe v hlezenním kloubu, ASmin2_1 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na konci stojné fáze, ATmin1_1 – maximum zevní rotace hlezenního kloubu ve stádiu zatěžování, ATmax1_1 – maximum vnitřní rotace v hlezenním kloubu, ATmin2_1 – maximum zevní rotace v hlezenním kloubu na konci stojné fáze, KSmax1_1 – maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi, KSmin1_1 – maximum extenze kolenního kloubu v konečném postoji, KSmax2_1 – maximum flexe kolenního kloubu ve švihové fázi, KSmin2_1 – maximum extenze kolenního kloubu na konci švihové fáze, KFmax_1 – maximum addukce kolenního kloubu, KFmin_1 – maximum abdukce kolenního kloubu, KTmax_1 – maximum vnitřní rotace kolenního kloubu, KTmin_1 – maximum zevní rotace kolenního kloubu, HSmin1_1 – maximum extenze kyčelního kloubu ve švihové fázi, HSmax1_1 – maximum flexe kyčelního kloubu ve stojné fázi, HFmin1_1 – maximum abdukce kyčelního kloubu, HFmax1_1 – maximum addukce kyčelního kloubu, HTmin1_1 – maximum zevní rotace kyčelního kloubu, HTmax1_1 – maximum vnitřní rotace kyčelního kloubu, PSmin1_1 – maximum retroverze pánve, PSmax1_1 – maximum antevertze pánve, PFmin1_1 – maximum deprese pánve, PSmax1_1 – maximum elevace pánve, PTmin1_1 – maximum zevní rotace pánve, PTmax1_1 – maximum vnitřní rotace pánve.

5.2. Výsledky k hypotéze H₀₂

Základní kinematické parametry na dolních končetinách (hlezenní kloub, kolenní kloub, kyčelní kloub, pánev) se při chůzi profesionálních baletních tanečníků před a po rehabilitační intervenci neliší.

Základní statistické charakteristiky úhlových parametrů na dolních končetinách a na pánvi při chůzi u skupiny profesionálních baletních tanečníků (experimentální1 a experimentální2) jsou uvedeny v tabulce 2.

Tab. 2 Úhlové parametry v kloubech dolních končetin a pánve při chůzi u experimentální skupiny před a po rehabilitační intervenci

	E1		E2		p
Parametr [°]	Průměr	SD	Průměr	SD	E1 x E2
ASmin1_2	-9,70	3,79	-8,39	4,66	0,937
ASmax1_2	14,18	3,26	13,54	3,13	0,099
ASmin2_2	-20,51	6,33	-22,29	5,22	0,433
ATmin1_2	-15,35	6,62	-15,22	12,39	0,701
ATmax1_2	4,55	6,56	7,60	9,78	0,507
ATmin2_2	-26,11	4,91	-25,00	11,22	0,345
KSmax1_2	11,98	4,96	14,80	4,52	0,039
KSmin1_2	2,94	2,77	5,22	2,97	0,075
KSmax2_2	62,65	3,61	64,94	3,44	0,064
KSmin2_2	-0,06	3,50	3,37	5,18	0,011
KFmax_2	1,68	3,41	1,36	4,64	0,650
KFmin_2	-14,60	6,51	-14,87	10,03	0,917
KTmax_2	14,89	8,33	23,94	21,30	0,064
KTmin_2	-7,09	6,80	-1,10	11,23	0,075
HSmin1_2	-15,43	4,22	-14,08	2,57	0,221
HSmax1_2	26,74	4,44	29,02	5,26	0,087
HFmin1_2	-9,34	2,04	-8,63	1,77	0,422
HFmax1_2	6,77	1,51	7,55	1,84	0,039
HTmin1_2	-10,66	10,33	-6,24	9,88	0,311
HTmax1_2	6,23	10,77	12,97	16,19	0,173
PSmin1_2	-3,66	6,19	-4,79	1,88	0,861
PSmax1_2	-0,73	6,15	-0,05	5,74	0,650
PFmin1_2	-5,37	1,25	-5,46	1,39	0,861
PFmax1_2	5,00	1,26	6,00	3,85	0,861
PTmin1_2	-6,18	1,87	-6,26	2,59	0,861
PTmax1_2	6,07	2,15	6,35	4,53	0,507

Velikost flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi po rehabilitační intervenci ($14,8^\circ$) je významně větší ($p < 0,05$) než před ní ($12,0^\circ$). Velikost extenze kolenního kloubu na konci švihové fáze je po rehabilitační intervenci významně ($p < 0,05$) menší ($3,4^\circ$) než před ní ($-0,1^\circ$). Velikost addukce kyčelního kloubu je po rehabilitační intervenci ($7,6^\circ$) významně větší ($p < 0,05$) než před ní ($6,8^\circ$). Tendenci ke statisticky významnému rozdílu jsme našli pro velikost dorsální flexe hlezenního kloubu, kdy se po rehabilitační intervenci velikost rozsahu pohybu snížila o $0,6^\circ$. Dále jsme našli tendenci ke statisticky významnému rozdílu pro velikost extenze v konečném stoju a flexe ve švihové fázi v kolenním kloubu, kdy došlo po rehabilitační intervenci k navýšení rozsahů pohybů – zvýšení extenze o $2,28^\circ$, zvýšení flexe o $2,29^\circ$. Tendence ke statisticky významným rozdílům jsme také našli pro velikosti vnitřní a zevní rotace kolenního kloubu, které jsou pro vnitřní rotaci větší ($23,9^\circ$) a pro zevní rotaci menší ($1,1^\circ$) po rehabilitační intervenci – viz Graf 3. Našli jsme tendenci ke statisticky významnému rozdílu pro velikost flexe kyčelního kloubu ve stojné fázi, která je vyšší po rehabilitační intervenci ($29,0^\circ$) – viz Graf 4.

Hypotézu H_{02} zamítáme pro změny v kolenním a kyčelním kloubu. Pro změny v hlezenním kloubu a v poloze pánve hypotézu H_{02} nelze zamítnout.

5.3 Výsledky k hypotéze H_{03}

Základní kinematické parametry na dolních končetinách (hlezenní kloub, kolenní kloub, kyčelní kloub, pánev) se při chůzi u profesionálních baletních tanečníků po rehabilitační intervenci a u běžné populace neliší.

Základní statistické charakteristiky úhlových parametrů na dolních končetinách a na pánvi při chůzi u skupiny profesionálních baletních tanečníků (experimentální2) a souboru běžné populace jsou uvedeny v tabulce 3.

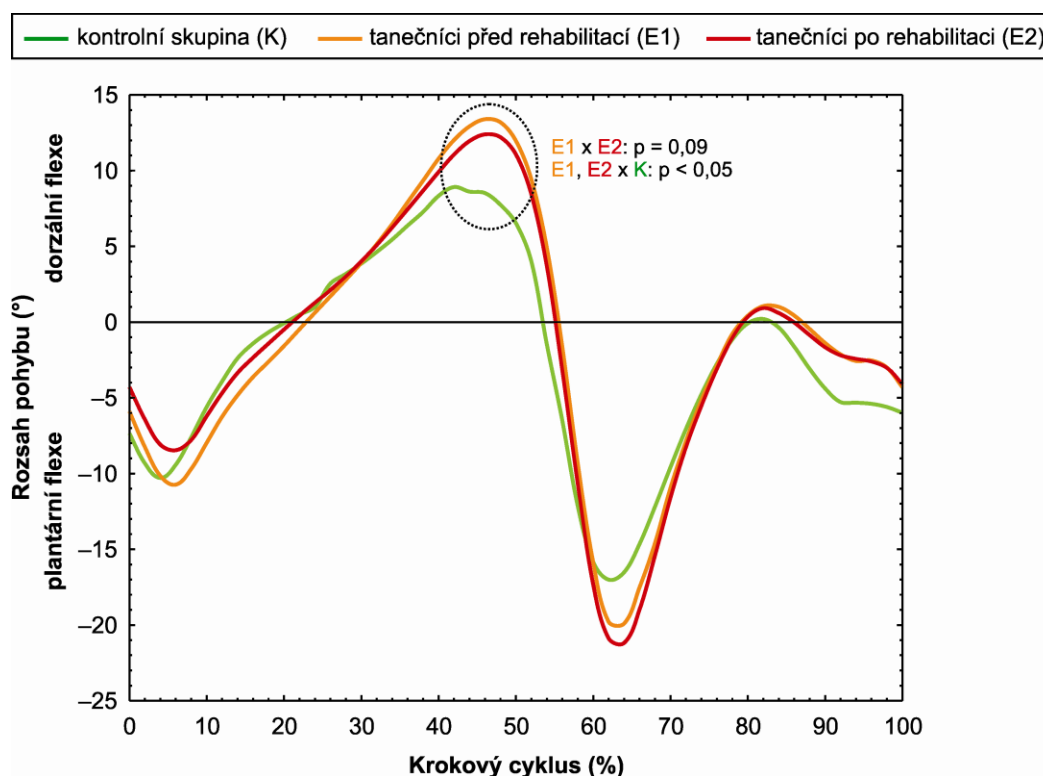
Tab. 3 Úhlové parametry v kloubech dolních končetin a pánve při chůzi u experimentální skupiny a skupiny kontrolní po rehabilitační intervenci

