Univerzita Karlova v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Katedra fyzioterapie

Hodnocení změn kvality chůze tanečníků v porovnání s běžnou populací

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce**:**
Ing. Miloslav Vilímek

Vypracovala:
Bc. Kateřina Korošová

Praha, Srpen 2014

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Ing. Miloslava Vilímka, a že jsem uvedla všechny použité literární a odborné zdroje. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:	Fakulta / katedra:	Datum vypůjčení:	Podpis:

Poděkování

Děkuji panu Ing. Miloslavu Vilímkovi za ochotu, odborné vedení a cenné rady v průběhu realizace mé diplomové práce. Dále děkuji za spolupráci také všem členům pražského baletního souboru, kteří se ochotně zúčastnili mé studie.

ABSTRAKT

Název práce: Hodnocení změn kvality chůze tanečníků v porovnání s běžnou populací

Cíl práce: Zjištění vlivu dlouhodobého baletního tance na kinematické parametry chůze.

V teoretické části je cílem popsat základní charakteristiky krokového cyklu a kineziologické a biomechanické poznatky týkající se baletního pohybu a jeho kompenzačních mechanismů v muskuloskeletárním systému.

V experimentální části budou u souboru baletních tanečníků analyzovány úhlové parametry krokového cyklu při provedení chůze. Z výsledků studie bychom měli zjistit, zda má dlouholetý intenzivní taneční trénink vliv na nastavení jednotlivých kloubů těla v průběhu chůze.

Metoda: Kinematická analýza pomocí zařízení Qualisys, které umožňuje automatické zpracování záznamu, získané pomocí infračervených kamer. Qualisys systém používá vlastní vysokofrekvenční kamery pro přesné sledování pohybu měřeného objektu s využitím pasivních či aktivních markerů.

Data z přístroje byla zpracována v programu Microsoft Office Excel a dále statisticky vyhodnocena.

Klíčová slova: chůze, bipedie, tanec, analýza chůze, chůze tanečníků, balet, kinematická analýza

ABSTRACT

Thesis name: The evaluating of the change of walking quality in dancers in comparison with the normal population

Thesis goal: This thesis deals with effect of long-term ballet dance on kinematic parameters of gait.

The theoretical part includes basic characteristics of gait cycle and kinesiological and biomechanical findings of ballet movement and its compensatory mechanisms in musculoskeletal system.

There is analyzed angular parameters of gait cycle in ballet dancers in performance of walking in the experimental part. The results will show if the many-years intensive training of dance affects the alignment of particular joints of the body during human walk.

Method: Kinematic analysis by Qualisys system allowing automatic processing of record obtained with infrared cameras. Qualisys uses its own high-frequency cameras for precise movement tracking of the measured object using active or passive markers. Gathered data from device were processed and statictically evaluated with Microsoft Office Excel.

Keywords: gait, bipedal locomotion, dance, gait analysis, gait of dancers, ballet, kinematics analysis

1. ÚVOD 1

2. TEORETICKÉ ZDŮVODNĚNÍ 3

2.1. Chůze 3

2.1.1. Chůze jako základní pohybový stereotyp 3

2.1.2. Ontogeneze chůze 5

2.1.3. Centrální mechanismy řízení chůze 6

2.2. Krokový cyklus 8

2.2.1. Terminologie krokového cyklu 8

2.2.2. Rozdělení krokového cyklu 9

2.2.3. Jednotlivé fáze krokového cyklu 11

2.3. Pohyb těžiště těla při chůzi 14

2.4. Kinematika chůze 15

2.4.1. Hlezenní kloub 17

2.4.2. Kinematika hlezenního kloubu 17

2.4.3. Kolenní kloub 18

2.4.4. Kinematika kolenního kloubu 19

2.4.5. Kyčelní kloub 19

2.4.6. Kinematika kyčelního kloubu 20

2.4.7. Pánev 20

2.4.8. Kinematika pánve 21

2.4.9. Kinematika páteře a trupu 22

2.5. Kinematická analýza chůze 22

2.6. Balet 23

2.6.1. Historie baletu 24

2.6.2. Chůze v baletu 25

2.6.3. Držení těla u tanečníků 26

2.7. Vliv baletu na muskuloskeletární systém 26

2.7.1. Kineziologie páteře 26

2.7.2. Kineziologie pánve 27

2.7.3. Kineziologie kyčelního kloubu 28

2.7.4. Kineziologie kolenního kloubu 32

2.7.5. Kineziologie hlezenního kloubu 35

3. CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY 41

4. METODIKA ... 43
4.1. Sběr dat ... 43
4.2. Obecná charakteristika výzkumu ... 43
4.3. Charakteristika sledovaných probandů ... 44
4.3.1. Základní údaje a vybrané antropometrické charakteristiky souboru ... 44
4.3.2. Faktory ovlivňující pohybové chování ve sledovaném souboru ... 44
4.4. Vlastní měření ... 45
4.4.1. Anamnestické a kineziologické vyšetření probandů ... 45
4.4.2. Analýza chůze ... 45
4.4.2.1. Teorie provedení ... 45
4.4.2.2. Příprava probanda na kinematické vyšetření chůze ... 45
4.4.3. Realizace měření ... 46
4.5. Zpracování dat ... 47
4.5.1. Sledované parametry kinematické analýzy ... 47
4.5.2. Statistické zpracování dat ... 49
5. Výsledky ... 50
5.1. Výsledky k vědeckým otázkám ... 50
5.1.1. Vědecká otázka 1 ... 50
5.1.1.1. Výsledek k hypotéze $H0_1$ ... 50
5.1.1.2. Celkové zhodnocení postavení v hlezenním kloubu ... 55
5.1.1.3. Výsledek k hypotéze $H0_2$ ... 55
5.1.1.4. Celkové zhodnocení postavení v kolenním kloubu ... 60
5.1.1.5. Výsledek k hypotéze $H0_3$ ... 61
5.1.1.6. Celkové zhodnocení postavení v kyčelním kloubu ... 65
5.1.1.7. Výsledek k hypotéze $H0_4$ ... 66
5.1.1.8. Celkové zhodnocení postavení pánve ... 70
6. Diskuse ... 71
6.1. Diskuse k vědecké otázce 1 ... 73
6.1.1. Diskuse k hypotéze $H0_1$ ... 74
6.1.2. Diskuse k hypotéze $H0_2$ ... 75
6.1.3. Diskuse k hypotéze $H0_3$ ... 77
6.1.4. Diskuse k hypotéze $H0_4$ ... 78
6.2. Diskuse k vědecké otázce 2 ... 79
7. Závěr ... 81

8. Zdroje – seznam literatury

9. Seznam příloh

Seznam zkratek

atd. - a tak dále

aj. – a jiné

COG - center of gravity (těžiště)

DK - dolní končetina

EMG – elektromyografie

IP - interphalangeální kloub

KC - krokový cyklus

m. - musculus

mm. - musculi

MTT - metatarsus

MTP - metatarsophalangeální kloub

např. - například

popř. - popřípadě

str. - strana

tj. - to jest

tzv. – takzvaný(ě)

viz - lze vidět

1. ÚVOD

Tanec je umění, které pracuje s člověkem samotným. Tato činnost provází lidstvo od nepaměti. Tanec je vnějším projevem člověka při kterém se tělo stává jeo dominantním nástrojem. Umožňuje předvést nejen esteticky působivé a pohybově náročné figury, ale odráží v sobě i duševní prožívání osobnosti, která tanec provozuje. Za jeden z nejstarších a nejrozšířenějších uměleckých tanečních stylů na světě můžeme považovat balet. Baletní tanec klade extrémní požadavky na muskuloskeletální systém (Bussellová, 1995).

I přes velké množství atributů, které můžeme baletkám přiřadit, není žádný tak typický jako zvýšený rozsah pohyblivosti. Tanečníci se učí pozorovat kvalitu každého svého pohybu (Kröschlová, 2002). V tanečním umění je dnes vyžadována nejen síla a pružnost celého těla, ale také výrazovost všech jeho částí. Baletní pozice v sobě zahrnují balanční cvičení a využívají práci s těžištěm těla. Pravidelným tanečním tréninkem dochází ke zlepšení pohybových i uměleckých dovedností, zdokonalení držení těla a efektivnější senzomotorické koordinace, pomáhá také rozvíjet sebekontrolu a autodisciplínu, velký vliv má i na dosažení psychické rovnováhy (Clippinger, 2007). Všechny tyto dovednosti se mohou následně odrazit v motorickém chování jedince.

Základním prvkem všech tanců je chůze. Taneční chůze je tvarově bohatá a rytmicky rozdílná, ale postavena na jistých zákonitostech, které se opírají o anatomickou a biomechanickou stavbu těla. Tanečníci by se proto měli zdokonalit v normálním krokovém cyklu ještě dříve, než poznají taneční chůzi ve všech jejích pohybových obměnách (Kröschlová, 1956).

Chůze je základním pohybovým stereotypem, je motorickým vyjádřením člověka a jedním z esenciálních atributů života (Mayer, 2000). Považujeme ji za individuální pohybový projev charakteristický pro každého jedince, proto je její hodnocení u určité skupiny lidí, které spojuje podobné fyzické zatížení muskuloskeletálního systému, velmi obtížné. Krokový cyklus je dějem komplexním, jež vyžaduje zapojení nejen všech kloubů dolních končetin, ale i horní poloviny těla a osového orgánu. Pro náš výzkum jsme zvolili tento základní lokomoční stereotyp, neboť se v něm často odráží poruchy pohybového aparátu.

Přestože je tanečnímu umění věnována značná pozornost veřejnosti, je zcela opomíjena péče o muskuloskeletální aparát u profesionálních tanečníků, které můžeme pro vysokou intenzitu jejich pohybové aktivity přiřadit k vrcholovým sportovcům. V odborné literatuře zatím neexistuje dostatek studií věnující se této problematice. Snahou v této práci bylo popsat základní kineziologické a biomechanické poznatky týkající se baletního pohybu a jeho vlivu na muskuloskeletární systém. Informace, které z práce vyplynou by mohly posloužit tanečníkům k tomu, aby lépe pochopili své tělo a dokázali ho následně lépe zapojit do taneční tvorby. Tím by mylo možno redukovat rizika poranění pohybové soustavy a zároveň zvyšovat efektivitu pohybového projevu.

Cílem této studie bylo s použitím kinematické analýzy popsat základní vztahy mezi jednotlivými úhlovými parametry chůze u skupiny baletních tanečníků a běžnou populací. Pomocí biomechanického měření bylo zkoušeno objektivizovat vliv dlouhodobého baletního tréninku na změnu jednotlivých parametrů krokového cyklu, a tím ozřejmit možné nežádoucí efekty tohoto specifického pohybu na motorické chování. Kinematická analýza představuje zcela neinvazivní metodu hodnotící různé charakteristiky chůze. Spolu s dalšími metodami (EMG, dynamická analýza) by se mohla stát součástí klinického vyšetření, neboť umožňuje detekovat a kvantifikovat odchylky, které mohou při běžném vyšetření uniknout naší pozornosti. Tato problematika by si zasluhovala další výzkum a pozornost fyzioterapie.

2. TEORETICKÉ ZDŮVODNĚNÍ

2.1. Chůze

2.1.1. Chůze jako základní pohybový stereotyp

Chůzi vnímáme jako jednoduchý a základní pohyb, který vykonáváme již od raného dětství. Stal se automatickou součástí našeho života. Provádíme jej nevědomě a po většinu času bez obtíží. Jako takový je to však velice komplikovaný proces zahrnující nespočet pohybových úkonů. Ještě před detailním popisem jednotlivých činitelů je nutné si ustanovit definici chůze. Odborníci se v obecném názorovém spektru shodují, odlišnosti můžeme pak najít podle jejich oborové specializace.

Perry (1992) chápe chůzi jako jeden ze základních přirozených pohybových projevů člověka. Lze ji považovat za nejjednodušší způsob, jak se přemisťovat na krátké vzdálenosti; pohybový projev jako metoda lokomoce charakterizována střídavým pohybem dolních končetin (Whittle, 2007).

Při pohybu vpřed, který je koordinovaný, přejímají končetiny oporu prostřednictvím přenášení těžiště těla. Punctum fixum – pevný bod bude při pohybu vpřed znamenat základ opěrného bodu. Osový orgán proto bude vzhledem k tělu mobilní. Tělo se bude pohybovat k existujícímu nebo budoucímu bodu. Chůze a lezení po čtyřech a také reflexní plazení jsou pohyby vpřed, které probíhají ve zkřížené koordinaci (vzor).
Krokový cyklus rozděluje na 4 fáze: flekční, relaxační, opěrnou, odrazovou

Pro funkci pletence dolní končetiny je lidsky druhově typická bipedální chůze, ta je doplněna vyrovnávací funkcí horních končetin a trupu (Janda, 1966). Jedná se vůbec o nejčastější formu lokomoce člověka. Základní funkcí pletence horní končetiny je úchop a manipulace s uchopeným předmětem (Véle, 1997).

Z pohledu geneze je chůze dle Koláře (2009) základním lokomočním stereotypem vybudovaným v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech

charakteristických pro každého jedince. Jedná se o komplexní pohybovou funkci, ve které se mohou projevit poruchy pohybového aparátu či nervového systému.
K vykonání jakékoliv bipedální lokomoce jsou nezbytné dvě podmínky. Dle Vaughana, Davise a O`Connora (1999) jsou to:
1) neustálé působení reakční síly na chodidlo pro zajištění opory
2) periodický pohyb obou chodidel z jednoho místa opory k místu druhému

Jinými slovy nesmí dojít k letové fázi kroku, kdy jsou obě chodidla bez kontaktu s podložkou a zároveň musí docházet ke střídavému cyklickému pohybu končetin. Lidská chůze je podle některých výzkumů (Cunado, 1997) stejně unikátní, jako otisk prstu. Tuto biometriku lze definovat pomocí kinematických faktorů jako je pohyb těžiště, kadence a rychlost kroku, lateralita, úhlové a jiné charakteristiky. Určitou typologii lze však spojovat a rozdělovat tak chůzi na několik skupin. Typy chůze nabízí např. V. Janda (2004):

- proximální (kyčelní) chůze - hlavním mechanismem lokomoce je pohyb v kyčelních kloubech, dominantními svalovými skupinami jsou flexory kyčelního kloubu, které bývají zkrácené a přetížené; dochází jen k malému odvinu chodidla od země;

- akrální: zde převládá výrazné odvinutí chodidla a zvětšená plantární flexe nohy, dominantní svalovou skupinou jsou plantární flexory nohy a prstů; při tomto typu chůze je nápadný vertikální posun těžiště těla;

- peroneální: pro tento typ chůze je charakteristická zvýrazněná flexe kolenních kloubů, vnitřní rotace v kyčelních kloubech a everze nohy (Valouchová & Kolář, 2010).

2.1.2. Ontogeneze chůze

Chůze se v průběhu života mění. Závisí na mnoha faktorech - na inervaci, kosterním a svalovém systému, pohlaví, patologických změnách jako následek zranění či nemoci a jiných faktorů. Vývoj chůze je součástí celkového motorického vývoje a velmi úzce souvisí s vývojem postury, která je základem všech cílených pohybů. Je také chápán jako vyzrávání hierarchicky uspořádaného neuronového modelu (Vařeka, Vařeková 2009). Převažuje odborný názor, že při rozvoji motoriky dochází k uzrávání genetických predeterminantů motorických vzorů. Dle Koláře (2005) jsou svalové synergie, uplatňující se během vývoje, uloženy v mozku jako matrice.

První pohyby můžeme pozorovat již kolem 9. týdne prenatálního vývoje dítěte. Jednoduché alternativní pohyby nohou, jež se podobají chůzi, pak v šestnáctém týdnu mizí. (Prechtl, 1984).

Když se dítě narodí, je typická výrazná fyziologická flekční hypertonie, neboli zmražení. Jedná se o automatickou reakci postury na výraznou změnu vnějších podmínek. V prvním měsíci života, tedy v holokinetickém stadiu, se objevuje tzv. stepping reflex, nazýván také novorozenecká chůze, která je dle Vařeky (Vařeka, Vařeková, 2009) chybně považována za výchozí bod, či předchůdce bipedální lokomoce.

V postnatálním vývoji člověka je klíčovým 3. měsíc, ve kterém se objevuje až hypotonie svalstva a dítě začíná napřimovat trup a dochází k centraci kořenových kloubů končetin. Tzv. vzor třetího měsíce a jeho kvality jsou rozhodující pro následující motorický vývoj a předurčují tak kvalitu lokomoce jedince v průběhu celého jeho života. (Vařeka & Dvořák, 1999). Rozhodujícím faktorem je stupeň nervového zásobené, které je nutné k řízení pohybu a svalové koordinace. Dítě je tak schopno postupně se vertikalizovat od stoje s oporou až po synchronizovaný pohyb bez opory. Chůzi pak označujeme za bipedální lokomoci umožňující zajištění základních biologických potřeb.

Mezi 5. a 12. měsícem života dítěte, tedy ve stádiu dromokinetickém, dochází k dynamickému vývoji lokomoce. Odeznívá reflexní úchop ruky, později také nohy. Dítě postupně začíná lézt, což Forssberg (1999) považuje za první cílenou lokomoci. Již koncem 3. trimenonu je dítě schopno vykonat tzv. kroky s vedením v podpaží

(Lesný, 1980). Mezi 9. a 18. měsícem pak děti začínají chodit samostatně bez potřeby opory. Vertikalizaci není vhodné urychlovat, nebo dítěti jakkoliv pomáhat, jelikož jakmile se dítě postaví a chodí samo, je to pro dostatečného zpevnění postury a předčasným zatěžováním by mohlo dojít k nedostatečnému přizpůsobení se novým životním podmínkám.

Známku zralosti chůze lze hodnotit podle různé míry chůzového procesu. Zralost chůze dělí např. Brenier a Brila (Zounková, 2011) na dva stupně. První, iniciační fáze trvá od 3 až 6 měsíců po dosažení chůze, kdy se dítě učí především zvládat rovnováhu a integraci postury do pohybu. Nejvíce zastoupeným znakem bývá reciproční švih horní končetiny a úder paty do podložky, který se u většiny dětí objevuje do prvních 18 měsíců života.

V druhé fázi dochází k vyzrání lokomočního pohybu a tento proces je završen kole 5. roku chůze dítěte. Postupně jsou změny méně patrné a k plné zralosti chůze dojde mezi 7 až 8 rokem (Kirtley, 2006).

Zralost chůze lze definovat 5 charakteristikami dle Sutherlanda, Coopear a Daniela (1980):

• trvání stoje na jedné noze (32 % 1 rok, 38 % 7 let, 39 % dospělý)
• rychlost chůze
• kadence – rytmus
• délka kroku
• poměr rozpětí pánve k šířce kroku

Po dosažení těchto charakteristik můžeme sice mluvit o zralé chůzi, ta se však dále vyvíjí a prochází nepřetržitým procesem adaptace a anticipace.

2.1.3. Centrální mechanismy řízení chůze

Králíček (1995) předpokládá, že celý stereotyp chůze je výsledkem spuštění předem připraveného vzorce neuronální aktivity, který je označován jako centrální motorický program. Je zakódován v paměti neuronální sítě, kterou nazýváme generátor vzorce pohybu. Generátor vzorce lokomočního pohybu je situován ve spinální míše, a to samostatně pro každou končetinu. Pokud jsou všechny končetiny v činnosti, je aktivita všech generátorů navzájem koordinována.

Generátor vzorce lokomočního pohybu je aktivován signálem vycházejícím z oblasti retikulární formace středního mozku označované jako mesencefalická lokomoční oblast. Toto centrum spouští nejen lokomoční pohyb, ale určuje i charakter lokomoce (např. chůzi, běh) (Králíček, 1995).

V míše jsou naprogramovány lokální vzory pohybu pro všechny svaly těla. Zahrnují dokonce reciproční aktivitu opačné strany těla i komplexní vzory rytmických pohybů, které jsou realizovány během chůze a motorické činnosti. Všechny tyto naprogramované aktivity mohou být spuštěny nebo inhibovány vyššími úrovněmi motorického řízení (Gage, 1991). Za řízení lokomoce je odpovědný tr. corticospinalis ventromedialis, část pyramidové dráhy. Mícha je schopná odpovídat na specifické senzorické dráždění z dolních končetin, které zároveň nesou hmotnost těla, a tak vytvořit stereotyp chůze i pokud je supraspinální řízení částečně omezeno. I 10 % supraspinální aferentace dostačuje pro zachování chůze, neboť ať polovina extenční aktivity během chůze může být stimulováno pomocí zpětné vazby a proprioceptivních stimulů (Dobkin, 1993; Muir, Steeves, 1997).

Lokomoce není primárně reflexního původu, přesto aferentní signalizace z končetinových proprioceptorů je velmi důležitá. Pokud je vyřazena, je normální cyklus lokomočních pohybů silně alterován a zpomalen. Předpokládá se, že úkolem aferentace je reflexně upravovat motorický program generátorů pohybového vzorce tak, aby výsledný lokomoční pohyb byl sladěn s terénem, po kterém se uskutečňuje (Králíček, 1995). Chůze je pod vlivem subkortikálních struktur, zároveň je i ovlivňována z periferie např. bolestivou 12
aferencí, která mění délku a rytmus kroků. Každý pohyb vždy provází multisenzorická kontrola, ve které hraje roli zrak, vestibulární aparát, propriocepce i exterocepce (Véle, 1997). Mezi subkortikální centra, které se uplatňují při kontrole chůze, patří bazální ganglia a mozeček, které mají převážně inhibiční vliv na motoriku (Trojan, Druga, Pfeiffer, 1991).

2.2. Krokový cyklus

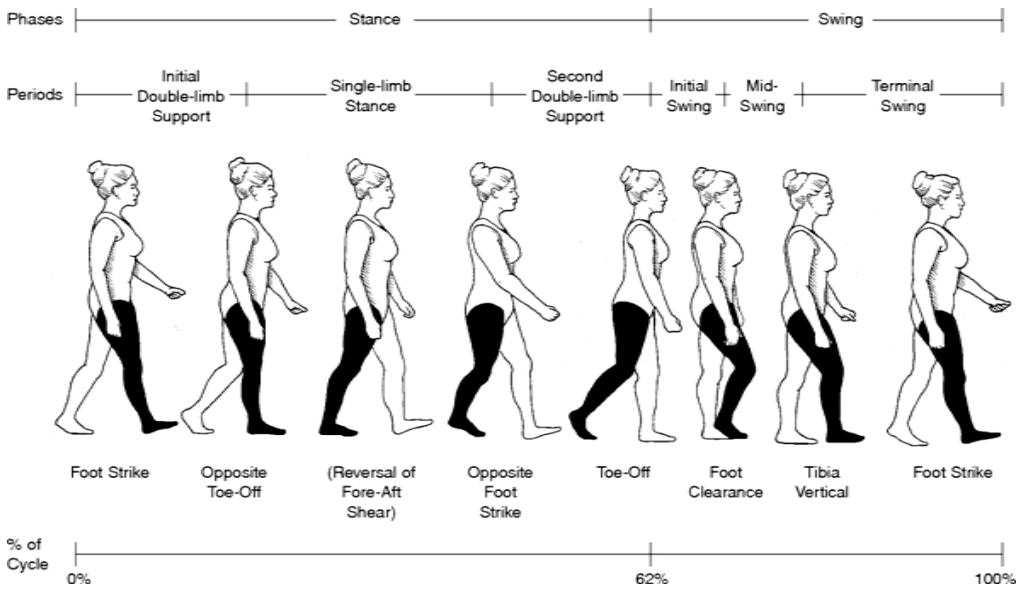
2.2.1. Terminologie krokového cyklu

Podle Grosse je chůze dopředný pohyb vzpřímeného těla vykonávaný rytmickým střídáním obou dolních končetin. Dále uvádí že, chůze je cyklická činnost, která se skládá z neustálého opakování kroků.

Základními determinanty chůze jsou rovnováha a pohyb. Rovnováha může být definována jako schopnost zaujmout vertikální posturu a udržovat při ní stabilní postavení. Pohyb je pak ve vztahu k chůzi popisován jako schopnost zahájit a udržovat rytmický krokový mechanismus.

