

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav fyzioterapie

**KINEMATICKÁ ANALÝZA CHŮZE U BALETEK
POMOCÍ SYSTÉMU VICON**

Diplomová práce

Autor: Lucie Teplá
Studijní obor: Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Anita Můčková

Olomouc 2011

ANOTACE

Název práce:

Kinematická analýza chůze u baletek pomocí systému VICON

Název práce v AJ:

Kinematic analysis of gait in ballet dancers with application of the system VICON

Datum zadání: 2010-01-21

Datum odevzdání: 2011-05-20

Vysoká škola: Ústav fyzioterapie, FZV UP v Olomouci

Autor práce: Bc. Lucie Teplá

Vedoucí práce: Mgr. Anita Můčková

Oponent práce: MUDr. Alois Krobot, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Tato diplomová práce se zabývá vlivem dlouhodobého baletního tance na kinematické parametry chůze. V teoretické části jsou uvedeny základní charakteristiky krokového cyklu a kineziologické a biomechanické poznatky týkající se baletního pohybu a jeho kompenzačních mechanismů v muskuloskeletárním systému. V experimentální části jsou u souboru baletních tanečnic analyzovány úhlové parametry krokového cyklu při provedení normální a baletní chůze pomocí kinematického systému VICON. Z výsledků studie vyplývá, že dlouholetý intenzivní taneční trénink ovlivňuje nastavení jednotlivých kloubů těla v průběhu chůze.

Abstrakt v AJ:

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 normal and ballet walking by kinematics systém VICON in the experimental part. The results show that many-years intensive training of dance affect at alignment of particular joints of the body during human walk.

Klíčová slova v ČJ: chůze, kinematika, baletní tanec, úhlový rozsah pohybu

Klíčová slova v AJ: gait, kinematics, ballet dance, angular range of motion

Místo zpracování: Olomouc

Rozsah: 140 stran včetně příloh, počet příloh 8

Místo uložení: Ústav fyzioterapie

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením
Mgr. Anity Můčkové, a že jsem uvedla všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne 20. 5. 2011

.....

Poděkování

Děkuji paní Mgr. Anitě Můčkové za ochotu, odborné vedení a cenné rady v průběhu realizace mé diplomové práce. Dále děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za velkou pomoc při zpracovávání dat, za trpělivost a věnovaný čas. Děkuji za spolupráci také všem členům baletního souboru Moravského divadla v Olomouci, kteří se ochotně zúčastnili mé studie.

Obsah

Úvod.....	7
1 Souhrn poznatků	9
1.1 Chůze.....	9
1.1.1 Chůze jako základní pohybový stereotyp.....	9
1.1.2 Ontogeneze lidské lokomoce	10
1.1.3 Centrální mechanismy řízení chůze	11
1.1.4 Předpoklady pro správný průběh chůze	12
1.2 Krokový cyklus	13
1.2.1 Terminologie krokového cyklu	13
1.2.2 Základní rozdělení krokového cyklu.....	13
1.2.3 Stojná fáze	15
1.2.4 Švihová fáze	15
1.2.5 Jednotlivé fáze krokového cyklu.....	16
1.3 Pohyb těžiště těla při chůzi.....	20
1.4 Kinematika chůze	21
1.4.1 Kinematika hlezenního kloubu.....	21
1.4.2 Kinematika kolenního kloubu	22
1.4.3 Kinematika kyčelního kloubu	23
1.4.4 Kinematika pánve.....	25
1.4.5 Kinematika ramen	26
1.4.6 Kinematika páteře a trupu	27
1.5 Kinematická analýza chůze	27
1.6 Balet	29
1.6.1 Historie baletu	29
1.6.2 Chůze v baletu.....	30
1.6.3 Držení těla u tanečníků.....	31
1.7 Vliv baletu na muskuloskeletální systém	32
1.7.1 Kineziologie páteře	32
1.7.2 Kineziologie pánve.....	32
1.7.3 Kineziologie kyčelního kloubu	33
1.7.4 Kineziologie kolenního kloubu	36
1.7.5 Kineziologie hlezenního kloubu.....	39
1.7.6 Kineziologie ramenního kloubu.....	43
2 Cíle a hypotézy.....	45
3 Metodika	48
3.1 Charakteristika souboru probandů	48
3.1.1 Základní údaje a vybrané antropometrické charakteristiky souboru ...	48
3.1.2 Faktory ovlivňující pohybové chování ve sledovaném souboru	49
3.2 Vlastní měření	49
3.2.1 Amnestické a kineziologické vyšetření probandů.....	50
3.2.2 Biomechanická analýza chůze	51
3.2.3 Příprava probanda na kinematické vyšetření chůze	51
3.2.4 Realizace měření	52
3.2.5 Zpracování dat.....	52
3.2.6 Statistické zpracování dat.....	54

4	Výsledky	55
4.1	Výsledky k vědecké otázce 1	55
4.1.1	Výsledky k hypotéze H ₀₁	55
4.1.2	Výsledky k hypotéze H ₀₂	58
4.1.3	Výsledky k hypotéze H ₀₃	62
4.2	Výsledky k vědecké otázce 2	66
4.2.1	Výsledky k hypotéze H ₀₄	66
4.2.2	Výsledky k hypotéze H ₀₅	67
4.2.3	Výsledky k hypotéze H ₀₆	69
4.2.4	Výsledky k hypotéze H ₀₇	70
4.3	Výsledky k vědecké otázce 3	72
4.3.1	Výsledky k hypotéze H ₀₈	72
4.3.2	Výsledky k hypotéze H ₀₉	74
4.3.3	Výsledky k hypotéze H ₀₁₀	78
4.4	Výsledky k vědecké otázce 4	81
4.4.1	Výsledky k hypotéze H ₀₁₁	81
4.4.2	Výsledky k hypotéze H ₀₁₂	83
4.4.3	Výsledky k hypotéze H ₀₁₃	85
4.4.4	Výsledky k hypotéze H ₀₁₄	86
5	Diskuse.....	88
5.1	Diskuse k vědecké otázce 1	90
5.1.1	Diskuse k H ₀₁	90
5.1.2	Diskuse k H ₀₂	91
5.1.3	Diskuse k H ₀₃	95
5.2	Diskuse k vědecké otázce 2	96
5.2.1	Diskuse k H ₀₄	96
5.2.2	Diskuse k H ₀₅	97
5.2.3	Diskuse k H ₀₇ a H ₀₆	98
5.3	Diskuse k vědecké otázce 3 a 4	99
5.4	Diskuse k vědecké otázce 5	103
	Závěr.....	105
	Referenční seznam.....	106
	Seznam zkratk	111
	Seznam obrázků	112
	Seznam tabulek.....	113
	Seznam grafů	115
	Seznam příloh	117
	Přílohy	118
	Příloha 1. Informovaný souhlas a poučení klienta	118
	Příloha 2. Dotazník a zdravotní stav	119
	Příloha 3. Kineziologické vyšetření	121
	Příloha 4. Vybrané anamnestické a antropometrické údaje	122
	Příloha 5. Polohy značek u modelu PlugInGait Full Body	123
	Příloha 6. Tabulka popisné statistiky	124
	Příloha 7. Grafy kinematických parametrů	126
	Příloha 8. Obrázková příloha.....	135

Úvod

Tanec je nádherné umění, které pracuje se samotným člověkem. Je to činnost, která provází lidstvo od úsvitu jeho dějin. Tanec je stejně jako pohyb vnější projev člověka, tělo se pro něj stává dominantním nástrojem. Umožňuje předvést nejen esteticky působivé a pohybově náročné figury, ale odráží v sobě i duševní prožívání osobnosti.

Za jeden z nejstarších a nejrozšířenějších uměleckých tanečních stylů na světě můžeme považovat balet. Baletní tanec klade na muskuloskeletální systém extrémní požadavky (Bussellová, 1995). Přes velké množství atributů, které můžeme baletkám přiřadit, není žádný tak typický jako excesivní rozsah pohyblivosti. V tanečním umění se dnes vyžaduje nejen síla a pružnost celého těla, ale i výrazovost všech jeho částí. Tanečníci se učí pozorovat kvalitu každého svého pohybu (Kröschlová, 2002). Pozice v baletu v sobě skrývají balanční cvičení a využívají práci s těžištěm těla. Pravidelný taneční trénink vede ke zlepšení pohybových i uměleckých dovedností, zdokonalení držení těla a zefektivnění senzomotorické koordinace, pomáhá 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 ozdobná, tvarově bohatá a rytmicky rozdílná, ale postavena na určitých zákonitostech, které se opírají o anatomickou a biomechanickou stavbu těla. Tanečníci by se měli zdokonalit v normálním krokovém cyklu dříve, než poznají taneční chůzi ve všech jejích pohybových obměnách (Kröschlová, 1956).

Chůze je esencí pohybu, je motorickým vyjádřením člověka a jedním ze základních atributů života (Mayer, 2000). Považujeme ji za individuální pohybový projev charakteristický pro každého jedince, proto hodnotit její parametry u určité skupiny lidí, které spojuje podobné fyzické zatížení muskuloskeletálního systému, je velmi obtížné. Krokový cyklus je komplexní děj, který 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.

I přesto, že je tanečnímu umění věnována značná pozornost veřejnosti, je zcela opomíjena péče o muskuloskeletální aparát u profesionálních tanečníků, které můžeme díky vysoké intenzitě jejich pohybové aktivity přiřadit k vrcholovým sportovcům. V odborné literatuře zatím neexistuje dostatek studií věnující se této problematice. V naší práci jsme se snažili popsat základní kineziologické a biomechanické poznatky týkající se baletního pohybu a jeho vlivu na muskuloskeletální systém. Předložené informace mohou posloužit

tanečnicům k lepšímu pochopení jejich těla a jeho adekvátnímu zapojení při taneční tvorbě, čímž mohou redukovat riziko poranění a zároveň zvýšit efektivitu jejich pohybového projevu.

Cílem této pilotní studie bylo s použitím kinematické analýzy popsat základní vztahy mezi jednotlivými úhlovými parametry chůze u skupiny baletních tanečnic. Pomocí tohoto biomechanického měření jsme se snažili 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 zaslouhovala další výzkum a pozornost fyzioterapie.

1 Souhrn poznatků

1.1 Chůze

1.1.1 Chůze jako základní pohybový stereotyp

Chůze je nejčastěji definována jako základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince. Jedná se o komplexní pohybovou funkci, ve které se mohou projevit poruchy pohybového aparátu nebo nervové soustavy (Dvořák, 2007). Chůze je dopředný pohyb vzpřímeného těla vykonávaný rytmickým střídáním obou dolních končetin (Gross, 2005).

V literatuře se vyskytuje mnoho definic chůze. Dle Perryho (1992) je chůze pohyb z jednoho místa na jiné. Kirtley (2006) popisuje chůzi jako způsob lokomoce charakteristický střídáním období zatěžování a nezatěžování dolních končetin. Trew (1997) definuje chůzi jako rytmický reciproční pohyb dolních končetin, kdy alespoň jedna končetina zůstává v kontaktu s podložkou. Inman et al. (2006) charakterizuje vzorec chůze nebo běhu jako rytmické posouvání částí těla prováděné za cílem rovnoměrného pohybu vpřed. Chůzi můžeme také označit za řízený pád, ve kterém tělo padá vpřed z pozice stabilní, zajištěné stojnou dolní končetinou, na druhostrannou dolní končetinu (Janura, Zahálka, 2004).

Lidská chůze je jeden ze způsobů lokomoce, při kterém je vzpřímené pohybující se tělo podpíráno střídavě jednou a druhou dolní končetinou. Jakmile přechází tělo přes opěrnou končetinu, druhá končetina se nachází ve švihové fázi a připravuje se pro následující oporu. Během krokového cyklu je vždy jedno chodidlo v kontaktu s podložkou. Během období přenosu hmotnosti těla z jedné dolní končetiny na druhou se vyskytuje krátký časový úsek, kdy jsou obě chodidla v kontaktu s opornou plochou (Smidt, 1990).

Normální chůzi můžeme definovat jako prostředek lokomoce umožňující dopředný pohyb těla prostorem, při kterém opisuje těžiště těla, umístěné ventrálně před obratlem S1, sinusoidu ve vertikální i horizontální rovině s minimální amplitudou. Chůze je za normálních podmínek pohyb s minimálním energetickým výdejem směrem dopředu. Jakákoli výchylka od tohoto minima může být považována za její abnormální stereotyp (Gross, 2005).