	E2		K		p
Parametr [°]	Průměr	SD	Průměr	SD	K x E2
ASmin1_2	-8,39	4,66	-10,56	3,61	0,157
ASmax1_2	13,54	3,13	7,84	7,46	0,035
ASmin2_2	-22,29	5,22	-19,59	3,75	0,260
ATmin1_2	-15,22	12,39	-16,82	7,87	0,850
ATmax1_2	7,60	9,78	5,25	6,49	0,849
ATmin2_2	-25,00	11,22	-25,00	9,96	0,892
KSmax1_2	14,80	4,52	14,26	6,42	0,892
KSmin1_2	5,22	2,97	2,62	4,96	0,121
KSmax2_2	64,94	3,44	55,45	16,42	0,053
KSmin2_2	3,37	5,18	-1,84	4,82	0,032
KFmax_2	1,36	4,64	3,51	4,77	0,265
KFmin_2	-14,87	10,03	-10,72	10,60	0,265
KTmax_2	23,94	21,30	23,03	8,65	0,497
KTmin_2	-1,10	11,23	0,93	6,37	0,201
HSmin1_2	-14,08	2,57	-12,14	5,30	0,135
HSmax1_2	29,02	5,26	24,75	10,59	0,369
HFmin1_2	-8,63	1,77	-6,07	2,28	0,006
HFmax1_2	7,55	1,84	5,61	2,96	0,121
HTmin1_2	-6,24	9,88	-6,61	8,02	0,605
HTmax1_2	12,97	16,19	8,56	3,34	0,849
PSmin1_2	-4,79	1,88	-3,01	5,92	0,463
PSmax1_2	-0,05	5,74	0,59	5,36	0,605
PFmin1_2	-5,46	1,39	-5,22	2,02	0,644
PFmax1_2	6,00	3,85	5,17	1,48	0,978
PTmin1_2	-6,26	2,59	-6,08	2,21	0,978
PTmax1_2	6,35	4,53	7,18	2,35	0,121

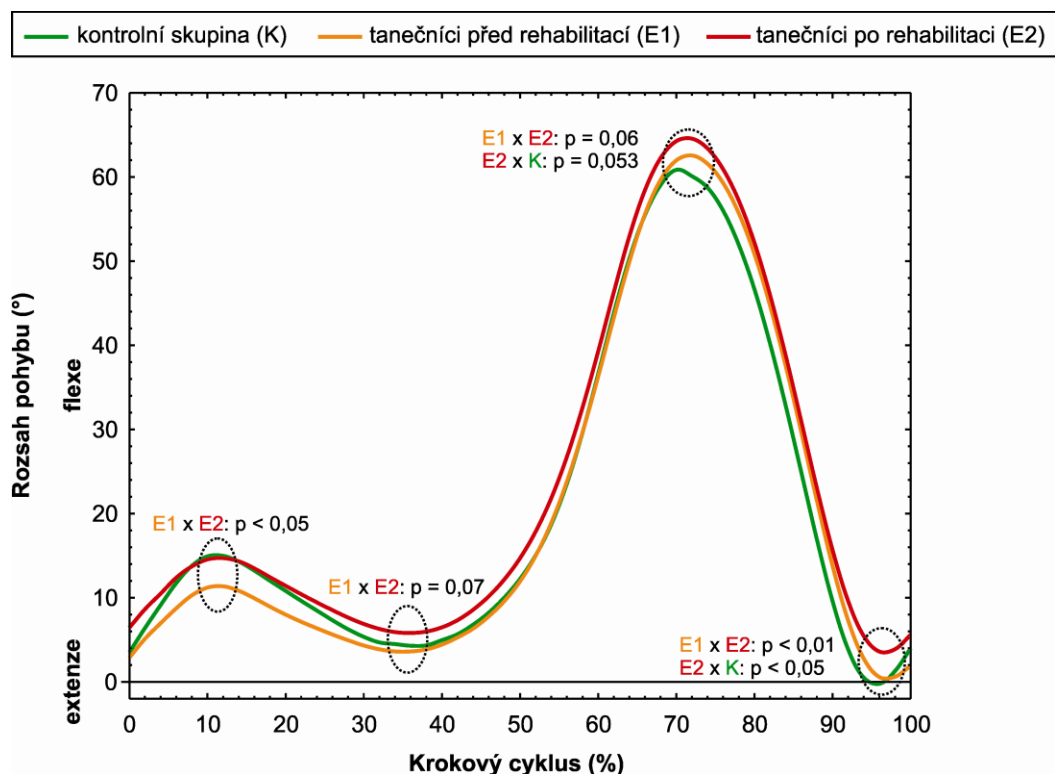
Velikost dorsální flexe hlezenního kloubu je u experimentální skupiny ($13,5^\circ$) po rehabilitační intervenci významně vyšší ($p < 0,05$) v porovnání se skupinou kontrolní ($7,5^\circ$) – viz Graf 1. Velikost abdukce kyčelního kloubu je u skupiny baletních tanečníků ($8,6^\circ$) významně vyšší ($p < 0,01$) v porovnání se souborem běžné populace ($6,1^\circ$) – viz Graf 5. Tendenci ke statisticky významnému rozdílu jsme našli pro velikost flexe kolenního kloubu ve švihové fázi, která je vyšší u experimentálního souboru ($64,9^\circ$) než u skupiny běžné populace ($55,5^\circ$) – viz Graf 2.

Hypotézu H_{03} zamítáme pro změny v hlezenním a kyčelním kloubu. Pro změny v kolenním kloubu a v poloze pánve hypotézu H_{03} nelze zamítnout.