Rovnováhu během opory o jednu dolní končetinu zajišťují 2 skutečnosti. Jedná se o laterální posun těžiště těla nad chodidlo stojné končetiny a lokální stabilizaci kyčelního kloubu zajišťující udržení trupu ve vzpřímeném postavení (Perry, 1992).

Whittle (2007) definuje krokový cyklus jako interval mezi dvěma stejně se opakujícími jevy během chůze. K dělení samotného krokového cyklu přistupují odborníci odlišně, v zásadě ale docházejí ke stejnému výsledku. Shodují se v základním fázování,
a to na dvě části [viz. obr. č.1] – stojná a švihová fáze, respektive jednooporová a dvouoporová fáze. (Whittle, 2007; Perry 1992; Vaughan, Davis, & O´Connor, 1992).



Obrázek č. 1 Fáze krokového cyklu *(Rose, Gamble, 2006)*

Na začátku krokového cyklu je třeba přenést váhu na přední nohu, která se tak dostává před těžiště. Pohlcuje náraz nohy na podložku (heel strike) a adaptuje se na zatížení jako důsledek přenesení váhy těla na jednu nohu (až 70% hmotnosti na jedné noze). Jednooporovému postavení se objevuje ve fázi mezistoje a poté ve fázi švihu. Pokud bychom měli vyjádřit krokový cyklus procentuálně, stojná fáze trvá 60%, ve zbývajících 40% probíhá fáze švihová, jednooporová. Na začátku a na konci stojné fáze dochází k dvojí opoře, každá trvá 10% času, při chůzi se tedy opíráme o obě dolní končetiny průměrně pouze 20% doby.

2.2.2. Rozdělení krokového cyklu

V dalším dělení jednotlivých fází však najdeme mezi autory odlišnosti. Sutherland (1998) dělí krokový cyklus do šesti fází:

1. počáteční dvojoporová fáze (initial double support)
2. jednooporová fáze (single limb stance)
3. druhá dvojoporová fáze (second double support)
4. počáteční švih (initial swing)
5. mezišvih (mid-swing)
6. konečný švih (terminal swing)

Trew a Everett (1997) uvádějí následující dělení:

- úder paty (heel strike)
- celá noha na podložce (foot flat)
- mezistoj (midstance)
- odraz (push-off).
- zrychlení (acceleration)
- mezišvih (mid-swing)

- zpomalení (deceleration)

Dle Grosse je jeden cyklus chůze rozdělen na dvě fáze: opěrnou (stojnou) a švihovou (kročnou) opěrnou fázi kroku rozdělujeme na pět částí:

1. **Heel strike** – počáteční dotyk paty s podložkou
2. **Foot flat** – plný kontakt a zatížení celé nohy
3. **Mid stance** – střední stojná fáze
4. **Heel off** – konečná fáze stoje, odlepení paty od podložky
5. **Toe off** – odrazová fáze, odtržení prstů od podložky

(Gross, 2005).

V jednom cyklu chůze zaujímá stojná fáze přibližně 60% a zbývajících 40% připadá na švihovou fázi, která je rozdělena na tři části:

1. **Initial swing (acceleration)** – zrychlení, počáteční fáze švihu
2. **Mid swing** – střední švihová fáze
3. **Terminal swing (dealerace)** – brždění, konečná fáze švihu

Procentuální vyjádření krokových fází se zavedlo od autorů Rose a Gamblea (2006)

- Počáteční kontakt
- **Stádium zatěžování** (0-10 % krokového cyklu)
- **Mezistoj** (10-30 % krokového cyklu)
- **Konečný stoj** (30-50 % krokového cyklu)
- **Předšvih** (50-60 % krokového cyklu)
- **Mezišvih** (73-87 %) krokového cyklu
- **Konečný švih** (87-100 % krokového cyklu)

Rozdíly mezi jednotlivými autory jsou nepatrné. Detailněji popsány jsou fáze krokového cyklu dle Whittle (2007) z důvodu častých referencí v odborných publikací.

2.2.3. Jednotlivé fáze krokového cyklu

Initial contact

V počáteční fázi dochází k prvnímu kontaktu a nárazu paty na zem, tedy přechod z jednooporového postavení do dvouoporového postavení. Na absorpci zatížení se velkou měrou podílí primární zhoupnutí hlezenního kloubu, které vychází z neutrálního postavení ve fázi švihu. Po nárazu se mění rotace v subtalárním kloubu z mírné supinace do pronace. Tato změna rotace nastává ve chvíli kontaktu hrbolu patní kosti a dle Vařeky a Vařeková (2009) má vliv na následnou addukci talu a vnitřní rotaci tibie. M. tibialis anterior je z důvodu udržení dorzální flexe po celou dobu švihu aktivní a hraje významnou roli pří absorpci nárazu paty na podložku

Pohyb je zahájen kontrakcí m. gluteus maximus a ischiokrurálních svalů, což způsobí extenzi kyčelního kloubu stojné dolní končetiny. V kolenním kloubu švihové dolní končetiny dochází k flexi díky kontrakci m. quadriceps femoris a hamstringů a zároveň kontrahuje z téměř plné extenze do flexe kyčelní kloub až do 35°(m. iliopsoas, m. rectus femoris). Aktivita hamstringů se před dopadem ještě zesílí, aby nedošlo k hyperexptenzi v kolenním kloubu. Po absorpci nárazu paty na zem následuje koncentrická kontrakce extenzorů kyčelního kloubu švihové dolní končetiny - m. gluteus maximus, m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. biceps femoris a kompenzují tak působení reakční síly podložky (vertikální a s lehkým náklonem dozadu). Produkují tzv. vnitřní extenční moment síly v kyčelním kloubu (Whittle, 2007).

Loading response

Po zhoupnutí v hlezenním kloubu přechází dorzální flexe do flexe plantární. Zde proti sobě působí dorziflekční a plantiflekční moment. Ke zpomalení a plynulejší absorpci přispívá excentrická kontrakce m. tibialis anterior. Jak již bylo zmíněno, současně dochází ke zjevné pronaci nohy a vnitřní rotaci tibie. V kolenním kloubu se zvyšuje flexe, která je brzděná excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris. Vnitřní momenty sil v kyčelním a kolenním kloubu jsou v této fázi podobné jako ve fázi předchozí.

Působení sil se řetězí, proto je důležité v tento moment také stabilizovat pánev a zpomalit flexi hlezenního kloubu. To zajišťuje excentrická kontrakce m. vastus

lateralis, medialis a intermedius. Přes iliotibiální trakt se na extenzi kolenního kloubu podíli i m. gluteus maximus, čímž dochází ke stabilizaci kolenního kloubu. Následuje extenze kyčle, kde 50 % extenzivní síly zajišťují hamstringy (Whittle, 2007).

Opposite toe off

V této fázi cyklus přechází z moment dvojí opory do jednooporového „mezistoje“. Ploska chodidla dosahuje kontaktu po celé délce, vzniká tak punctum fixum přibližně v oblasti hlezenního kloubu, kolem kterého je střed otáčení. Plantární flexe, tedy úhel mezi bércem a chodidlem, se zmenšuje a s pohybem tibie dochází k přechodu ve flexi dorzální.

Flexe v kolenním kloubu přetrvává během oporové fáze až do fáze mezistoje. Následně se extenduje kyčelní kloub, který je v této fázi ve 25° flexi, m. gluteus maximus a hamstringy koncentricky kontrahují a urychlují pohyb vpřed (Whittle, 2007).

Mid-stance

Ve fázi mezistoje je hlezenní kloub v dorzální flexi, jež brzdí excentrická kontrakce m. triceps surae. Kolenní kloub švihové dolní končetiny dosahuje maximální flexe (15-20% cyklu) a postupně díky koncentrické kontrakci m. quadriceps femoris se spustí pohyb kolenního kloubu do extenze. Velikost flexe se odvíjí od rychlosti chůze, pohlaví, velikosti a jiných faktorech, běžně se však pohybuje mezi 10 až 20°. Švihová dolní končetina přechází přes frontální rovinu z důvodu pokračující extenze kyčle opěrné dolní končetiny. Aby se zabránilo inklinaci pánve, je nutné, aby došlo k zapojení m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae (Whittle, 2007).

Heel rise

V hlezenním kloubu švihové nohy je dosaženo maximální dorzální flexe. Současně se posouvá těžiště a GFR před kolenní kloub oporné dolní končetiny, u které pokračuje extenze kyčelního kloubu, jenž kulminuje ve fázi „opposite initial contact“. Nadále jsou aktivní abduktory kyčelního kloubu, aby stabilizovaly pánev. Dochází ke třetímu zhoupnutí hlezenního kloubu a pata se zvedá z podložky. Střed

otáčení se posouvá na hlavičky metatarzů a zastavuje se postup bérce. Koncentricky kontrahuje m. triceps surae a produkuje přibližně 80 % zrychlující síly nezbytné pro udržení rovnováhy. Zároveň tím fixuje flexi hlezenního kloubu, což umožnuje odvinutí paty nad podložku. Tím také vzniká vnitřní flekční moment v kolenním kloubu, který působí proti extenčnímu momentu způsobeným dopředným pohybem horní poloviny těla a kontrakce m. quadriceps femoris, která však slábne.

Opposite initial contact

Švihová dolní končetina naráží patou na zem a v hlezenním kloubu dojde k plantární flexi a to především z důvodu koncentrické kontrakce m. triceps surae a zevního momentu kolem středu otáčení. Zevní rotace a supinace tibie dosahují maxima. Zvětšuje se flexe v kolenním kloubu, jež se zpomaluje excentrickou kontrakcí m. rectus femoris, tím dojde k zamezení příliš rychlé flexe. Po dosažení maximální extenze v kyčelním kloubu stojné dolní končetiny (10° až 20°) se kloub začíná flektovat, kde primárním flexorem je m. adductor longus (Whittle, 2007).

Bylo by vhodné rozebrat, proč se v této části mění krok na švihovou fázi. Je to především z důvodu působení momentů a sil, které na dolní končetiny působí a díky nim dochází k potřebnému zrychlení. Pohybem horní poloviny těla, dvouoporového postavení a kontrakce m. adductor longus vzniká největší flekční moment v kyčelním kloubu. Výslednice reakční síly se posouvá za kolenní kloub, díky čemuž se extenční moment mění na flekční. Dochází k hromadění sil, které vyústí v akceleraci a v přechod do švihové fáze.

Toe off

Touto fází končí „stance phase“ tedy stojná fáze a začíná „swing phase“, fáze švihu. Hlezenní kloub dosuje maximální plantární flexe oporné dolní končetiny až těsně po přechodu z odlepení palce do švihové fáze. Kontrakce m. triceps surae švihové dolní končetiny mizí a dochází k aktivaci m. tibialis anterior, aby kloub dosáhl neutrálního postavení. Ve chvíli odrazu se kolenní kloub maximálně extenduje, což je asi kolem 3°. Poté plynule přechází do flexe společně s kyčelním kloubem, a to díky aktivaci m. rectus femoris a m. adductor longus. Tak vzniká dvojité kyvadlo – zvětšující flexe jednoho kloubu zvětšuje flexi druhého.

Během celého chůzového cyklu je zapotřebí udržovat horizontální stabilitu pánve a v této fázi jsou nároky na stabilizační procesy nejvyšší. Na straně švihové dolní končetiny má pánev tendenci poklesnout, což má za úkol vyrovnávat zejména abduktor oporné dolní končetiny - m. gluteus medius. (Véle, 2006).

Feet adjacent

Jde o přechod z počáteční švihové fáze do „mezišvihu“. Švihová dolní končetina míjí opornou dolní končetinu. Hlezenní kloub se flektuje a přechází z plantární do dorzální flexe. To je zajištěno napětím m. tibialis anterior a chodidlo tak zaujímá neutrální postavení s mírnou supinací až do okamžiku počátečního kontaktu paty s podložkou. Díky dvojitému kyvadlu mezi flexí kyelního a kolenního kloubu, je úhel v kolenním kloubu 60 až 70°. Flexe dosáhne maxima v momentu, kdy se dolní končetiny míjí, poté následuje opět extenze (Whittle, 2007).

Tibia vertical

Jak vyplývá z názvu, je pro tuto fázi typická vertikální poloha bérce vůči podložce. Tento moment zakončuje švihovou fázi krokového cyklu. Aktivní m. tibialis anterior udržuje chodidlo švihové nohy v neutrálním postavení. Kolenní kloub týž dolní končetiny přechází do extenčního postavení, kterému brání v hyperextenzi excentrická kontrakce hamstringů. Flexe kyčelního kloubu se zastavuje a připravuje se následující extenze počátečního kontaktu dalšího krokového cyklu (Whittle, 2007).

2.3. Pohyb těžiště těla při chůzi

Těžiště je působiště tíhové síly. Jeho anatomická poloha je v oblasti malé pánve, 2-3 cm před druhým sakrálním obratlem, tj. zhruba v 55% výšky postavy. Těžiště se během chůze dostává před bázi opory, vzniká tak stav kontinuální nerovnováhy. K zajištění dynamické stability trupu, hlavy a horních končetin je zapotřebí činnost svalů pánve, svaly hlezna se na tomto řízení podílejí jen minimálně (Gross, 2005; Smidt, 1990). Během lokomoce vektor tíhové síly nemusí směřovat přímo do opěrné báze, musí sem směřovat pouze výslednice zevních sil (např. setrvačnost, třecí síla, reakční síla) (Vařeka, Dvořák, 1999).

Při chůze se tělo chová jako obrácené kyvadlo, těžiště klesá během každé dvouoporové fáze a stoupá při jednooporové fázi (Kirtley, 2006). Těžiště je v nejnižší poloze v průběhu dvojí opory, kdy jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou. V této fázi se těžiště nachází níže než při stoji. Během chůze je tedy člověk relativně „menší“ (Inman et al. 2006). Pohyb těla v prostoru je popisován jako kontinuální změna polohy těžiště – Center of Mass (COM).

Poloha COM opisuje při chůzi trajektorii ve tvaru sinusoidy v rovině sagitální i transverzální. Celkový rozsah vertikálního posunu u dospělých jedinců je kolem 5 cm při normální rychlosti chůze. Vrcholy těchto oscilací se objevují přibližně ve středu stojné fáze. Ve frontální rovině má COM laterální a vertikální výchylku. Vertikální výchylka je minimalizována rotací a nakloněním pánve směrem ke švihové dolní končetině a flexí kolenního kloubu stojné dolní končetiny (Childress, Gard, 2006). Zvýšený rozkmit tělního těžiště při chůzi znamená zvýšení energetického výdeje, zvýšení metabolických nároků a v konečném důsledku snížení výkonnosti pohybu. K minimalizaci amplitudy těžiště slouží mechanismy posturálního přizpůsobení. Existuje pět determinantů snižující vertikální výchylku, šestá redukuje laterální dislokaci těžiště:

1. anteverze pánve (asi 5° na straně švihové),
2. rotace pánve – celkem 8° na švihové straně,
3. flexe kolene – až 20° na začátku stojné fáze,
4. plantární flexe – až 15° na začátku fázi stoje,
5. plantární flexe – až 20° v konečné fázi stoje.
6. zúžení základny chůze – umocňuje fyziologická valgotizace kolene a pokládání nohou (Gross, 2005).

2.4. Kinematika chůze

Hlavním pohybovým aparátem při vykonávání chůze jsou dolní končetiny, které zprostředkují kontakt se zemí. Na podkladě Newtonova zákona Akce a reakce musí dolní končetiny odolávat reakčním silám podložky, tedy stejnou silou opačného směru, která se rovná síle svalového působení. Tyto síly se přenášejí přes klouby

dolní končetiny, tedy kloub hlezenní, kolenní a kyčelní, v součinnosti se svalovým aparátem.

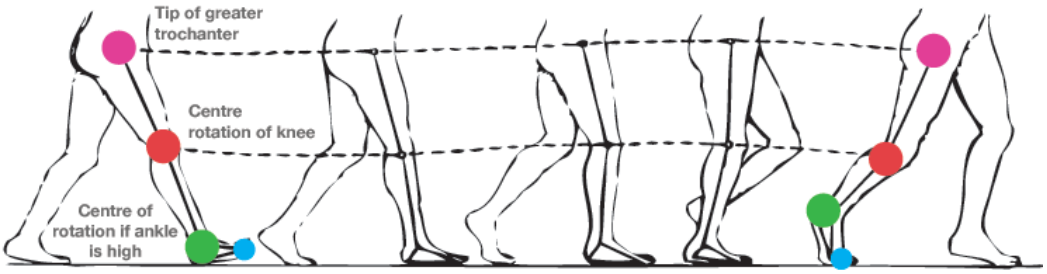
Během chůze se rovnoměrný pohyb vychyluje. Dochází ke kolísání rychlosti jako důsledku přenášení váhy ze švihové dolní končetiny na opornou. V průběhu chůzového cyklu pak dojde k posunutí těžiště směrem vzhůru. Nejvyššího bodu těžiště je dosaženo při nejnižší rychlosti chůze a nejnižšího bodu naopak při nejrychlejším pohybu (Inman, Ralston, & Todd, 2006). Zároveň se při menší rychlosti prodlužuje čas stojné fáze a zkracuje se čas fáze švihové (Janura, 2011).

Těžiště těla (teoretické), které je umístěno ventrálně před druhým sakrálním obratlem (S2), opisuje při pohybu těla, pomocí bipedální lokomoce, křivku tvaru sinusoidy ve vertikální i horizontální rovině a v extrému je dosaženo rozdílu až 5 cm. Výkyvy těžiště jsou tím větší, čím rychlejší je chůze. (Dungl, 2005).

Východiskem pro velký počet výzkumů a analýze chůze se stala práce „The major determinants in normal and pathological gait“ autorů Saunderse, Inmana a Eberharta z roku 1953. Definovali šest základních determinantů (tzv. „six determinants of gait“) ovlivňující lidskou chůzi. Jsou to:

1. rotace pánve - pelvic rotation
2. laterálního naklopení pánve - pelvic tilting
3. flexe v kolenním kloubu během fáze opory - knee flexion in stance phase
4. mechanismus chodidla - foot mechanism
5. mechanismus kolene - knee mechanism
6. laterální posun těla - lateral displacement of the body

Působením těchto šesti vlivů je kolísání těžiště ve vertikální i horizontální rovině omezeno na 5 cm. Maxima ve výkyvech se ve většině případů objevují ve středu stojné fáze [viz. obr. č.2]. K posunu těžiště dochází dvakrát během dvojkroku a opisuje tak 3D sinusoidu. Její amplituda závisí na délce kroku a má tendenci se zvyšovat s rychlostí chůze (Janura, 2011).



Obrázek č. 1 Amplituda pohybu kloubních spojení

(http://www.footworksorthotics.co.uk/running/dynamic-gait-analysis/)

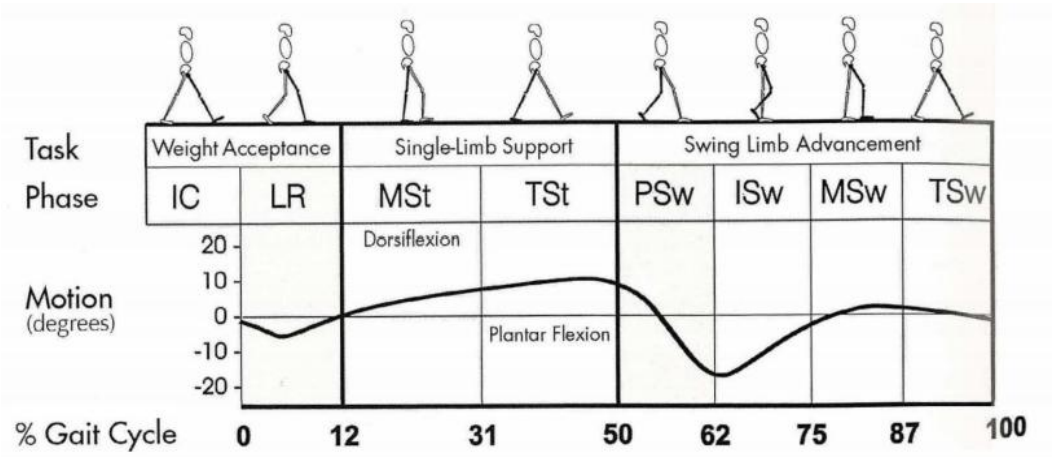
2.4.1. Hlezenní kloub

Hlezenní kloub neboli horní zánártní kloub, je složený kloub tvořící distální část dolní končetiny. V tomto kloubu se spojují obě bércové kosti, které vytvářejí jamku kloubu, hlavice je pak tvořena kladkou kosti hlezenní. Tento kloub je hlavním kontrolorem pohybů v sagitální rovině vzhledem k noze (Valmassy, 1996). Pro pohyb je důležitý jednak určitý stupeň flexe (přibližně 45°) a také jistá úroveň rigidity, aby mohl přenášet dynamické lokomoční zatížení. Zajímavé je, že hlezenní kloub má podobně velkou zatěžovací plochu a sílu jako kloub kyčelní, poškozen však bývá velmi vzácně. Pokud mluvíme o uhlových referencích v tomto kloubu, pak používáme termíny plantární flexe (propnutí) a dorzální flexe (přitažení). Rozsah flexe se může lišit v závislosti na degenerativních změnách jako důsledek pokročilého věku nebo vážných zranění. Pokud dojde ke zranění v oblasti hlezenního kloubu, zpravidla to bývá jeden z postranních vazů – častěji
zevní postranní vazivový komplex, který je slabším protějškem vnitřního postranního vazu, který bývá poškozen jen málokdy.

2.4.2. Kinematika hlezenního kloubu

Při počátečním kontaktu se zemí se objevuje plantární flexe, po které dochází k flexi dorzální ve střední části krokového cyklu. Úhel se však mění na konci stojné fáze a přibližně v 62% cyklu dosahuje plantární flexe maxima. Při vyšší rychlosti klesá dorzální flexe ve střední části a stupeň plantární flexe se ve švihové části mírně zvýší (nastává také dřív).

[viz. obr. č. 3]



Obrázek č. 3 Kinematika hlezenního kloubu

(http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/APBMF_Chuze.pdf)

2.4.3. Kolenní kloub

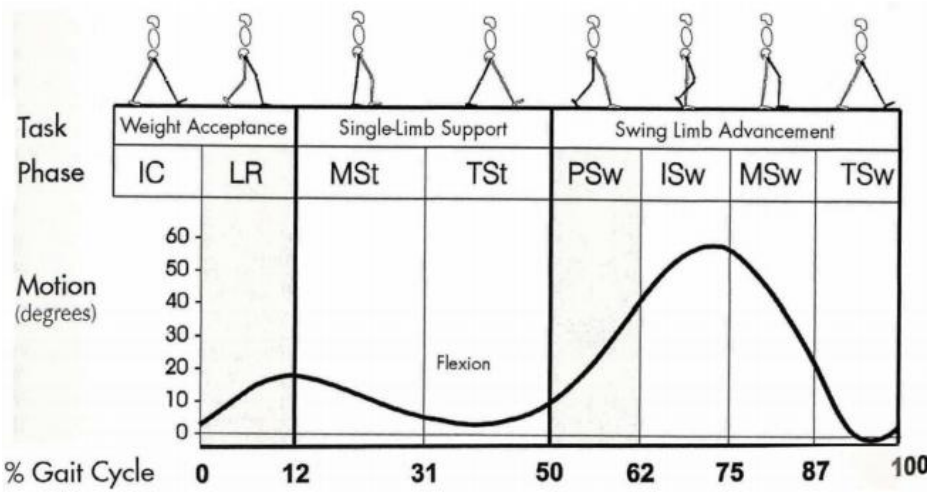
Kolenní kloub je složeným a také největším kloubem v lidském těle. Setkávají se zde tři kosti: femur (stehenní kost), tibia (holenní kost) a patella (čéška). Pohyby, které lze v kolenním kloubu provádět, jsou flexe a extenze a jen omezená vnitřní a vnější rotace. V horní části nasedají kloubní plochy stehenní kosti ve formě dvou kondylů, což působí jako dvojitá hlavice kloubu. Spodní část kloubu zastupují kloubní plochy holenní kosti, která tvoří téměř plochou mělkou dvojitou kloubní jamku. Kontaktní plocha obou kloubních elementů je z obou stran vyplněna menisky, jejichž úkolem je redukovat tlak v místě kontaktu (Whittle, 2007). Menisky jsou chrupavky poloměsíčitého tvaru. Při pohybu kloubůj e tření snižováno také díky přítomnosti synoviální tekutiny.