Enoka (2002) popisuje dvě varianty chůze: klasickou chůzi a běh. Klasickou chůzi charakterizuje jako střídání sekvencí jednoduché a dvojité opory, zatímco běh zahrnuje střídající se periodami opory a bezoporové fáze, přičemž existuje vztah mezi časem stráveným v opoře a rychlostí běhu. S rostoucí rychlostí běhu se zkracuje období opory.

1.1.2 Ontogeneze lidské lokomoce

Ontogenezi lidské motoriky lze popsat jako získávání schopnosti najít těžiště, udržet a měnit jeho polohu v prostoru. Toho lze dosáhnout cílenou změnou tuhosti spojení segmentů řízenou svalovou aktivitou a využitím vlivu zevních sil. Pro zapojení pohybových segmentů celého těla je nezbytné řízení pomocí CNS. První kroky mohou být realizovány tehdy, když si dítě zajistí kontrolu nad všemi částmi svého těla a je schopno udržet určitý stupeň rovnováhy (Trew, 1997). Lidská chůze patří k nejběžnějším motorickým projevům člověka a lze ji označit za vrchol posturální ontogeneze (Smidt, 1990). Během ontogenetického vývoje dozrává chůze do individuální podoby a stává se zautomatizovaným pohybem (Véle, 1997).

Pro všechny vzory pohybu, které se vyvinou v lidské motorické ontogenezi (otáčení, tulení, lezení po čtyřech, volní bipedální lokomoce) platí určité zákonitosti. Musí být zajištěno vyvážené automatické řízení polohy těla (posturální reaktibilita), dále změna těžiště trupu a vzpřímení proti gravitaci a nakonec i fázičká aktivita svalů s určitým úhlovým pohybem mezi segmenty končetin a osovým orgánem (Vojta, Peters, 1995).

Během ontogenetického vývoje probíhá vzpřímení nejprve v horizontální poloze těla (poloha na bříše a na zádech). Rotační mechanismy při napřimené páteři jsou v této poloze nutnou přípravou pro bipedální koordinovaný pohyb. První zkřížený vzor lze pozorovat ve 4,5. měsíci, kdy je dítě schopno na bříše opory o loket a kontralaterální koleno (Vojta, Peters, 1995). V 5. měsíci se objevuje úchop přes střední rovinu, na něj navazuje otočení na bok, které dozrává v 7. měsíci. V této době se v poloze na bříše začíná diferencovat kročná a opěrná funkce dolní končetiny, ale nepovažujeme ji zatím za lokomoci (Kolář, 2009).

První lokomoce tulením se objevuje u dětí po 7. měsíci života. Po tulení následuje mezi 9. až 10. měsícem lezení po čtyřech, při kterém se dítě pohybuje po podložce dopředu s nadzdvíženým trupem, končetiny jsou již kladeny ve zkříženém vzoru (Vojta, Peters, 1995).

Objevením prostoru nad horizontálou začíná okolo 9. měsíce vertikalizace, zpočátku pouze s pomocí opory. Ze stoje se nejdříve vyvíjí chůze ve frontální rovině (ipsilaterální lokomoční model), na ni navazuje ve 12. – 14. měsíci samostatná bipedální lokomoce (Kolář, 2009). Chůzi lze označit za samostatnou v okamžiku, kdy si je dítě schopno zajistit své potřeby (např. dojít si pro hračku). Zpočátku chodí jedinec s rozšířenou bází opory s kolenními klouby v extenzi. Jakmile je získána větší stabilita a rovnováha, chůze se postupně vyvíjí do podoby dospělého vzoru (Gage, 1991).

Ve 2. roce života se chůze stává vyzrálejší, je charakterizována dopadem paty, flexí kolenního kloubu ve fázi mezistojie a mechanismem kotník - koleno. Dítě stále nekonstantně

odvíjí palec při odrazu. Chůze je doprovázená přidruženými kývavými pohyby paží a vynaložením zvýšeného množství energie. Rychlost a rytmus chůze jsou proměnlivé. Ve 3. roce je zdokonalena kontrola svalů v oblasti pánevního pletence a rovnováha v obou fázích krokového cyklu. Dítě ve 3 letech dosáhne schopnosti běhu, střídavé chůze do schodů a o rok později i ze schodů. Je ustanovena rovnoměrná délka, výška a šířka kroku, palec se odvíjí od podložky, ale zvýšené energetické nároky přetrvávají až do 12 let (Kolář, 2009).

1.1.3 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 senzorycké 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 až polovina extenční aktivity během chůze může být stimulována 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

aferencí, která mění délku a rytmus kroků. Každý pohyb vždy provází multisenzorická kontrola, ve které hraje roli zrak, vestibulární aparát, propiocepce 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).

1.1.4 Předpoklady pro správný průběh chůze

Pro optimální průběh chůze je nezbytné splnit určité požadavky. Whittle (2007) uvádí čtyři základní podmínky pro uskutečnění lokomoce: schopnost udržet vzpřímenou a stabilní posturu (1), obě dolní končetiny musí střídavě poskytovat oporu pro přenos hmotnosti těla (2), pohyb dolní končetiny ve švihové fázi by měl být koordinovaný a umožnit plynulý kontakt chodidla s podložkou (3) a existence dostatečné síly pro pohyb a končetiny a trupu vpřed (4).

Podle Inmana et al. (2006) hrají v procesu chůze další dva zásadní požadavky: trvajících reakční síla podložky, která přispívá k podpoře těla, a periodický pohyb každé dolní končetiny z pozice opory směrem dopředu.

Shumway-Cook, Woolacott (2001) shrnují podmínky pro konání lokomoce do čtyř základních požadavků:

1. nepřetržitá generace pohybu nutná k přemístění v prostoru,
2. udržení dynamické stability během pohybu těla vpřed,
3. schopnost přizpůsobit se změnám prostředí nebo jiným souběžným požadavkům,
4. iniciace a terminace lokomočních dějů.

Gage (1991) uvádí pět hlavních charakteristik normální chůze, které většinou postrádáme u chůze patologické:

1. stabilita ve stoji, která je narušována uložení těžiště vysoko nad bází opory a změnou pozice segmentů těla,
2. dostatečné odlepení chodidla během švihu,
3. přiměřená délka švihové fáze,
4. adekvátní délka kroku,
5. zachování energie.

1.2 Krokový cyklus

1.2.1 Terminologie krokového cyklu

Terminologie chůze byla vyvinuta k popisu přímého měření krokového cyklu.

Rytmus (cadence, frekvence) chůze udává počet kroků za standardní časovou jednotku (počet kroků/min). Délka kroku (step length) je vzdálenost mezi stejnými body na obou chodidlech (obvykle patách) během dvojité končetinové opory. Kroková báze (walking base) je distance mezi chodidly, měřená od středu paty (Whittle, 2007). Délka dvojkroku (length stride) je vymezena vzdáleností mezi dvěma kontakty paty stejné nohy. Dvojkrok se tedy skládá z délky dvou kroků. Začíná dotykem paty jedné končetiny s podložkou, končí odtržením prstů druhé končetiny od podložky a zaujímá asi 12% cyklu (Gross, 2005). Délka dvojkroku (length stride) je vymezena vzdáleností mezi dvěma po sobě jdoucími dopady chodidla té samé nohy. Rychlost chůze (walking speed) je průměrná rychlost dosažená přibližně po třech krocích vyjádřená v jednotkách vzdálenost/čas (m/s) (Ciannini, 1994).

1.2.2 Základní rozdělení krokového cyklu

Krokový cyklus neboli dvojkrok je základní jednotkou chůze. Je zahájen dopadem jednoho chodidla na podložku a končí opětovným dopadem toho samého chodidla (Gross, 2005). Krokový cyklus je charakterizován jako časový interval, během kterého proběhne kompletní sled jednoho pořadí pravidelně se opakujícího děje (Gage, 1991).

Rozdělení se podle různých autorů liší. Důvodem je užívání nenejednotné terminologie. Mnoho autorů (Ciannini, 1994; Gage, 1991; Gross, 2005; Vaughan, 1992; Whittle, 2007) se shoduje na základním rozdělení krokového cyklu na dvě fáze – opěrnou (stojnou) a švihovou (kročnou).

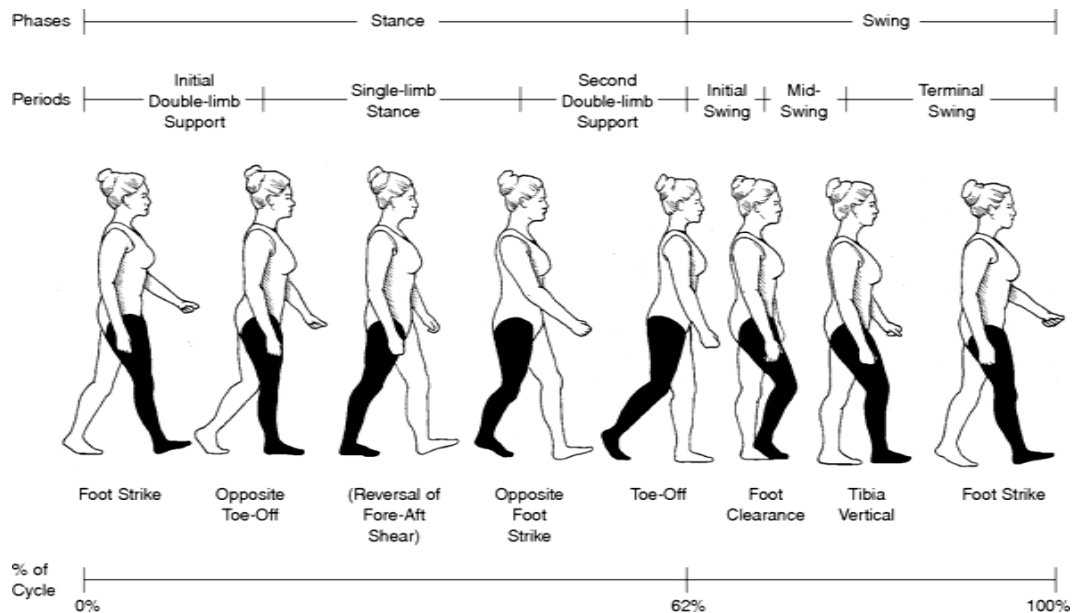
Stojná fáze (stance phase) je statická část dvojkroku, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou a dochází k přenášení hmotnosti těla. Švihová fáze (swing phase) je dynamická část, kdy se chodidlo nachází ve vzduchu a hmotnost těla je nesena druhostrannou končetinou.

Někteří autoři (Gage, 1991; Gross, 2005; Trew, 1997) uvádějí, že fáze stojná zaujímá 60% krokového cyklu a zbývajících 40% je tvořeno obdobím švihů, přičemž obě periody dvojité opory zaujímají kolem 20%.

Jiní autoři (Adams a Perry, 2006; Perry, 1992) popisují, že průměrný krokový cyklus je složen z 62% z fáze stojné (stance phase) a z 38% z fáze švihové (swing phase).

Druhostranná končetina dopadá přibližně v 50% krokového cyklu. Doba švihové fáze je identická s dobou jednooporové fáze na kontralaterální dolní končetině.

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



Whittle (2007) rozděluje krokový cyklus do sedmi period, z nichž první čtyři probíhají během fáze stojné a zbylé tři jsou součástí švihové fáze:

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

Dělení krokového cyklu dle Perry (1992):

1. Počáteční kontakt – “initial contact”, IC, 0-2%,
2. Stadium zatěžování – “loading response”, LR, 0-10%,
3. Mezistoj – “midstance”, MS, 10-30%,
4. Konečný stoj – “terminal stance”, TS, 30-50%,
5. Předšvihová fáze – “preswing phase”, PSW, 50-62%,
6. Počáteční švih – “initial swing”, ISW, 62-75%,
7. Mezišvih – “midswing”, MSW, 75-85%,
8. Konečný švih – “terminal swing”, TSW, 85-100%.

Názvosloví dle Vaughan (1992):

1. úder paty - “heel strike” - počáteční dotyk paty s podložkou,
2. celá noha na podložce - “foot flat” - plný kontakt a zatížení celé nohy,
3. mezistoj - “midstance” - střední stojná fáze,
4. odlepení paty - “heel off” - konečná fáze stoje, odlepení paty od podložky,
5. odraz palce - “toe off” - odrazová fáze, odtržení prstů od podložky,
6. zrychlení - “acceleration” - počáteční fáze švihu, zrychlení,
7. mezišvih - “midswing” - střední švihová fáze,
8. zpomalení - “deceleration” - konečná fáze švihu, brždění.