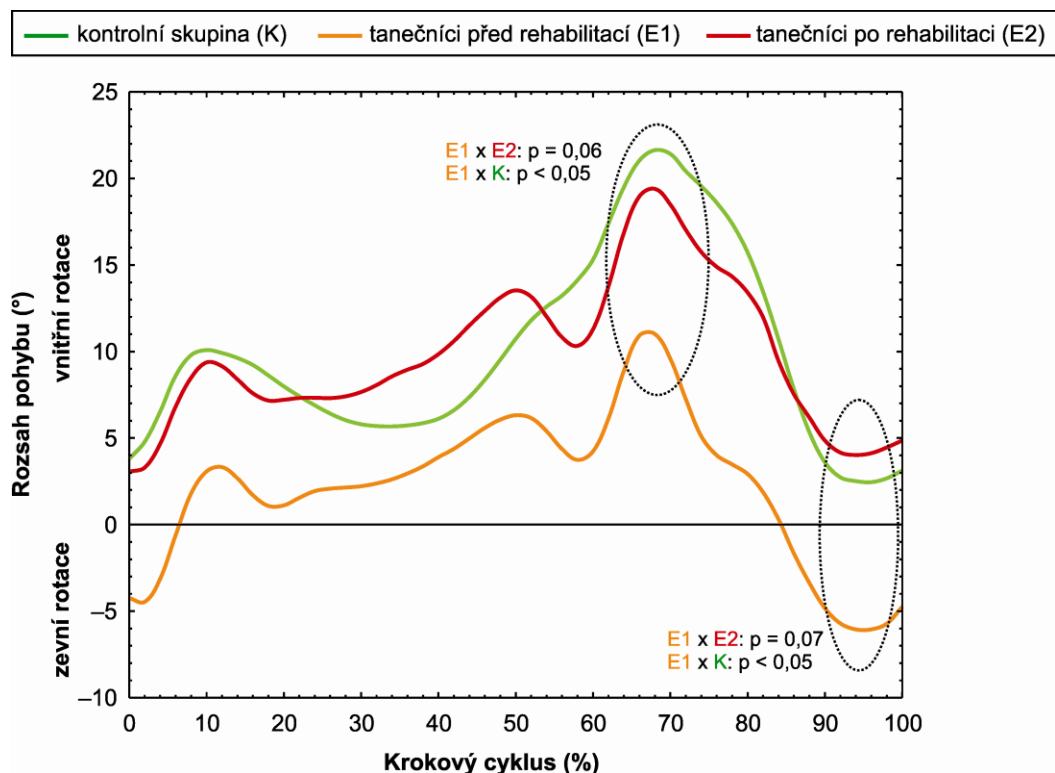
Graf 1 Pohyb hlezenního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu u skupiny běžné populace a souboru baletních tanečníků před a po rehabilitační intervenci



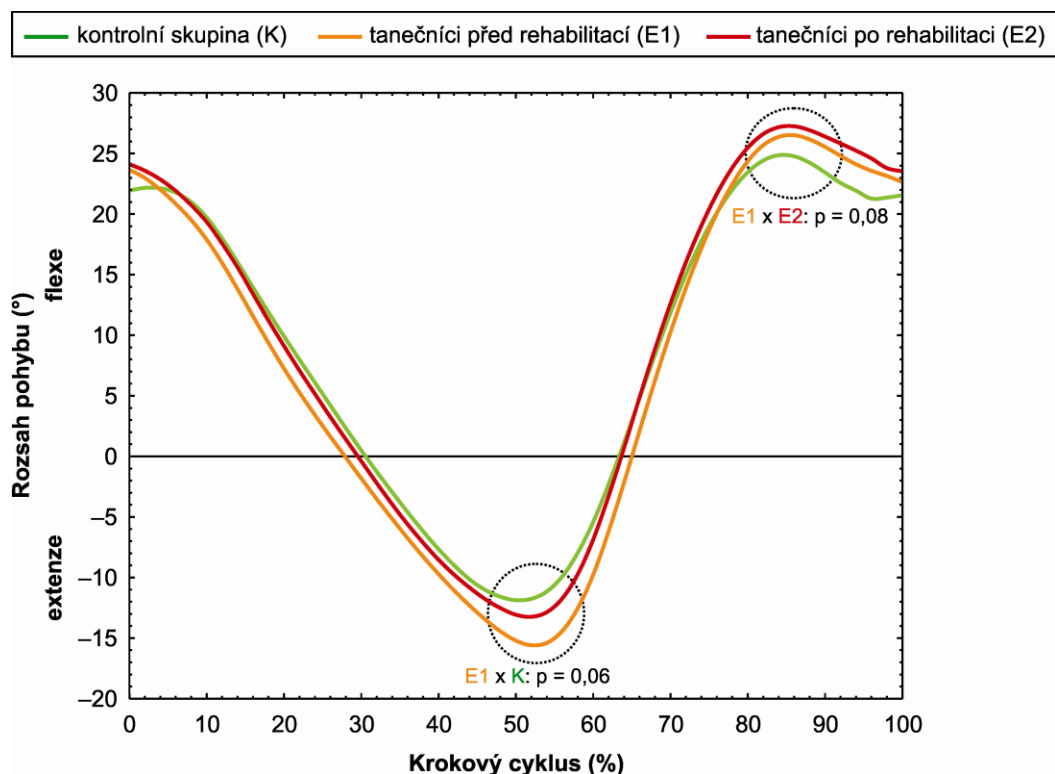
Graf 2 Pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu u skupiny běžné populace a souboru baletních tanečníků před a po rehabilitační intervenci



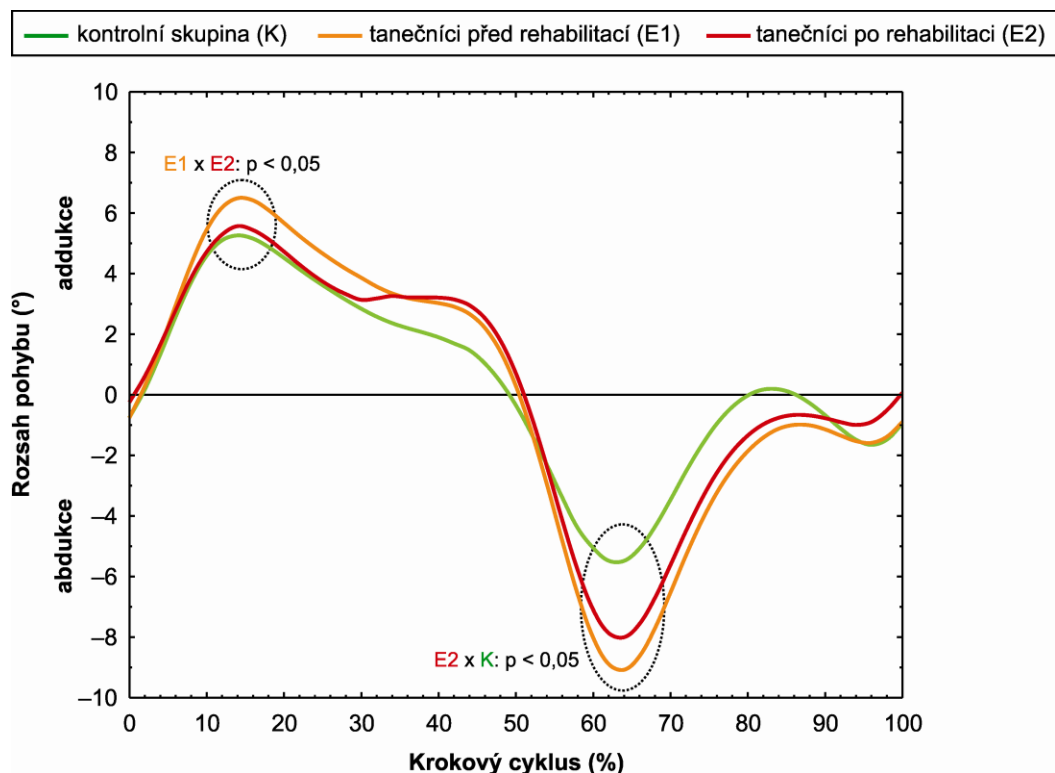
Graf 3 Pohyb kolenního kloubu v transversální rovině během krokového cyklu u skupiny běžné populace a souboru baletních tanečníků před a po rehabilitační intervenci



Graf 4 Pohyb kyčelního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu u skupiny běžné populace a souboru baletních tanečníků před a po rehabilitační intervenci



Graf 5 Pohyb kyčelního kloubu ve frontální rovině během krokového cyklu u skupiny běžné populace a souboru baletních tanečníků před a po rehabilitační intervenci



5.4 Výsledky k výzkumné otázce

Existuje rozdíl ve vlivu rehabilitační intervence na kinematické parametry dolních končetin při chůzi pro skupinu profesionálních baletních tanečníků žen a mužů?