V přední části kolenního kloubu se nachází čéška, která napomáhá stabilitě kloubního pouzdra. Čéška je kost, která vznikla osifikací části šlachy čtyřhlavého stehenního svalu. Kolenní kloub je během stojné fázi základním faktorem stability, ve fázi švihové je flexibilita tohoto kloubu základním faktorem pro posunutí dolní končetiny vpřed (Perry, 1992). Pohyb a stabilita kolenního kloubu jsou zajištěny pomocí pěti vazů – mediálního a laterálního postranního vazu, předního a zadního zkříženého vazu a zadního kloubního pouzdra.

Kolenní kloub je nejsložitějším kloubem v těle a jako takový je vystaven největšímu zatížení. Proto často dochází k jeho poranění, což může vést až k trvalým poškozením, která omezující samotný pohyb.

2.4.4. Kinematika kolenního kloubu

Úkolem kolenního kloubu je absorpce nárazů a snižování zatížení, která působí na kloubní aparát. Obecně můžeme říci, že při přípravě na kontakt se zemí dochází k extenzi kloubu. Naopak ve švihové části se kolenní kloub flektuje, výrazněji pak na konci krokového cyklu. [viz. obr. č. 4]



Obrázek č. 4 Kinematika kolenního kloubu

(http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/APBMF_Chuze.pdf)

2.4.5. Kyčelní kloub

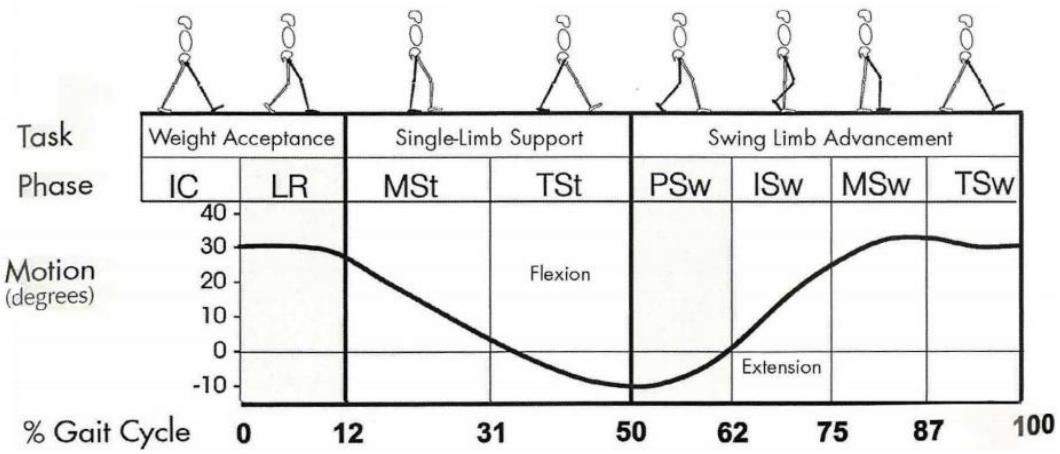
Kyčelní kloub je tvořen spojením kosti stehenní s pánví, respektive částí hybnou a částí nesenou. Jde o párový kloub, jež je největším kloubem v lidském těle, který umožňuje lokomoci.

Jedná se o jednoduchý synoviální kloub složený pouze ze dvou částí. Je to jeden z mála kloubů kulovitého tvaru. Hlavice je tvořena hlavicí kosti stehenní (caput femoris) a kloubní jamkou je acetabulum kosti pánevní. Acetabulum je místem, kde se stýkají tři kosti, jež tvoří pánevní kost - kost stydká, kyčelní a sedací. Hlavice kosti stehenní je s acetabulem spojena tenkým vazem, ligamentum capitis femoris. Kyčelní kloub je udržován silnými vazy lig. pubofemorale, iliofemorale a

ischiofemorale, které patří k nejpevnějším v lidském organismu. Pokud jde o rozsah pohybu kloubu, jedná se o nejpohyblivější kloub dolní končetiny. Rozsah kyčelního kloubu je důležitým faktorem pro všechny aktivity denního života (Perry, 1992). Pohyby, které může kyčelní kloub vykonávat, jsou flexe, extenze, abdukce, addukce, vnitřní a zevní rotace.

2.4.6. Kinematika kyčelního kloubu

Úhel je měřen mezi stehenní kostí a vertikálou. Probíhá po relativně plynulé konvexní křivce, kdy po většinu doby se nachází ve flexi, jen při přechodu do švihové fáze kroku dochází k přibližně 10% extenzi, kdy se kost stehenní nachází za vertikální osou.
[viz. obr. č. 5]



Obrázek č. 2 Kinematika kyčelního kloubu

(http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/APBMF_Chuze.pdf)

2.4.7. Pánev

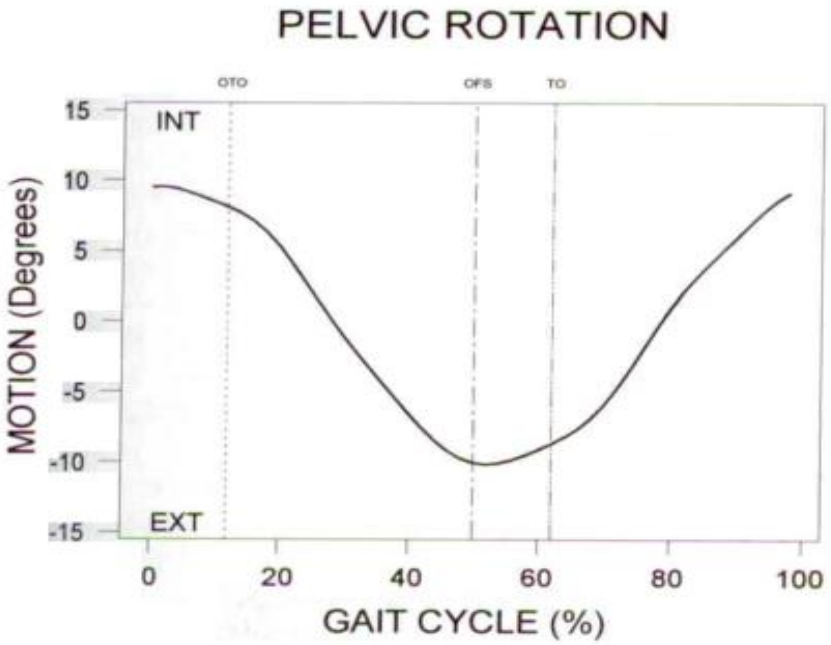
Pánev je největší plochou kostí lidského těla. Vzniká spojením dvou párových pánevní kostí, kosti křížové a kostrče. Samotná kost pánevní pak vzniká srůstem kosti kyčelní, sedací a stydké. Tímto spojením se uzavírá prostor zvaný pánevní dutina, která se dále dělí na dutinu velké a malé pánve.

Tvar pánve se liší u ženského a mužského pohlaví. Základním znakem u mužů je úzká, strmá a vysoká pánev. Pánevní dutina má kuželovitý tvar a vnitřní rozměry

jsou menší. Pánev u žen je naopak širší, plošší a prostornější. Dutina má tvar válce a její rozměry jsou větší.

2.4.8. Kinematika pánve

Pro potřeby analýzy definujeme pánev třemi body, které tvoří rovnoramenný trojúhelník. Jsou to body levé a pravé přední horní spiny kosti pánevní (SIAS) a 2. sakrálního obratle (S2) (Janura, 2011). Sledujeme náklon kolem mediolaterální osy pánve (až 5° dopředu) [viz. obr. č. 6] nebo úklon pánve, který je umožněn jen při zkrácení končetiny, tedy např. při flexi dolní končetiny, kdy může končetina poklesnout o 4° na stranu švihové nohy. Třetí parametr, který nás zajímá je rotace pánve kolem vertikální osy. Ta je z velké část závislá na rychlosti chůze – napomáhá k dosažení vyšších rychlostí. Maxima je dosaženo na konci stojné fáze chůzového cyklu (10°) (Janura, 2011).



Obrázek č. 3 Rotace kyčle

(http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/APBMF_Chuze.pdf)

2.4.9. Kinematika páteře a trupu

Trup je při švihové fázi přitahován i s pánví na stranu stojné dolní končetiny, aby se těžiště dostalo nad její opěrnou plochu. Trup se naklání i ve směru antero-posteriorním, v první polovině kroku vpřed, v druhé polovině vzad. Rotace trupu se odehrává v kyčelním kloubu stojné dolní končetiny kolem její vertikální osy vpřed. Rameno na straně švihové dolní končetiny se posune posteriorně, aby došlo ke kompenzaci rotace pánve. Horní končetiny se pohybují dopředu a dozadu v obráceném rytmu než dolní končetiny (Kröschlová, 2003).

Segmenty těla následují pohyb těžiště jako reakci na mechaniku dolních končetin během chůze. Výsledkem tohoto pohybu těla je sinusoidní křivka, která má charakteristický průběh v dané rovině. Vertikální pohyb je u všech segmentů stejný a tvoří dvojitou křivku, jejíž průměrná výchylka je 2,5 - 4,5 cm v superiorním i inferiorním směru. Tento cyklus je způsoben mechanismem pravého a levého kroku. Vrchol dolní křivky se nachází ve fázi postupného zatížení (6% KC) a podruhé v předšvihové fázi (56% KC), tedy vždy ve fázi dvojí opory. Vrchol horní křivky se vyskytuje v terminálním stoji (34% KC) a středním švihu (84% KC). Tyto parametry jsou nejvíce ovlivněny rychlostí chůze (Perry, 1992). Laterální vychýlení segmentů je pro všechny axiální segmenty stejné s průměrnou výchylkou 4,5 cm. Křivka znázorňující tento pohyb je opět sinusoidní. K pohybu axiálních segmentů dochází na straně oporné dolní končetiny. Maximální výchylky je dosaženo v terminálním stoji (31% KC). Neutrální pozice se nachází v 50% krokového cyklu. Kontralaterální maximum výchylky nastává při středním švihu (81% KC) (Perry, 1992).

2.5. Kinematická analýza chůze

Kinematická analýza popisuje polohu těla v prostoru a čase. Za kvantitativní kinematickou analýzu označujeme metodu sloužící k získání a výpočtu parametrů, které definují pohyb v prostoru pomocí určení polohy jednotlivých segmentů těla bez ohledu na síly, které pohyb způsobují. Při kinematické analýze chůze u vybraných segmentů lidského těla měříme kinematické veličiny, mezi které patří dráha (úhel), rychlost (úhlová rychlost), zrychlení (úhlové zrychlení) a čas (Ciannini, 1994).

Mezi kinematické metody řadíme goniometrii, akcelerometrii, stroboskopii, systémy pracující na elektromagnetickém principu nebo využívající akustické senzory a optoelektrické systémy (Janura, Zahálka, 2004). Winter dělí kinematické

metody, zda je sledovaná veličina měřena přímo (goniometrie, akcelerometrie) nebo pomocí zobrazení (kinematografie, optoelektrická zařízení, videografie) (Svoboda, Janura, 2010).

U zobrazovacích kinematografických systémů je poloha segmentů těla určena pomocí projekce vybraných anatomických bodů, na které jsou umístěny značky. Systém vyhledává polohu značek podle předchozích snímků a určuje geometrický střed kontrastní plochy značky. Pro určení polohy bodů a z nich vyplývající polohy segmentů je nezbytné definování souřadného systému. Nejčastěji používaným je kartézský systém souřadnic, méně často se setkáváme s určením pomocí polárních souřadnic (Janura, Zahálka, 2004). Výhodou optoelektrických zařízení je automatické hodnocení polohy značek v prostoru s vysokou přesností. Moderní technika vede k eliminaci problémů s identifikací a přenosem markerů, stejně tak i s přemístěním cílového objektu na pasivní systém značek. Proband může být zachycen pomocí vhodných reflexních markerů, pokud se pohybuje po kalibrovaném chodníku. Výsledné úhly kloubů mohou být vidět během několika minut. Včlenění silové plošiny zajistí detekci foot-strike (úder paty) a toe-off (odraz palce) (Sutherland, 2001).

Mezi nejvyužívanější měřené parametry patří časově-prostorové charakteristiky, úhly mezi segmenty, jednotlivé složky reakční síly a moment síly v kloubech. Ke standardním výstupům kinematické analýzy patří grafy závislostí kinematických parametrů na čase. Optoelektronické kinematické systémy mají v rehabilitační praxi široké uplatnění. Napomáhají k diagnostice, k hodnocení závažnosti onemocnění muskuloskeletálního onemocnění a slouží ke sledování účinku rehabilitační intervence (Svoboda, Janura, 2010).

2.6. Balet

Tanec by měl vést k rozvíjení pohybové fantazie a tvořivosti. Klasická technika 17. až 19. století přestala vyhovovat nově se rodící taneční estetice, neboť budovala především na síle a pružnosti nohou. Novodobé taneční umění analyzuje pohyb nejen z hlediska anatomické zákonitosti, ale i po stránce výrazové (rytmické, dynamické i prostorové). Vyrostlo z potřeb choreografů, kteří si kladli za cíl, aby tanečníci ovládali všestranně pohybové prostředky. Tanečník dochází k dokonalému provedení náročných figur na základě uvědomění si svalové aktivity, poznává

rozsahové možnosti kloubů a snaží se je rozšířit. Při tréninku se střídají pohyby vedené stejnoměrnou silou se švihovými, věnuje se pozornost nejen ohebnosti kloubů, ale i schopnosti dynamických a rytmických zvratů. Tanec pěstuje koordinační schopnost a motorickou paměť. V rámci pokroku je žádoucí sloučit klasickou a novodobou techniku, což potvrzuje i vývoj moderního baletu (Kröschlová, 2002). Balet je pouze jedna z tanečních forem.

V průběhu staletí se vyvinul tanec společenský a tanec scénický (divadelní), který zahrnuje baletní umění. Pro balet je nutné získat potřebnou sílu pro tanec na špičkách. Baleríny tančily na špičkách poprvé na začátku 19. století, kdy se tento druh tance stal nedílnou součástí romantických baletů. Mistrná práce na špičkách je výsledkem náročného cvičení. Na špičky se nelze postavit, dokud dostatečně nezesílí intenzivním tréninkem chodidla a nohy. K tomu dojde po několika letech cvičení. Pro správné provedení baletu je potřebná i orientace v prostoru, ohebnost, síla a lehkost.

Základní pózy baletu se vytvářely několik staletí ve strukturu, na které je balet postaven dodnes. Balet však netvoří pouze jednotlivé pozice. Je to tanec a jednotlivé pozice je nutné spojit do komplexních pohybů.

2.6.1. Historie baletu

Začátky baletu spadají do patnáctého století, kdy knížata u italských dvorů pořádaly představení zahrnující poezii, hudbu, zpěv a tance. Balet postupně přerůstal v samostatnou formu tance a od 17. století se objevují první profesionální tanečníci (Bussellová, 1995).

Balet jako samostatná umělecká forma se začal vyvíjet ve Francii za vlády Ludvíka XIV. (1643 – 1715), který roku 1661 založil Académie Royale de Danse (Královskou akademii tance) (Pica, 1988).

V 18. století došlo k popularizaci baletu, která vedla k rozpracování a vylepšení jeho techniky. V této době se baletní umění stalo rovnoprávnou dramatickou formou. V 19. století zájem o balet poklesl, proto se dále rozvíjel pouze ve Francii, Rusku a Itálii. Ve 20. století došlo díky ruské škole k určité renesanci klasického baletu, který díky řadě vynikajících tanečníků postupně získal zpět svůj ztracený věhlas.

V Českých zemích se balet poprvé objevuje až v 18. století, kdy při Šporkově divadle existoval první baletní soubor. Teprve příchod Karla Stockingera z Vídně do

pražského divadla v Kotcích znamenal vznik baletu u nás. V druhé polovině 18. století pozorujeme v Praze a Brně rozvoj zájmu o toto umění (Brodská, 2000). Dnes známe 3 různé taneční školy baletních technik: francouzská (datována od krále Ludvíka XIV.), ruská (odvozená z francouzské školy, získala si světový respekt v 19. století) a italská škola, známá více jako Cecchetti metoda. V každé této škole jsou určité pozice a pohyby prováděny jinými technikami, mají odlišné pojmenování pro kroky a umělecké figury. Všechny tři školy však obsahují stejný základní princip baletu. Dnes učitelé tance kombinují všechny techniky a rozvíjí vlastní metody uměleckého projevu (Pica, 1988).

2.6.2. Chůze v baletu

První pohybové cvičení u tanečníků začíná jednoduchou gymnastickou průpravou svalů. Teprve po těchto gymnastických cvičení přicházejí první taneční kroky, z nichž se jako první učí jednoduché rytmické chůzi (Kröschlová, 2003). Chůze je základním prvkem všech tanců. Taneční chůze je ozdobná, tvarově bohatá a rytmicky rozdílná, ale postavena na určitých zákonitostech, které se opírají o anatomickou stavbu těla. Tanečníci by se měli zdokonalit v normálním krokovém cyklu dříve, než poznají taneční chůzi ve všech jejích pohybových obměnách (Kröschlová, 1956).

V tanci se vyskytuje mnoho variant našlapování při chůzi, které vycházejí z gymnastické chůze (přes paty, na celé chodidlo, přes zevní hrany, přes špičky atd.). Mechanismus nohy je stvořen pro pružné odpérování každého kroku. Při našlapování na přední část chodidla se noha procvičí více než při došlapu na patu, neboť při chůzi přes špičku dochází dvakrát k plantární flexi i dorsální extenzi chodidla, proto se tato chůze využívá v baletu (Kröschlová, 2003).

Při chůzi ve výponu se tanečník vytáhne od hrudní kosti. Našlapuje na palec zevně rotované nohy, při každém kroku co nejvíce protahuje stojnou dolní končetinu. Po kontaktu s podložkou ihned uvolní a sníží nárt i patu a přenáší hmotnost těla na třetí a čtvrtou metatarsální kost. Dotkneme se patou podložky, aniž na ni přeneseme váhu a okamžitě se vyhoupneme do výponu. Důležité je pružné odpérování přední poloviny nártů (Kröschlová, 1956).

Kolenní klouby jsou v ideálním případě při chůzi stále v pohybu, plynule spojují flexi s extenzí. K extenzi kolenního kloubu dojde dvakrát, těsně před

dopadem paty a při přenosu zatížení. Navíc je plná extenze vyžadována při odrazu do švihové fáze. Pohyb vede hrudní kost. Ramena jsou stažena dolů, horní končetiny volně visí v ramením kloubu. Pohyb paží je reaktivní pohyb, nikoli vedený pohyb v protisměru k pohybu dolní končetiny. Kdybychom nakreslily čáru na zem, zevně vytočené nohy našlapovaly tak, aby čára procházela středem paty. Hmotnost těla je stále přenesena na přední část nohy (Kröschlová, 2003).

Technický a umělecký požadavek pro taneční i normální chůzi je, aby byla pružná, lehká, plynulá a rytmická. Pro splnění všech těchto aspektů se chůze musí opírat o adekvátní svalovou práci a správné postavení těla a jeho rovnováhu (Kröschlová, 1956).

2.6.3. Držení těla u tanečníků

U mladých profesionálních baletek se často vyskytuje nesprávné držení těla s relaxovaným stojem. Tato velká incidence nevhodné postury souvisí částečně s tendencí excesivně zvyšovat rozsah pohybu především v kyčelním kloubu, ale i v ostatních kloubech a měkkých tkání. Vadné držení těla vzniká při anteverzním postavení pánve, při kterém se linie velkého trochanteru dostává dopředu před zevní kotník. Zadní posunutí trupu působí hrudní kyfózu, zatímco přední posun zvýšenou bederní lordózu (Clippinger, 2007).

Vlivem zvýšené bederní lordózy se vertikální projekce tíhové síly procházející tělem dostává za kyčelní kloub, což vede ke vzniku hyperextenze kyčelního kloubu a k anteverzi pánve (Hamill, Knutzen, 2009). Tato pozice znamená vyvěšení do ligamentózního aparátu, vyžaduje minimální svalovou aktivitu a snižuje energetické nároky na vzpřímené držení. Klíčovou roli v korekci postury hraje břišní muskulatura a změna pohybových stereotypů v denních činnostech i při tréninku (Clippinger, 2007).

2.7. Vliv baletu na muskuloskeletární systém

2.7.1. Kineziologie páteře

Při tanci jsou na páteř kldeny velké nároky k udržení požadované pozice. Většina baletních pozic vyžaduje vysokou flexibilitu páteře a komplexní

neuromuskulární koordinaci s ostatními trupovými svaly k dosažení estetických pohybů (Clippinger, 2007).

Napřímení páteře při tanci je aktivním vzpřímeným držením těla, jehož cílem je příprava na fázické pohyby končetin. Tanečníci musí být schopni rychlého znovuobnovení neutrálního postavení páteře i během měnících se pozic. Čím více jsou jednotlivé změny polohy dynamičtější, tím více je kladen nárok na dosažení spinální stabilizace, která musí zahrnovat kokontrakci mnoha svalů ve správném timingu (Clippinger, 2007).

Lumbální hyperlordóza je často převládajícím prvkem u mladých baletek, které se velkým úsilím snaží dosáhnout lepších výkonů (Clipinger, 2007). Lumbální hyperlordóza mění způsob zatěžování obratlů, čímž zvyšuje riziko pro vznik jejich předního posunu. Při dynamických pohybech narůstá namáhání meziobratlové ploténky ve smyku a dochází ke zvýšení napětí stabilizujících vazů a svalů (Janura, 2007).

Intenzivní taneční trénink, který vyžaduje neustálé napřímení páteře, může vést až k vyhlazení fyziologických zakřivení páteře (Clippinger, 2007). Zakřivení páteře v sagitální rovině (lordóza, kyfóza) nezlepšuje pouze pružnost celého kostěného sloupce, ale výrazně zvyšuje i pevnost páteře. Páteř je díky těmto křivkám až 17-krát pevnější, než kdyby ji tvořil jediný oblouk (Dylevský et al., 2000). Toto vyhlazení zvyšuje zátěž kladenou na vertebrální disky a facetové klouby, čímž se zvyšuje riziko poškození páteře. Tendence ke vzniku plochých zad narůstá s počtem let věnovaných aktivnímu tréninku. Při ukončení taneční kariéry se křivky páteře mohou obnovit, ale v mnohem větším rozsahu. Ke korekci hyperlordózy u tanečníků nepostačuje pouze stretching nebo aktivace vhodných svalových souher, ale je nutný zásah do pohybových vzorů a změna práce při jednotlivých choreografických technikách (Clippinger, 2007).

2.7.2. Kineziologie pánve

Pánev jako poměrně rigidní struktura se nemůže pohybovat nezávisle na pohybech femuru a lumbosakrálního skloubení. Pohyb pánve v jednom směru má vždy přímý vliv na mobilitu její druhé strany (Inman et al., 2006). Pro vzpřímené nastavení páteře a celého těla je důležité správné postavení pánve, které by mělo být

vertikální. Anteverze pánve vede ke zvýšení lumbální lordózy, zatímco retroverze způsobuje vyhlazení bederní lordózy (Véle, 1997).

Postavení pánve v anteverzi je v baletu nazýváno „repase“ pozice (relaxační, odlehčující poloha). Retroverze je pak nazývaná „tucked“ pozice (zalomená, uzavřená pozice). Anteverzní postavení pánve vede k namáhání lumbální oblasti páteře, neboť vyžaduje větší kontrakci flexorů kyčle (m. iliopsoas) a vede ke zvýšení tonu extenzorů lumbální páteře. Při hyperextenzi v kyčelním kloubu dochází k anteverzi pánve, asociovanému pohybu v lumbální páteři i k zapojení hamstringů (Clippinger, 2007).