1.2.3 Stojná fáze

Stojná fáze zahrnuje období mezi dopadem chodidla a ipsilaterálním odrazem palce. Ciannini (1994) rozděluje stojnou fázi ještě do následujících tří stádií:

1. počáteční dvojitá končetinová opora (initial double limb support) – od dopadu chodidla po odraz palce druhostranné dolní končetiny,
2. jednoduchá končetinová opora (single limb support) – od odrazu palce protější dolní končetiny po dopad chodidla kontralaterální dolní končetiny,
3. druhá dvojitá končetinová opora (second double limb support) - od dopadu druhostranného chodidla po odraz palce.

Trew (1997) dělí stojnou fázi do následujících čtyř období: heel strike (úder paty), flat foot (zatížení chodidla), mid-stance (střední stoj) a push off (odraz).

Účelem dvojité končetinové opory je akceptace zatížení, která zajišťuje absorpci nárazů, čímž chrání klouby před poškozením (Adams, Perry, 2006). V průběhu jednoduché končetinové opory je hmotnost těla zcela soustředěna na jedné dolní končetině a postupuje přes opěrné chodidlo. Tato část krokového cyklu nastává během mezistoje a konečného stoje. Klíčovým úkolem je stabilizace kyčelního kloubu v rovině sagitální a frontální, aby se zabránilo nadměrným pohybům pánve a trupu i pohyblivosti kotníku, ale byl umožněn plynulý přesun přes stojné chodidlo (Adams, Perry, 2006).

1.2.4 Švihová fáze

Švihová fáze nastává mezi odrazem palce (62%) a ipsilaterálním dopadem chodidla (100%). Švihová fáze je zahájena, jakmile palec opustí opěrnou plochu a trvá do následujícího iniciálního kontaktu.

Perry (1992) rozděluje švihovou fázi na tři stádia:

1. počáteční švih (initial swing) – odraz palce po úplné odlepení chodidla,
2. mezišvih (mid-swing) – úplné odlepení chodidla po vertikální postavení tibie,
3. konečný švih (terminal swing) – vertikální postavení tibie po dopad chodidla.

Hlavním požadavkem pro švihovou fázi je přenos extendované dolní končetiny do flexibilního pohyblivého segmentu. Podstatnou úlohu zde hraje nadzvednutí dolní končetiny a chodidla nad podložku (Adams, Perry, 2006). Průběh švihové fáze závisí na momentu setrvačnosti jednotlivých segmentů dolní končetiny. Na začátku švihové fáze musí dojít k akceleraci pohybu, na jejím konci naopak k deceleraci (Ciannini, 1994).

1.2.5 Jednotlivé fáze krokového cyklu

Počáteční kontakt (Initial contact)

Krokového cyklu začíná krátkodobým dějem, při kterém dochází k silnému nárazu mezi patou a podložkou, proto se tato fáze nazývá „dopad paty“ (heel strike) (Whittle, 2007).

Nastává v okamžiku, kdy se dolní končetina dotkne podložky a pata se stává středem otáčení, kolem kterého se pohybuje tibia a ostatní segmenty chodidla. Dochází k absorpci nárazu během kontaktu paty s podložkou. Hlavním úkolem této fáze je akceptace hmotnosti těla, nedochází ještě k přenosu váhy. Postavení jednotlivých segmentů dolní končetiny je důležité pro navazující fázi postupného zatěžování. Postavení chodidla a kontaktní bod s podložkou umožňují tzv. „zhoupnutí paty“ (Perry, 1992).

Svaly svou aktivitou umožňují plynulý postup a stabilizaci kloubů, zatímco je současně zpomalována setrvačnost těla. Uplatňuje se především m. gluteus maximus, který řídí flekční moment produkovaný reakčními silami podložky. Ischiokrurální svaly, které excentricky brzdí rychlou extenzi kolenního kloubu, regulují flekční moment těla a kyčelního kloubu. M. tibialis anterior zahajuje fázi „zhoupnutí paty“ (Gage, 1991).

Během této fáze se kyčel nachází ve 20° flexi, koleno a hlezno zaujímají neutrální polohu (popř. 5° flexe v kolenním kloubu). Pánev rotuje o 5° dopředu (Perry, 1992).

Stádium postupného zatěžování (Loading response)

Postupné zatěžování představuje počáteční periodu první dvojité opory mezi iniciálním kontaktem a odrazem kontralaterálního palce. Během této fáze jsou absorbovány síly vzniklé kontaktem chodidla s podložkou prostřednictvím 10 – 15° flexe v kloubu kolenním,

což je řízeno excentrickou aktivací m. quadriceps femoris (Adams, Perry, 2006). Tato fáze trvá okolo 10% krokového cyklu (Perry, 1992).

Při této fázi je důležitá svalová aktivita pro minimalizaci komprese kloubu a pro absorpci nárazu, který se přenáší z podložky na stojnou dolní končetinu. Svaly svou kontrakcí umožňují plynulý postup a stabilizaci kloubů, zatímco svou excentrickou aktivitou zpomalují setrvačnost těla. Koncentrická aktivita hamstringů odemyká koleno. M. tibialis anterior zpomaluje dopad chodidla a zároveň vytahuje tibií ventrálně, čímž přispívá k flexi kolenního kloubu. Excentrická aktivita m. quadriceps femoris brzdí flexi kolene a absorbuje náraz přenášený na dolní končetinu z kontaktu s podložkou. Koncentrické působení m. gluteus maximus zrychluje pohyb trupu vpřed. Jeho aktivace prostřednictvím iliotibiálního traktu přispívá k extenzi kolene. Excentrická aktivace m. gluteus medius stabilizuje pánev ve frontální rovině, čímž brání jejímu kontralaterálnímu poklesu. Na vnitřní rotaci pánve na straně stojné dolní končetiny se podílí především m. adductor magnus. Během této fáze je nutná aktivita autochtonních svalů pro stabilizaci osového orgánu (Gage, 1991).

Během fáze zatěžování se kyčel nachází ve flexi 20°, kolenní kloub přechází z 5° do 15° flexe. Pánev rotuje vpřed o 5° a hlezenní kloub je v 5° plantární flexi (Perry, 1992).

Střední stoj (Midstance)

Střední stoj tvoří první polovinu jednooporové fáze. Začíná v okamžiku, kdy kontralaterální noha opustí podložku, dokud není hmotnost přenesena nad střed přední části chodidla. Při této fáze je jedinec vystaven nejmenší stabilitě (Trew, 1997). Celá plantární strana nohy zůstává v kontaktu s opěrnou plochou (Gage, 1991). Midstance trvá od 10% do 30% krokového cyklu (Perry, 1992).

Mezistoj je perioda krokového cyklu, která nastává mezi odrazem protějšího palce a zdvihem stejnostranné paty. Správný průběh této fáze závisí na klíčové dorsální flexi v hlezenním kloubu (tzv. „zhoupnutí kotníku“), aby mohlo dojít k posunutí dolní končetiny přes zafixované chodidlo (Adams, Perry, 2006).

Svaly svou aktivitou přispívají k plynulému postupu přes relativně fixní chodidlo, zároveň však ovládají působení gravitační síly vzhledem ke kyčelnímu a kolennímu kloubu. M. soleus excentricky zpomaluje dorziflexi v kotníku, čímž stabilizuje tibií během fáze druhého „zhoupnutí“. M. soleus se kontrahuje s m. gastrocnemius a perimaleolárními svaly a společně upravují stupeň dorziflexe. M. quadriceps femoris koncentrickou aktivitou stabilizuje flektované koleno. Jeho působení ustává, když se vektor reakční síly podložky

dostane před kolenní kloub. M. gluteus maximus přestává být aktivní s přechodem vektoru reakční síly dorsálně za střed otáčení kyčle. M. gluteus medius stále stabilizuje pánev ve frontální rovině, m. adductor magnus vnitřně rotuje kyčelní kloub (Gage, 1991).

Kyčel při mezistoji přechází z 20° flexe do neutrální pozice. Pokud se vektor težiště nachází v oblasti za kyčelním kloubem, může extenze probíhat bez svalové aktivity extenzorů, nutná je pouze aktivita abduktorů. Koleno se dostává z 15° do 5° flexe. V hlezenním kloubu probíhá reaktivních 5° dorsiflexe. Pánev rotuje z 5° anteriorní rotace zpět do neutrální pozice (Perry, 1992).

Konečný stoj (Terminal stance)

Konečný stoj ukončuje druhou polovinu jednooporové fáze. Začíná zdvihem paty stojné dolní končetiny a končí v okamžiku dotyku kontralaterální paty s podložkou (Ciannini, 1994). Tato fáze probíhá od 30% do 50% krokového cyklu (Perry, 2004).

V průběhu konečného stoje je tělo posunováno dopředu před fixované stojné chodidlo. Pasivní extenze v kyčelním a kolenním kloubu je dosažena díky dopředu postupujícímu trupu, vytvářejícímu velký dorziflekční moment v kotníku. Vektor reakční síly podložky se přesouvá směrem k hlavičkám metatarzů. Přední část nohy se stává osou, kolem které se otáčí celá stojná končetina. Pohyb tibie dopředu je omezován excentrickou kontrakcí plantárních flexorů udržujících kotník v lehké 10° dorzální flexi (Adams, Perry, 2006).

Svalová aktivita zabezpečuje dostatečné zrychlení a adekvátní délku kroku. V průběhu této fáze roste intenzita aktivity m. soleus, která omezuje dorziflexi. To se uskutečňuje za současné inverze v kloubu subtalárním, která je potřebná k zajištění dostatečné stability nohy. M. gastrocnemius zamezuje pohybu tibie směrem dopředu a zahajuje plantární flexi kotníku. Zabezpečuje potřebnou sílu k posunu končetiny a k odemknutí kolene. M. triceps surae zajišťuje více než 80% akcelerační síly nutné k udržení „steady state“ chůze. M. tibialis posterior působí silnou inverzi nezbytnou ke stabilizaci nohy proti pohybu do everze. Aktivita peroneálních svalů naopak způsobuje everzi, což přispívá k vyváženému postavení nohy. Dlouhé flexory prstů zpevňují metatarzofalangeální klouby, čímž se podílí na zvětšení opory celé přední části chodidla (Gage, 1991).

Kyčelní kloub se nachází v 20° extenzi, kolenní kloub v neutrální pozici nebo v 5° flexi, hlezenní kloub v 10° plantární flexi. Pánev je v anteverzním postavení a v 5° rotaci vzad. Pro stabilizaci trupu je potřebná excentrická kontrola dorsální a ventrální muskulatury (Perry, 1992).

Předšvihová fáze (Preswing)

Začíná v okamžiku kontaktu plosky kontralaterální končetiny s podložkou, končí odlepením palce od podložky (Ciannini, 1994). Předšvih tvoří konečný úsek fáze stojné (50% – 62% krokového cyklu) (Perry, 1992).

Během tohoto intervalu konečné dvojí končetinové opory je hmotnost těla přenášena na kontralaterální končetinu. Významným dějem během této periody je začátek flexe v kloubu kolenním, který přispívá k odrazu palce a posunu končetiny dopředu (Whittle, 2007).

Svalová aktivita ukončuje fázi stoje a připravuje končetinu na švih. Během své velmi krátké aktivity m. gastrocnemius odemyká kolenní kloub, poté flexe v koleni následuje setrvačnost tibie. Pánev je nakloněná proti linii pohybu, proto koncentrická činnost m. adductor longus posunuje femur dopředu. Dvoukloubový m. rectus femoris se aktivuje v kolenním kloubu excentricky, což zpomaluje setrvačnost bérce, jeho koncentrická aktivita přispívá ke zvětšení flexe v kloubu kyčelním. Aktivitou plantárních flexorů dochází k maximální plantární flexi v hlezenním kloubu (Gage, 1991).

Počáteční švih (Initial swing)

Počáteční švih zahrnuje první třetinu švihové fáze, která začíná v okamžiku, kdy noha opustí podložku, a trvá do maximální flexe v kolenním kloubu. Tato perioda probíhá od 62% do 75 % krokového cyklu (Perry, 1992).

Během počátečního švihu se stehno pohybuje dopředu 20°, kloub kolenní se flektuje navíc o 30° (celkově tedy 60°) a hlezenní kloub zahajuje dorziflexi. Primárními faktory flektující kolenní kloub je hybnost stehenního segmentu a aktivace m. biceps femoris (Adams., Perry, 2006).

Svalová aktivace zajišťuje schopnost udržet chodidlo nad podložkou. Skupina flexorů kyčle (m. iliacus, m. adductor longus, m. sartorius, m. gracilis) působí posun stehna dopředu, aktivují se ve spojení se setrvačností bérce a přispívají k flexi v kloubu kolenním. M. biceps femoris (krátká hlava) při nedostatečné setrvačné síle (např. při pomalé chůzi) zvětšuje flexi v koleni. Koncentrická práce m. tibialis anterior a dlouhých extenzorů prstů nadzvedává chodidlo z plantární flexe (Gage, 1991).