Vzhledem k nízkým počtům mužů i žen v porovnávaných skupinách, jsou výsledky statistického porovnání pouze orientační. Počet statisticky významných rozdílů (2) i tendencí k těmto rozdílům (2) je pro obě skupiny stejný. Pro skupinu mužů vyšel statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) u pohybu kolenního kloubu v rovině transversální, kdy po rehabilitační intervenci došlo k navýšení vnitřní rotace z $16,1^\circ$ na 25° . Pro kyčelní kloub jsme dále u mužů našli významně větší ($p < 0,05$) u addukci ($6,8^\circ$) po rehabilitační intervenci v porovnání před ní. Tendence ke statisticky významným rozdílům jsme našli u zevní rotace v kolenním kloubu, která se po rehabilitační intervenci navýšila na $0,8^\circ$ a u maxima extenze kyčelního kloubu ve švihové fázi, která se po rehabilitační intervenci snížila ze $14,4^\circ$ na $12,3^\circ$. U skupiny žen vyšly statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) pro pohyby kolenního kloubu v rámci sagitální roviny – došlo k navýšení maxima flexe kolenního kloubu ve stojné fázi po rehabilitační intervenci o $3,4^\circ$ a rovněž k navýšení maxima extenze kolenního kloubu na konci švihové fáze o $3,4^\circ$. Tendenci ke statisticky významným rozdílům jsme našli pro pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině po rehabilitační intervenci, kdy se maximum flexe ve švihové fázi navýšilo o $3,8^\circ$. Dále jsme našli tendenci ke statisticky významnému rozdílu u pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině. Maximum flexe kyčelního kloubu ve stojné fázi se po rehabilitační intervenci zvýšilo o $2,7^\circ$.

6 DISKUSE

Nadměrné silové a pohybové nároky během denního několikahodinového baletního tréninku mají za následek výrazné dlouhodobé přetěžování muskuloskeletálního systému tanečníků. Jedná se zejména o nadměrné zatěžování kloubů dolních končetin společně s pánví a bederní částí zad. Mezi důsledky tohoto působení sil (z hlediska velikosti i směru) se řadí jednak vznik funkčních a strukturálních poruch a také nefyziologicky navýšené rozsahy pohybů. Tyto faktory jsou příčinou kloubní instability, která je z dlouhodobého hlediska riziková pro vznik dalších patologií v pohybovém systému. Z celkového počtu poranění v baletu připadá 75 % právě na dolní končetiny (Cimelli & Curran, 2012; Clippinger, 2007).

Fyzioterapeutická intervence je u těchto osob zanedbávána, často zcela chybí, ačkoliv profesionální baletní tanečníci jsou z hlediska fyzické kondice na stejné úrovni jako vrcholoví sportovci (Clippinger, 2007; Leanderson et al., 2011). Odborné práce, zabývající se vlivem fyzioterapie na muskuloskeletální aparát a chůzi u baletních tanečníků, prakticky neexistují. Proto je nezbytné pokusit se navýšit počet výstupů, které by umožnily porovnání vybraných pohybových aktivit baletních tanečníků a běžné populace, případně určit vliv cílené rehabilitační intervence na změnu pohybu u osob s takto specifickým zařazením. Z tohoto důvodu se předložená práce snaží o nalezení rozdílů mezi oběma skupinami při provádění základní lokomoce, kterou je chůze.

Během „optimálního“ krokového cyklu dochází v hlezenním (resp. subtalárním) kloubu v transversální rovině k pohybu z neutrální pozice do everze (Perry & Burnfield, 2010). Monaghan, Delahunt & Caulfield (2006) zjistili, že u osob s chronickou kloubní instabilitou v hlezenním kloubu převažuje po celou dobu krokového cyklu naopak větší inverze v porovnání se skupinou bez patologie. Tato změněná pozice chodidla je příčinou neoptimální absorpce působících sil zejména ve fázi postupného zatěžování a v důsledku toho dochází nejen v hlezenním kloubu k rozdílné propriocepci oproti normálnímu stavu a na laterální straně hlezna k habituálním sublucacím. Současně u tohoto typu kloubní poruchy chybí adekvátní reakce inverzních antagonistů v období zatížení dolní končetiny, zejména tedy peroneálních svalů (Santilli et al., 2005). U baletních tanečníků se tato porucha

objevuje nejčastěji a má za následek změněnou posturální stabilitu (Leanderson et al., 2011; Lin et al., 2011). V naší práci inverzní mechanismus, projevující se u této poruchy, nebyl prokázán, přestože ze získaných anamnestických údajů vyplývá vysoká incidence tohoto zranění.

Naopak byla prokázána změna v rovině sagitální – výrazně větší dorsální flexe v hlezenním kloubu u baletních tanečníků oproti skupině běžné populace před i po rehabilitační intervenci. Během krokového cyklu běžné populace dochází k maximálnímu rozsahu 10° do dorsální flexe (Perry & Burnfield, 2010). V naší práci jsme u baletních tanečníků naměřili výrazně vyšší průměrný rozsah pohybu ($14,18^\circ$). Toto zjištění se shoduje s výsledky Benell et al. (1999), kteří porovnávali soubor baletních tanečníků začátečníků oproti kontrolní skupině běžné populace bez fyzioterapeutického zásahu, kdy u tanečního souboru zjistili vyšší rozsah dorsální flexe o $2,7^\circ$. Naproti tomu studie Xian Li, Qing Xu & Hoshizaki (2009) neprokázala výrazně vyšší dorsální flexi u baletních tanečníků při porovnání mj. s profesionálními hokejisty, kteří překvapivě vykazovali větší rozsah pohybu do dorsální flexe v hlezenním kloubu. Zvýšený rozsah pohybu do dorsální flexe v hlezenním kloubu lze vysvětlit častým zaujímáním specifických pozic při grand plié a demi-plié, kdy je žádoucí nefyziologický rozsah pohybu do dorsální flexe. Ačkoliv anatomické i ligamentózní struktury mohou zpočátku bránit dosažení požadované pozice, vlivem dlouhodobého zatěžování v krajní poloze a několikaletého tréninku dochází k povolení kloubních vazů, tudíž i větším možností rozsahu pohybu (Vaganova, 1969; Clippinger, 2007). Hamilton & Bauman (1988) uvádějí, že strukturální příčinou zvýšeného rozsahu pohybu do dorsální flexe v hlezenním kloubu je prohlubeň na talu, která zde vznikla v důsledku tlaku přední hrany tibie. Spojení tohoto mechanismu s dlouhodobým tréninkem pozice demi-plié, příp. grand-plié, zahájeným již v období raného dětství, kdy je skeletální systém tvárný, umožňuje vytvoření této anatomické odchylky. Russel et al. (2011) poukazují na fakt, že hlavní pohyb (70 %) v rámci dorsální flexe v hlezenním kloubu připadá na talocrurální skloubení. Zbýlých 30 % probíhá v přilehlých drobných kloubech nohy. Hamilton & Bauman (1988) také uvádějí, že u baletních tanečníků je žádoucí zvýrazněná podélná klenba nožní (tendence k postavení u pes cavus), což umožňuje větší rozsah do plantární flexe v hlezenním kloubu. V naší studii jsme klinickým vyšetřením zjistili, že podélná klenba byla

u baletních tanečníků spíše snižená. Tento jev by mohl podporovat zjištění zvýšené dorsální flexe v hlezenním kloubu u této skupiny.

V baletu se lze častěji setkat s pozicí pointe (stoj na špičkách), kdy se hlezenní kloub nachází v maximální plantární flexi, daleko za fyziologickým rozsahem pohybu. Tato poloha je pro hlezenní kloub extrémně nestabilní, proto je nezbytné, aby tanečníci tento nežádoucí jev kompenzovali svalově a na úkor omezení pohybů v rovině transversální (Clippinger, 2007). Tento kompenzační mechanismus se může projevit během chůze, což je patrné v porovnání se skupinou běžné populace. Soubor baletních tanečníků zde vykazuje nižší rozsahy většiny pohybů v hlezenním kloubu v rámci transversální roviny před i po rehabilitační intervenci v porovnání se skupinou kontrolní. Pouze vnitřní rotace na konci stojné fáze je vyšší, což může dle výše uvedeného představovat přítomnou instabilitu kloubu.