Při tanci je důležitá souhra svalové smyčky hamstringů a abdominálních svalů, která je esenciální pro stabilizaci pánve ve stoji na jedné dolní končetině se současným pohybem druhostranné končetiny. Schopnost kontrolovat pohyb pánve současně s fázickým zapojením dolních končetin je významným faktorem pro rozvoj tanečních dovedností (Clippinger, 2007).

2.7.3. Kineziologie kyčelního kloubu

Kyčelní kloub i přes svou velkou stabilitu umožňuje značný rozsah pohybu, čehož tanečníci využívají k dosažení extrémních rozsahů pohybu. Nadměrný pasivní i aktivní rozsah v tomto kloubu je jedením z typických charakteristik elitních baletek (Clippinger, 2007).

Turnout

Turnout je termín popisující zevní rotaci obou dolních končetin, kdy chodidla jsou rotována o 180° vůči sobě. Pět klasických baletních pozic je založeno na této poloze nohou. Plné provedení vyžaduje extrémní rozsah do zevní rotace. Stupeň dosažení této pozice je ovlivněn svalovou silou, protažitelností měkkých tkání a anatomií skeletu. Excelentní provedení *turnout* je jedním z kritérií pro úspěch baletek. Pokud tanečníci nedosahují potřebné zevní rotace v kyčelním kloubu, dopomáhají si k jejímu optimálnímu dosažení pomocí rotace v ostatních kloubech (Bennell et al., 1999). Tyto náhradní mechanismy jsou však velkým rizikovým faktorem pro vznik poranění (Clippinger, 2007).

Většího rozsahu zevní rotace lze dosáhnout kompenzačními strategiemi, mezi které patří anteverze pánve, rotace (tzn. „screwing“ – sešroubování) v kolenních

kloubech a pronace (vnitřní rotace) chodidla (Hamilton et al., 2005). Rozsah pohybu je ve velké míře ovlivněn postavením a délkou krčku femuru. Retroverze krčku zvyšuje rozsah zevní rotace, naopak anteverze krčku dopomáhá většímu rozsahu vnitřní rotaci (Clippinger, 2007).

U baletek se jednoznačně převažuje větší rozsah pohybu do zevní rotace, někdy bývá omezená vnitřní rotace (především u mužů tanečníků). Po 15 letech profesionálního tančení je vyžadováno dosažení alespoň 60° rozsahu zevní rotace pro možnost pokračovaní v kariéře klasického baletu (Clippinger, 2007).

Tanečníci, kteří nemají vrozené kostní předpoklady pro větší rozsah pohybu do zevní rotace, vystavují svůj pohybový systém mnohem větším stresovým silám, zároveň je pro ně náročnější dosažení estetického provedení pohybu a hrozí jim větší riziko profesního poranění (Hamilton et al., 1992).

Při tanci je považováno za estetické hledisko vyvarování se rotačních pohybů pánve, čehož tanečníci dosáhnout nastavení dolních končetin v zevní rotaci. V klasickém baletu je oproti jiným tanečním formám kladený důraz na dosažení maximálního rozsahu pohybu, což vyžaduje i odpovídající svalovou sílu. Provádění pohybů z výchozí pozice v zevní rotaci v kyčli způsobí zapojení jiných svalů, než při pohybu vycházejícím ze středního postavení (Clippinger, 2007).

Front developpé (extensions to the front)

Při pohybu do pozice *front développé* dochází k maximální flexi v kyčelním kloubu nad 90° s extenzí v kolenním kloubu z anatomického postavení (Clippinger, 2007). Krátké flexory kyčelního kloubu (především adduktory kyčle) efektivně pracují pouze do rozsahu 50° do 70°, ostatní dvoukloubové svaly jako m. rectus femoris ztrácí možnost zapojení kvůli aktivní insuficienci (Dylevský et al. 2000).

Při běžné chůzi využíváme pouze 40° flexe kyčelního kloubu a 12° abdukce (Hamill, Knutzen, 1995). Jediným svalem podílejícím se na aktivním zvýšení rozsahu tohoto pohybu je m. iliopsoas, který tak může být enormně přetížený, pokud nedochází k jeho adekvátnímu strečinku. Rozsah tohoto pohybu je také ovlivněn flexibilitou hamstringů. Při nadměrné flexi v kyčelním kloubu je obtížné dosáhnout zevní rotace, neboť dochází k inverzi funkce zevních rotátorů (především m. piriformis). Tyto svaly se v této vysoké poloze kvůli svému postavení vůči ose otáčení nacházejí ve výhodné pozici pro zapojení do vnitřní rotace. Se zvyšující se

flexí kyčle narůstá i síla otáčení vnitřních rotátorů (m. gluteus medius et minimus, m. tensor fasciae latae), která při maximální flexi dosahuje až trojnásobku otáčivé síly zevních rotátorů. Tanečníci obvykle rozvíjejí sílu zevních rotátorů při nízkých pozicích flexe v kyčelním kloubu, proto pak tyto svaly nejsou efektivní při elevaci dolní končetiny až do 180° (Clippinger, 2007).

Side developpé (extension to the side)

Dosažení této pozice je důležitým faktorem pro výběr baletek na profesionální dráhu. Pohyb vychází z polohy v *turnout*, čímž vzniká neobvyklé nastavení dolní končetiny do elevace v rozmezí frontální a sagitální roviny, mezi flexí a abdukcí v kyčelním kloubu nad 90°. I zde hraje významnou roli pro dosažení plného rozsahu *side developpé* m. iliopsoas (Clippinger, 2007).

Při pohybu do abdukce v kyčelním kloubu z paralelní pozice (ze základního anatomického postavení) dochází brzy k vyčerpání pohyby do 45° abdukce, neboť masa trochanter major se zastaví o superiorní okraj acetabula. Při využití maximální zevní rotace se dostává trochanter major níže, což zvyšuje rozsah pohybu do elevace dolní končetiny. Čím větší zevní rotace v kyčelním kloubu, tím můžeme očekávat větší rozsah do abdukce (Kushner et al., 1990).

Baletky často kompenzují kostní impingement trochanteru o acetabulum laterálním naklopením pánve. Výsledný rozsah je ovlivněn i schopností pasivního protažení antagonistických svalových skupin. K pohybu nedochází primárně v sagitální rovině, proto hamstringy tento pohyb významně nelimitují. Kritickou skupinou svalů v tomto ohledu jsou adduktory (Clippinger, 2007).

U profesionálních baletek můžeme pozorovat větší sílu abduktorů než normální populace (Hamilton et al., 1992). Bennell (2001) ve své studii zjistil velký nárůst svalové síly abduktorů i adduktorů.

Back developpé (extension to the back)

Tento pohyb se vyskytuje v pozici *arabesque*. Pohyb do extenze kyčle je z kineziologického hlediska mnohem více omezen než pohyby do flexe a do abdukce (Gross, 2005). Fyziologický rozsah extenze se pohybuje v rozmezí od 10° do 15°, omezen napětím anteriorního ligamenta, kapsuly i flexorů kyčle (Dylevský, 2000).

Tanečníci dosahují až třikrát většího rozsahu tohoto pohybu. Otázkou je, do jaké míry je tento pohyb vykonáván skutečně v kyčelním kloubu a kdy už je nahrazován anteverzním sklopením pánve a hyperextenzí v bederní oblasti páteře, čímž vznikají velké stresové síly působící na lumbální segmenty páteře. U tohoto pohybu by se tanečníci měly zaměřit na protažení všech měkkých struktur přední části stehna a snažit se vykonat co největší rozsah potřebného pohybu v kyčelním kloubu bez kompenzačních souhybů pánve a bederní páteře. Pokud je nutné využít i anteverzní naklopení pánve, je žádoucí zapojit v koaktivaci břišní svaly, čímž se zmírní působení střižných sil na bederní páteř (hlavně lumbosakrální přechod) a dojde k rozložení tlaku na větší úsek páteře (Clippinger, 2007).

Poranění oblasti kyčelního kloubu u baletek

Na kyčelní kloub při tanci působí velké zatížení, přesto není u tanečníků predilekčně postižen (5,8%) v porovnání s ostatními partiemi těla. Nejčastějším poraněním u tanečníků v této oblasti jsou únavové zlomeniny (Clippinger, 2007).

Rizikovým faktorem pro jejich vznik je intenzivní trénink, pohyb na tvrdém podkladu, amenorea, nízká nutrice, osteoporóza, zevní rotace v kyčli přesahující 65°, coxa vara, selhání koordinace svalů vedoucí ke ztrátě absorpčních vlastností při nárazu (Teitz, 2000).

Dalším onemocněním je osteoartritida, která je spojená s poklesem rozsahu do vnitřní rotace a zkrácením flexorů kyčle. U tanečníků bývají až dvakrát častěji postiženy zánětlivým procesem bursy, především nad velkým trochanterem a mezi m. iliopsoas a kloubní capsulou. Běžným poraněním je natažení svalů, které nejčastěji postihuje hamstringy, dále m. adduktor longus, m. gracilis, m. sartorius, m. rectus femoris a m. iliopsoas. Postiženi bývají především vícekloubové svaly. Repetitivní přetěžování svalů může vést k tendinitidě (nejčastěji m. iliopsoas) (Clippinger, 2007).

Excesivní zevní rotace způsobuje syndrom m. piriformis, který se projevuje bolestí v hýžďové oblasti (Khan et al., 1995). Bolest se objevuje po skončení tréninku. Současně s tímto syndromem se vyskytuje i oslabení abduktorů, vnitřních rotátorů a zvýšené napětí hamstringů. Při oslabení m. gluteus medius a hypertonu m. piriformis narůstá silové napětí na sacroiliakální kloub a dochází k jeho funkční blokádě (Clippinger, 2007).

Mechanismus vzniku poranění zahrnuje silovou excentrickou práci svalů nebo švihové pohyby. Mezi rizikové faktory patří nevhodné posilování, predilekční zatěžování jedné strany těla, porucha koordinace svalů a koativace antagonistů, špatná taneční technika a nedostatečné zahřátí před tréninkem, ale také porucha hydratace a elektrolytů (Clippinger, 2007).

V akutní fázi zahajujeme terapii redukcí bolesti a otoku, přidáváme postupně pasivní cvičení v nebolestivém rozsahu, poté lehké posílení oslabených svalů. V pozdější fázi přecházíme od strečinku přes koncentrické k excentrickému cvičení (Hnátová et al., 2008). Následné funkční cvičení je často u tanečníků vynecháváno, což může způsobit přechod do chronického přetížení svalů (Clippinger, 2007).

2.7.4. Kineziologie kolenního kloubu

Kolenní kloub je největším kloubem v lidském těle. Je vystaven obrovským tlakovým silám kvůli jeho umístění mezi dvěma dlouhými kostmi (Magee, 1997).

Kolenní kloub kříží celkem 12 svalů, které jsou vedle ligament důležitými stabilizátory. M. quadriceps femoris je významným absorbentem nárazů, čímž se podílí na prevenci degenerativních změn kloubu. Nepostradatelnou roli v tanci má jeho excentrická antigravitační funkce, která oponuje tíhové síle způsobující flexi kolene (např. při fáze loading response během chůzi nebo při pozici *plié*) a umožňuje deceleraci pohybu při doskoku.

M. biceps femoris jako zevní rotátor tibie se podílí na dokončení pohybu *turnout*. Svaly upínající se společným úponem pes anserinus na mediálním kondylu tibie se primárně podílí na flexi kolene (Clippinger, 2007). Vysokou incidenci v postavení kolenního kloubu má u baletek genum recurvatum. Toto postavení je dáno především ligamentozní laxicitou. Mírná hyperextenze v kolenním kloubu je v klasickém baletu považována za estetické postavení. Při tomto postavení může dojít k inverzi funkce těchto svalů posunem jejich úponu před osu otáčení, které poté pracují jako podpůrné extenzory kolene (Clippinger, 2007). Pokud se rotace v kolenním kloubu odehrává při dynamickém pohybu, kolenní kloub je odemčený a rotace nastává snadněji bez přetížení vazivového aparátu kolene (Clippinger, 2007). Rozsah rotace se zvyšuje se vzrůstající flexí a závisí na laxicitě ligament. Při 20° až 30° flexe je rozsah vnitřní rotace 20° - 30° a zevní rotace dosahuje až 45° (Magee, 1997), tento pohyb umožňuje rychlou změnu směru pohybu při kontaktu chodidla s

podložkou. Větší hodnota externí tibiální torze a zevní rotace v kolenním kloubu je u baletek velmi žádaná, neboť poskytuje větší rozsah pohybu do pozice *turnout* (Clippinger, 2007). K dosažení *turnout* pozice se často využívá techniky tzv. „šroubování kolen“ (screwing the knee), kdy tanečník vychází z pozice s flektovanými kyčelními i kolenními klouby a s chodidly svírajícími 180°, postupně se dostává do plné extenze dolních končetin, aniž by povolil zevní rotaci chodidel. Nastává tak kompenzační rotační pohyb v ostatních kloubech, který může vést k poranění, nejčastěji v tibiofemorálním nebo patellofemorálním kloubu (Bennell et al., 1999). Pasivní zevní rotace kyčelních kloubů by měla tvořit 70% – 77% celkového rozsahu *turnout* (Hamilton et al., 2005).

Plná extenze v kolenním kloubu je spojená s vnitřní rotací kyčle. Pokud tanečníci dosahují zevní rotace do pozice *turnout* ve statickém stoji při uzamčeném kolenním kloubu, vznikají střižné síly působící na kloub. Navíc dochází k laterálnímu postavení tuberositas tibie, tím ke zvýšení tahu m. quadriceps femoris a nárůstu kompresního tlaku na patellu (Clippinger, 2007). Podle Hamiltona et al. (1992) je 58% z celkového rozsahu pozice *turnout* dosaženo v kyčelním kloubu**,** zbylé procenta v ostatních kloubech. Určitý stupeň rotace tibie je fyziologický, např. při chůzi do schodů dochází k 7° až 14° zevní rotaci tibie (Hamill, Knutzen, 1995). Při pozici *plié* však může narůst postavení tibie do 27° zevní rotace, čímž podstatně narůstá riziko vzniku poranění kolenního kloubu (Clippinger, 2007).

Nejvíce zatěžující baletní pozicí na kolenní kloub je *grand plié*, při které působí velké síly na menisky a posteriorní zkřížený vaz (Escamilla, 2001). Vzniká také dislokační komponenta hamstringů působící na tibii. Tento pohyb by se měl provádět pomalu za plné neuromuskulární kontroly pohybu. Tato podmínka je u tanečníků většinou vyloučena rychlou dynamikou pohybu, anteverzním postavením pánve a prováděním v zevní rotaci, která vyřadí z činnosti pomocné svalové skupiny (např. adduktory), čímž narůstá požadavek na svalovou aktivitu m. quadriceps femoris a zvyšuje se kompresní síla na patellu (Clippinger, 2007).

Poranění oblasti kolenního kloubu u baletek

Nejčastějším onemocnění kolenního kloubu u baletek je patellofemorální syndrom a tzv. skokanské koleno. Patellární bolest se nejvíce projevuje při

opakované silové flexi kolene (např. *grand plié*), při kterých působí kompresní síly na patellu.

Dalšími anatomickými a biomechanickými faktory snižující stabilitu kolene a podílející se na vzniku tohoto syndromu jsou hyperextenze kolene, slabost m. vasus medialis, genum valgum, femorální anteverze, větší Q-úhel, zkrácení iliotibiálního traktu, zevní tibiální torze a pronační postavení chodidla. Tyto faktory se vyskytují většinou současně a dovolují větší laterální posun patelly, což vede ke střižnému silovému působení na patellu (Clippinger, 2007).

Jumper´s knee (skokanské koleno) je syndrom, který vzniká na podkladě iniciálního natržení úponu m. quadricepsu během jeho explozivní aktivace. Bolest je lokalizovaná inferiorním úhlu patelly, většinou vymizí po periodě klidového režimu. Zhoršení bolesti nastává po skocích či při odporované extenzi v kolenním kloubu.

Obdobným onemocnění je Osgood-Schlatter choroba, která zahrnuje poškození úponu m. quadricepsu odtržením apofýzy tuberositas tibie. Nejčastějším úrazovým mechanismem jsou skoky, běh a pozice *grand plié* (Clippinger, 2007).

Rizikovým faktorem těchto poranění je zkrácení m. triceps surae, který se podílí na absorpci silového působení během rychlých pohybů, dále růstový spurt, zvýšení intenzity tanečního tréninku a následné přetížení (Khan et al., 1995).

V akutní fázi je léčba zaměřená na kryoterapii a protizánětlivou léčbu s omezením silových flekčních a bolestivých pohybů v kolenním kloubu a skoků. Při poranění dochází k rychlé reflexní inhibici m. quadriceps femoris v důsledku redukci kompresních sil působících na patellu. Dlouhodobá rehabilitace se zaměřuje na posílení všech složek m. quadriceps femoris se zaměřením na m. vagus medialis v nebolestivém rozsahu pohybu. Někdy se využívá i elektrostimulace svalu.

V pozdější fázi je možné přejít k excentrickému posílení m. quadricepsu. Důležitá je korekce techniky dopadu ze skoku. Důraz by měl být kladen na rozehřátí svalů před začátkem každého tréninku. Pozitivních výsledků dosahuje využití ortéz nebo tapingu, ale pouze za předpokladu, že současně rozvíjíme adekvátní svalovou sílu. Při selhání konzervativní léčby přichází chirurgická intervence. Pro správnou koordinaci svalů v oblasti kolenního kloubu je nutné se zaměřit na svalovou souhru antagonistických dvojic (Clippinger, 2007).

M. quadriceps femoris je většinou třikrát silnější neţ jeho protihráči hamstringy (Hamill, Knutzen, 1995). Důležité je věnovat pozornost protažení hamstringů, m. tensor fascie latae a svalům pes anserinus (Clippinger, 2007).

2.7.5. Kineziologie hlezenního kloubu

Nevýhodou stability hlezna je neschopnost přizpůsobit se rotačnímu a úhlovému napětí, které by vedlo k jeho poranění, pokud by nebylo tlumeno ostatními strukturami chodidla. Subtalární everze uvolní klouby chodidla, umožní přizpůsobení terénu při došlapu a redukuje působení torzních sil.

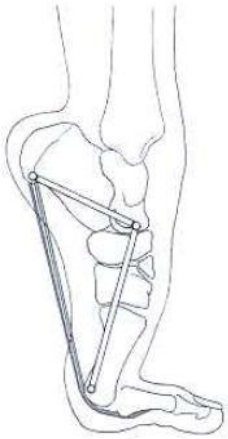
Klenba nožní zajišťuje pružně odvíjení nohy při chůzi (Gross, 2005). Talocrurální, subtalární a transversální tarsální kloub hrají klíčovou roli pro funkční pohyby chodidla. Ostatní distální klouby vytváří přídatné pohyby.

Pohyby v tranversálním tarsálním kloubu jsou významné pro tanečníky při stoji, kdy současná plantární flexe v talotibiálním, subtalárním a doplněná v transversotalarním kloubu může přispět k tzv. funkčnímu prodloužení chodidla.

Balet ve velké frekvenci pracuje v plantární flexi, což je pozice největšího oslabení ligamentum tibiofibulare anterius, které je často přetěžováno a vystaveno traumatickým změnám. Při jeho opakovaném poškození může vzniknout chronická instabilita hlezna a přítomnost abnormální pohyblivosti (Clippinger, 2007).

Metatarsální klouby poskytují minimální pohyb, metotarsophalangeální klouby svým rozsahu pohybu do extenze umožňují přenos váhy těla na přední část nohy při chůzi, u tance tak umožňují postavení na špičky prstů v pozici *demi-pointe* (viz obr. č. 7) (Clippinger, 2007).

Při pozici *demi-pointe* je namáhána plantární fascie, dochází také k velkým kompresivním silám působícím na sezamské kůstky, které umožňují distribuci zatížení a tlaku během chůze a běhu (Clippinger, 2007). Patní polštář je důležitým absorbentem nárazů. Ztráta tohoto mechanismu může vést k nárůstu nárazové amplitudy při heel strike a následnému nárůstu aktivity m. soleus a přetížení Achillovy šlachy (Levangie, Norkin, 2001).



Obrázek č. 7 Poloha chodidla při pozici *demi-pointe (Clippinger, 2007).*

Svaly hlezenního kloubu hrají významnou roli pro zvednutí hmotnosti těla, ale i při absorpci sil způsobených dopadem při chůzi, běhu nebo skoku. Mm. gastrocnemii jsou zodpovědné za silové propulzní pohyby založený na rychlé plantární flexi (např. skoky). M. soleus plní důležitou posturální funkci, neboť umožňuje zvednutí hmotnosti těla nad chodidlo (pozice *demi-plié*) a excentrickou aktivitou při stoji brání pádu těla dopředu. M. tibialis anterior zajišťuje až 80% síly dorzální flexe nohy, podílí se na přípravě fáze zvednutí těla na stoj na špičky. M. hallucis longus a m. flexor digitorum longus jsou významnými svaly pro produkci silového odrazu palce a prstů při rychlé chůzi nebo skoku. M. peroneus longus při stoji tlačí spodní mediální stranu chodidla směrem k podložce a pomáhá kontrolovat tlak vyvíjený na hlavičku prvního metatarsu. Při chůzi způsobuje iniciální pronaci nohy potřebnou pro odraz chodidla od podložky (Levangie, Norkin, 2001). M. peroneus brevis je důležitým svalem pro klasický balet, neboť umožňuje abdukci přednoží. Tento pohyb je využíván pro vytvoření tzv. „kosé šikmé nohy“, která tvoří základ mnoha baletních pozic (Clippinger, 2007).

Stabilní pozice pro nohu je nastavení v 90° hlezenního kloubu vzhledem k dolní končetině společně s jejím supinačním postavením. Pokud nastává plantární flexe spojená s pronací nohy a stoupnutím na vrchol prstů se zvednutím paty, (např. u baletek při použití baletní obuvi tzv. „špiček“) horní artikulační plocha talu se dostává mimo rovinu obou maleollů a umožňuje větší kloubní pohyblivost do ostatních směrů pohybu, čímž se snižuje stabilita kloubu. Pro zajištění stabilní pozice v plantární flexi je nutná aktivita svalů a napětí ligament. V této pozici nejčastěji dochází k distorzi ligament (Clippinger, 2007).

Demi-pointe, pointe

Těchto vlastností chodidla se v baletu využívá při pozicích *demi-pointe* nebo *pointe*. Pro estetické provedení pohybu je nezbytné dosáhnout alespoň 90° - 100° plantární flexe a 90° flexe v MTP kloubu palce. Klíčovými svaly pro postavení na špičku (*pointe*) nohou jsou m. flexor hallucis longus a m. flexor digitorum longus (především palce a druhého prstu) v koaktivaci s příslušnými dlouhými extenzory,

které flexí v MTP kloubech prstů umožní převedení z pozice *demi-pointe* do plné pozice *pointe*.

Plantární flexory jsou potřebné i pro absorbování energie a tlumení nárazu při doskoku. Adekvátní síla dlouhých flexorů prstů snižuje riziko vzniku tendinitidy Achillovy šlachy. Pro udržení dobrého stavu nohy je nezbytné provádět kompenzační cvičení pro udržení vyvážené souhry flexorů i extenzorů nohy. Z krátkých svalů nohy jsou pro pozici *pointe* významné mm. lumbricales et interossei, které svou synergistickou funkcí působí extenzi v IP kloubech a umožní tanečníkům postavení na špičky prstů (Clippinger, 2007).