Střední švih (Mid swing)

Střední švihová fáze začíná v okamžiku maximální flexe v kolenním kloubu, končí pozicí tibie ve vertikálním postavení. Probíhá ve druhé třetině švihové fáze od 75% do 85 %

krokového cyklu (Perry, 1992). Mezišvih pokračuje v posunu dolní končetiny dopředu bez dotyku chodidla s opěrnou plochou. Flexe v kyčli a dorzální flexe v kotníku jsou podstatné děje, které udržují chodidlo ve vzduchu, zatímco se tibie přesouvá do vertikálního postavení (Adams, Perry, 2006).

V periodě mezi zrychlením a zpomalením posouvají setrvačné síly končetinu a je zapotřebí velmi malá svalová aktivita. M. tibialis anterior drží kotník v neutrálním postavení a zabraňuje tak přepadnutí špičky do plantární flexe (Gage, 1991).

Konečný švih (Terminal swing)

Konečný švih tvoří závěrečnou fázi švihu od 85% do 100 % krokového cyklu, během které se dolní končetina připravuje na kontakt nohy s podložkou (Perry, 2004).

Postup dolní končetiny dopředu je dokončen extenzí v kloubu kolenním do neutrálního postavení. V této fázi je nejdůležitější zpomalení stehenního segmentu prostřednictvím excentrické aktivace hamstringů a m. gluteus maximus, což současně umožňuje optimální nastavení dolní končetiny pro období počátečního kontaktu (Adams, Perry, 2006).

Svalová aktivita ukončuje švih a připravuje dolní končetinu na stoj (Trew, 1997). Flexory kyčle obvykle nejsou aktivní. Hamstringy působením na kyčel a koleno brzdí dopředu směřující švih stehna a bérce. M. quadriceps femoris prostřednictvím extenze v koleni narovnává dolní končetinu. M. quadriceps a dorziflexory připravují končetinu na počáteční kontakt a postupné zatěžování. M. tibialis anterior podporuje dorziflexi v kotníku do neutrálního postavení a zabraňuje poklesu špičky, navíc udržuje patu ve správném postavení nutném pro kontakt s podložkou (Gage, 1991).

1.3 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 težiště – 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 stejné 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 stejné 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 stejné fáze,
4. plantární flexe – až 15° na začátku fázi stoje,
5. plantární flexe – až 20° v konečné fázi stoje.
6. zúžení základny chůze – umožňuje fyziologická valgizace kolene a pokládání nohou (Gross, 2005).

1.4 Kinematika chůze

1.4.1 Kinematika hlezenního kloubu

Při počátečním kontaktu se kotník nachází v neutrálním postavení. Vlivem reakční síly podložky, která směřuje posteriorně za hlezenní kloub, dochází k postupné plantární flexi až po kontralaterální odlepení palce. Tento pohyb se nazývá „první zhoupnutí“. V jednooporové fázi dochází k „druhému zhoupnutí“, kdy nastává přenos zátěže přes fixní chodidlo. Na konci stejné fáze, kdy dochází k odlepení paty od podložky, nastává „třetí zhoupnutí“, po kterém přechází noha zpět do dorsální flexe. Hlezenní kloub je udržován v neutrálním postavení během celé švihové fáze (Kaufman, Sutherland, 2006).

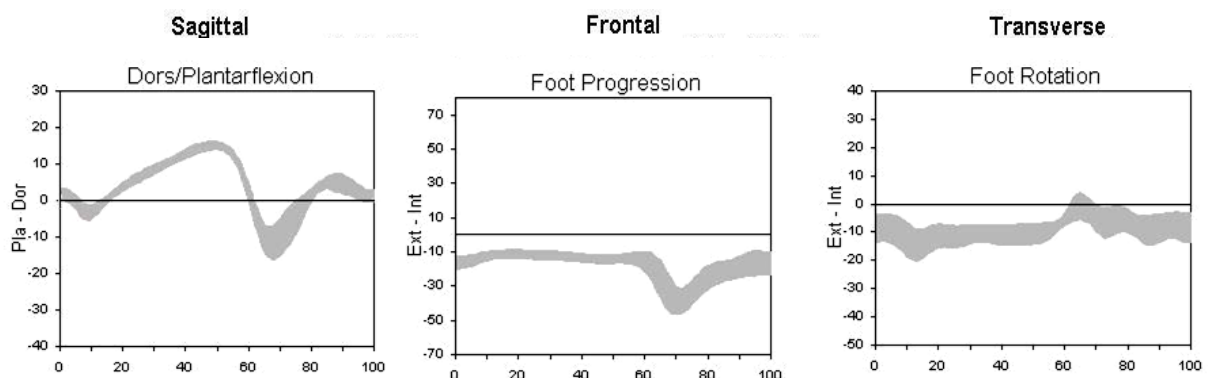
Během krokového cyklu hlezenní kloub dvakrát vystřídá plantární a dorsální flexi. Celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu při dvojkroku je 30° (v rozmezí 20° až 40°). Iniciální kontakt je spojen s pozicí v neutrální postavení nebo v mírné plantární flexi (3° - 5°).

Následuje první plantární flexe nohy ve fázi postupného zatěžování (0 – 10% krokového cyklu, dále KC). Při kontaktu celého chodidla s podložkou postupně přechází do dorsální flexe. Neutrální pozice nastává v 20% KC. Dorsální flexe se zvětšuje během mezistojky, maximálního rozsahu (10°) dosahuje v první polovině konečného stoje (48% KC). Tato pozice je udržována až do konce jednoopporové fáze. Se začátkem dvojí opory rychle nastává plantární flexe, která dosahuje maxima (30°) na konci stojné fáze. Odlepení palce zahajuje finální dorsální flexi. Neutrální pozice nastává ve středním švihu (80% KC) a je udržována do počátku dalšího cyklu (Perry, 1992).

Subtarsální kloub dovoluje, díky své šikmo probíhající ose pohybu, inverzi (vnitřní rotaci) a everzi (zevní rotaci). Oba tyto pohyby nastávají při stojné i švihové fázi. Jejich průběh při stojné fázi je důležitý správný přenos zatížení celé dolní končetiny. Everze nastává po kontaktu paty s podložkou ve fázi postupného zatížení, vrcholu křivky (4°- 6°) dosahuje na počátku středního stoje (14% KC). Poté subtalární kloub během konečného stoje pomalu přechází do inverze. Maximum inverzního rozsahu nastává na počátku fáze předšvihové (52% KC) (Perry, 1992). S odlepením prstů od podložky se chodidlo dostává do zevní rotace a dorsální flexe, aby byl zajištěn přesun DK nad podložkou (Kaufmann, Sutherland, 2006). Při švihu se noha navrácí zpět do neutrálního postavení, během posledních 20% KC nastává opět inverze chodidla jako příprava na kontakt s podložkou (Ciannini, 1994; Perry, 1992).

Whittle (2007) popisuje pohyb hlezenního kloubu z hlediska supinace a pronace. Při počátečním kontaktu je pata v rovině frontální v nepatrné inverzi a přední část nohy je lehce supinována. Předonoží pronuje, jakmile kontaktuje podložku. Poté se vrací zpět do supinace, současně se změnou úhlu v kotníku z plantární flexe do dorzální flexe. Několik stupňů supinace přetrvává v průběhu celé fáze švihové.

Obrázek 2. Průběh úhlových rozsahů hlezenního kloubu při krokového cyklu (Kranzl, 2011)



1.4.2 Kinematika kolenního kloubu

Kolenní kloub slouží během krokového cyklu k absorpci nárazů, čímž snižuje zatížení kloubů, poskytuje dostatečný zdvih chodidla nad podložkou, podílí se na dokončení kroku a přípravě na stojnou fázi (Perry, 1992).

Křivka pohybu kolenního kloubu může být popsána prostřednictvím dvou flekčních vln, z nichž každá vychází z relativní extenze, postupuje do flexe a následně se vrací opět k výchozímu bodu v extenzi. První flekční vlna nastává ve stojné fázi. Druhá flekční vlna je nezbytná v udržení nohy švihové končetiny nad podložkou (Kaufman, Sutherland, 2006).

Normální rozsah pohybu kolenního kloubu během krokového cyklu je 0° - 70° . Během iniciálního kontaktu je kolenní kloub flektován v rozsahu asi 5° . Při začátku stojné fáze se flexe prudce zvyšuje na 18° až do zahájení jednooborové fáze (15% KC). V tomto období je na flektované koleno kladeno největší zatížení. Během mezistoje přechází do extenze, která dosahuje své maxima (3°) uprostřed konečného stoje (40% KC), ale přetrvává pouze krátký časový interval. Na konci stojné fáze začíná druhá vlna flekční aktivity, která rapidně narůstá během předšvihu s vrcholem křivky (60° - 70°) ve švihové fázi. Ve střední fázi švihu nastává opět extenční pohyb kolenního kloubu, který pokračuje během konečného švihu do plné extenze těsně před začátkem dalšího cyklu (97% KC). Při následném úderu paty kolenní kloub lehce poklesne do flekčního postavení (5°) (Perry, 1992).

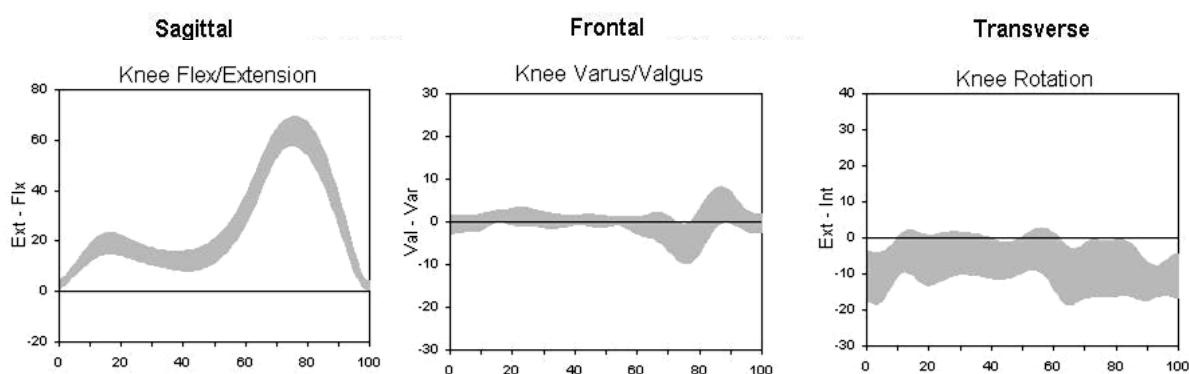
Podle Kaufmana a Sutherlanda (2006) je rotace v kolenním kloubu vždy spojena s pohybem nohy do zevní a vnitřní rotace, která je umožněna díky šikmému postavení Henkeho osy subtalárního kloubu. Pronace nohy produkuje vnitřní rotaci kolenního kloubu, zatímco supinace je spojena s jeho zevní rotací. Kontakt chodidla se odehrává ve středním postavení rotace při supinovaném chodidle. Při postupném zatížení dochází pomocí pronace k přizpůsobení chodidla terénu, tento pohyb je spjat s vnitřní rotací kolene s maximální hodnotou při odlepení prstů kontralaterální dolní končetiny. Během další jednooborové fáze nastává zevní rotace, která následně klesá s odlepením paty od podložky. Noha přechází do supinačního postavení, zatímco koleno vnitřně rotuje až do začátku švihové fáze.

Perry (1992) popisuje rotační pohyb kolenního kloubu pomocí jeho současné flexe nebo extenze. Při počátečním kontaktu se femur nachází v mírné zevní rotaci vzhledem k nastavení tibie (tzv. uzamčené koleno). Během postupného zatěžování narůstá vnitřní rotace tibie, následovaná lehkou vnitřní rotací femuru o celkovém rozsahu 7° . V terminálním stoji je kolenní kloub v extenzi a zevně rotován. S přenosem zatížení na druhostrannou končetinu v předšvihové fázi nastává flexe kolene spojená s vnitřní rotací a addukcí. Během počáteční

švihové fáze nastává vnitřní rotace všech segmentů dolní končetiny. Při terminální fázi švihu nastává spolu s extenzí kolene opět jeho zevní rotace.

Ve frontální rovině je tibie v mírném addukčním postavení během mezistoje, v závěru švihové fáze dosahuje naopak abdukce (Ciannini, 1994). Maximum abdukce nastává při dopadu paty, další abdukce se přidává během fáze postupného zatěžování (3°). Během švihové fáze se kolenní kloub vrací do neutrální pozice a dosahuje addukce 8° (Perry, 1992).