V oblasti kolenního kloubu jsme v naší práci zjistili výrazně nižší vnitřní rotaci a výrazně vyšší zevní rotaci u souboru baletních tanečníků oproti skupině běžné populace před rehabilitační intervencí. V baletu je vyžadována pozice turnout, kdy by v ideálním případě měly být kolenní klouby a špičky nohou v jedné přímce a chodidla mezi sebou zaujímat úhel 180°. Při nedostatečné zevní rotaci kyčelních kloubů, která je pro turnout nezbytná, dochází ke kompenzaci požadovaného pohybu zevní rotací v kolenních kloubech a hlezenních kloubech, což má za následek namáhání ligamentózních kloubních struktur a vyšší pravděpodobnost vzniku zranění (Cimelli & Curran, 2012; Clippinger, 2007). Domníváme se, že vyšší rotace v kolenním kloubu je důsledkem mechanismu dosažení polohy dolních končetin nezbytné pro turnout. Při porovnání souboru baletních tanečníků před a po rehabilitaci lze pozorovat tendenci k vyrovnání rozsahu obou rotací v kolenním kloubu – vnitřní rotace se navýšila a zevní rotace naopak vykazovala menší rozsah. Zejména tendence k navýšení rozsahu do vnitřní rotace by korelovala s nálezem při pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině, kdy došlo ke statisticky významnému zvětšení flexe ve stojné fázi chůze. Podle Kapandjiho (2002) je totiž vnitřní rotace tibie spojená s flexí kolenního kloubu při chůzi. To nás vede k předpokladu, že vlivem cílené rehabilitace mohlo dojít k pozitivním změnám během chůze. U kolenního kloubu jsme dále našli statisticky významný rozdíl ve velikosti extenze na konci švihové fáze v porovnání souboru baletních tanečníků před a po rehabilitační intervenci, kdy došlo ke zmenšení extenze na konci švihové

fáze. Domníváme se, že vlivem terapie došlo k omezení nežádoucí hyperextenze, která je v baletu přítomná vlivem častého zaujímání pozice turnout. Oslabený (z přetížení) m. quadriceps femoris, společně se zvýšenou laxitou vazů přítomných v kolenním kloubu, jsou důsledkem hyperextenze, která má instabilní efekt na kolenní kloub (Cimelli & Curran, 2012; Clippinger, 2007). Použitý fyzioterapeutický postup obsahoval mj. i komplexní cvičení, které bylo mj. zaměřené na zvýšení svalové síly m. quadriceps femoris vlivem zoptimalizování jeho aktivity v průběhu pohybu. Tento sval se tak mohl lépe podílet na kontrole pohybu kloubu v sagitální rovině během chůze.

V rámci kyčelního kloubu jsme našli statisticky významný rozdíl při pohybu ve frontální rovině. U baletních tanečnic byla přítomna výrazně větší abdukce kyčelního kloubu ve srovnání se skupinou běžné populace, a to před i po rehabilitační intervenci. Tento jev bychom mohli pokládat za důsledek nedostatečné stabilizace a neoptimální kokontrakce mezi abduktory a adduktory kyčelního kloubu při stoje na jedné dolní končetině. Abduktory zde ve své aktivitě převažují, což se na dolní končetině následně projevuje i během chůze v rámci stejné fáze zvýšenou abdukci kyčelního kloubu (Kapandji, 2002; Clippinger, 2007). Při porovnání skupiny baletních tanečnic před a po rehabilitační intervenci jsme rovněž zjistili statisticky významný nárůst addukce v kyčelním kloubu po absolvování terapie. To by mohlo poukazovat na pozitivní vliv fyzioterapeutického zásahu, kdy došlo ke zlepšení kokontrakční aktivity mezi adduktory a abduktory kyčelního kloubu a tedy i k celkovému zlepšení stabilizace pánve. Chůze se poté stává ekonomičtější díky menším výchyilkám pánve (Travell & Simons, 1983). V rámci krokového cyklu na začátku stejné fáze mají stabilizační svaly klíčovou roli při přenosu a zmírnění působení sil z dolní končetiny na páteř a vyšší segmenty, které jsou způsobeny kontaktem paty s podložkou. Toto svalstvo rovněž kontroluje pánev při pohybech v sagitální a frontální rovině (Chuter, Xanne & de Jonge, 2012). Podle studie Sharrock et al. (2011) má stabilizace hluboko uložených svalů a svalstva kyčelních kloubů vliv mj. i na lepší sportovní výkon. Willson et al. (2005) poukazují na preventivní efekt dostatečné stabilizace svalstva v lumbopelvicke oblasti v případě minimalizace možného výskytu budoucích zranění. Výše uvedené poznatky podporují a zdůrazňují význam funkce svalstva trupu a svalů v pánevní oblasti. Také indikují tuto tělesnou oblast

muskuloskeletálního aparátu jako na primární ohnisko vzniku problému, který se v případě její dysfunkce a absence terapeutického zásahu rozšiřuje do okolí i do míst vzdálenějších. Jedná se o zřetězení poruch v rámci pohybového systému, které ve svých studiích popisují například Lewit (2000) nebo Vařeka & Dvořák (2001). Vařeka & Vařeková (2009) označují toto šíření patologie od pánve na dolní končetiny jako proximo-distální směr.

V naší studii jsme zjistili, že fyzioterapeutická intervence má vliv na pohybový aparát profesionálních baletních tanečníků. Došlo ke změnám rozsahů pohybů v kloubech dolních končetin při hodnocení krokového cyklu po řízené rehabilitaci v porovnání s dobou před zahájením terapie. Nalezené rozdíly vykazují v různé míře optimalizaci poměrů aktivity antagonistických svalových skupin, podílejících se na stabilizaci jednotlivých kloubů dolních končetin během chůze po rehabilitační intervenci. Výše uvedené souvislosti by měly představovat vodítko při fyzioterapeutické práci s baletními tanečníky. Nejrizikovější skupinou jsou tito jedinci v období, kdy provádějí tanec na profesionální úrovni – z důvodu mnohahodinových tréninků mnohdy složitých tanečních pozic, vyžadovaných pro danou divadelní choreografii. Tato náročná příprava často převažuje nad fyziologickými pohyby a kapacitou pohybového systému v rámci běžných denních činností v průběhu jednoho dne a muskuloskeletální systém nemá dostatečný čas pro regeneraci. Nežádoucím projevem je následně zapracování neoptimálního timingu svalů do běžných pohybových stereotypů jedince (v našem případě chůze), což má za následek vznik nejrůznějších patologií v rámci muskuloskeletálního systému. Jako možné východisko pro zabránění vzniku budoucích, zejména funkčních problémů a vzniku kompenzačních mechanismů na pohybovém systému, vidíme jako velice přínosné využití fyzioterapie v této umělecko-sportovní oblasti. Rovněž u dětí, které začínají s baletním tancem a jejichž skeletální vývoj není ještě zcela dokončen, představuje kooperace fyzioterapeuta s učitelem baletu nezbytný základ pro optimální taneční techniku a tělesný rozvoj. Pro další ověření teoretických poznatků a získání dat je však třeba provedení dalšího výzkumu.

Mezi limity této práce patří nízký počet zúčastněných profesionálních baletních tanečníků v rámci experimentální skupiny, kdy nemuselo dojít k zachycení všech významných odchylek při chůzi ve srovnání se souborem běžné populace. Rozdělení

skupiny tanečníků podle pohlaví v rámci řešení výzkumné otázky tento problém ještě více umocnilo, a proto jej uvádíme jako doplněk práce v rámci výzkumné otázky. Období rehabilitační intervence vyšlo na konečnou část divadelní sezóny (jaro), kdy baletní tanečníci byli fyzicky i psychicky velmi vytížení a na terapii docházeli mezi jednotlivými tréninky. To mohlo ovlivnit výsledný efekt fyzioterapeutické intervence. Použití mobilizačních technik k odstranění přítomných kloubních blokád drobných kloubů nohy v konečném důsledku mohlo ovlivnit chůzi tanečníků. Nohy baletních tanečníků jsou svalovým a ligamentózním zpevněním uzpůsobeny pro nesení hmotnosti těla v extrémních pozicích a enormním zatížení chodidla. Odstraněním kloubních blokád mohlo dojít ke změně proprioceptivních informací v této oblasti a změně vazivově-svalových poměrů, což nakonec mohlo nežádoucím způsobem ovlivnit nejen chůzi, ale i celkovou stabilitu jedince. Drobné chyby, které také mohly ovlivnit výsledky, se vyskytly při zpracovávání dat v programu Vicon Nexus a Vicon Polygon. Jednalo se zejména o subjektivní označení začátku a konce jednoho krokového cyklu.