Schopnost tančit na špičce palce vytváří kinematický řetězec od zad až po halux, proto každá funkční porucha v tomto řetězci může vést k přetěžování na ostatních částech cyklu (O´Kane, Kadel, 2008). Baletní tanečníci se vyznačují velkou silovou aktivitou plantárních flexorů, převážně m. triceps surae. Ostatní plantární flexory (m. tibialis posterior, m. peroneus longus) se podílí na vytvoření balanční stability v těchto pozicích a umožňují zvednout střední část nohy nezávisle na pozici prstů v plantární flexi. Jejich současná kokontrakce je nezbytná pro udržení chodidla v neutrálním postavení s vyloučením everze nebo inverze. U začínajících baletek bývají v převaze svaly umožňující inverzi nohy, která zvyšuje jeho stabilitu. Vzájemná svalová nesouhra je nejčastější příčinnou pádů z baletních pozic (Clippinger, 2007). Extrémní dorziflexi v hlezenním kloubu vyžaduje pozice *plié*, při které musí být kotník zpevněný pro nesení celé hmotnosti těla, zatímco dolní končetina dosahuje přes flexi v kyčelním a kolením kloubu pomocí maximální zevní rotace dolních končetin (Bennell et al., 1999). Jiná studie prokázala u 67% vyšetřovaných baletek nedostatek 10° dorsální flexe, která je potřebná pro normální krokový cyklus (Molnar, Esterson, 1997). Hamilton et al. (1992) potvrdil u 50% profesionálních tanečníků redukci rozsahu dorziflexe. Naproti tomu prokázal mnohem větší sílu plantárních flexorů v porovnání s ostatními sportovci. U baletek s větším výskytem poranění bylo zjištěno nižší dosažení pozice *plié* i rozsah pohybu do dorsální flexe hlezna. Do každodenního tréninku je vhodné zařadit protažení m. triceps surae, což snižuje riziko vzniku tendinitidy Achillovy šlachy (Clippinger,2007).

Hamilton et al. (1992) uvádí rozsah pohybu do plantární flexe u baletek ž 113°, Clippinger (2007) popisuje 97°. Minimální rozsah pohybu pro správné vykonávání

pohybu pointe z biomechanického i estetického hlediska je 90° rozsah do plantární flexe. Při rozsahu do plantární flexe se 10 – 40% pohybu odehrává v distálnějších kloubech od kloubu talokrurálního (subtalární, střední tarsální, metatarsophalangeální) (Levangie, Norkin, 2001). Tento pohyb nejenom protahuje svaly přední strany bérce, zároveň dochází k napětí kapsuly a ligament kloubu. Pro pozici *demi-pointe* je důležité dosažení 90° v MTP kloubu palce, tedy adekvátního protažení m. flexor hallucis longus (Clippinger, 2007).

Poranění oblasti hlezenního kloubu u baletek

Na jednotlivých strukturách hlezenního kloubu jsou současně generovány i pohlcovány velké síly, proto je tato oblast častým místem výskytu poranění. Hlezenní kloub musí při chůzi odolávat kompresním silám, které jsou až 5-krát větší než hmotnost celého těla a až 9 - 13-krát větším těmto silám při běhu (Hamill, Knutzen, 1995). Komplex nohy je proto nejčastější poraněnou strukturou u tanečníků (O´Kane, Kadel, 2008).

Nejběžnějším traumatickým poraněním je distorze hlezenního kloubu s poraněním ligament talárního i subtalárního kloubu. Až 85% distorze kotníku vzniká při násilném pohybu do inverze (Elias et al., 2008**)** nebo při nestabilním postavení kotníku v plantární flexi, často při dopadu ze skoku, pádu z otočky nebo chybném kroku. V mechanismu úrazu hraje významnou roli pozměněná mechanika chodidla (Clippinger, 2007).

Dalším poraněním je fascilitida plantární aponeurózy, jejíž příčinou jsou repetitivní skoky způsobující mikrotrauma v její struktuře a následný zánětlivý proces (Clippinger, 2007). Anatomické a biomechanické faktory podílející se na jejím vzniku zahrnují pes planus a cavus, zkrácený triceps surae a pronační postavení chodidla (Hamill, Knutzen, 1995).

Tendinitida m. flexor hallucis longi vzniká přetěžováním šlachy v pozici *demi-pointe* nebo *pointe*, projevuje se bolestivostí palce při pohybu. V patogenezi tendinitidy Achillovy šlachy hraje roli i charakter povrchu podložky při tanci. Rehabilitace zahrnuje nošení podpatku 1 -3 cm pro odlehčení Achillovy šlachy, viskoelastické vložky a taping.

U tanečníků jsou také často zánětlivě postiženy bursy, především povrchová bursa pod Achillovou šlachou jako následek opakované iritace tlakem okraje

baletních bot (Clippinger, 2007). Z dlouhodobé repetitivní zátěže může vzniknout tibiální stresový syndrom (shin splints) charakterizovaný bolestivostí na laterální a mediální straně bérce závislý, způsobený trakční silou svalů v místě jejich úponu na tibii. Z podobných rizikových faktorů vznikají i stresové fraktury, v jejichž patogenezi hraje významnou roli postavení chodidla v pronaci. Nejčastější postiženou strukturou v baletu je base druhého metatarsu**.** Další únavové zlomeniny mohou vyskytovat na fibule nebo na tibii, někdy v ossis cuboidei (Clippinger, 2007).

Impingement syndrom vzniká v důsledku extrémního rozsahu pohybu v hlezenním kloubu, kdy se při plantární nebo dorsální flexi dostává talus do kontaktu s tibií ventrálně nebo dorsálně, následkem toho vzniká buď anteriorní nebo posteriorní impingement syndrom (Clippinger, 2007). Anteriorní syndrom se objevuje primárně či sekundárně následkem opakovaných dorziflekčních sil působících na hlezenní klouby (O´Kane, Kadel, 2008). Vysokou incidenci u tanečníků má posteriorní impingement syndrom díky frekvenci pohybu v maximální plantární flexi, při které dochází ke kontaktu dorsální plochy tibie a talu. Je charakterizován otokem a bolestivostí za laterálním malleolem hluboko pod Achillovou šlachou.

Méně častými onemocněními jsou sesamoiditis, která vzniká tlakem na basi prvního článku palce (např. při pozici *demi-pointe*). Mortonova neuralgie je nakupení fibrózní tkáně v okolí senzitivního nervu (mezi 3. a 4. metatarsem), kde je tento nerv vulnerabilní k tlakové kompresy, která je v baletu způsobena úzkými botami (Clippinger, 2007).

V akutní fázi zahrnuje léčba kryoterapii, kontrolu bolesti a otoku a protizánětlivé léčbě. V následné fázi se přidává fyzikální terapie a zvětšování rozsahu pohybu v nebolestivém rozsahu pohybu (Malone, Hardaker,1990). Nakonec se přidává cvičení izometrická, funkční a proprioceptivní stimulace, cvičení v odlehčení (ve vodě) a postupné zatěžování kloubu. Pro prevenci poranění v tomto regionu je potřebné věnovat pozornost adekvátnímu posílení dorsálních flexorů pro podporu absorpce nárazu a vyvarování se silových pohybů do pronace. Práce v ucelených kinematických řetězcích, kloubní mobilizace nebo tapping mohou zlepšit symptomy. Někdy může pomoci i noční dlahování nebo snímatelná ortéza na chůzi (O´Kane, Kadel, 2008).

Speciální pozornost je nutné věnovat korekci odvinutí chodidla při doskoku nebo otočce, které jsou nejčastějším zdrojem poranění. Využívají se kompenzační pomůcky jako ortézy, podpory klenby, měkké podpatěnky, „shock-absorber“ vložky (Clippinger, 2007). U pooperační rehabilitační léčby postupně navyšujeme rozsah pohybu i svalovou sílu se zaměřením na proprioceptivní cvičení. Tanečníci by se měly vrátit po operační léčbě k plnému tréninku nejdříve po 6 měsících od operace (O´Kane, Kadel, 2008).

Pro prevenci úrazů nohy je důležitý správný výběr obuvi a trénink na podložce s vhodnými pružnými (elastickými) a frikčními (třecími) vlastnostmi (Clippinger, 2007).

3. CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

Cílem práce bude s využitím kinematické analýzy porovnat základní vztahy mezi jednotlivými úhlovými parametry chůze u skupiny baletních tanečníků a u běžné populace. Pomocí tohoto biomechanického měření bude možné objektivizovat vliv dlouhodobého baletního tréninku na změnu jednotlivých parametrů krokového cyklu, a tím ozřejmit možné nežádoucí efekty tohoto specifického pohybu na motorické chování.

Dílčí cíle:

1. Provedení kinematické analýzy chůze u baletních tanečníků a kontrolní skupiny.

2. Provedení kinematické analýzy úhlových parametrů chůze.

3. Analyzovat odlišnosti v úhlových parametrech krokového cyklu u baletních tanečníků a u osob, které se tanci nevěnují.

Vědecké otázky a hypotézy:

OTÁZKA 1

Má dlouhodobý baletní trénink vliv na změnu úhlových parametrů v jednotlivých kloubech DKK při chůzi?

$H0_1$ Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v hlezenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací:

H0 1a) Ve fázi Heel strike - kontakt paty s podložkou

H0 1b) Ve fázi Mid stance - střední stojné fázi

H0 1c) Ve fázi Toe off - odlepení palce od podložky

H0 1d) Ve fázi Initial swing - počáteční švihová fáze

H0 1e) Ve fázi Mid swing - mezišvih

H0 1f) Ve fázi Terminal swing - koneční švihová fáze

$H0_2$ Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kolenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací.

H0 2a) Ve fázi Heel strike - kontakt paty s podložkou

H0 2b) Ve fázi Mid stance - střední stojná fáze

H0 2c) Ve fázi Toe off - odlepení palce od podložky

H0 2d) Ve fázi Initial swing - počáteční švihová fáze

H0 2e) Ve fázi Mid swing - mezišvih

H0 2f) Ve fázi Terminal swing - konečná švihová fáze

$H0_3$ Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kyčelním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací

H0 3a) Ve fázi Heel strike - kontakt paty s podložkou

H0 3b) Ve fázi Mid stance - střední stojná fáze

H0 3c) Ve fázi Toe off - odlepení palce od podložky

H0 3d) Ve fázi Initial swing - počáteční švihová fáze

H0 3e) Ve fázi Mid swing - mezišvih

H0 3f) Ve fázi Terminal swing - konečná švihová fáze

$H0_4$ Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v anteverzním postavení pánve u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací.

H0 4a) Ve fázi Heel strike - kontakt paty s podložkou

H0 4b) Ve fázi Mid stance - střední stojná fáze

H0 4c) Ve fázi Toe off - odlepení palce od podložky

H0 4d) Ve fázi Initial swing - počáteční švihová fáze

H0 4e) Ve fázi Mid swing - mezišvih

H0 4f) Ve fázi Terminal swing - konečná švihová fáze

OTÁZKA 2

Mohou mít získané kineziologické a anamnestické údaje vliv na měřené kinematické hodnoty ve sledovaném souboru?

4. METODIKA

4.1. Sběr dat

Diplomová práce byla sepsána v časovém období od ledna 2013 do srpna 2014. V měsících leden-červenec 2013 byla vypracována teoretická část práce. Během podzimu 2013 došlo ke sběru poznatků k uskutečnění experimentu a v lednu 2014 bylo měření provedeno. Od února do července 2014 byla data získaná v měření převáděna ze systémů Qualisys a Kistler a následně statisticky zpracovávána v programu Microsoft Office Excel. V srpnu 2014 byla práce dokončena.

Měření experimentu bylo provedeno v laboratoři BEZ na UK FTVS pod vedením zkušených biomechaniků. Všechny přístroje, použité k realizaci měření, byly zdarma zapůjčeny fakultou a obsluhovány pod dohledem specialistů. Následné statistické zpracování bylo prováděno na vlastním počítači. Probandi se zúčastnili měření dobrovolně a bez nároku na honorář.

4.2. Obecná charakteristika výzkumu

V souladu se záměrem diplomové práce bylo provedeno biomechanické měření chůze u osob věnujících se baletnímu tanci za účelem zhodnotit kinematické úhlové parametry během chůze. Tyto údaje byly porovnány s údaji naměřenými stejnou metodou u osob běžné populace, které se baletem nezabývají.

Všechny testované osoby byly seznámeny s průběhem a podstatou měření. Každému probandovi studie bylo předloženo poučení a informovaný souhlas s měřením a následným anonymním zpracováním dat, které podepsal. (viz Příloha 2)

Vlastnímu biomechanickému měření předcházelo vyplnění dotazníku pro doplnění anamnestických údajů a aktuálního stavu pohybového systému. (viz Příloha č.3). Poté následovalo kineziologické vyšetření (viz příloha č.4).

4.3. Charakteristika sledovaných probandů

4.3.1. Základní údaje a vybrané antropometrické charakteristiky souboru

Výzkumu se zúčastnily 2 skupiny probandů. První skupina (7 probandů), byla tvořena osobami ve věku 22-25 let (žen), které se zabývají baletním tancem na profesionální úrovni a nebyla u nich zjištěna žádná významná patologie pohybového aparátu, úrazy či operace DKK. Zohledněna byla výška a tělesná hmotnost probandů a frekvence tanečního tréninku. Průměrná výška probandů byla 165 cm, průměrná hmotnost 54,6 kg.

Druhá, kontrolní skupina (7 probandů) zahrnuje jedince (ženy) z běžné populace, bez významnější patologie pohybového systému, neprovozující sportovní či jinou pohybovou činnost na profesionální úrovni. Věk probandů byl podobný jako u první skupiny, mezi 22 a 28 lety. Průměrná výška kontrolní skupiny byla 168 cm. Průměrná hmotnost 62 kg.

U obou skupin sledovaných probandů bylo provedeno anamnestické a kineziologické vyšetření.

4.3.2. Faktory ovlivňující pohybové chování ve sledovaném souboru

Žádný proband ve sledovaném baletním souboru nepoužíval pro běžné každodenní aktivity ortopedické pomůcky. Pouze jeden proband uvedl používání kolenní a kotníkové ortézy během tréninku a jeden v minulosti nosil bederní pás. U 5 probandů se objevovaly subjektivní potíže muskuloskeletálního systému, z toho ve 4 případech se jednalo o nespecifické vertebrogenní bolesti, dále se nejčastěji vyskytovaly problémy v oblasti nohy různého charakteru (bolestivost Achillovy šlachy a hlezenního kloubu, záněty drobných kloubů nohy).

Za důležitý faktor, který by se mohl významně ovlivnit stereotyp chůze, považujeme nošení baletní obuvi (tzv. „špiček“), které při dlouhodobém obutí způsobují deformity nohy. Ze souboru 7 probandů se v této taneční obuvi během tréninku pravidelně pohybuje všech 7. Až na jednoho probanda byla u všech tanečníků pomocí kineziologických testů zjištěna hypermobilita, především v segmentech páteře. Většina z probandů se z důvodů nedostatku času nevěnuje žádné kompenzační pohybové aktivitě (2 probandi uvedli plavání). Fyzioterapii v minulosti

vyhledali 2 probandi kvůli aktuálním problémům pohybového aparátu, nikdo pravidelně nevyužívá léčebnou rehabilitaci.

4.4. Vlastní měření

4.4.1. Anamnestické a kineziologické vyšetření probandů

U skupiny baletních tanečníků byly odebrány anamnestické údaje formou dotazníku a provedeno kineziologické vyšetření.

Dotazník by měl poskytnout informace o zdravotním stavu probanda, se zaměřením na pohybový aparát, a o frekvenci tanečního tréninku.

Kineziologický rozbor zahrnuje vyšetření stoje, stability stoje, palpaci reflexních změn - zaměřené na DKK a oblast trupu, vyšetření pasivní a aktivní hybnosti kloubů, vyšetření zkrácených svalů DKK a nejčastějších pohybových stereotypů DKK, vyšetření kloubní hypermobility.

4.4.2. Analýza chůze

4.4.2.1. Teorie provedení

Vlastní biomechanické měření bylo provedeno pomocí zařízení Qyalysis. Systém Qualysis používá vlastní vysokofrekvenční kamery pro přesné sledování pohybu měřeného objektu s využitím pasivních či aktivních markerů. Jedná se o velmi přesnou technologii, která poskytuje vysoce kvalitní data v reálném čase. Softwarové nástroje umožňují jak snadné výpočty základních kinematických veličin jako dráha, rychlost, zrychlení a úhlové charakteristiky, tak i náročné komplexní kalkulace.

Získaná data přístroje Qualysis byla dále zpracována a vyhodnocena.

4.4.2.2. Příprava probanda na kinematické vyšetření chůze

Před samotným měřením byla na analyzovaných probandech obou skupin vyhledána důležitá anatomická místa, která po nasnímání umožnila zobrazit v počítači model lidského těla.

Poté bylo na tato místa na kůži připevněno 39 markerů, které slouží k definování vybraných segmentů lidského těla.

Obrázek č. 9 Umístění markerů při měření chůze

1 – spina iliaca anterior superior

2 - spina iliaca posterior superior

3 – os sacrum

4 – caput femoris (nad trochanter major)

5 – střední část na laterální straně stehna

6 – epicondylus lateralis femoris

7 – epicondylus medialis femoris

8 – tuberositas tibiae

9 – distální část na laterální straně bérce (zhruba ⅓)

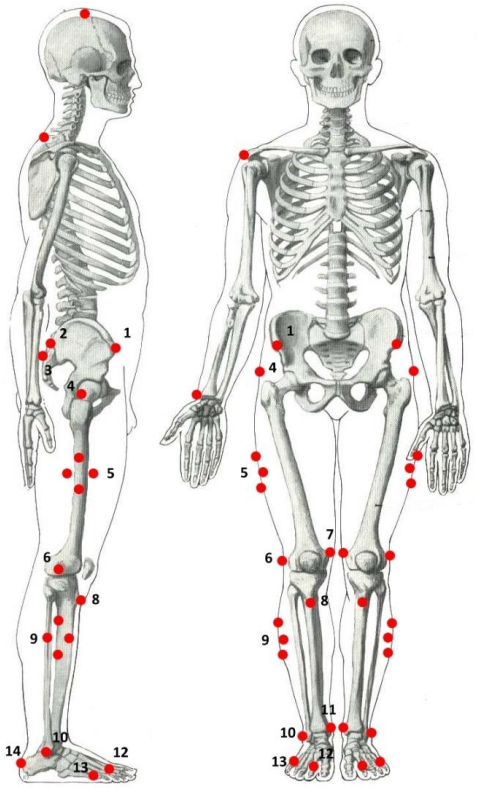
10 – maleolus lateralit

11 – maleolus medialis

12 – articulatio metatarsophalangea II. phalanx proximalis pedis

13 – articulatio metatarsophalangea V. phalanx proximalis pedis

14 – tuber calcanei



4.4.3. Realizace měření

Nejprve byl na jednotlivé probandy nalepen set markerů a to na určená anatomická místa. Markery byly umístěny přímo na kůži.

V laboratoři UK FTVS byl na podlahu nastřelen souřadný systém, aby bylo možné určit směr chůze probandů a zobrazit jednotlivé části těla pomocí souřadnicových bodů.

Probandi absolvovali 2 pokusy měření a chůze zároveň pomocí přístroje Qualysis.

Bylo provedeno kinematické měření, kdy se proband prošel po laboratoři, s markery umístěnými na těla a systém Qualysis zaznamenal dynamické hodnoty chůze. Měření trvalo 20 sekund.

Z naměřených dat byly získány souřadnice jednotlivých anatomických bodů v prostoru, které byly následně použity k porovnání jednotlivých skupin probandů.

4.5. Zpracování dat

4.5.1. Sledované parametry kinematické analýzy

Pro ověření pravdivosti hypotéz byla práce zaměřena na zkoumání pouze 8 označených u probandů. Jednalo se o markery umístěné na pravé dolní končetině a pánvi, aby bylo možné sledovat změny úhlových parametrů v jednotlivých kloubech. Sledována byla následující anatomická místa:

- Tuber calcanei
- 2 MTP proximální kloub nohy
- Malleolus medialis
- Malleolus lateralis
- Epicondylus medialis femoris
- Epicondylus lateralis femoris
- Spina iliaca anterior superior (SIAS)
- Spina iliaca posterior superior (SIPS)

Pro zjištění úhlových parametrů na dolních končetinách byla sledována vždy dvě anatomická místa a změna jejich postavení vůči ose nastavené v programu Qualisys.

Jednalo se o dvojice

- Tuber calcanei – 2MTP
- Malleolus medialis – Malleolus lateralis
- Epicondylus medialis femoris – Epicondylus lateralis femoris
- SIAS - SIPS

U těchto dvojic byly sledovány změny úhlových parametrů od osy

- tuber calcanei – 2MTP = velikost zevní rotace v hlezením kloubu
- malleolus medialis - malleolus lateralis = velikost zevní rotac v kolenním kloubu
- epicondylus medialis femoris – epicondylus lateralis femoris = velikost zevní rotace v kyčelním kloubu
- SIAS - SIPS = velikost anteverze pánve

Pro detekci rozdílů mezi měřením skupinou baletních probandů a kontrolní skupinou jsme sledovali úhlové parametry kinematické analýzy, které byly odvozeny ze závislostí hodnot těchto úhlů na čase s přihlédnutím k fázím krokového cyklu.

Jak vyplývá z hypotéz, bylo u každého probanda sledováno 6 částí krokového cyklu (zvoleno dělení krokové fáze dle Grosse, odtud bylo převzato 6 fází):

- fáze kontaktu paty s podložkou (Heel strike)
- střední stojná fáze (Mid stance)
- fáze odlepení palce od podložky (Toe off)
- počáteční švihová fáze (Initial swing)
- mezišvih (Mid swing)
- konečná švihová fáze (Terminal swing)

V programu Qualisys byly pro stoj i krokové fáze nalezeny příslušné časové údaje.

Data z Qualisys byly přeměněny na data c3d a z nich následně v programu c3d editor získány prostorové souřadnice x, y a z pro každé z 8 anatomických míst na těle.

Pro zjišťování polohy hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu byly využity souřadnice osy x a y, pro polohu pánve pak souřadnice osy x a z.

Další data byla sepsána v programu Microsoft Office Excel a dále statisticky zpracována.

4.5.2. Statistické zpracování dat

Naměřená data byla následně statisticky zpracována.

Z naměřených dat byl vypočítán aritmetický průměr, rozptyl a směrodatná odchylka. K testování platnosti nulových hypotéz, tedy pro zjištění závislosti mezi skupinami probandů a kinematickými parametry chůze, byl použit parametrický F-test (test rozdílu dvou rozptylů). Vypočtená statistická hodnota F byla porovnána s tabulkovou kritickou hodnotou F u stupně volnosti (n-1) v Gaussově rozdělení. Pokud by hodnota F >Fkritická -> zamítneme nulovou hypotézu. Pokud by hodnota F <Fkritická -> nemůžeme nulovou hypotézu zamítnout.

Hypotézy byly testovány jako nulové na hladině statistické významnosti $p<0,05$. Na základě výsledků těchto testů bylo možné určit, zda rozdíly v kinematických parametrech chůze mezi oběma skupinami probandů jsou či nejsou statisticky významné.

5. Výsledky

V této práci bylo zjišťováno, jak se odlišuje průběh chůze u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací. Pomocí kinematické analýzy chůze byly určeny základní úhlové parametry na dolních končetinách (hlezenní kloub, kolenní kloub a kyčelní kloub) a pánvi. Pohyby v jednotlivých kloubech byly testovány v rovině transversální – jednalo se pouze o abdukci v hlezenním kloubu, zevní rotaci v kolenním kloubu (zevní rotaci bérce), zevní rotaci v kyčelním kloubu a v případě pánve o anteverzi (rotace kole horizontální osy).

Pro zamítnutí nulové hypotézy pro danou situaci bylo nutné dosáhnout statisticky významného výsledku při porovnání hodnoty F a Fkritické. Kritická hodnota F u stupně volnosti n-1, což je v našem případě 6 (7 členů každé skupiny - 1), činí 5,82.

5.1. Výsledky k vědeckým otázkám

5.1.1. Vědecká otázka 1

Má dlouhodobý baletní trénink vliv na změnu úhlových parametrů v jednotlivých kloubech DKK a v pánvi při chůzi?