Obrázek 3. Průběh úhlových rozsahů kolenního kloubu při krokového cyklu (Kranzl, 2011)



1.4.3 Kinematika kyčelního kloubu

Pohyby kyčelního kloubu v rovině sagitální mohou být znázorněny jednoduchou sinusovou křivkou. Jedna dolní končetina se pohybuje dopředu s cílem posunout tělo vpřed, zatímco druhá zůstává vzadu a poskytuje oporu (Ciannini, 1994).

Kyčelní kloub je flektován při iniciálním dopadu paty, poté dochází k extenzi až po kontaktu chodidla kontralaterální končetiny. Přenos hmotnosti těla přes stojnou končetinu umožní švihové dolní končetině pohyb do flexe. Těsně před dalším úderem paty nastává mírný pokles směrem do extenze (Kaufman, Sutherland, 2006).

Celkový rozsah pohybu v sagitální rovině je 40° - 48°. Při iniciálním kontaktu paty se nachází kyčelní kloub v 20° flexi. Během fáze postupného zatěžování je tato pozice stále udržována. S nástupem středního stoje nastává progresivní pohyb do extenze. V terminálním stoji se kyčelní kloub dostává do neutrálního postavení (38% KC). Maximální hodnoty extenze (15°) je dosaženo v polovině krokové periody při dopadu kontralaterální paty. Během předšvihové fáze nastává postupná flexe. Neutrální pozice je dosaženo na konci stojné fáze (60% KC). V prvních dvou částech švihové fáze narůstá flexe až na 25°, která se mírně snižuje během terminálního švihu, pak je již udržována až po úder paty (Perry, 1992).

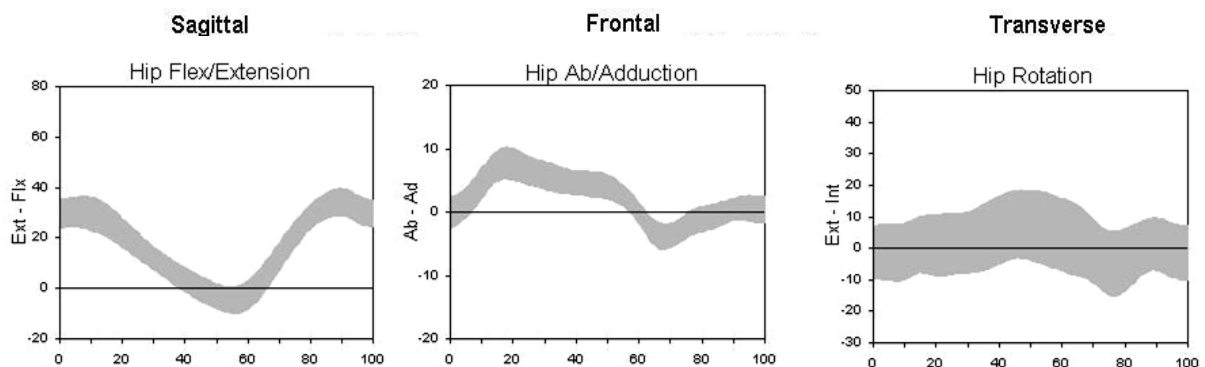
Abdukce a addukce se v kyčelním kloubu odehrává v důsledku pohybu pánve na nezatížené polovině těla. Při iniciálním kontaktu nastává addukce (10°), která přetrvává během postupného zatěžování (5°). Během středního a konečného stoje dochází k neutrálnímu postavení. Začátkem švihové fáze přechází kyčel do abdukce (5°) (Perry, 1992).

Křivka znázorňující pohyb kyčelního kloubu do abdukce a addukce je velmi podobná křivce pohybu pánve ve frontální rovině. Při počátečním úderu paty je kyčelní kloub v neutrální pozici, během první dvojoporové fáze se pohybuje do addukce, při druhé dvojí opoře do abdukce s vrcholem při odrazu palce (Ciannini, 1994). Ve švihové fázi se opět vrací do neutrálního postavení (popř. mírné addukce) (Kaufman, Sutherland, 2006).

Někteří autoři popisují rotace kyčelního kloubu pomocí pohybu femuru vzhledem k pánvi. Vnitřní rotace nastává v pozdní švihové fázi a pokračuje během opory až po kontakt druhostranné paty. Poté následuje zevní rotace až do konce švihové fáze, čímž se uzavře jedna sinusoidní křivka pohybu (Ciannini, 1994; Kaufman, Sutherland, 2006).

Dle Perry (1992) při počátečním kontaktu chodidla se nachází kyčelní kloub i pánev v rámci transversální roviny v neutrálním postavení. Vnitřní rotace nastává na konci fáze postupného zatěžování, maximum zevní rotace je dosaženo na konci předšvihové fáze. Celkový rozsah rotace kyčle je 8° . Pokud připočítáme navíc rotaci pánve, zvýší se na 15° .

Obrázek 4. Průběh úhlových rozsahů kyčelního kloubu při krokového cyklu (Kranzl, 2011)



1.4.4 Kinematika pánve

Během chůze se pánev pohybuje asynchronně ve všech třech rovinách pohybu. V sagitální rovině se pánev pohybuje do anteriorní a posteriorní verze (4°), ve frontální rovině do kaudálního posunu (4°) a v transversální rovině do rotace (10°) (Perry, 1992).

Sagitální pohyb pánve je kontrolován gravitací, setrvačností a aktivitou flexorů a extenzorů kyčle. Při vzpřímeném stoji se nachází těžiště uvnitř pánve. Pánev se pohybuje

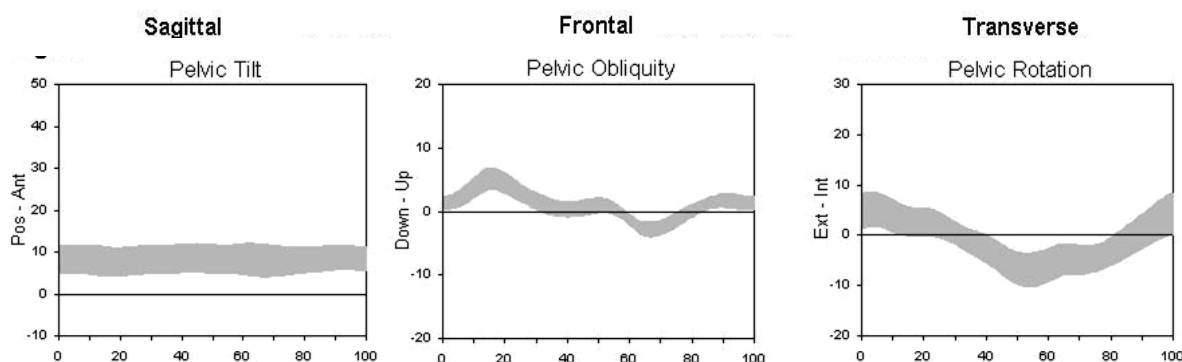
anteriorně a posteriorně, křivka opisuje sinusoidu. V sagitální rovině pánev dosahuje 5° antevertze, jedná se o úhel rotace kolem mediolaterální osy pánve. Maximum antevertzního postavení nastává ve středním stoji a konečném švihu. Minimum pak při fázi postupného zatížení a ve fázi předšvihové (dvojí opora) (Kaufman, Sutherland, 2006).

Úklon pánve ve frontální rovině redukuje vertikální pohyb trupu. Přenesení zátěže na stojnou končetinu způsobuje pokles na kontralaterální straně, který dosahuje 4° náklonu. Elevace pánve ve frontální rovině poskytuje funkční zkrácení končetiny, působí jako „shock absorber“ a snižuje požadavky na vertikální translaci těla (Kaufmann, Sutherland, 2006).

Pohyb pánve ve frontální rovině musíme posuzovat v korelaci s pohybem obou dolních končetin. Na začátku krokového cyklu dochází k nárůstu křivky ipsilaterálně, vrcholu dosahuje při jednooporové stojné fázi, zároveň na kontralaterální straně stojné končetiny dochází k mírnému poklesu pánve (Ciannini, 1994; Kaufman, Sutherland, 2006).

Pohyb pánve v transversální rovině je opět sinusoidní s vrcholem křivky při počátečním kontaktu nohy na ipsilaterální straně (5°) a minimem při úderu paty na kontralaterální straně (50% KC). Pánev prochází postupně vnitřní a zevní rotací během jednoho kroku. Rotace pánve spolu s flexí v kyčelním kloubu slouží k prodložení kroku (Kaufman, Sutherland, 2006). Rozsah pohybu je variabilní vzhledem k rychlosti chůze (Ciannini, 1994).

Obrázek 5. Průběh úhlových rozsahů pánve při krokového cyklu (Kranzl, 2011)



1.4.5 Kinematika ramen

Reciproční pohyb ramen nastává ve všech rovinách pohybu, čímž poskytují dolním končetinám přesun bez rotačního souhybu trupu, a tím zvyšují ekonomiku chůze. Během dvojkroku dosahuje celkový rozsah pohybu ramenních kloubů 30° – 40°. Z pozice maximální extenze ramenního kloubu (8°) při dopadu paty dochází během stojné fáze k flexi ramene, která dosahuje maxima (24°) při konečném stoji (45% - 55% KC). Během švihu se rameno

opět pohybuje do extenze. Fázická korelace mezi vrcholem rozsahu rameniho kloubu a kontaktem paty je zřetelná, časové odchylky jsou menší než 0,1 sekundy (Perry, 1992).

1.4.6 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 švih (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 švih (81% KC) (Perry, 1992).

1.5 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).

Vicon MX (Vicon Motion Systems, OxfordMetricsGroup, London, Great Britain) je zařízení pro 3D kinematickou analýzu pohybu, které umožňuje automatické zpracování záznamu, získané pomocí infračervených kamer. Určení souřadnic bodů a jejich transformací jsou získány prostorové souřadnice vybraných bodů na lidském těle. Vypočítá základní kinematické parametry (dráha, úhel, rychlost, zrychlení atd.) a jejich závislost na čase (http://www.psup.cz/downloads/200992915422_moderni_pristroje_v_biomechanicke_diagnostice_pohybu.pdf).

1.6 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). Vyrosto 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 stejnou silou se švihovými, věnuje se pozornost nejen ohebnosti kloubů, ale i schopnosti dynamických a rytmických zvrátů. 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 (základní baletní pozice viz Příloha 8, str. 135 - 140) (Bussellová, 1995).

1.6.1 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 (<http://cs.wikipedia.org/wiki/Balet>).

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).

1.6.2 Chůze v baletu

První pohybové cvičení u tanečníků začíná jednoduchou gymnastickou přípravou 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).

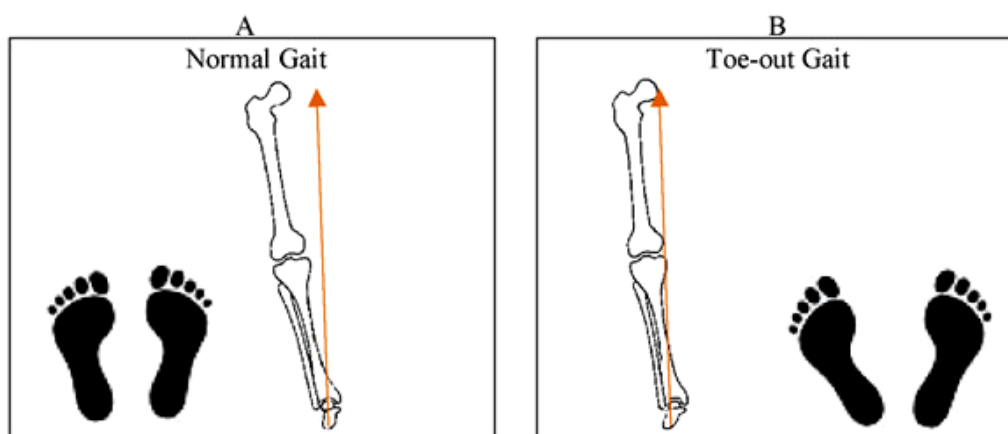
V tanci se vyskytuje mnoho variant našlapování při chůzi, které vycházejí z gymnastické chůze (přes paty, na celé chodidlo, přes zevní hrany, přes špičky atd.). Mechanismus nohy je stvořen pro pružné odpérování každého kroku. Při našlapování na přední část chodidla se noha procvičí více než při došlapu 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 ramenním kloubu. Pohyb paží je reaktivní pohyb, nikoli vedený pohyb v protisměru k pohybu dolní končetiny. Kdybychom nakreslili 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).