Pro možnost dalšího výzkumu vlivu cílené rehabilitace baletních tanečníků lze skladbu individuální fyzioterapie upravit. V rámci rehabilitační jednotky by mohl být kladen větší důraz na zlepšení celkové stability, mohly by se do ní tedy zahrnout prvky senzomotorické stimulace dle Freemana (dále rozpracované Jandou) od jednoduchých po posturálně náročnější polohy. To by v optimálně nastavených kloubech mohlo vést ke zlepšení propriocepce, snížení rizika vzniku nežádoucí patologie na pohybovém systému a markantnějšímu pozitivnímu ovlivnění chůzového stereotypu. Jedná se zejména o nácvik specifických, koordinačně náročných baletních pozic a o jejich co nejefektivnější a nejekonomičtější provedení za použití nestabilních ploch. K zoptimalizování stability a ekonomizaci pohybů by také mohlo pomoci využití komplexních rehabilitačních konceptů, založených na zlepšení vnímání tělesného schématu (např. Feldenkreisova metoda).

7 ZÁVĚR

Diplomová práce byla zaměřena na posouzení vlivu cílené fyzioterapeutické intervence na kinematické parametry chůze u profesionálních baletních tanečníků a na zjištění rozdílů v provedení chůze v porovnání s běžnou populací.

U souboru baletních tanečníků jsme v porovnání běžnou populací našli významně vyšší rozsah pohybu do dorzální flexe v hlezenním kloubu, podobně jako větší abdukci v kyčelním kloubu. Tyto rozdíly jsou platné před i po cílené rehabilitaci. Před rehabilitační intervencí byla vnitřní rotace v kolenním kloubu u skupiny baletních tanečníků významně nižší. Pro zevní rotaci jsme zaznamenali opačnou tendenci.

Po absolvování cílené rehabilitační intervence u baletních tanečníků došlo k významnému navýšení flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi a k významnému snížení extenze v kolenním kloubu na konci švihové fáze. V kyčelním kloubu se významně zvýšil rozsah pohybu do addukce.

Při porovnání mužů a žen v rámci souboru baletních tanečníků před a po rehabilitační intervenci, došlo u obou pohlaví ke stejnému počtu statisticky významných rozdílů, ale v jiných parametrech. Nedá se tedy říci, že by použitá intervence měla větší vliv na některou ze skupin vytvořených dle pohlaví. Vzhledem k nízkému zastoupení probandů v jednotlivých skupinách jsou ale tyto výsledky pouze orientační.

Výsledky této práce naznačují postupnou optimalizaci poměrů aktivace svalových antagonistů, zejména v oblasti kolenního a kyčelního kloubu, která se projevila v provedení chůze u baletních tanečníků.

Vzhledem k faktu, že cílená a soustavná rehabilitace u profesionálních baletních tanečníků je v praxi spíše výjimečným jevem, zdůrazňuje tato práce nezbytnou potřebu aplikace fyzioterapie do fyzické přípravy baletních tanečníků v období divadelní sezóny. Pravidelné ošetření a terapie přetěžovaného pohybového systému může vést k prevenci vzniku traumat a k minimalizaci následků případného již vzniklého poranění (z hlediska zkrácení doby nutné pro regeneraci).

8 SOUHRN

Baletní tanečníci na profesionální úrovni extrémně zatěžují svůj pohybový aparát zejména v oblastech dolních končetin a páteře. Tato pohybová aktivita vyžaduje nefyziologický rozsah pohybů s velkou svalovou silou, které vedou k instabilitě kloubů a ke vzniku kompenzačních mechanismů k udržení optimální postury. V této práci jsme pomocí metody 3D kinematické analýzy porovnávali provedení chůze u souboru profesionálních baletních tanečníků a u běžné populace. Dále jsme u tanečníků sledovali rozdíly závislé na pohlaví a jejich odchylky v rámci jednotlivých kloubů dolních končetin a pánve způsobené cílenou rehabilitační intervencí. Výzkumný soubor tvořilo 13 tanečníků (8 žen, 5 mužů) z baletního souboru Moravského divadla v Olomouci (průměrný věk 25,8 let, průměrná hmotnost 59,8 kg, průměrná výška 172,8 cm). Kontrolní soubor tvořilo 12 probandů (9 žen, 3 muži; průměrný věk 24,2 let, průměrná tělesná hmotnost 72,2 kg, průměrná výška 173,3 cm). Pro zjištění kinematických parametrů krokového cyklu byl použit optoelektronický systém Vicon MX. Šestitýdenní rehabilitace souboru baletních tanečníků spočívala v lokálním ošetření reflexních změn v měkkých tkáních, mobilizaci kloubů, reedukaci chůzového stereotypu a nácviku celkové posturální stabilizace za použití různých léčebných metod (PNF, Bobath koncept, DNS, metoda Čáповé atd.). Zjistili jsme významný rozdíl ($p < 0,05$) v maximálním rozsahu pohybu do dorsální flexe v hlezenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací před i po rehabilitační intervenci. Nalezli jsme také rozdíly v rotacích v kolenním kloubu, kdy u experimentální skupiny před zahájením fyzioterapie byla vnitřní rotace významně nižší ($p < 0,05$) a zevní rotace významně vyšší ($p < 0,05$) v porovnání s běžnou populací. U souboru baletních tanečníků byl také významně větší ($p < 0,01$) pohyb do abdukce v kyčelním kloubu před i po absolvování cílené rehabilitace. Při určení vlivu rehabilitační intervence v rámci skupiny baletních tanečníků jsme v kolenním kloubu našli vyšší flexi ($p < 0,05$) ve stojné fázi a nižší extenzi ($p < 0,05$) na konci švihové fáze a významné ($p < 0,05$) navýšení addukce v kyčelním kloubu. Tato práce ukazuje na nezbytnost včlenění individuální fyzioterapie do komplexní přípravy baletních tanečníků pro prevenci vzniku zranění muskuloskeletálního aparátu, případně minimalizaci následků již přítomného traumatu a zoptimalizování taneční techniky.