Tato vědecká otázka byla řešena ve 4 hypotézách ($H0_1$– $H0_4$). Hypotézy byly zaměřeny na zjišťování změn úhlových parametrů v jednotlivých kloubech v transversální rovině (zevní rotace v hlezenním kloubu, zevní rotace v kolenním kloubu, zevní rotace v kyčelním kloubu a anteverze pánve). Každá z hypotéz ($H0_1$ – $H0_4$) byla zkoumána v jednotlivých fázích krokového cyklu (vybráno 6 fází dle Grosse)

5.1.1.1. Výsledek k hypotéze $H0_1$

Hypotéza $H0_1$ zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v hlezenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací*“ a byla ověřována v 6 fázích krokového cyklu.

Výsledek k hypotéze $H0_1$a)

Hypotézu $H0_1$a), jež zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v hlezenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Heel strike – kontakt paty s podložkou*“ nemůžeme zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č.1 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v hlezenním kloubu ve fázi Heel strike

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	14,63	8,69
Rozptyl [°]	79,93	98,25
Směrodatná odchylka [°]	8,94	9,91
F-test	0,81	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 2 Porovnání hodnoty F- testu z hodnotou F-krit. – hlezenní kloub fáze Heel strike

F-test	F-krit.
0,81	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v zevně rotačním v hlezenním kloubu při chůzi ve fázi Heel strike

Výsledek k hypotéze $H0_1$b)

Hypotézu $H0_1$b), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v hlezenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi ve fázi Mid stance – střední stojné fázi*“, nelze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 3 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v hlezenním kloubu ve fázi Mid stance

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	14,67	5,89
Rozptyl [°]	28,32	13,19
Směrodatná odchylka [°]	5,32	3,63
F-test	2,15	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 4 Porovnání hodnoty F- testu z hodnotou F-krit. – hlezenní kloub fáze Mid stance

F-test	F-krit.
2,15	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v hlezenním kloubu při chůzi ve fázi Mid stance

Výsledek k hypotéze $H0_1$c)

Hypotézu $H0_1$c), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v hlezenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi ve fázi Toe off – odlepení palce od podložky*“, nelze zamítnout, neboť hodnota F není větší než hodnota Fkrit.

Tabulka č. 5 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v hlezenním kloubu ve fázi Toe off

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	18,34	7,53
Rozptyl [°]	33,85	26,24
Směrodatná odchylka [°]	5,82	5,12
F-test	1,29	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 6 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – hlezenní kloub fáze Toe off

F-test	F-krit.
1,29	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v hlezenním kloubu při chůzi ve fázi Toe off.

Výsledek k hypotéze $H0_1$d)

Hypotézu $H0_1$d), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v hlezenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Initial swing – počáteční švihová fáze*“, nelze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 7 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v hlezenním kloubu ve fázi Initial swing

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	23,48	15,6
Rozptyl [°]	166,84	36,72
Směrodatná odchylka [°]	12,92	6,06
F-test	4,54	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 8 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – hlezenní kloub fáze Initial swing

F-test	F-krit.
4,54	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v hlezenním kloubu při chůzi ve fázi Initial swing.

Výsledek k hypotéze $H0_1$e)

Hypotézu $H0_1$e), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v hlezenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi ve fázi Mid swing – mezišvih*“, nelze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 9 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v hlezenním kloubu ve fázi Midswing

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	16,47	13,2
Rozptyl [°]	17,96	20,35
Směrodatná odchylka [°]	4,23	4,51
F-test	0,88	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 10 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – hlezenní kloub fáze Midswing

F-test	F-krit.
0,88	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v hlezenním kloubu při chůzi ve fázi Midswing.

Výsledek k hypotéze $H0_1$f)

Hypotézu $H0_1$f), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v hlezenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Terminal swing – konečná švihová fáze*“, nelze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 11 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v hlezenním kloubu ve fázi Terminal swing

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	14,73	5,88
Rozptyl [°]	52	15,09
Směrodatná odchylka [°]	7,21	3,88
F-test	3,45	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 12 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – hlezenní kloub fáze Terminal swing

F-test	F-krit.
3,45	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v hlezenním kloubu při chůzi ve fázi Terminal swing.

5.1.1.2. Celkové zhodnocení postavení v hlezenním kloubu

Pokud bychom měli zhodnotit celkové postavení hlezenního kloubu ve smyslu zevní rotace při chůzi, zjistili bychom, že není statisticky významný rozdílu v postavení kloubu mezi skupinou baletních tanečnic a kontrolní skupinou.

U obou skupin byla zjištěna jistá tendence k zevně rotačnímu postavení v hlezenním kloubu ve všech fázích krokového cyklu.

5.1.1.3. Výsledek k hypotéze $H0_2$

Hypotéza $H0_2$ zněla: *„Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kolenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací“* a opět byla ověřována v 6 fázích krokového cyklu.

Výsledek k hypotéze $H0_2$a)

Hypotézu $H0_2$a), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kolenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Heel strike – kontakt paty s podložkou*“, nelze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 13 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kolenním kloubu ve fázi Heel strike

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	25,31	13,29
Rozptyl [°]	28,97	67,14
Směrodatná odchylka [°]	5,38	8,19
F-test	0,43	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 14 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kolenní kloub fáze Heel strike

F-test	F-krit.
0,43	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kolenním kloubu při chůzi ve fázi Heel strike.

Výsledek k hypotéze $H0_2$b)

Hypotézu $H0_2$b), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kolenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Mid stance – střední stojná fáze*“, můžeme zamítnout pro tuto situaci, neboť hodnota F převyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 15 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kolenním kloubu ve fázi Mid stance

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	26,16	10,42
Rozptyl [°]	89,31	14,44
Směrodatná odchylka [°]	9,45	3,8
F-test	6,18	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 16 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kolenní kloub fáze Mid stance

F-test	F-krit.
6,18	5,82

F >Fkrit.

Rozdíl rozsahu pohybu do zevní rotace v kolenním kloubu mezi skupinou baletních tanečnic a kontrolní skupinou dosáhl signifikantního úrovně. V tomto případě lze tedy říci, že ve fázi Mid stance – střední stojné fáze, mají baletní tanečníci prokazatelně výraznější zevně rotační postavení v kolenním kloubu.

<u>Výsledek k hypotéze $H0_2$c)</u>

Hypotézu $H0_2$c), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kolenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Toe off – odlepení palce od podložky*“, nelze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 17 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kolenním kloubu ve fázi Toe off

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	35,02	22,17
Rozptyl [°]	127,36	84,52
Směrodatná odchylka [°]	11,29	9,19
F-test	1,51	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 18 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kolenní kloub fáze Toe off

F-test	F-krit.
1,51	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kolenním kloubu při chůzi ve fázi Heel strike.

Výsledek k hypotéze $H0_2$d)

Hypotézu $H0_2$d), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kolenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Initial swing – počáteční švihová fáze*“, nelze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 19 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kolenním kloubu ve fázi Initial swing

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	27,6	18,66
Rozptyl [°]	68,17	75,97
Směrodatná odchylka [°]	8,26	8,72
F-test	0,89	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 20 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kolenní kloub fáze Initial swing

F-test	F-krit.
0,89	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kolenním kloubu při chůzi ve fázi Initial swing

Výsledek k hypotéze $H0_2$e)

Hypotézu $H0_2$e), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kolenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Mid swing – mezišvih*“, nelze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 21 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kolenním kloubu ve fázi Midswing

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	26	28,5
Rozptyl [°]	75	118,26
Směrodatná odchylka [°]	8,66	10,87
F-test	0,63	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 22 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kolenní kloub fáze Midswing

F-test	F-krit.
0,63	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kolenním kloubu při chůzi ve fázi Midswing

Výsledek k hypotéze $H0_2$f)

Hypotézu $H0_2$f), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kolenním kloubu u baletních tanečníků*

v porovnání s běžnou populací ve fázi Terminal swing – konečná švihová fáze“, neleze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 23 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kolenním kloubu ve fázi Terminal swing

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	30,58	32,791
Rozptyl [°]	93,54	22,28
Směrodatná odchylka [°]	9,671	4,72
F-test	4,19	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 24 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kolenní kloub fáze Terminal swing

F-test	F-krit.
4,19	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kolenním kloubu při chůzi ve fázi Midswing

5.1.1.4. Celkové zhodnocení postavení v kolenním kloubu

Statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kolenním kloubu při chůzi nelze potvrdit. Pouze v 1 z 6 fází krokového cyklu byl nalezen signifikantní výsledek a to ve fázi Mid-stance, tedy střední stojné fázi kroku. V ostatních fázích nemůžeme nulovou hypotézu zamítnout.

Stejně jako u hlezenního kloubu, i v případě kolenního kloubu bylo zjištěno, že obě skupiny mají v celé fázi krokového cyklu nastavené dolní končetiny vice do zevní rotace.

5.1.1.5. Výsledek k hypotéze $H0_3$

Hypotéza $H0_3$ zněla: „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kyčelním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací*“ a byla ověřována v 6 fázích krokového cyklu.

Výsledek k hypotéze $H0_3$a)

Hypotézu $H0_3$a), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kyčelním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Heel strike – kontakt paty s podložkou*“, můžeme zamítnout, neboť hodnota F převyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 25 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kyčelním kloubu ve fázi Heel strike

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	8,85	4,19
Rozptyl [°]	48,66	5,17
Směrodatná odchylka [°]	6,98	2,27
F-test	9,41	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 26 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kyčelní kloub fáze Heel strike

F-test	F-krit.
9,41	5,82

F >Fkrit.

V tomto případě dosáhl rozdíl rozsahu pohybu do zevní rotace v kyčelním kloubu mezi skupinou baletních tanečnic a kontrolní skupinou signifikantního úrovně. Lze tedy říci, že ve fázi Heel strike – kontakt paty s podložkou, mají baletní tanečníci prokazatelně výraznější zevně rotační postavení v kyčelním kloubu.

Výsledek k hypotéze $H0_3$b)

Hypotézu $H0_3$b), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kyčelním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Mid stance – střední stojná fáze*“, neleze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 27 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kyčelním kloubu ve fázi Mid stance.

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	6,35	9,33
Rozptyl [°]	13,68	13,68
Směrodatná odchylka [°]	3,69	7,38
F-test	0,25	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 28 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kyčelní kloub fáze Mid stance

F-test	F-krit.
0,25	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kyčelním kloubu při chůzi ve fázi Mid stance.

Výsledek k hypotéze $H0_3$c)

Hypotézu $H0_3$c), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kyčelním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Toe off – odlepení palce od podložky*“, neleze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 29 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kyčelním kloubu ve fázi Toe off

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	8,04	9,77
Rozptyl [°]	41,76	26,13
Směrodatná odchylka [°]	6,46	5,11
F-test	1,59	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 30 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kyčelní kloub fáze Toe off

F-test	F-krit.
1,59	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kyčelním kloubu při chůzi ve fázi Toe off.

Výsledek k hypotéze $H0_3$d)

Hypotézu $H0_3$d), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kyčelním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Initial swing – počáteční švihová fáze* “, neleze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 31 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kyčelním kloubu ve fázi Initial swing

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	18,28	11,85
Rozptyl [°]	89,95	59,78
Směrodatná odchylka [°]	9,48	7,73
F-test	1,5	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 32 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kyčelní kloub fáze Intitial swing

F-test	F-krit.
1,5	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kyčelním kloubu při chůzi ve fázi Initial swing.

Výsledek k hypotéze $H0_3$e)

Hypotézu $H0_3$e), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kyčelním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Midswing – mezišvih*“, neleze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 33 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kyčelním kloubu ve fázi Midswing

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	10,7	10,19
Rozptyl [°]	43,76	29,91
Směrodatná odchylka [°]	6,61	5,47
F-test	1,46	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 34 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kyčelní kloub fáze Midswing

F-test	F-krit.
1,46	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kyčelním kloubu při chůzi ve fázi Midswing.

Výsledek k hypotéze $H0_3$f)

Hypotézu $H0_3$f), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kyčelním kloubu u baletních tanečníků*

v porovnání s běžnou populací ve fázi Terminal swing – konečná švihová fáze“, neleze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 35 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kyčelním kloubu ve fázi Terminal swing

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	18,16	6,98
Rozptyl [°]	123,45	21,75
Směrodatná odchylka [°]	11,11	4,66
F-test	5,67	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 36 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kyčelní kloub fáze Terminal swing

F-test	F-krit.
5,67	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v zevně rotačním postavení v kyčelním kloubu při chůzi ve fázi Terminal swing.

5.1.1.6. Celkové zhodnocení postavení v kyčelním kloubu

Pokud bychom měli zhodnotit celkové postavení v kyčelním kloubu ve smyslu zevní rotace při chůzi, zjistili bychom, že pouze ve fázi Heel strike – kontakt paty s podložkou je statisticky významný rozdíl v postavení kloubu mezi skupinou baletních tanečnic a kontrolní skupinou. Musíme však brát v potaz velký rozptyl hodnot u skupiny baletních tanečnic.

Ani v případě kyčelního kloubu nelze říci, která skupina má tendenci k výraznějšímu zevně rotačnímu postavení v kyčelním kloubu. U obou skupin bylo však zjištěno zevně rotační postavení v celé fázi krokového cyklu.

5.1.1.7. Výsledek k hypotéze $H0_4$

Hypotéza $H0_4$ zněla: *„Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v anteverzním postavení pánve u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací“* a byla ověřována v 6 fázích krokového cyklu

Výsledek k hypotéze $H0_4$a)

Hypotézu $H0_4$a), která zněla *„Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v anteverzním postavení pánve u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Heel strike – kontakt paty s podložkou“,* neleze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 37 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů anteverze pánve ve fázi Heel strike

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	9,92	8,46
Rozptyl [°]	28,82	7,04
Směrodatná odchylka [°]	5,37	2,65
F-test	4,09	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 38 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – pánev fáze Heel strike

F-test	F-krit.
4,09	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl anteverzním postavení pánve při chůzi ve fázi Heel strike.

Výsledek k hypotéze $H0_4$b)

Hypotézu $H0_4$b), která zněla *„Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v anteverzním postavení pánve u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Mid stance – střední stojná fáze“,* neleze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 39 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů anteverze pánve ve fázi Mid stance

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	9,35	9,13
Rozptyl [°]	17,94	13,18
Směrodatná odchylka [°]	4,24	3,63
F-test	1,36	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 40 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – pánev fáze Mid stance

F-test	F-krit.
1,36	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl anteverzním postavení pánve při chůzi ve fázi Mid stance

Výsledek k hypotéze $H0_4c$)

Hypotézu $H0_4c$), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v anteverzním postavení pánve u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Toe off – odlepení palce od podložky*“, neleze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 41 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů anteverze pánve ve fázi Toe off

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	15,28	12,96
Rozptyl [°]	21,05	5,39
Směrodatná odchylka [°]	4,59	2,32
F-test	3,9	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 42 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – pánev fáze Toe off

F-test	F-krit.
3,9	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl anteverzním postavení pánve při chůzi ve fázi Toe off.

Výsledek k hypotéze $H0_4$d)

Hypotézu $H0_4$d), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v anteverzním postavení pánve u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Initial swing – počáteční švihová fáze*“, neleze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 43 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů anteverze pánve ve fázi Initial swing

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	11,76	12,14
Rozptyl [°]	23,66	6,13
Směrodatná odchylka [°]	4,86	2,48
F-test	3,86	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 44 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – pánev fáze Initial swing

F-test	F-krit.
3,86	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl anteverzním postavení pánve při chůzi ve fázi Initial swing

Výsledek k hypotéze $H0_4$e)

Hypotézu $H0_4$e), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v anteverzním postavení pánve u baletních tanečníků v porovnání s běžnou*

populací ve fázi Midswing – mezišvih", neleze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 45 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů anteverze pánve ve fázi Midswing

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	9,73	11,64
Rozptyl [°]	18,57	8,55
Směrodatná odchylka [°]	4,31	2,92
F-test	2,17	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 46 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – pánev fáze Midswing

F-test	F-krit.
2,17	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl anteverzním postavení pánve při chůzi ve fázi Midswing

<u>Výsledek k hypotéze $H0_4$f)</u>

Hypotézu $H0_4$a), která zněla „*Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v anteverzním postavení pánve u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací ve fázi Terminal swing – konečná švihová fáze",* neleze zamítnout, neboť hodnota F nepřevyšuje hodnotu Fkrit.

Tabulka č. 47 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů anteverze pánve ve fázi Terminal swing

Statistické parametry	Baletky	Kontrolní skupina
Aritmetický průměr [°]	7,93	9,6
Rozptyl [°]	16,79	3,29
Směrodatná odchylka [°]	4,09	1,82
F-test	5,09	
Fkrit.	5,82	

Tabulka č. 48 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – pánev fáze Terminal swing

F-test	F-krit.
5,09	5,82

Mezi skupinami sledovaných probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v anteverzním postavení pánve při chůzi ve fázi Terminal swing.

5.1.1.8. Celkové zhodnocení postavení pánve

Z výsledků měření vyplývá, že nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v anteverzním postavení pánve mezi baletními tanečnicemi a kontrolní skupinou při chůzi. Obě sledované skupiny mají v průběhu krokového cyklu průměrně stejné tendence k anteverznímu postavení pánve. Bylo tedy zjištěno změněné postavení pánve ve smyslu anteverze u obou skupin, statisticky významný rozdíl však mezi skupinami není. Nastavení anteverzního postavení pánve se projevuje u obou skupin během všech fází krokového cyklu.

6. Diskuse

Lokomoce pomocí chůze je složitý pohybový úkon, který je sice zautomatizovaný, přesto velmi individuální, čímž ho lze využít i k identifikaci konkrétní osoby. Chůze je pro každého člověka značně charakteristická, proto nesnadno normovatelná. Nepravidelné odchylky při chůzi jsou známkou porušené funkce (Véle, 1997).

Chůze je velmi specifický pohyb jedince. Mění se vědomě či podvědomě v závislosti na zevních podmínkách (hluk, charakter podložky). Každý člověk má svou charakteristickou chůzi z hlediska kroku, tempa, rychlosti v jednotlivých fázích kroku nebo v držení těla. Kolik je lidí, tolik existuje chůzí (Kröschlová, 2003).

Cílem diplomové práce bylo objektivizovat vliv dlouhodobého baletního tréninku na změnu stoje a průběhu krokového cyklu, a tím ozřejmit možné nežádoucí efekty tohoto specifického pohybu na motorické chování. Z literárních zdrojů vyplývá, že pravidelný dlouholetý intenzivní baletní trénink vede k zatížení mnoha oblastí muskuloskeletálního systému, především dolních končetin, proto lze očekávat změnu pohybového projevu v běžných motorických stereotypech, tedy i v chůzi.

V souvislosti s dostupnými teoretickými poznatky týkajících se vlivu baletního tance na muskuloskeletální systém, které byly shrnuty v teoretické části, bylo cílem zjistit, zda existuje rozdíl v krokovém cyklu mezi skupinou baletních tanečníků a zdravé populace.

V experimentu bylo porovnáváno úhlové postavení kloubů dolních končetin a pánve. Z teoretických poznatků vyplývá, že baletní tanečníci jsou značně přetěžováni a musí zvládat obtížné taneční pozice, které vyžadují určité postavení v kloubech. Z tohoto předpokladu bylo vycházeno v případě této práce a proto byly do experiment zvoleny pouze některé pohyby v kloubech dolních končetin a v pánvi. Konkrétně se jednalo o pohyby v transverzální rovině v dolních končetinách – zevní rotace v hlezenním kloubu, zevní rotace v kolenním kloubu a zevní rotace v kyčelním kloubu. V případě pánve byl zvolen pohyb do rotace kolem horizontální osy – anteverze pánve. Tyto polohy bývají často voleny v baletním tréninku a proto byly vybrány k

testování. Cílem bylo zjistit, zda baletní tanečníci přenášejí tyto extrémní pohyby I do běžného stoje a chůze.

Pro hodnocení pohybového projevu byla zvolena chůze, jakožto základní pohybový stereotyp, který je esenciálním atributem každého jedince.

Chůze je nejen pod řídícím vlivem subkortikálních struktur, ale je ovlivňována i na podkladě zpracování aferentní signalizace z periferie: změnami proprioceptivní informace, vertebrogenními syndromy, poruchou senzomotorického vstupu, omezením rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech těla i bolestivými podněty. Bolestivá aference může měnit délku a rytmus kroku. Všechny tyto vlivy mohou ovlivňovat rozsah rotace trupu, sklon pánve, postavení páteře i končetin (Véle, 1997). Na individuálních odlišnostech v provedení stereotypu chůze se kromě eferentních příkazů spouštěných z programů CNS podílí i stav periferního muskuloskeletálního systému na periferii. Může se stát, že síla i rozsah pohybu budou stejné, přesto dojde ke změně kvality pohybu. Každodenní pohyby jsou individuálně získané pohybové stereotypy, které mají určitou míru plasticity (Lewit, 2003).

Studenti baletu jsou tvrdě a nekompromisně vedeni ke zvyšování rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech, především v kyčelním a hlezenním kloubu, i k navýšení svalové síly dolních končetin. Dlouhodobé silové zvětšování rozsahu pohybu a svalové síly často způsobuje poškození nebo poranění muskuloskeletálního systému (Bennell et al., 2001).

Pravidelné nadměrné zatížení pohybového aparátu může vést ke změně nastavení jednotlivých segmentů těla, a tím k vytvoření náhradních kompenzačních mechanismů (Lewit, 2003). Neadekvátní nastavení jednotlivých pohybových segmentů vede k nerovnoměrné distribuci svalového napětí a k asymetrickému zatížení muskuloskeletálních struktur (Vařeka, 2003).

Pokud dochází k nadměrném pohybovém zatížení postupně se snižuje pohybový výkon nebo je omezen pro únavu či bolest. Nadměrným tréninkem může dojít i ke strukturálnímu poškození. Dochází ke změnám motorických programů a zvyšuje se iradiace aktivity, která zhoršuje ekonomiku pohybu a celý muskuloskeletární systém tak postupně poškozuje (Véle, 1997).

Pohybové stereotypy jsou do značné míry individuální, jedinec si je vytváří během ontogeneze jako řetězec podmíněných a nepodmíněných reflexů nebo programů. Motorické stereotypy by měly umožnit co nejekonomičtější pohyb, který by vyžadoval vynaložení minimální energie (Lewit, 2003). Dysfunkce jednoho segmentu se v důsledku řetězení funkčních poruch promítne do provedení pohybových stereotypů, včetně chůze. Deformity v oblasti nohy ovlivňují nastavení i pohyb v proximálních částech dolní končetiny, ale i ve vyšších segmentech těla, především v pánvi, páteři a kořenových kloubech horních končetin (Vařeka, 2003).

Důležité je dívat se na jedince z holistického pohledu, nejen posuzovat odděleně pohyby jednotlivých segmentů těla. Vrchol flexe v kolenním kloubu během chůze je často spojován se závislostí vzrůstající křivky na rychlosti chůze. Podobně flexe v kyčelním kloubu závisí na pozici pánve, flexe kolenního kloubu a dorziflexe hlezenního kloubu pak na orientaci bérce, rotace v kyčelním kloubu a zvýšení úhlu chodidla se navzájem ovlivňují (Schutte et al., 2000).

Kinematické úhlové parametry jednotlivých kloubů by se měly posuzovat v korelaci s pohybem v ostatních vzdálenějších kloubech a segmentech těla.

6.1. Diskuse k vědecké otázce 1

Vědecká otázka 1 byla řešena ve čyřech hypotézách. Bylo zjišťováno, zda má dlouhodobý baletní trénink vliv na změnu úhlových parametrů v jednotlivých kloubech DKK a v pánvi při chůzi.

Hypotézy byly testovány jako nulové a byly zaměřeny na zjišťování změn úhlových parametrů v jednotlivých kloubech v transversální rovině (zevní rotace v hlezenním kloubu, zevní rotace v kolenním kloubu, zevní rotace v kyčelním kloubu a anteverze pánve). Každá z hypotéz byla zkoumána v jednotlivých fázích krokového cyklu (vybráno 6 fází dle Grosse)

Z celkových výsledků měření vyplývá, že hypotézy, které byly na začátku měření stanoveny, nemůžeme ve většině případů vyloučit. Znamená to tedy, že není významný statistický rozdíl v úhlových parametrech mezi sledovanými skupinami. Pouze ve dvou případech můžeme nulovou hypotézu vyloučit.