Obrázek 6. Porovnání vektoru reakční síly podložky při normální chůzi (A) a při chůzi s postavením do zevní rotoce (B) (Russell, Hamill, 2011)



1.6.3 Držení těla u tanečnicků

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).

1.7 Vliv baletu na muskuloskeletální systém

1.7.1 Kineziologie páteře

Při tanci jsou kladeny na páteř 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 aktivní vzpřímené držení těla, jehož cílem je příprava na fázičké pohyby končetin. Tanečníci musí být schopni rychlého znovuoobnovení neutrálního nastavení 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 (Clippinger, 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).

1.7.2 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. Antevertze pánve vede ke zvýšení lumbální lordózy, zatímco retrovertze způsobuje vyhlazení bederní lordózy (Véle, 1997). Postavení pánve v antevertzi je v baletu nazýváno „repose“ pozice (relaxační, odlehčující poloha). Retrovertze je pak nazývána „tucked“ pozice (založená, uzavřená pozice). Antevertzní 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 antevertzi 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).

1.7.3 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 jedním 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 antevertze pánve, rotace (tzn. „screwing“ – šesroubování) 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 antevertze 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 pokračování 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 développé (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 stretchinku. 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 développé (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 abdukci v kyčelním kloubu nad 90°. I zde hraje významnou roli pro dosažení plného rozsahu *side développé* m. iliopsoas (Clippinger, 2007). Při pohybu do abdukce v kyčelním kloubu z paralelní pozice (ze základního anatomického postavení) nebo dochází brzy k vyčerpání pohybu 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 développé (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 střížných 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 tanečniců predilekčně postižen (5,8%) v porovnání s ostatními partiemi těla. Nejčastějším poraněním u tanečniců v této oblasti jsou únavové zlomeniny (Clippinger, 2007). Rizikovým faktorem pro jejich vznik je intenzivní trénink, pohyb na tvrdém podkladu, amenorea, nízká nutriční, 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 tanečniců 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. Postižení 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 hýžděové 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 hyperonu m. piriformis narůstá silové napětí na sacroiliakální kloub a dochází k jeho funkční blokáde (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 koaktivace 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 stretchinku přes koncentrické k excentrickému cvičení (Hnáťová et al., 2008). Následné funkční cvičení je často u tanečniců vynecháváno, což může způsobit přechod do chronického přetížení svalů (Clippinger, 2007).

1.7.4 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 ligamentózní laxitou. 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 laxitě 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 tanečnick 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 postoji při uzamčeném kolenním kloubu, vznikají střížné 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 tibií. Tento pohyb by se měl provádět pomalu za plné neuromuskulární kontroly pohybu. Tato podmínka je u tanečníků většinou vyloučena rychlou dynamikou pohybu, antevertním 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. vastus medialis, genu valgum, femorální antevertze, 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 střížnému 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 onemocněním je Osgood-Schlatter choroba, která zahrnuje poškození úponu m. quadricepsu odtržním apofýzy tuberositas tibiae. 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. vastus 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 rozcvičení 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 než jeho protihráči hamstringy (Hamill, Knutzen, 1995). Důležité je věnovat pozornost protažení hamstringů, m. tensor fasciae latae a svalům pes anserinus (Clippinger, 2007).

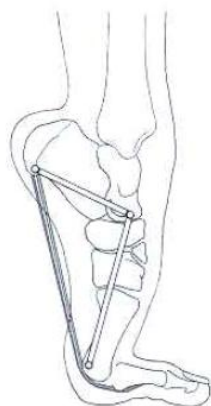
1.7.5 Kineziologie hlezenního kloubu

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 transversálním tarsálním kloubu jsou významné pro tanečnický při stoje, kdy současná plantární flexe v talotibiálním, subtalárním a doplněná v transversotalárním 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, metatarsophalangeální 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. 7) (Clippinger, 2007).

Obrázek 7. Poloha chodidla při pozici *demi-pointe* (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).

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 tanečnickům 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 příčinou 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 tanečnicků redukcii 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 až 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 tanečniců (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 podpadku 1 - 3 cm pro odlehčení Achillovy šlachy, viskoelastické vložky a taping. U tanečniců 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 tibia. 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 tibia, 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 tanečniců 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. metatarssem), kde je tento nerv vulnérabilní k tlakové kompresi, 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. Tanečnické 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).

1.7.6 Kineziologie ramenního kloubu

Ramenní kloub jako funkční jednotka se skládá z humeroscapulárního kloubu a scapulothorakálního spojení. Poskytuje maximální mobilitu nezbytnou pro funkční potřeby horní končetiny (Magee, 1997).

Při tanci je provedení pohybu horních končetin ovlivněno požadavkem uměleckého provedení. Více je preferováno zapojení horních končetin v otevřených kinematických řetězcích s mírným addukčním postavením lopatky. Pro vytvoření estetického pohybu se využívá zevní rotace s doplněním o flekční či abdukční pohyby. Obdobně se používá vnitřní rotace společně s flexí, extenzí nebo addukcí v ramenním kloubu. V klasickém baletu se nejvíce používá lehká vnitřní rotace v ramenním kloubu spolu s flexí lokte, supinací

předloktí a s flekčním postavením zápěstí (*první pozice*). Ve velké míře se v tanci vyskytuje i pohyb v horizontální rovině do addukce a abdukce (Clippinger, 2007).

V tanci mají pohyby paže především význam estetický a gestikulační. Pozornost by měla být věnována vztahu mezi úhlovým rozsahem ramenního pletence a stabilitou tohoto kloubu. Při pohybu horních končetin tanečníci často využívají hyperextenzi lumbální páteře, aby zvětšili rozsah v požadovaném směru. Nadměrný pohyb do horizontální abdukce (*druhá pozice*) může způsobit zvýšení lumbální lordózy a vyhlazení hrudní kyfózy. Pro správný pohyb ramenního pletence je nezbytná adekvátní stabilizace trupu a synergistická funkce svalů, které spojují ramenní pletenec s trupem. Svalová síla je požadována pro zvednutí druhého tanečního partnera do prostoru tzv. „*partnering*“. Důležité je zahrnout do tréninku i zapojení svalů rotátorové manžety a svalů zajišťujících stabilitu lopatky, a to především v uzavřených kinematických řetězcích. Vyvážená svalová koordinace svalů horní končetiny zajišťuje ochranu před poraněním pohybového systému (Clippinger, 2007).

Poranění pohybového aparátu horní končetiny u baletek

Baletní umění je spjato s maximálním využitím pohybu dolních končetin, incidence poranění horních končetin je nižší a počet studií věnující se této problematice je malý.

Poranění horních končetin vzniká při práci horních končetinách v pozicích nad 90° abdukce nebo v pozici horních končetin v opěrné funkci s plným zatížením hmotností těla. Nejčastějším poraněním je subluxace (popř. luxace) acromioclavikulárního kloubu, luxace glenohumerálního kloubu, impingement syndrom, přetržení rotátorové manžety, bursitida, zmrzlé rameno, ruptura či tendinitida m. biceps brachii, laterální epikondylitida a syndrom karpálního tunelu. Natržení rotátorové manžety je nejčastějším poraněním oblasti ramenního skloubení, vyskytuje se především u mužů tanečníků. Zmrzlé rameno se vyskytuje u starších tanečníků (převážně u žen), kteří se již tanci aktivně nevěnují (Clippinger, 2007).

Při poranění je nezbytné co nejdříve zahájit včasnou rehabilitaci s cílem obnovení rozsahu pohybu ramenního pletence, který je velmi náchylný ke vzniku kontraktur a kapsulitidy (Clippinger, 2007). Zahrnujeme obnovu pohyblivosti skapulothorakálního skloubení, koordináční cvičení pro svaly rotátorové manžety, funkční synergie pletencových a trupových svalů a nakonec svaly pro obnovení fázičké hybnosti ramene. V konečné fázi rehabilitace nastupuje cvičení v uzavřených kinematických řetězcích a proprioceptivní cvičení (Bastlová et al., 2004).

2 Cíle a hypotézy

Cílem diplomové práce bylo určit vliv dlouhodobého baletního tréninku na změnu kinematických parametrů chůze.

Dílčí cíle:

1. Provedení kinematické analýzy chůze u baletních tanečnicků.
2. Provedení kinematické analýzy úhlových parametrů baletní chůze.
3. Analyzovat odlišnosti v úhlových parametrech krokového cyklu u baletních tanečnicků a u osob, které se tanci nevěnují.
4. Analyzovat u baletních tanečnicků rozdíly v úhlových parametrech mezi normálním provedením krokového cyklu a baletní chůzí.
5. Posoudit souvislosti mezi vybranými vyšetřeny kineziologickými a anamnestickými údaji a naměřenými kinematickými parametry u baletních tanečnicků.

Vědecké otázky a hypotézy:

OTÁZKA 1

Má dlouhodobý baletní trénink vliv na rozsah pohybu jednotlivých kloubů dolní končetiny během krokového cyklu?

H₀₁: Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech hlezenního kloubu v sagitální a transversální rovině během stejné fáze krokového cyklu mezi tanečnický a kontrolní skupinou.

H₀₂: Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech kolenního kloubu v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu mezi tanečnický a kontrolní skupinou.

H₀₃: Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech kyčelního kloubu v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu mezi tanečnický a kontrolní skupinou.

OTÁZKA 2

Má dlouhodobý baletní trénink vliv na rozsah pohybu pánve a horní poloviny těla během krokového cyklu?

H₀₄: Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu pánve v sagitální, frontální a transversální rovině během stejné fáze krokového cyklu mezi tanečnicí a kontrolní skupinou.

H₀₅: Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu ramenních kloubů v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu mezi tanečnicí a kontrolní skupinou.

H₀₆: Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu páteře v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu mezi tanečnicí a kontrolní skupinou.

H₀₇: Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu hrudníku v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu mezi tanečnicí a kontrolní skupinou.

OTÁZKA 3

Existuje rozdíl v rozsahu pohybu jednotlivých kloubů dolní končetiny u baletní chůze a při provedení normálního krokového cyklu?

H₀₈: Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech hlezenního kloubu v sagitální a transversální rovině během stejné fáze krokového cyklu při provedení baletní chůze a při normálním provedení chůze u skupiny tanečnicí.

H₀₉: Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech kolenního kloubu v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu při provedení baletní chůze a při normálním provedení chůze u skupiny tanečnicí.

H₀₁₀: Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech kyčelního kloubu v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu při provedení baletní chůze a při normálním provedení chůze u skupiny tanečnicí.

OTÁZKA 4

Existuje rozdíl v rozsahu pohybu pánve a horní poloviny těla u baletní chůze a při provedení normálního krokového cyklu?

H₀11: Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu pánve v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu při provedení baletní chůze a při normálním provedení chůze u tanečnicků.

H₀12: Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu ramených kloubů v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu při provedení baletní chůze a při normálním provedení chůze u tanečnicků.

H₀13: Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu páteře v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu při provedení baletní chůze a při normálním provedení chůze u tanečnicků.

H₀14: Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu hrudníku v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu při provedení baletní chůze a při normálním provedení chůze u tanečnicků.

OTÁZKA 5

Existuje souvislost mezi vybranými vyšetřovanými kineziologickými a anamnestickými údaji a naměřenými kinematickými parametry?

3 Metodika

V souladu se záměrem diplomové práce bylo provedeno biomechanické měření chůze u osob věnujících se baletnímu tanci za účelem zhodnotit kinematické úhlové parametry během stejné fáze krokového cyklu. Všechny testované osoby byly seznámeny s průběhem a podstatou měření. Každý proband studie podepsal poučení a informovaný souhlas s měřením a následným anonymním zpracováním dat (viz Příloha 1, str. 118). Vlastnímu biomechanickému měření předcházelo vyplnění dotazníku pro doplnění anamnestických údajů a aktuálního stavu pohybového systému, poté následovalo kineziologické vyšetření. Měření probíhalo v lednu roku 2011 v Laboratoři biomechaniky na Katedře biomechaniky a technické kybernetiky Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

3.1 Charakteristika souboru probandů

3.1.1 Základní údaje a vybrané antropometrické charakteristiky souboru

Výzkumu se zúčastnily dva soubory probandů. Do prvního bylo zařazeno 13 probandů, kteří jsou členy baletního souboru Moravského divadla v Olomouci. Kritériem pro zařazení do sledovaného souboru bylo dosažení profesionální úrovně v baletním tanci, absence významných patologických stavů muskuloskeletálního systému a operačních zákroků na dolních končetinách. Tento soubor tvořilo 5 mužů a 8 žen. Průměrný věk vyšetřovaných probandů byl v době měření 24,2 let, z toho průměrný věk mužů byl 25 let, u žen 23,6 let. Průměrná výška probandů byla 170,2 cm, z toho u mužů 180 cm a u žen 164,1 cm. Průměrná tělesná hmotnost vyšetřovaných probandů byla 58,3 kg, z toho mužů byla 70,6 kg a u žen 50,6 kg. Všichni probandi vystudovali konzervatoř se zaměřením na taneční choreografii a dosahují v tomto oboru profesionální úrovně. Frekvence jejich tanečního tréninku je 5 - 6 dní týdně, s průměrnou intenzitou 5,3 hodin tréninku denně (v rozmezí 3 - 8 hodin denně). Průměrně se taneční činnosti věnují 16 let (v rozmezí 9 až 24 let). Vybrané anamnestické a antropometrické údaje souboru viz Příloha 4, Tabulka 30, str. 122.