9 SUMMARY

Professional ballet dancers extremely overuse their musculoskeletal system, especially lower extremities and spine. Nonphysiologic range of motion and sufficient muscle strength are required. These parameters lead to global joint instability and generate compensatory mechanisms for adequate posture maintenance. In this thesis, we compared walking between a group of professional ballet dancers and a group of general population before and after physiotherapy intervention with 3D kinematic analysis. In addition, we also compared differences in walking in a group of professional ballet dancers divided into males and females before and after physiotherapy intervention. We focused on changes in range of motion on pelvis and joints in lower limbs. The group of professional ballet dancers consisted of 13 participants (8 females, 5 males), recruited from Moravské divadlo in Olomouc, Czech Rep. (average age 25.8 years, average weight 59.8 kg, average height 172.8 cm). We used optical motion capture system Vicon MX for gaining kinematic parameters of gait cycle. Six week long physiotherapy was based on manual treatment of reflex changes in soft tissues, manual joint mobilisation, walking reeducation and postural stability exercises (PNF, NDT, DNS, Čápková's method etc. were used). We found out significant difference ($p < 0,05$) in the maximum range of motion in dorsal flexion of the ankle in a group of professional ballet dancers before as well as the physiotherapy intervention. Before the physiotherapy actually started, rotations in a knee joint were significantly different between a group of professional ballet dancers and a group of normal population. In a group of professional ballet dancers, the internal rotation was significantly ($p < 0,05$) lower and external rotation significantly ($p < 0,05$) higher than in a group of general population. Furthermore, there was also significantly ($p < 0,05$) increased hip abduction in a professional ballet dancers' group before and after the physiotherapy, in comparison with a group of general population. When we compared the influence of physiotherapy intervention, we discovered increased flexion ($p < 0,05$) during stance phase, decreased extension ($p < 0,05$) at the end of the swing phase and increased ($p < 0,05$) hip adduction. This thesis demonstrates physiotherapy as a necessary part of the ballet dancers complex preparation as a prevention of trauma of the locomotor system or minimisation of its results and improvement of the dancing technique.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Alderson, J., Hopper, L., Elliott, B., & Ackland, T. (2009). Risk factors for lower back injury in male dancers performing ballet lifts. *Journal of Dance Medicine & Science*, 13(3), 83-89.
- Batson, G. (2009). Update on proprioception considerations for dance education. *Journal of Dance Medicine & Science*, 13(2), 35-41.
- Bennell, 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, 340-346.
- Brodská, B. (2000). *Vybrané kapitoly z dějin baletu*. Praha: Akademie múzických umění v Praze.
- Busselová, D. (1995). *Abeceda baletu*. Praha: Ikar.
- Cimelli, S. N., & Curran, S. A. (2012). Influence of turnout on foot posture and its relationship to overuse musculoskeletal injury in professional contemporary dancers. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 102 (1), 25-33.
- Clippinger, K. S. (2007). *Dance Anatomy And Kinesiology*. Illinois, IL: Human Kinetics.
- Day, H., Koutedakis, Y., & Wyon, M. A. (2011). Hypermobility and dance: A Review. *International Journal of Sports Medicine*, 32, 485-489.
- Dvořák, R. (2005). Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biokinematických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12 (1), 12-17.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of Human Movement*. Champaign, IL: Human Kinetics
- Gupta, A., Fernihough, B., Bailey, G., Bombeck, P., Clarke, A., & Hopper, D. (2004). An evaluation of differences in hip external rotation strength and range of motion between female dancers and non-dancers. *British Journal of Sports Medicine*, 38, 778-783.
- Hackett, J. (2013). *Jak na balet*. Praha: Knižní klub.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2003). *Biomechanical Basis of Human Movement*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

- Hamilton, W. G., Hamilton, L. H., Marshall, P., & Molnar, M. (1992). A profile of the musculoskeletal characteristic of elite professional ballet dancers. *The American Journal of Sports Medicine*, 20(3), 267-273.
- Chuter, V. H., Xanne, A. K., & de Jonge J. (2012). Proximal and distal contributions to lower extremity injury: A review of the literature. *Gait & Posture*, 36, 7-15.
- Janda, V., & kol. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada.
- Janura, M. (2007). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z., & kol. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kadel, N. J. (2006). Foot and ankle injuries in dance. *Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of North America*, 17, 813-826.
- Kapandji, I. A. (2002). *The Physiology of the Joints: Volume Two, Lower Limb*. Londýn: Churchill Livingstone.
- Kenne, E., & Unnithan, B. (2008). Knee and ankle strength and lower extremity power in adolescent female ballet dancers. *Journal of Dance Medicine & Science*, 2(12), 59-65.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical Gait analysis*. Londýn: Churchill Livingstone.
- Kröschlová, J. (1956). *Základy pohybové přípravy tanečnicka a herce*. Praha: Orbis.
- Kröschlová, J. (1998). *Jevištní pohyb*. Praha: Akademie múzických umění v Praze.
- Leanderson, J., Eriksson, E., Nilsson, Ch., & Wykman, A. (1996). Proprioception in classical ballet dancers. A prospective study of the influence of an ankle sprain on proprioception in the ankle joint. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(3), 370-374.
- Leanderson, Ch., Leanderson, J., Wykman, A., Strender, L. E., Johansson, S. E., & Sundquist, K. (2011). Musculoskeletal injuries in young ballet dancers. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19, 1531-1535.
- Lewitt, K. (2000). Vztah struktury a funkce v pohybovém systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 7(3), 99-101.
- 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, C.-F., Lee, I.-J., Liao, J.-H., Wu, H.-W., & Su, F.-C. (2011). Comparison of postural stability between injured and uninjured ballet dancers. *American Journal of Sports Medicine*, 39(6), 1324-1331.
- Malone, T. R., & Hardaker, W. T. (1990). Rehabilitation of foot and ankle injuries in Ballet dancers. *The Journal of Orthopaedic Therapy*, 11(8), 355-361.
- Miller, C. (2006). Dance medicine: current concepts. *Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of Nort America*, 17, 803-811.
- Monaghan, K., Delahunt, E., & Caulfield, B. (2006). Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. *Clinical Biomechanics*, 21, 168-174.
- Nilsson, Ch., 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.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare, NJ: Slack.
- Ramel, E. M., Moritz, U., & Jarnlo, G.-B. (1999). Recurrent musculoskeletal pain in professional ballet dancers in Sweden: A six year follow-up. *Journal of Dance Medicine & Science*, 3 (3), 93-100.
- Rose, J., & Gamble, J., G. (2006). *Human walking*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Russell, J. A., Shave, R. M., Kruse, D. W., Koutedakis, Y., & Wyon, M. A. (2011). Ankle and foot contributions to extreme plantar- and dorsiflexion in female ballet dancers. *Foot & Ankle International*, 32(2), 183-188.
- Santilli, V., Frascarelli, M. A., Paoloni, M., Frascarelli, F., Camerota, F., De Natale, L., & De Santis, F. (2005). Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(8), 1183-1187.
- Scheper, M. C, de Vries, J. E., de Vos, R., Verbunt, J., Nollet, F., & Engelbert, R. H. H. (2013). Generalized joint hypermobility in professional dancers: a sign of talent or vulnerability? *Rheumatology*, 52(4), 651-658.
- Smith, J. (2009). Moving beyond the neutral spine. Stabilizing the dancer with lumbar extension dysfunction. *Journal of Dance Medicine & Science*, 13(3), 73-82.

- 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*, 1, 26-31.
- Thomas, S. C., & Parcell, A. C. (2004). Function characteristics of the plantar flexors in ballet dancer, folk dancer and non-dancer populations. *Journal Of Dance Medicine & Science*, 8(3), 73-77.
- Travell, J. G., & Simons, D. G. (1983). *Myofascial Pain and Dysfunction. The Trigger Point Manual. Volume 2. Lower Half of Body*. Philadelphia, PA: Lippincott-Williams & Wilkins.
- Tropp, H. (2008). Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. *International Journal of Sports Medicine*, 7(5), 291-294.
- Vaganova, A. (1969). *Basic Principles of Classical Ballet: Russian Ballet Technique*. Dover: NY.
- Vařeka, I., & Dvořák, R. (2001). Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(1), 33-37.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (1. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9 (4), 115-121.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Weiss, D. S., & Zlatkowski, M. (1996). Rehabilitation of dance injuries to the shoulder, lumbar spine, pelvis and hip. In Gallagher, S. P. (Eds.). *Physical therapy for performing artist: Part 1* (pp. 477-495). Philadelphia, PA: Saunders.
- Welsch, C., Hanney, W. J., Podschun, L., & Kolber, M. J. (2010). Rehabilitation of a female dancer with patellofemoral pain syndrome: applying concepts of regional independence in practice. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 5(2), 85-97.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction*. Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Schenker, S., & Borsa, P. A. (2008). Failed jump landing trials: deficits in neuromuscular control. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 88(1), 55-61.

- Willson, J. D., Dougherty, C. P., Ireland, M. L., & McClay Davis, I. (2005). Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 13(5), 316-325.
- Xian Li, J., Quing Xu, D., & Hoshizaki, B. (2009). Proprioception of foot and ankle complex in young regular practitioners of ice hockey, ballet dancing and runing. *Research in Sports Medicine*, 17, 205-216.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1 Souhlas etické komise



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

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.

doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.

Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.

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

s názvem

Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečníků

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem:

60/2011

dne: 27.12.2011.

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

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP

PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.

předsedkyně

Příloha 2 Informovaný souhlas s průběhem měření a rehabilitační intervenci

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 pověřené touto studií:

Příloha 3 Anketa (anamnestické údaje)

Dotazník

Pohlaví: muž / žena

Rok narození:.....

1. Jste profesionální tanečník?

Ano/ ne

2. V kolika letech jste se začal/a s tancem?

3 – 5 let 6 – 10 let 11 – 15 let 16 – 20 let

3. V kolika letech jste se začal/a s baletem?

3 – 5 let 6 – 10 let 11 – 15 let 16 – 20 let

4. Průměrná frekvence tréninků týdně?

1 – 2 3 – 4 5 – 6

5. Průměrná frekvence tréninku v x/hodinách denně?

1 – 2 3 – 4 5 – 6 7 – 8 9 – 10

6. Počet vystoupení měsíčně?

1- 3 3-6 7- 9 10-12 13-15 16-18 19-21 21-23 24-26

7. Používáte k tanci baletní obuv „špičky“?

Ano/ne

8. Byl/a jste někdy v péči fyzioterapeuta nebo jste dlouhodobě navštěvovala rehabilitaci (mimo terapii provedenou v posledních 6 týdnech v divadle)?

Ano / ne

Pokud ano, proč?

.....

9. Používáte nějaké ortopedické pomůcky (ortézy, tapovací pásy...)?

Ano / ne

V běžném denním životě / při tanci

Pokud ano, jaké?

.....

10. Provozujete nějaké kompenzační, regenerační cvičení (jogu, plavání, sauna...)?

Ano/ne

Pokud ano, jaké?

.....

11. Navštěvujete posilovnu?

Ano/ne

Pokud ano, jak často (frekvence týdně)?

.....

12. Navštěvujete masáže?

Ano/ne

Pokud ano, jak často (frekvence měsíčně)?

.....

13. Jakou nosíte obuv (např. po městě, do přírody...)?

Kvalitní Spíše kvalitní Obyčejnou Podpatky Sportovní S úzkou špičkou

(možnost více odpovědí)

.....

14. Pečujete o svou nohu?

Ano/ne

Pokud ano, jak (koupele, masáž, mast, vířivka, zábaly...), jak často (frekvence týdně)?

.....

Zdravotní stav

1. Onemocnění pohybového aparátu (kosti, klouby, šlachy)

Lokalizace (dolní končetiny / horní končetiny / páteř / pánev / jiná)

.....

Charakter (zlomeniny, natažení nebo přetržení vazů, zánět kloubu, úponové bolesti,...):

.....

2. Deformity DKK

Ploska + hlezno (plochá noha, spadlá podelná nebo příčná klenba, vbočený palec, otlaky, ...):

.....

Koleno (valgózní/varózní postavení):

.....

Kyčel (valgózní/varózní kyčel, dysplazie kyčle):

.....

3. Deformity páteře (skolióza- vadné zakřivení páteře, hyperkyfóza – zvýšený hrudní oblouk, hypokyfóza – plochá záda = vyhlazení zakřivení páteře)

.....

4. Bolestivé stavy?

dolní končetiny / horní končetiny / páteř (bederní, hrudní, krční) / pánev / kloub
palce, Achillova šlacha, kyčelní, kolenní nebo hlezenní kloub / jiné:

.....

Charakteristika bolesti:

- a) lokalizace bolesti.....
- b) trvání bolesti – kdy začaly, zda stálé/občasné/recidivující.....
- c) charakter bolesti - závislá na zátěži/klidová bolest/noční bolest.....
- d) vyvolání při určitém pohybu.....
- e) co bolest zhoršuje a co pomáhá...(teplo, chlad, změna počasí).....
- f) užíváte léky proti bolesti pohybového aparátu, jaké (pravidelně, příležitostně).....
- g) vyskytují se bolesti i při běžném pohybu během dne (chůze, chůze do schodů,...) nebo pouze při tanečním tréninku či vystoupení?.....

5. Operace (především pohybového aparátu dolních končetin)?

.....

6. *Vyskytují se u vás bolesti svalů, svalové křeče, pocit svalové únavy?*
Pokud ano, jak často, zda jen po zátěži nebo i v klidu
.....
7. *Máte pocit oteklých (těžkých) nohou?* Pokud ano, jak často
.....
8. *Prodělal/a jste někdy poranění, které vzniklo v rámci vykonávání taneční profese?* Pokud ano, jaké
.....
9. *Jak často býváte z hlediska úrazů nebo problémů s pohybovým aparátem v pracovní neschopnosti?* Specifikujte četnost (ročně nebo měsíčně)
.....
10. *Co je nejčastějším důvodem vaší pracovní neschopnosti?*
.....
11. *Myslíte si, že by bylo možné nějakým opatřením předejít vaší pracovní neschopnosti?* (např. zlepšení taneční techniky, snížení zatížení na pohybový aparát, preventivní rehabilitace, využití ortéz...).
.....
12. *Máte v současnosti nějaké akutní onemocnění pohybového aparátu?*
Pokud ano, jaké.....
13. *Máte chronické problémy pohybového aparátu?* Pokud ano, jaké a jak dlouho přetrvávají (např. dlouhodobé bolesti zad, bolesti hlezna, atrofie kloubu palce...)
.....
14. *Při problémech s pohybovým aparátem byste dal/a přednost terapii lékaře nebo fyzioterapeuta nebo maséra?*
.....
15. *Jaké terapii byste dal/a přednost: pasivní terapii (masáže, ošetření svalů,...) nebo aktivní terapii (cvičení specificky sestavené pro váš pohybový problém)?*
.....
16. *Podstoupil jste při léčbě pohybových potíží nárazovou manipulační mobilizaci nebo obstríků kloubů (kortikosteroidy)?*
.....

Evaluace rehabilitační terapie

1. Jaká je vaše spokojenost s rehabilitační terapií?

velmi spokojený spíše spokojený nevím nespokojený

2. Jaký přínos pro vás měla rehabilitační terapie (např. cítíte zlepšení potíží v pohybovém systému, úlevu svalového napětí, úleva od bolesti, zlepšení práce s vlastním tělem – lepší vnímání tělesného schématu, usnadnění práce v tanečních pozicích...)

.....

3. Jak byste zhodnotil/a přínos rehabilitační terapie pro vaše aktivity běžného dne a jaký pro taneční trénink a vystoupení?

.....

4. Budete i po ukončení terapie pokračovat ve cvičení, které vás naučil fyzioterapeut?

.....

5. Snažíte se využívat techniky zapojení svalů, které jste se naučili při rehabilitační terapii, do tanečních pohybů nebo do každodenních aktivit?

.....

6. Chtěl/a byste i nadále pokračovat v rehabilitační terapii vedené fyzioterapeutem?

.....

7. Chtěli byste, aby byl fyzioterapeut zaměstnancem divadla a byl Vám k dispozici?

.....

Příloha 4 Anketa (lateralita)

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

Katedra přírodních věd v kinantropologii



BIOMECHANICKÁ ANALÝZA CHŮZE BALETNÍCH TANEČNÍKŮ

Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr., Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D., MUDr. Ivan Vařeka, Mgr. Markéta Procházková, Mgr. Lucie Teplá

Anamnestické údaje

Jméno:

dominance DK:

kop do míče	L	P	nevyhraněnost
výstup na schod	L	P	nevyhraněnost
znovuzískání stability při šťouchnutí směrem vpřed	L	P	nevyhraněnost
ze které strany naskakujete na kolo	L	P	nevyhraněnost
zvednutí nohy vsedě	L	P	nevyhraněnost

dominance HK:

psaní	L	P	nevyhraněnost
hod míče (na přesnost)	L	P	nevyhraněnost
otevření dveří klíčem	L	P	nevyhraněnost