U obou sledovaných skupin probandů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu v transverzální rovině – do zevní rotace. Nutno však

podotknout, že u obou skupin bylo zjištěno zevně rotační postavení v hlezenním, kolenním I kyčelním kloubu a anteverzní postavení pánve ve všech fázích krokového cyklu. Z tohoto zjištění bychom mohli usuzovat, na chybu v měření, ve smyslu špatného odečtení sledovaných bodů, nebo špatného vyhodnocení. Nemůžeme ani vyloučit špatný stereotyp chůze také u kontrolní skupiny.

Tento výsledek by také mohl být připsán příliš malé skupině měřených probandů. Měření bylo provedeno pouze na 7 probandech v každé skupině a pro statistické hodnocení je toto příliš malý počet. Abychom mohli s jistotou říci, zda je mezi skupinou baletních tanečnic a skupinou z běžné populace statisticky významný rozdíl, muselo by měření být provedeno v rámci většího počtu probandů.

6.1.1. Diskuse k hypotéze $H0_1$

Profesionální baletní tanečníci kvůli intenzivnímu tréninku se specifickými pohybovými prvky, vystavují své hlezenní klouby obrovskému stresovému zatížení. (Perry, 1992).

Pohyby v transversální rovině, které v této práci popisujeme jako zevní a vnitřní rotace, lze charakterizovat pohybem přednoží vůči zánoží, které jsou v uzavřeném kinematické řetězci nejčastěji popisovány jako supinace (pohyb dovnitř) a pronace (pohyb zevně). Jedná se o komplexní pohyby, na jejichž rozsahu se podílí především subtalární a Chopartův kloub. Osy těchto kloubů jsou šikmé, proto nelze jejich pohyb vymezit do jedné anatomické roviny. Pohyby v kloubech při chůzi probíhají v uzavřeném kinematické řetězci, kde izolovaný pohyb v jednom směru je prakticky nemožný. Funkční pohyb nohy zahrnuje více komponent pohybu v různých rovinách a ve všech kloubech nohy (talocrurální, subtalární, Chopartův). Tyto pohyby hrají významnou roli při chůzi, běhu i tanci.

Pohyby ve smyslu supinace a pronace jsou zásadní pro přizpůsobení nohy terénu při došlapu a pružnému odvíjení chodidla při chůzi. Poskytují ochranu měkkých tkání uložených v plosce před stlačením, neboť noha musí odolávat velkému vertikálnímu zatížení (Gross, 2005). Snížený rozsah těchto pohybů u baletek se může odrazit v narušení funkce chodidla a tím přispět k přetěžování jeho struktur, které následně nemohou zajistit adekvátní tlumení nárazu při došlapu. Vzniklé síly musí být tlumeny ve vyšších segmentech těla, které nejsou na tuto úlohu uzpůsobeny, což může vést k jejich poškození.

Baletky se denně pohybují v extrémní plantární flexi, což je pro hlezenní kloub nestabilní pozice, která vyžaduje současnou kokontrakci všech plantárních flexorů pro udržení chodidla v neutrálním postavení s vyloučením everze nebo inverze (Clippinger, 2007).

Můžeme se tedy domnívat, že baletky svojí zdokonalenou svalovou synergií, kterou zajišťují stabilitu hlezna v náročných balančních situacích (např. pozice pointe), používají tuto svalovou koaktivaci i ve stereotypu chůze, čímž dochází k eliminaci pohybů nohy v obou rovinách. Tento poznatek by mohl zdůvodnit výsledky měření, tj. nenalezení statisticky významného rozdílu v pohybu hlezenního kloubu do zevní rotace.

Měření a posuzování rozsahu pouze v transversální nebo sagitální rovině však neposkytne obraz o funkčním pohybu nohy. Je nezbytné vždy hodnotit rozsahy pohybu v oblasti nohy ve vzájemné souvislosti mezi jednotlivými rovinami.

Pro hodnocení změn postavení v hlezenním kloubu u baletních tanečnic bychom tedy měli zjišťovat rozsah pohybu ve všech rovinách. I přes zamítnuté hypotézy dále předpokládám, na základě teoretických poznatků, že dlouhodobý trénink baletních tanečnic má vliv na postavení hlezenního kloubu při chůzi.

6.1.2. Diskuse k hypotéze $H0_2$

Kolenní kloub je hlavním faktorem pro stabilitu a mobilitu normálního vzoru chůze (Perry, 1992).

Mechanismus pronace a supinace je důležitým faktorem pro nastavení správné pozice kolenního kloubu, neboť pohyby v kloubech nohy jsou sdruženy s rotací tibie v určitém směru. Pokud tedy dochází k pohybu nohy v transverzální rovině, měla by se současně odehrávat odpovídající rotace v kolenním kloubu.
U měřených probandů jsme zaznamenali signifikantní výsledek pouze ve fázi Mid stance – střední stojné fázi. V tomto momentě byla zjištěna větší zevní rotace v kolenním kloubu u baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací.

Dle Vařeky a Vařekové (2009) se však po nárazu mění rotace v subtalárním kloubu z mírné supinace do pronace. Tato změna rotace nastává ve chvíli kontaktu

hrbolu patní kosti a má vliv na následnou addukci talu a vnitřní rotaci tibie, což přetrvává i ve fázi Mid stance.

Baletky často kompenzují nedostatečnou zevní rotaci v kyčelních kloubech rotací v ostatních kloubech dolní končetiny, čímž přetěžují ligamentozní aparát a podporují tak nestabilitu kloubů, která musí být zajišťována dynamickou aktivitou svalů. Z anatomicko-funkčních vztahů kloubů dolní končetiny je flexe kolenního kloubu při zatížení spojená s vnitřní rotací bérce a pronací (everzí) paty (Vařeka, 2003). Pokud se rotace v kolenním kloubu odehrává při dynamickém pohybu, kolenní kloub je odemčený a rotace nastává snadněji bez přetížení vazivového aparátu kolene (Clippinger, 2007). Rotační pohyby kolenního kloubu umožňují rychlou změnu směru pohybu při kontaktu chodidla s podložkou (Clippinger, 2007).

Obecně lze říci, že u tanečníků můžeme pozorovat větší nastavení kolene do zevní rotace. Pohyb do zevní rotace kolenního kloubu tanečníci často využívají při základní pozici turnout. Pokud plného nastavení 180° zevní rotace dolních končetin nedosáhnou v kloubu kyčelním, dotahují zbytek pohybu pomocí kolenních a hlezenních kloubů, čímž namáhají ligamentózní aparát, což se pak může projevit při chůzi zvýšeným pohybem kolenního kloubu do zevní rotace.

Neboť bylo u měřených baletních tanečnic dosaženo většího rozsahu pohybu do zevní rotace v transversální rovině ve fázi Mid-stance, můžeme předpokládat, že kvůli zvýšení pasivních rotačních pohybů v kolenním kloubu nejsou schopny svalovou koordinací zajistit požadovanou stabilitu kloubu při chůzi.

Zevní rotace kolenního kloubu je během krokového cyklu spojená s jeho extenzí. U tanečníků jsme však zaznamenali větší rozsah do zevní rotace kolenního kloubu během stojné faze kroku. Přiměřená kloubní stabilita jako předpoklad efektivního pohybu lze navodit převážně v uzavřeném kinematickém řetězci (Dvořák, 2005). Při zatížené dolní končetině ve stojné fázi vykazují tanečníci horší kontrolu kolenního kloubu v transversální rovině, zatímco v otevřeném kinematickém řetězci, který obecně vyžaduje vyšší nároky na řízení motoriky, se tendence k výraznějšímu zevně rotačnímu postavení neprojevila.

Opět můžeme výsledky měření přisoudit příliš malému počtu probandů. Podobně jako u hlezenního kloub, i zde by bylo vhodné zkoumat pohyby kolenního kloubu i v dalších rovinách, aby byl poskytnut komplexnější pohled na pohyb kolenního kloubu v průběhu chůze.

6.1.3. Diskuse k hypotéze $H0_3$

Kyčelní kloub je u baletních tanečníků bezesporu nejvíce přetěžovanou strukturou. Většina baletních pozic je založená na dosažení extrémních rozsahů v tomto kloubu. Ačkoli je kyčel považována za jeden z nejstabilnějších kloubů v lidském těle, excesivním tréninkem mohou baletky zvýšit laxicitu okolních struktur kloubu, který následně poskytne požadovanou
mobilitu, stává se tím však místem se zvýšenou predilekcí k degenerativním a traumatickým onemocněním.

V této práci byl u kyčelního kloubu sledován pohyb v transverzální rovině – zevní rotace.

Mnoho pohybů u baletek se odehrává ve velké zevní rotaci. Svalová síla narůstá především u svalů, které jsou intenzivně zapojovány v baletním tréninku. Zvýšenou sílu můžeme pozorovat u zevních rotátorů, abduktorů i adduktorů. Zevní rotátory jsou „prime movers" pro základní pozici turnout, abdukční pohyby jsou zase nezbytné pro elevační pohyby jako developpé, které tvoří základ baletního umění (Bennell et al., 2001).

Větší rozsah pohybu zevní rotace vidíme u pokročilých baletek, nelze však jednoznačně říci, zda je to důsledek dlouholetého tréninku nebo predispozice k hypermobilitě či zvýšenou anteverzí krčku femuru (Bennell et al., 1999).

Významný rozdíl v zevní rotaci kyčelního kloubu mezi baletními tanečnicemi a kontrolní skupinou bylo zjištěn pouze ve fázi Heel strike – úderu paty o podložku. Baletní tanečnice mají dle výsledků výrazně větší zevní rotaci v tomto momentě. V ostatních fázích kroku nebyl nalezen signifikantní rozdíl mezi skupinami.

Při provedení baletních pozic by se měl největší podíl rozsahu odehrávat právě v kyčelních kloubech, aby se zamezilo zvýšeným napětím působící na ligamentózní aparát kolenního a hlezenního kloubu a tím se eliminovalo riziko vzniku případného poranění (Bennell et al., 1999).

Pokud by baletky při chůzi projevily především zvýšení rotačních pohybů v kyčelním kloubu, mohli bychom předpokládat, tže při mechanismu pohybu do tanečních figur využívají hlavně kyčelní strategii zevní rotace, která je z hlediska stresového zatížení muskuloskeletálního systému dolní končetiny šetrnější.

Z výsledků výzkumu však tento předpoklad nevyplývá, neboť ve většině fází krokového cyklu se výrazně zevně rotační pohyby u baletek neprojevily. Můžeme se

tedy domnívat, že baletky tento mechanismus pohybu nevyužívají a přetěžují tedy muskuloskeletální systém. I zde je však důležité zdůraznit velmi malý počet probandů v obou hodnocených skupinách, který by mohl být významným faktorem toho, proč byly hypotézy zamítnuty.

6.1.4. Diskuse k hypotéze $H0_4$

Baletky se při provedení tanečních figur nacházejí často v balanční pozici stoje na jedné dolní končetině. Tímto bychom u nich očekávali efektivnější posturální stabilitu oproti netrénované populaci.

Rotace pánve je základem pro ekonomickou a koordinovanou chůzi (Janda, 1999). Dosažení schopnosti kontrolovat pohyb pánve současně pohybem dolních končetin je podstatným faktorem pro rozvoj tanečních dovedností.

Značný význam na vyváženém postavení pánve a dolních končetin mají ischiokrurální svaly a flexory kyčelních kloubů (Kolář, 2009). Pohyb pánve v sagitální rovině směrem dopředu je spojen se zvýšením lordózy v bederní oblasti, na jejímž vzniku participuje i m. iliopsoas (Véle, 1997). Anteverzní postavení pánve vede k namáhání lumbální oblasti páteře, neboť navozuje větší kontrakci flexorů kyčle (m. iliopsoas) a zvýšení tonu extenzorů lumbální páteře. Zvýšená anteverze pánve se může objevit také jako kompenzační mechanismum při oslabení extenzorů kyčle (Perry, 1992).

V oblasti pánve byl při výzkumu sledován antevezní pohyb pánve. U obou skupin však nebyl nalezen významný rozdíl v úhlovém postavení. Můžeme tedy usuzovat, že baletní tanečnice dokáží dostatečně kompenzovat pohyby pánve při baletních figurách a zvýšené anteverzní postavení, které se u nich často popisuje, se při běžné chůzi neprojeví.

6.2. Diskuse k vědecké otázce 2

Zabývali jsme se otázkou, zda získané kineziologické a anamnestické údaje mohou mít vliv na měřené kinematické hodnoty ve sledovaném souboru. Z důvodů vysoké variability mžných odpovědí a nízkém počtu probandů nebylo možné provést statistické hodnocení, proto je vyjádření k vědecké otázce 2 uvedeno pouze formou diskuze. Přesto zde můžeme najít některé souvislosti, které by mohly ovlivnit objektivitu měření (viz Příloha 5, Tabulka 49, 50).

Zohlednit musíme interindividuální variabilitu v mnoha okolnostech a malý počet probandů. V úvahu musíme brát i nehomogenitu testovaného souboru danou věkovým rozpětím a zdravotním stavem probandů. Ačkoli kritériem pro zařazení do vyšetřovaného souboru bylo dosažení profesionální úrovně baletního umění, absence významných patologických stavů muskuloskeletálního systému a operačních zákroků na dolních končetinách, můžeme u většiny tanečníků v anamnéze pozorovat výskyt problémů pohybového aparátu, u kterých se domníváme, že mají charakter spíše funkční poruchy z nadměrného zatížení svalového a skeletálního systému.

Při baletu ženy používají baletní obuv (tzv. „špičky“), která při dlouhodobém obutí způsobuje deformity nohy, svým tlakem může významně ovlivnit mechaniku nohy a tím i krokový cyklus. Také při provedení baletní chůze neexistuje zcela stejný způsob jejího provedení. Tanečníci k rozvíjení svých pohybových dovedností využívají mnoho různých forem chůze, např. nášlap přes paty, přes zevní hrany chodidel, chůze ve výponu (Kröschlová, 2003). Taneční chůze slouží spíše k tréninku, její využití v divadelním představení je omezené, proto se nevyžaduje zachování všech jejích dílčích aspektů pohybu. Její provedení se odlišuje podle dané vystudované konzervatoře, proto i u sledovaných probandů se mohla vyskytovat její variabilita.

Začátek provozování baletní činnosti je u probandů velmi různý, pohybuje se v rozmezí mezi 3. a 15. rokem. Tím vzniká i široké rozpětí počtu let věnovaných intenzivnímu tanečnímu tréninku, které se pohybuje mezi 8 až 21 roky.

Až na jednoho probanda byla zjištěna u všech vyšetřovaných tanečníků hypermobilita, zvýšený rozsah pohybu byl zaznamenán především v segmentech páteře. Hypermobilita vede k přetěžování, instabilitě a bolesti. Souvisí s pohybovou inkoordinací, neschopností utvářet kvalitní pohybové stereotypy a se zmenšenou

stabilitou (Lewit, 2003). Baletní tanečníci jsou obdařeni nadměrnými rozsahy pohybu páteře, kyčelních, koleních a hlezeních kloubů, které jsou klíčovým faktorem v provedení jejich umění. Samotný trénink přímo nevede k hypermobilitě těchto kloubů, její přítomnost je často daná dědičně. Studie ukazuje, že u baletních tanečníků se vyskytuje generalizovaná hypermobilita, která je výhodou pro jejich pohybové vyjádření (Grahame, Jenkins, 1972).

V současné době nejsou systémy Qualisys a Kistler známy významným zdrojem chyb při klinickém měření chůze. Jedná se především o nepřesnosti v určování antropometrických charakteristik, což je ovlivněno zejména zkušeností osoby, která palpaci provádí, ale také individuální tloušťkou vrstvy měkkých tkání. Další možný zdroj chyb je způsoben posunem reflexních značek vzhledem k bodu na kosti, neboť vlivem změn rychlosti a setrvačnosti dochází k posunu měkkých tkání vůči skeletu. Kinematická analýza představuje zcela neinvazivní a klienta nezatěžující metodu. Spolu s dalšími laboratorními přístrojovými metodami by se mohla v budoucnu stát součástí klinického vyšetření. Tato metoda umožňuje detekovat a kvantifikovat odchylky krokového cyklu, které při běžném vyšetření mohou uniknout naší pozornosti a tím lépe vymezit místa pohybového aparátu, která by zasluhovala pozornost fyzioterapie.

7. Závěr

Cílem diplomové práce byla snaha objektivizovat vliv dlouhodobého baletního tréninku na změnu jednotlivých parametrů krokového cyklu, a tím ozřejmit možné nežádoucí efekty tohoto specifického pohybu na motorické chování.

Na základě kinematické analýzy chůze byly u baletních tanečníků v průběhu krokového cyklu hledány rozdílné hodnoty vybraných úhlových parametrů v porovnání s kontrolní skupinou. Hypotézy byly testovány jako nulové. Snahou tedy bylo vyvrátit hypotézy, které popíraly rozdíl v úhlovém postavení kloubů dolních končetin a pánvi mezi skupinou baletních tanečníků a běžnou popuací.

Z teoretických poznatků vyplývá, že baletní tanečníci jsou značně přetěžováni a vyžaduje se, aby zvládali obtížné taneční pozice se specifickým postavením v kloubech. Tanečníci využívají při tanci speciální baletní chůzi a často trénují v pozicích, které zahrnují extrémní rotace v kloubech. Z tohoto předpokladu bylo vycházeno v případě této práce a proto byly do experiment zvoleny pouze některé pohyby v kloubech dolních končetin a v pánvi. Konkrétně se jednalo o pohyby v transverzální rovině v dolních končetinách – zevní rotace v hlezenním kloubu, zevní rotace v kolenním kloubu a zevní rotace v kyčelním kloubu. V případě pánve byl zvolen pohyb do rotace kolem horizontální osy – anteverze pánve. Tyto polohy bývají často voleny v baletním tréninku a proto byly vybrány k testování. Cílem bylo zjistit, zda baletní tanečníci přenášejí tyto extrémní pohyby i do běžné chůze.

V případě hlezenního kloubu jsou pohyby v tranversálním tarsálním kloubu významné pro tanečníky při stoji, ve výponu pak tanečník našlapuje na palec zevně rotované nohy. U kolenního kloubu je větší hodnota externí tibiální torze a zevní rotace v kolenním kloubu u baletek velmi žádaná, neboť poskytuje větší rozsah pohybu do pozice *turnout.* Plné provedení pozice *turnout*, popisující zevní rotaci obou dolních končetin, kdy chodidla jsou rotována o 180° vůči sobě, vyžaduje extrémní rozsah do zevní rotace v kyčelním kloubu. Pět klasických baletních pozic je založeno na této poloze nohou. Postavení pánve v anteverzi je v baletu nazýváno „repase“ pozice (relaxační, odlehčující poloha). Anteverzní postavení pánve vede k namáhání lumbální oblasti páteře. (Clippinger, 2007)

Ve výsledku výzkumu u hlezenního kloubu však nebyl nalezen signifikantní rozdíl v pohybu do zevní rotace mezi tanečníky a kontrolní skupinou.

Významného výsledku u kolenního kloubu bylo dosaženo pouze v krokové fázi Mid-stance, kdy se projevila větší zevní rotace u baletních tanečnic v porovnání s kontrolní skupinou.

V případě kyčelního kloubu byl nalezen významný rozdíl v zevně rotačním postavení pouze ve fázi Heel strike. Opět byl tento pohyb větší pro skupinu baletních tanečnic.

Výraznější rozdíl v anteverzním postavení pánve nebyl mezi skupinami zjištěn.

Přestože v případě kolenního a kyčelního kloubu byla nalezena odlišnost v zevně rotačním postavení u baletek, nelze z tohoto výsledku soudit na změněné postavení v průběhu celé chůze.

Výsledky studie tedy neprokázaly, že dlouhodobé intenzivní zatížení pohybového aparátu tanečním tréninkem vede ke změnám v chování jednotlivých pohybových segmentů během krokového cyklu. Hypotézy, které byly v této práci stanoveny, se tedy nepodařilo zamítnout.

V současné době není přístroj Qualisys význnamný zdrojem chyb při klinickém měření chůze. Chyby v měření by mohly být způsobeny posunem reflexních značek vzhledem k bodu na kosti, neboť vlivem změn rychlosti a setrvačnosti dochází k posunu měkkých tkání vůči skelet. Nedostatek zkušeností s kinematickou analýzou a s přístroji, kterými byla provedena, také mohl přispět k nedostatečným výsledkům. Za hlavní důvod vyvrácení hypotéz považuji příliš malé množství probandů, kteří se zúčastnili měření. Jask již bylo zíněno, u obou skupin bylo zjištěno zevně rotační postavení v hlezenním, kolenním i kyčelním kloubu a anteverzní postavení pánve ve všech fázích krokového cyklu. Z fyziologického hlediska není tento výsledek korektní. Z tohoto zjištění bychom mohli usuzovat, na chybu v měření, ve smyslu špatného odečtení sledovaných bodů, nebo špatného vyhodnocení. Nemůžeme ani vyloučit špatný stereotyp chůze také u kontrolní skupiny.

Je zřejmé, že testování pohybu v kloubech dolních končetin není možné pouze v jedné rovině, ale je nutné, aby bylo provedeno také v ostatních směrech. Komplexnější měření by podle mého názoru mohlo přinést uspokojivé výsledky,

které by byly přínosné pro další hodnocení. Pokud by bylo dokázáno, že baletní tanečnice skutečně využívají změněný stereotyp chůze, mohla by být na základě těchto poznatků ozřejměna nejvíce zatžovaná místa pohybového aparátu, která by zasluhovala pozornost léčebné rehabilitace a současně by mohly být odhaleny predilekční lokalizace výskytu úrazů a tím sloužt k jejich prevenci.

Přestože se nepodařilo vyvrátit stanovené hypotézy, cíl práce byl splněn.

8. Zdroje – seznam literatury

ADAMS, J. M., PERRY, J. Gait analysis: clinical decision making. In Rose, J., Gamble, J. G. Human walking. 3. vyd. Baltimore: Williams & Wilkins, 2006, s. 165 - 183. ISBN 9780781759540.

ANONYMOUS. Balet. [online] [cit. 2011-01-03]. Dostupné na WWW: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Balet>.

BASTLOVÁ, P., KROBOT, A., MÍKOVÁ, M. et al. Strategie rehabilitace po frakturách proximálního humeru. Rehablitace a fyzikální lékařství, 2004, roč. 11, č. 1, s. 3 - 18. ISSN 1211-2658.

BENNELL, K. L. et al. Changes in hip and ankle range of motion and hip muscle strength in 8–11 year old novice fiale ballet dancers and controls: a 12 month follow up study. British Journal of Sports Medicine, 2001, vol. 35, pp. 54 - 59. ISSN 1473-0480.

BENNELL, K., KHAN, K. M., MATTHEWS, B. et al. Hip and ankle range of motion and hip muscle strength in young novice female ballet dancers and controls. British Journal of Sports Medicine. 1999, vol. 33, pp. 340 - 346. ISSN 1473-0480.

BRODSKÁ, B. Vybrané kapitoly z dějin baletu. 1. vyd. Praha: Ediční centrum AMU, 2000. 69 s. ISBN 80-85883-55-4.

BUSSELLOVÁ,D. Abeceda baletu. 1. vyd. Banska Bystrica: Tlačiarne BB, 1995. 65 s. ISBN 80-85944-18-9.

CHILDRESS, D. S., GARD, S. A. Commentary on the Six Determinant sof Gait. In Rose, J., Gamble, J. G. Human walking. 3. vyd. Baltimore: Williams & Wilkins, 2006, s. 19 - 21. ISBN 9780781759540.

CIANNINI, S. Gait analysis: methodologies and clinical application. 1. vyd. Amsterdam: IOS Press for BTS Bioengineering Technology & Systems, 1994, 285 s. ISBN 9051991703.

CLIPPINGER, K. Dance anatomy and kinesiology. 1. vyd. Champaign: Human Kinetics, 2007, 532 s. ISBN 9-780-88011-531-5.