Do kontrolní skupiny byli vybráni jedinci bez významnější patologie muskuloskeletálního systému, neprovozující sportovní či jinou pohybovou činnost na profesionální úrovni. Kontrolní skupinu tvořilo 12 probandů, z toho 9 žen a 3 muži. Průměrný věk kontrolních probandů byl v době měření 24,2 let, z toho u mužů byl 28,7 let

a u žen 23,6 let. Průměrná výška byla 173,3 cm, z toho u mužů byla 177,6 cm a u žen 169,0 cm. Průměrná tělesná hmotnost činila 72,2 kg, z toho u mužů byla 70,6 kg a u žen 61,8 kg.

Tabulka 1. Rozmezí výškových a hmotnostních parametrů

	Muži B	Muži K	Ženy B	Ženy K
Věk	20-30	26-30	19-30	19-25
Výška [cm]	176-188	169-188	162-166	165-175
Váha [kg]	60-80	71-87	48-54	52-70
BMI	19,4-24,7	20,9-23,7	17,6-19,6	21,3-25,0

Legenda: Muži B – muži baletní skupina, Muži K – muži kontrolní skupina, Ženy B – ženy baletní skupina, Ženy K – ženy kontrolní skupina

3.1.2 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 devíti probandů se objevovaly subjektivní potíže muskuloskeletálního systému, z toho v pěti 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 13 probandů se v této taneční obuvi během tréninku pravidelně pohybuje všech 8 žen (muži tanečníci baletní „špičky“ nepoužívají). Až na jednoho probanda byla u všech tanečnic pomocí kineziologických testů zjištěna hypermobilita, především v segmentech páteře. Většina z probandů se věnuje kompenzační pohybové aktivitě (8 probandů uvedlo plavání, 2 probandi navštěvují pravidelně posilovnu). Fyzioterapii v minulosti vyhledalo 9 probandů kvůli aktuálním problémům pohybového aparátu, nikdo pravidelně nevyužívá léčebnou rehabilitaci (viz Tabulka 31, Příloha 4, str. 122).

3.2 Vlastní měření

3.2.1 Anamnestické a kineziologické vyšetření probandů

U první skupiny probandů, která zahrnovala 13 baletních tanečnic, byly na začátku měření odebrány anamnestické údaje formou dotazníku (viz Příloha 2, str. 119) a provedeno kineziologické vyšetření (viz Příloha 3, str. 121).

Dotazník poskytl důležité informace o frekvenci a intenzitě baletního tréninku a o zdravotním stavu se zaměřením na muskuloskeletální systém.

Kineziologické vyšetření obsahovalo vyšetření aspektů ve statickém stoji na obou dolních končetinách při pohledu zepředu, z boku a zezadu. Stabilitu stoje jsme si ověřili vyšetřením stoje na jedné dolní končetiny, ve které by měl proband udržet nejméně 10 s (Véle, 1997). Současně jsme provedly Trendelenburgův test na laterální stabilitu pánve. Při palpačním vyšetření jsme se zaměřili na svaly dolních končetin, u kterých jsme předpokládali reflexní nebo bolestivé změny, a na vyšetření bolestivých periostových bodů. Dále byla vyšetřena pasivní hybnost kyčelního kloubu podle metody SFTR. Poté jsme vyšetřili nejčastěji zkrácené svaly na dolních končetinách dle Jandy (1996). Z pohybových stereotypů jsme testovali extenzi v kyčelním kloubu, abdukcii v ramenním kloubu a rozvíjení páteře při předklonu. U těchto zkoušek jsme se zaměřili na timing svalů a pohybové synkinézy v ostatních částech těla (pánev, lopatka, páteř). Nakonec jsme provedli vyšetření kloubní hypermobility pomocí standartních testů dle Jandy (1996) (viz Příloha 3, str. 121).

3.2.2 Biomechanická analýza chůze

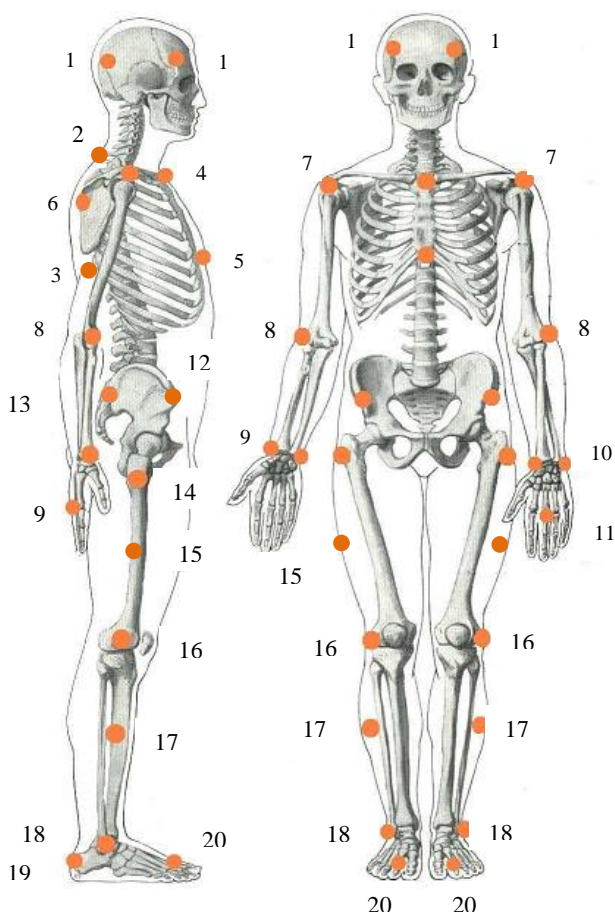
Po kineziologickém rozboru následovalo vlastní biomechanické měření. Ke kinematické analýze chůze byla využita 3D videografická metoda pomocí systému Vicon MX. Vicon MX (Vicon Motion Systems, OxfordMetricsGroup, London, Great Britain) je zařízení pro 3D kinematickou analýzu pohybu, které umožňuje automatické zpracování záznamu, získané pomocí infračervených kamer. Určením souřadnic bodů a jejich transformací jsou získány prostorové souřadnice vybraných bodů na lidském těle. Následně vypočítá základní kinematické parametry (dráha, úhel, rychlost, zrychlení atd.) a jejich závislost na čase (http://www.psup.cz/downloads/200992915422_moderni_pristroje_v_biomechanicke_diagnostice_pohybu.pdf).

U tohoto systému patří mezi standartní modely určené pro analýzu chůze člověka PlugInGait (pánev a dolní končetiny) a PlugInGait FullBody (hlava, hrudník, horní končetiny, pánev, dolní končetiny). Oba jsou založeny na modelu Newington – Helen Hayes. V modelu jsou definovány vstupní (soubor značek, antropometrické charakteristiky) i výstupní parametry (časoprostorové parametry, úhlové parametry) (Svoboda, Janura, 2010).

3.2.3 Příprava probanda na kinematické vyšetření chůze

Před samotným měřením byla na analyzovaném probandovi provedena antropometrická měření. Jejich hodnoty slouží pro výpočet středu kloubů. Mezi tyto měření patří hmotnost, tělesná výška, šířka kotníků a kolen, délka dolní končetiny, šířka lokte a zápěstí, vzdálenost mezi dorsální a palmární stranou ruky a vzdálenost mezi středem ramenního kloubu a acromionem. Poté bylo na stanovené kožní projekce vybraných anatomických struktur připevněno 21 reflexních značek, které sloužily k definování vybraných segmentů lidského těla (obr. 1). Použit byl soubor značek dle modelu PlugIn Full Body (viz Příloha 5, Tabulka 32, str. 123).

Obrázek 8. Poloha značek u modelu PlugInGait Full Body (upraveno dle <http://www.dornova.wz.cz/galery.htm>)



1	hlava	11	proximální konec 3. prstu
2	processus spinosus C 7	12	SIAS
3	processus spinosus T 10	13	SIPS
4	incisura jugularis	14	trochanter major femoris
5	processus xyphoideus sterni	15	epicondyl femoris lateralis
6	pravá lopatka	16	spojnice kyčel - koleno na stehně
7	acromion	17	spojnice koleno - malleolus lateralis na bérce
8	epicondylus lateralis radii	18	malleolus lateralis
9	processus styloideus radii	19	calcaneus
10	processus styloideus ulnae	20	hlavička 2. MTT

3.2.4 Realizace měření

Před měřením je vhodné provést statickou kalibraci subjektu, při které je proband nasnímán v klidném stoji s přiřazením sledovaných bodů.

Každý z probandů absolvoval 5 pokusů měření chůze svou přirozenou rychlostí. U probandů věnujících se baletnímu tanci bylo navíc zaznamenáno 5 pokusů provedení baletní chůze, která metodicky vychází z gymnastické chůze a její průběh je popsán v teoretickém souhrnu poznatků (viz str. 30). Videozáznam pro potřeby kinematické analýzy byl pořízen současně s měřením na tenzometrických plošinách.

3.2.5 Zpracování dat

Z celkového počtu pěti pokusů byly u daného jedince analyzovány tři pokusy normální chůze, u probandů tanečníků navíc tři pokusy baletní chůze. Pro vlastní analýzu byl vybrán dvojkrok, který byl uskutečněn v kalibrovaném prostoru.

Pomocí programu Vicon Nexus byla provedena statická kalibrace modelu a přiřazení bodů k příslušným tělesným segmentům. V dalším zpracování záznamu software vykonal filtraci dat a podle silových plošin detekoval stojnou a švihovou fázi krokového cyklu. Nakonec byl záznam exportován do formátu, ve kterém byly výstupní parametry analyzovány v programu Vicon Polygon. Výsledné parametry byly zpracovány v programu Microsoft Office Excel a upraveny pro statistické vyhodnocení.

Sledované parametry kinematické analýzy

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

AS_{min1} – první minimální hodnota úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině,
tj. maximum plantární flexe ve stádiu postupného zatěžování,

AS_{max1} – maximum dorsální flexe v hlezenním kloubu při terminálním stoji,

AS_{min2} – druhá minimální hodnota úhlu v hlezenním kloubu v sagitální rovině,
tj. maximum plantární flexe na konci stojné fáze,

AS – celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině,

AT_{min1} – první minimální hodnota úhlu v hlezenním kloubu v transversální rovině,
tj. maximum zevní rotace ve fázi postupného zatěžování,

ATmax1 – maximum vnitřní rotace v hlezenním kloubu na začátku fáze předšvihové,
ATmin2 – druhá minimální hodnota úhlu v hlezenním kloubu v transversální rovině,
tj. maximum zevní rotace během švihové fáze,
AT – celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v transversální rovině,
KSmax1 – maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi,
KSmin1 – první minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu,
tj. maximum extenze v konečném stoji,
KSmax2 – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi,
KSmin2 – druhá minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu,
tj. maximum extenze na konci švihové fáze,
KS – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině,
KFmax – maximum addukce v kolenním kloubu ve švihové fázi,
KFmin – minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu ve frontální rovině,
tj. maximum abdukce ve stojné fázi,
KF – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině,
KTmax – maximum vnitřní rotace v kolenním kloubu během krokového cyklu,
KTmin – minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu v transversální rovině,
tj. maximum zevní rotace během krokového cyklu,
KT – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v transversální rovině,
HSmin1 – minimální hodnota úhlu v kyčelním kloubu v sagitální rovině,
tj. maximum extenze ve stojné fázi,
HSmax1 – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi,
HS – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině,
HFmax1 – maximum addukce v kyčelním kloubu při fázi postupného zatěžování,
HFmin1 – minimální hodnota úhlu v kyčelním kloubu ve frontální rovině,
tj. maximum abdukce při počátečním švihu,
HF – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině,
HTmax1 – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu ve stojné fázi,
HTmin1 – minimální hodnota úhlu v kyčelním kloubu v transversální rovině,
tj. maximum zevní rotace během švihové fáze,
HT – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině,
PS – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině,
PF – celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině,
PT – celkový rozsah pohybu pánve v transversální rovině,

RS – celkový rozsah pohybu rameních kloubů v sagitální rovině,
RF – celkový rozsah pohybu rameních kloubů ve frontální rovině,
RT – celkový rozsah pohybu rameních kloubů v transversální rovině,
PáteřS – celkový rozsah pohybu páteře v sagitální rovině,
PáteřF – celkový rozsah pohybu páteře ve frontální rovině,
PáteřT – celkový rozsah pohybu páteře v transversální rovině,
HrudníkS – celkový rozsah pohybu hrudníku v sagitální rovině,
HrudníkF – celkový rozsah pohybu hrudníku ve frontální rovině,
HrudníkT – celkový rozsah pohybu hrudníku v transversální rovině.