DOBKIN, B. H. Neuroplasticity. Key to recovery after central nervous system injury. Western Journal of Medicine. July 1993, vol. 1599, no. 1, pp. 56 - 60. ISSN 093-0415.

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

DVOŘÁK, R. Základy kinezioterapie. 3. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007, 104 s. ISBN 9788024416564.

DYLEVSKÝ, I. Speciální kineziologie. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 180 s. ISBN 978-80-247- 1648-0.

ELIAS, I., ZOGA, A. C., RAIKIN, S. et al. Bone stress injury of the ankle in professional ballet dancers seen on MRI. BMC Musculoskelet Disorders. 28 March 2008, vol. 39., no. 9. ISSN 1471-2474.

ENOKA, R. M. Neuromechanics of human movement. 3. vyd. Champaign: Human Kinetics, 2002, 556 s. ISBN 0-7360-0251-0.

ESCAMILLA, R. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. Medicine and Science in Sports and Exercise. 2001, vol. 33, no. 1, pp. 127 - 141. ISSN 1530-0315.

GAGE, J. R. Gait analysis in cerebral palsy. 1. vyd. Oxford: Mac Keith Press, 1991, 206 s. ISBN 0-52-141277-3.

GARRICK J., REQUA, R. Ballet injuries: An analysis of epidemiology and financial outcomes. Americal Journal of Sports Medicine, 1993, vol. 21, no. 4, pp. 586 - 590. ISSN 1552-3365.

GROSS, J. et al. Vyšetření pohybového aparátu 1. vyd. Praha: Triton, 2005, 599 s. ISBN 80-7254-720-8.

HAMILL, J., KNUTZEN, K. M. Biomechanical basis of human movement. 3. vyd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2009. 491 s. ISBN 9780781791281.

HAMILTON, D., AROSEN, P., LOKEN, J. H. et al. Dance training intensity at 11–14 years is associated with femoral torsion in classical ballet dancers. British Journal of Sports Medicine, 2005, vol. 40, no. 4, pp. 299 – 303. ISSN 1473-0480

HAMILTON, W., HAMILTON, L., MARSHALL, P et al. A profil of the muscuoskeletal characteristic of elite professional ballet dancers. American Journal of Sports Medicine, 1992, vol. 20, no. 3, pp. 267 - 273. ISSN 1552-3365.

HNÁTOVÁ, I., PAVLŮ, D., KAPLAN, A. Přehled současných názorů na poranění hamstringů u sportovců. Rehablitace a fyzikální lékařství, 2000, roč. 15, č. 4, s. 174 - 182. ISSN 1211-2658.

INMAN, V. T., RALSTON, H. J., TODD F. Human locomotion. In Rose, J., Gamble, J. G. Human walking. 3. vyd. Baltimore: Williams & Wilkins, 2006, s. 1 - 17. ISBN 9780781759540.

JANDA, V. Ke vztahům mezi strukturálními a funkčními změnami pohybového systému. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 1999, č. 1, s. 6 - 8. ISSN 1211-2658.

JANDA, V et al. Svalové funkční testy. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2004. ISBN 80-247- 0722-5.

JANURA, M., JANUROVÁ, E. Fyzikální základ biomechaniky. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007. ISBN 978-80-244-1805-6.

JANURA, M., ZAHÁLKA, F. Kinematická analýza pohybu člověka. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2004. ISBN 80-244-0930-5.

KAUFMAN, SUTHERLAND, D. H. et al: Kinematics of normal human walking. In Rose, J., Gamble, J. G. Human walking. 3. vyd. Baltimore: Williams & Wilkins, 2006, s. 33 - 51. ISBN 9780781759540.

KHAN, K., BROWN, J., WAY, S. et al. Overuse injuries in classical ballet. Sports Medicine, 1995, vol. 19, no. 5, pp. 341 - 357. ISSN 1758-2555.

KIRTLEY, CH. Clinical gait analysis: theory and practice. 2.vyd. Edinburgh: Elsevier 2006, 316 s. ISBN 0443100098.

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

KRÁLÍČEK, P. Úvod do speciální neurofyziologie. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2004, 230 s. ISBN 80-246-0350-0.

KRANZL, A. Normal 3D kinematics and kinetics from MAC system. [online] [cit. 2011-11-05]. Dostupné na WWW: < http://www.clinicalgaitanalysis.com/data/kinematics.jpg>.

KRÖSCHLOVÁ, E. Jevištní pohyb. Herecká pohybová průprava. 4. vyd. Praha: Nakladatelství AMU, 2003. ISBN 80-85883-32-5.

KRÖSCHLOVÁ, J. Výrazový tanec. 1. vyd. Praha: IPOS-ARTAMA, 2002. ISBN 80-7068-106-3.

KRÖSCHLOVÁ, J. Základy pohybové průpravy tanečníka a herce. 1. vyd. Praha: Orbis, 1956, 225 s.

KUSHNER, S., SABOE, L., REID, D. et al. Relationship of turnout to hip abduction in professional ballet dancers. American Journal of Sports Medicine. 1990, vol. 18, no. 3, pp. 286 - 291. ISSN .

LEVANGIE, P. K., NORKIN, C. C. Joint structure and funtion: A comprehensive analysis. 3.vyd. Phyladeplphia: Davis, London. 2001, 588 s. ISBN 0803665768.

LEWIT, K. Manipulační léčba v myoskeletální medicíně. 5. vyd. Praha: Sdělovací technika, spol. s r. o. ve společnosti s Českou lékařskou společností J. E. Turkyně, 2003, 411 s. ISBN 80-86645-04-5.

MAGEE, D. J. Orthopedic physical assessment. 4. vyd. Philadelphia: Saunders, 2002. 1020 s. ISBN 0721693520.

MALONE, T. R., HARDAKER, W. T. Rehabilitation of foot and ankle injuries in ballet dancers. Journal of Orthopedic Sports and Physical Therapy. 1990, vol. 11, no. 8, pp. 335 - 361. ISSN 0190-6011.

MAYER, M. Některé metody a prostředky technické podpory rehabilitace chůze. Rehablitace a fyzikální lékařství, 2000, roč. 7, č. 2, s. 66 - 73. ISSN 1211-2658.

MOLNAR, M., ESTERSON, J. Screening students in a pre-professional ballet school. Journal of Dance Medicine and Science. 1997, vol. 1, no. 3, pp. 118 - 121. ISSN 1089- 313X.

MUIR, G. D., STEEVES, J. D. Sensorimotor stimulation to improve locomotor recovery of spinal cord injury. Trends in neurosciences. February 1997, vol. 20, no. 2, pp. 72 - 77. ISSN 0166-2236.

O´KANE, J. W., KADEL, N. Anterior impingement syndrome in dancers. Current Revie Musculoskelet Medicine, March vol. 1, no. 1, pp. 12 - 16. ISSN 1935-9748.

PERRY, J. Gait analysis. Normal and pathological function.. 1.vyd. Thorofare, N. J.: SLACK Incorporated, 1992, 524 s. ISBN 978-1-55642-192-1.
PICA, R. Dance training for gymnastics. 1. vyd. Champaign: Leisure Press, 1988. 149 s. ISBN 0880113065.

RUSSELL, E. M., HAMILL, J. Knee OA and obesity: A cyclical clinical challenge. [online] [cit. 2011-11-05]. Dostupné na WWW: <http://www.lowerextremityreview.com/article/ knee-oa-in-obese-patients-a-cyclical-clinical-challenge>.

SCHUTTE, L. M., NARAYANAN, U., STOUT, J. L. et al. An index for quantifying deviations from normal gait. Gait and Posture. 2000, vol. 11, pp. 25 - 31. ISSN 1879-2219.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLACOTT, M. H. Motor control: theory and practical applications. 2. vyd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001, 614 s. ISBN 068330643X.

SMIDT, G. L. Gait in rehabilitation. 1. vyd. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1990, 329 s. ISBN 044308663X.

SUTHERLAND, D. H. The evolution of clinical gait analysis. Part II Kinematics. Gait and Posture. 2001, vol. 16, no. 2, pp. 159-79. ISSN 1879-2219.

TEITZ, C. Hip and knee injuries in dancers. Journal of Dance Medicine and Science. 2000, vol. 4, no. 1, pp. 23 - 29. ISSN 1089-313X

TREW, M. Human movement. An introductory text. 3. vyd. New York: Churchill Livingstone, 1997, 254 s. ISBN 0443044414.

TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J. Centrální mechanismy řízení motoriky - teorie, poruchy a léčebná rehabilitace. 2. vyd. Praha: Avicenum, 1991, 255 s. ISBN 8020100547.

VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R. Ontogeneze lidské motoriky jako schopnost řídit polohu tětiště. Rehablitace a fyzikální lékařství, 1999, roč. 6, č. 3, s. 84 - 85. ISSN 1211-2658.

VAŘEKA, I. Pronace/everze v subtalárním kloubu vyvolaná flexí v kolenním kloubu v uzavřeném kiematickém řetězci. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2003, č. 3, s. 163 - 168. ISSN 1211-2658.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. Klinická typologie nohy. Rehabilitace a fyzikální lékařství, č. 3, 2003, s. 94 - 102. ISSN 1211-2658.

VAUGHAN, C. L. et al. Dynamics of human gait. 1. vyd. Champaign: Human Kinetics, 1992, 137 s. ISBN 0873223683.

VÉLE, F. Kineziologie pro klinickou praxi. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1997, 271 s. ISBN 80-7169-256-5.

WHITTLE, W. M. Gait Analysis an Introduction. 4. vyd. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2007, 255 s. ISBN 978-0-7506-8883-3.

9. Seznam příloh

Příloha č.1 Vyjádření etické komise

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
José Martího 31, 162 52 Praha 6-Veleslavín
tel.: 220 171 111
http://www.ftvs.cuni.cz/

Žádost o vyjádření
etické komise UK FTVS
k projektu výzkumné, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Hodnocení změn kvality chůze tanečníků v porovnání s běžnou populací

Forma projektu: diplomová práce

Autor (hlavní řešitel): Kateřina Korošová

Školitel (v případě studentské práce): Ing. Miloslav Vilímek

Popis projektu:
Hodnocení změn kvality chůze tanečníků v porovnání s běžnou populací bude provedeno jako kinematická analýza chůze s využitím přístrojů Qualisys a Kistler v laboratoři biomechaniky extrémní zátěže na FTVS UK pod vedením zkušeného pracovníka.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:
Veškeré měřící metody a postupy budou ve spolupráci s účastníky výzkumu aplikovány pouze neinvazivně, žádné invazivní postupy nebudou použity.

Etické aspekty výzkumu
Osobní údaje získané z šetření nebudou zveřejněny.

Informovaný souhlas (přiložen)

V Praze dne 13. 11. 2013 Podpis autora: Korošová

Vyjádření etické komise UK FTVS

Složení komise: Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.
Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.
Prof. PhDr. Pavel Slepička, DrSc.
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 0181/2013

dne: 20. 11. 2013

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodní směrnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

razítko školy

podpis předsedy EK

UNIVERZITA KARLOVA v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu
José Martího 31, 162 52, Praha 6

Příloha č.2 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas a poučení probanda

Souhlasím s provedením diagnostického vyšetření a měření v laboratoři BEZ (biomechaniky extrémní zátěže) na UK FTVS, pomocí přístroje Qualysis a Kistler. Měření bude provádět Bc. Kateřina Korošová pod vedením zkušených biomechaniků. Žádné invazivní metody nebudou využity.

Byla jsem srozumitelně a dostatečně podrobně informována s průběhem vyšetření a měření v diplomové práci studentky I. ročníku NMgr studia oboru fyzioterapie.

Měla jsem příležitost se na vše zeptat a zvážit podané odpovědi. Jsem si vědoma, že moje účast na diplomové práci je dobrovolná a že z ní mohu z jakéhokoliv důvodu kdykoliv odstoupit. Měření bude prováděno jedenkrát v příslušené laboratoři a délka určená pro jedno měření nepřesáhne 30 minut.

Byla jsem ujištěna, že moje anonymita v diplomové práci zůstane zachována a že všechny výsledky a záznamy budou používány pouze v souvislosti s touto prací.

Tímto dávám svůj souhlas s účastí a spoluprací na diplomové práci studentky I. ročníku NMgr
studia fyzioterapie, Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy.

Souhlasím s tím, že veškeré údaje získané při této práci budou přístupné pouze oprávněným osobám (lékařům, fyzioterapeutům, studentům lékařství a fyzioterapie) k vědeckým účelům
a zůstanou důvěrnými v rámci povinnosti zachování lékařského tajemství.

Datum měření Jméno a příjmení Datum narození Podpis

Příloha č.3 Dotazník a zdravotní stav

Dotazník a zdravotní stav

Dotazník

Jméno (iniciály): ……
Národnost:…….
Pohlaví: muž / žena

Rok narození:……
Výška (cm): ……
Váha (kg): ……..

1. Jste profesionální tanečník?

Ano/ ne

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

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

3. Máte vystudovanou konzervatoř?

Ano/ ne

4. Jak často týdně trénujete?

1 – 2 3 – 4 5 – 6

5. Frekvence tréninku (hodin) týdně?

6. Počet vystoupení měsíčně?

1- 3 3-6 7- 9 10-12 13-15 16-18 19-21 více kolik? ……

7. Byla jste někdy v péči fyzioterapeuta?

Ano / ne Pokud ano, proč?
……

8. Používáte nějaké ortopedické pomůcky (ortézy, tapovací pásky…)?

V běžném denním životě / při tanci
Ano / ne

Pokud ano, jaké?

……

9. Používáte k tanci baletní obuv „špičky“?

Ano/ne

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

Ano/ne Pokud ano, jaké?

……

Poznámky:

Zdravotní stav

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

DKK / HKK / páteř / pánev / jiná:

……

Charakter (fraktury, subluxace, luxace, distorze, laxicita, …):

……

2. Deformity DKK

Ploska + hlezno (pes planus, pes equinus, halux valgus, halux rigidus, …):

……

Koleno (genu recurtatum/valgum/varum):

……

Kyčel (coxa valga/vara, dysplasion):

……

3. Deformity páteře (skolioza, hyperkyfoza, hypokyfoza)

……

4. Bolestivé stavy?

DKK / HKK / páteř / pánev / jiné:

……

5. Operace?

…..……

Příloha č.4 Kineziologické vyšetření

Kineziologický rozbor:

Vyšetření aspekcí:

pohled zepředu

pohled z boku

pohled zezadu

Vyšetření palpací:

klenba nohy mm.

erectory spinae

m. piriformis

m. triceps surae

kostrč SI-skloubení

Vyšetření kloubního vzorce kyčelního kloubu (metoda SFTR):

Kyčelní kloub:

PDK	S .. - 0 - ..	LDK	S .. - 0 - ..
	F .. - 0 - ..		F .. - 0 - ..
	R .. - 0 - ..		R .. - 0 - ..

Vyšetření zkrácených svalů:

m. iliopsoas

m. rectus femoris

m. tensor fasciae latae

m. biceps femoris

m. triceps surae

Vyšetření hypermobility:

Zkouška založených paží:

Zkouška extendovaných loktů:

Zkouška šály: Zkouška předklonu:

Poznámky:

Příloha č. 5 Vybrané anamnestické údaje

Tabulka č. 49 Vybrané anamnestické údaje souboru baletních tanečníků

Proband	Pohlaví	Věk	Výška	Hmotnost	BMI	Začátek provozování baletu (roky)	Doba provozování tance (roky)	Konzervatoř	Trénink (dny/týden)	Délka tréninku (h/den)
1	Ž	22	164	52	19	11	11	ANO	5-6	3-4
2	Ž	22	165	54	20	6	16	ANO	5-6	2-5
3	Ž	22	164	56	21	8	14	ANO	7-8	1-8
4	Ž	23	166	54	20	15	8	ANO	5-6	3-5
5	Ž	25	165	55	20	11	14	ANO	6-7	5-6
6	Ž	24	167	52	19	3	21	ANO	5-6	4-6
7	Ž	25	164	57	21	6	19	ANO	5-6	4-6

Tabulka č. 50 Možné faktory ovlivňující pohybové chování tanečních probandů

Proband	Pohlaví	Věk	Potíže s pohybovým aparátem	Fyzioterapie	Ortopedické pomůcky	Baletní obuv	Odrazová DK	Jiné kompenzační cvičení
1	Ž	22	Ano (Bolestivost Achillovy šlachy)	Ano	Ano (Kolenní a kotníková ortéza)	Ano	P	Ne
2	Ž	22	Ano (Bolestivost 2 MT nohy, vertebrogenní obtíže	Ne	Ne	Ano	L	Ne
3	Ž	22	Ano (Vertebrogenní obtíže)	Ne	Ne	Ano	L	Plavání
4	Ž	23	Ano (Vertebrogenní obtíže)	Ano	Ano (Bederní pás)	Ano	P	Ne
5	Ž	25	Ne	Ne	Ne	Ano	P	Plavání
6	Ž	24	Ano (bolestivost hlezenního kloub)	Ne	Ne	Ano	P	Ne
7	Ž	25	Ano (Vertebrogenní obtíže)	Ne	Ne	Ano	P	Ne

Příloha č. 6 Umístění markerů při měření chůze

1 – spina iliaca anterior superior

2 – spina iliaca posterior superior

3 – os sacrum

4 – caput femoris (nad trochanter major)

5 – střední část na laterální straně stehna

6 – epicondylus lateralis femoris

7 – epicondylus medialis femoris

8 – tuberositas tibiae

9 – distální část na laterální straně bérce (zhruba ⅓)

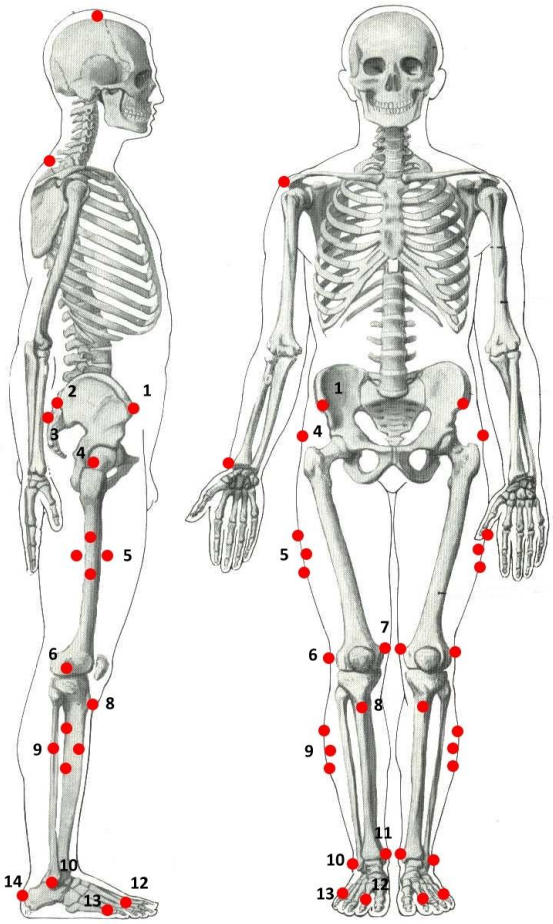
10 – maleolus lateralis

11 – maleolus medialis

12 – articulatio metatarsophalangea II. phalanx proximalis pedis

13 – articulatio metatarsophalangea V. phalanx proximalis pedis

14 – tuber calcanei



Příloha č. 7 Seznam obrázků

Obrázek č. 1 Fáze krokového cyklu (Rose, Gamble, 2006)

Obrázek č. 2 Amlituda pohybu kloubních spojení Dostupné z:
http://www.footworksorthotics.co.uk/running/dynamic-gait-analysis/

Obrázek č. 3. Kinematika hlezenního kloubu Dostupné z:
http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/APBMF_Chuze.pdf

Obrázek č. 4 Kinematika kolenníhé kloubu. Dostupné z:
http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTKkatedry/biomechanika/APBMF_Chuze.pdf

Obrázek č. 5 Kinematika kyčelního kloubu *Dostupné z:*
http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTKkatedry/biomechanika/APBMF_Chuze.pdf

Obrázek č. 4 Rotace kyčle *Dostupné z:*
http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTKkatedry/biomechanika/APBMF_Chuze.pdf

Obrázek č. 7 Poloha chodidla při pozici *demi-pointe* (Clippinger, 2007).

Obrázek č. 8 Umístění markerů při měření chůze

Příloha č. 8 Seznam tabulek

Tabulka č.1 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v hlezenním kloubu ve fázi Heel strike
Tabulka č. 2 Porovnání hodnoty F- testu z hodnotou F-krit. – hlezenní kloub fáze Heel strike
Tabulka č. 3 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v hlezennímkloubu ve fázi Mid stance
Tabulka č. 4 Porovnání hodnoty F- testu z hodnotou F-krit. – hlezenní kloub fáze Mid stance
Tabulka č. 5 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v hlezenním kloubu ve fázi Toe off
Tabulka č. 6 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – hlezenní kloub fáze Toe off
Tabulka č. 7 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v hlezenním kloubu ve fázi Initial swing
Tabulka č. 8 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. –hlezenní kloub fáze Initial swing
Tabulka č. 9 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v hlezenním kloubu ve fázi Midswing
Tabulka č. 10 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – hlezenní kloub fáze Midswing
Tabulka č. 11 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v hlezenním kloubu ve fázi Terminal swing
Tabulka č. 12 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – hlezenní kloub fáze Terminal swing
Tabulka č. 13 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kolenním kloubu ve fázi Heel strike
Tabulka č. 14 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kolenní kloub fáze Heel strike
Tabulka č. 15 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kolenním kloubu ve fázi Mid stance
Tabulka č. 16 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kolenní kloub fáze Mid stance
Tabulka č. 17 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kolenním kloubu ve fázi Toe off
Tabulka č. 18 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kolenní kloub fáze Toe off
Tabulka č. 19 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kolenním kloubu ve fázi Initial swing
Tabulka č. 20 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kolenní kloub fáze Initial swing
Tabulka č. 21 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kolenním kloubu ve fázi Midswing
Tabulka č. 22 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kolenní kloub fáze Midswing
Tabulka č. 23 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kolenním kloubu ve fázi Terminal swing
Tabulka č. 24 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kolenní kloub fáze Terminal swing

Tabulka č. 25 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kyčelním kloubu ve fázi Heel strike
Tabulka č. 26 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kyčelní kloub fáze Heel strike
Tabulka č. 27 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kyčelním kloubu ve fázi Mid stance.
Tabulka č. 28 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kyčelní kloub fáze Mid stance
Tabulka č. 29 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kyčelním kloubu ve fázi Toe off
Tabulka č. 30 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kyčelní kloub fáze Toe off
Tabulka č. 31 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kyčelním kloubu ve fázi Initial swing
Tabulka č. 32 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kyčelní kloub fáze Intitial swing
Tabulka č. 33 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kyčelním kloubu ve fázi Midswing
Tabulka č. 34 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kyčelní kloub fáze Midswing
Tabulka č. 35 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů zevní rotace v kyčelním kloubu ve fázi Terminal swing
Tabulka č. 36 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – kyčelní kloub fáze Terminal swing
Tabulka č. 37 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů anteverze pánve ve fázi Heel strike
Tabulka č. 38 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – pánev fáze Heel strike
Tabulka č. 39 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů anteverze pánve ve fázi Mid stance
Tabulka č. 40 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – pánev fáze Mid stance
Tabulka č. 41 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů anteverze pánve ve fázi Toe off
Tabulka č. 42 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – pánev fáze Toe off
Tabulka č. 43 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů anteverze pánve ve fázi Initial swing
Tabulka č. 44 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – pánev fáze Initial swing
Tabulka č. 45 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů anteverze pánve ve fázi Midswing
Tabulka č. 46 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – pánev fáze Midswing
Tabulka č. 47 Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů anteverze pánve ve fázi Terminal swing
Tabulka č. 48 Porovnání hodnoty F- testu s hodnotou F-krit. – pánev fáze Terminal swing
Tabulka č. 49 Vybrané anamnestické údaje souboru baletních tanečníků
Tabulka č. 50. Možné faktory ovlivňující pohybové chování tanečních probandů