3.2.6 Statistické zpracování dat

Naměřená data byla následně statisticky zpracována v programu Statistica (Verze 6.0, Stat-Soft, Inc., Tulsa, Oklahoma, USA). K testování platnosti nulových hypotéz, tedy pro zjištění závislosti mezi skupinami probandů a kinematickými parametry chůze, byla použita analýza rozptylu (ANOVA) a neparametrický test pro dva nezávislé soubory (Mann-Whitney test). Z naměřených dat byly vypočítány základní popisné statistické veličiny (průměr, minimální hodnota, maximální hodnota a směrodatná odchylka).

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.

4 Výsledky

Zabývali jsme se otázkou, jak se odlišuje průběh a provedení krokového cyklu skupiny tanečníků a u kontrolní skupiny. S využitím 3D kinematické analýzy jsme určili základní úhlové parametry na dolních končetinách, pánvi a horním trupu. Pohyb v jednotlivých kloubech jsme testovali v rovině sagitální, frontální a transversální. Pro zamítnutí nulové hypotézy pro danou situaci, tj. pro určitou rovinu pohybu, je nutné dosáhnout statisticky signifikantního výsledku $p < 0,05$ u více než poloviny testovaných parametrů pro danou rovinu.

4.1 Výsledky k vědecké otázce 1

Vědecká otázka 1 zněla: *„Má dlouhodobý baletní trénink vliv na rozsah pohybu jednotlivých kloubů dolní končetiny během krokového cyklu?“*

Vědecká otázka byla řešená ve třech hypotézách (**H₀₁** - **H₀₃**). Hodnotili jsme rozsah pohybu kloubů dolní končetiny během chůze ve všech třech rovinách.

Výsledky pro ověření hypotéz vědecké otázky jsou uvedeny v tabulkách statistického hodnocení a v tabulkách popisné statistiky (viz Tabulky 2 – 7, str. 56 – 62). Dále jsou vybrané hodnoty úhlových parametryů znázorněny v grafické podobě (viz Grafy 1 - 12, str. 57 - 65).

4.1.1 Výsledky k hypotéze H₀₁

Hypotézu H₀₁ ve znění *„není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech hlezenního kloubu v sagitální a transversální rovině během stojné fáze krokového cyklu mezi tanečníky a kontrolní skupinou“* můžeme zamítnout pouze pro testovanou situaci v transversální rovině. Pro jiné testované situace nelze hypotézu zamítnout.

Komentář k hypotéze H₀₁:

U obou sledovaných skupin probandů jsme nenalezli statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu v sagitální rovině. U tanečníků jsme zaznamenali větší plantární flexi během fáze postupného zatěžování v porovnání s kontrolní skupinou ($p < 0,05$). Rozsah dorsální flexe byl u obou skupin probandů téměř stejný.

Všechny naměřené hodnoty v transversální rovině dosáhly statisticky významného výsledku ($p < 0,05$). Nejvýraznější rozdíl jsme zaznamenali v rozsahu zevní rotace ve stádiu zatěžování a na konci stojné fáze, avšak ve prospěch větších rozsahů pro kontrolní skupinu.

Tabulka 2. Výsledky statistického hodnocení pro testované úhlové parametry v hlezenním kloubu u tanečnicků a kontrolní skupiny

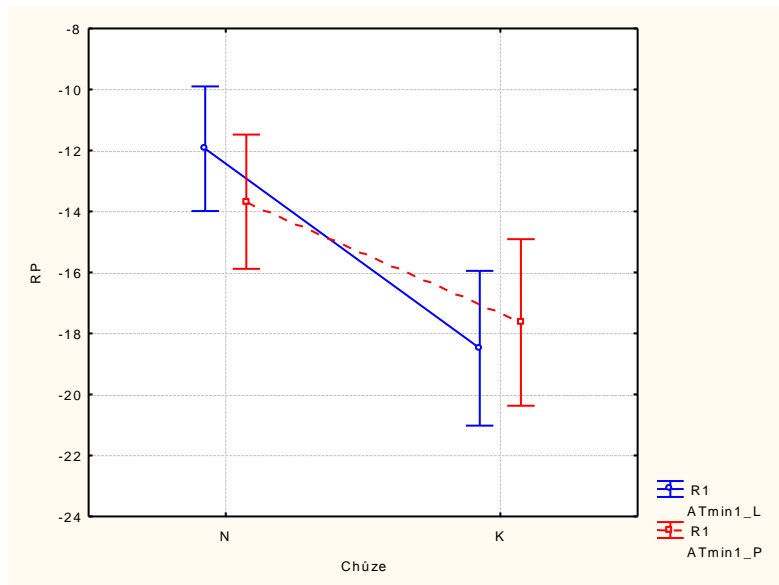
Parametr	Z	p
ASmin1	2,24	0,025
ASmax1	1,31	0,190
ASmin2	-1,11	0,269
AS	1,79	0,074
ATmin1	3,89	0,000
ATmax1	-2,40	0,016
ATmin2	5,59	0,000
AT	-6,84	0,000

Tabulka 3. Hodnoty úhlových parametrů hlezenního kloubu u tanečnicků a kontrolní skupiny

Chůze	N		K	
	Průměr	SD	Průměr	SD
ASmin1	-8,84	3,74	-10,50	3,99
ASmax1	12,17	2,67	11,48	4,01
ASmin2	-21,30	4,93	-20,50	4,60
AS	33,15	6,46	31,84	6,54
ATmin1	-12,96	6,24	-17,83	6,86
ATmax1	4,76	5,92	7,52	6,19
ATmin2	-18,88	7,85	-28,66	8,92
AT	24,02	7,92	36,14	8,77

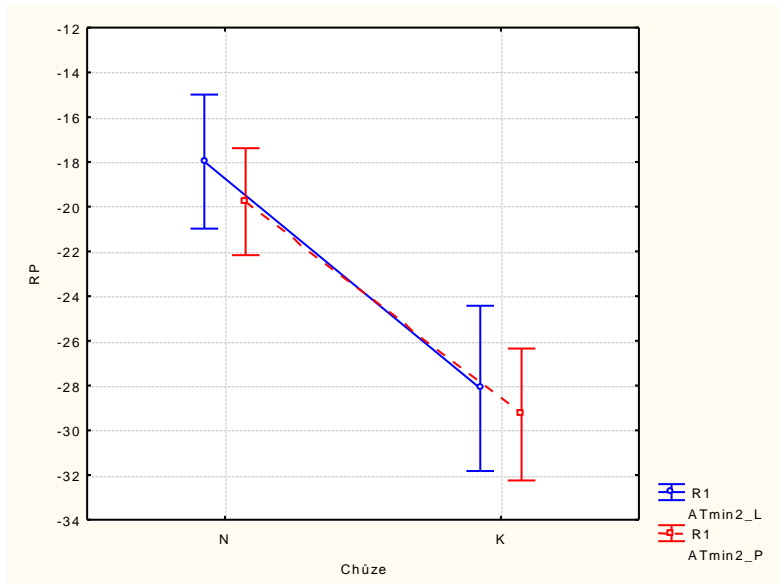
Legenda k tabulce 2, 3: ASmin1 – maximum plantární flexe ve stádiu zatěžování, ASmax1 – maximum dorsální flexe v hlezenním kloubu, ASmin2 – maximum plantární flexe na konci stojné fáze, AS – celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, ATmin1 – maximum zevní rotace ve stádiu zatěžování, ATmax1 – maximum vnitřní rotace v hlezenním kloubu, ATmin2 – maximum zevní rotace na konci stojné fáze, AT – celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v transversální rovině, Z – testová statistika, p – hladina statistické významnosti (hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$), N – normální chůze tanečnicků, K – chůze kontrolní skupiny, SD – směrodatná odchylka.

Graf 1. Rozsah zevní rotace hlezenního kloubu ve stádiu postupného zatěžování u tanečníků a kontrolní skupiny



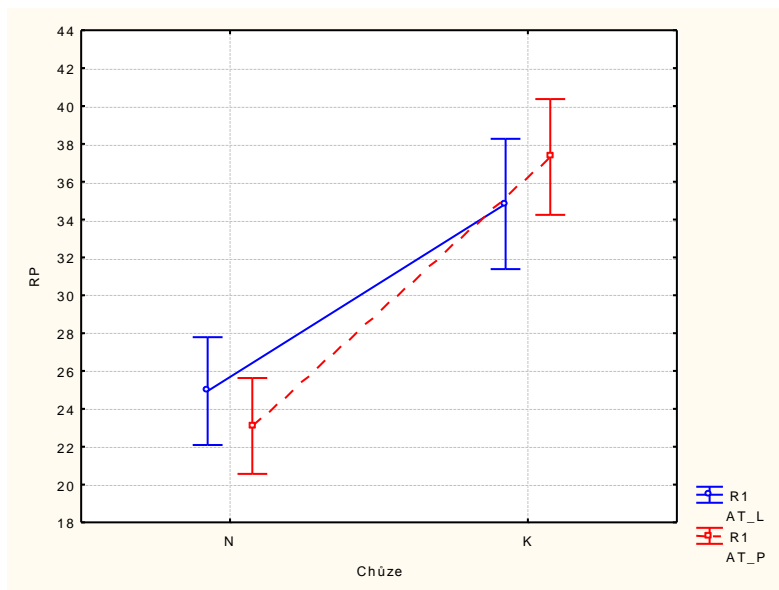
Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, ATmin1_L – maximum zevní rotace v hlezenním kloubu levé dolní končetiny ve stádiu zatěžování, ATmin1_P – maximum zevní rotace v hlezenním kloubu pravé dolní končetiny ve stádiu zatěžování, N – normální chůze tanečníků, K – chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0,95 intervaly spolehlivosti.

Graf 2. Rozsah zevní rotace hlezenního kloubu na konci stojné fáze u tanečníků a kontrolní skupiny



Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, ATmin2_L – maximum zevní rotace v hlezenním kloubu levé dolní končetiny na konci stojné fáze, ATmin2_P – maximum zevní rotace v hlezenním kloubu na konci stojné fáze pravé dolní končetiny, N – normální chůze tanečníků, K – chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

Graf 3. Celkový rozsah pohybu hlezenního kloubu v transversální rovině u tanečnicků a kontrolní skupiny



Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, AT_L – celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu levé dolní končetiny v transversální rovině, AT_P – celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu pravé dolní končetiny v transversální rovině, N – normální chůze tanečnicků, K – chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

4.1.2 Výsledky k hypotéze H₀₂

Hypotézu H₀₂ ve znění „není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech kolenního kloubu v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu mezi tanečnickými a kontrolní skupinou“ můžeme zamítnout pro testovanou situaci ve frontální a transversální rovině. Pro jiné testované situace nelze hypotézu zamítnout.

Komentář k hypotéze H₀₂:

Celkový rozsah pohybu v sagitální rovině nedosáhl statisticky signifikantní úrovně. U obou skupin nebyly nalezeny výrazné odlišnosti ve velikosti flexe a extenze kolenního kloubu ve stejné fázi, nicméně vysoce statisticky významné rozdíly těchto pohybů se projeví ve fázi švihové ($p < 0,01$).

Přestože celkový rozsah pohybu ve frontální rovině byl u obou skupin podobný, můžeme pozorovat u tanečnicků pohyb spíše v addukčním postavení kolenního kloubu, zatímco kontrolní skupina vykazovala během chůze spíše abdukční nastavení.

Všechny sledované parametry v transversální rovině prokázaly statisticky signifikantní výsledky ($p < 0,01$). Ačkoli kontrolní skupina dosáhla většího celkového rozsahu pohybu v této rovině, tanečníci měli tendenci k většímu nastavení kolenního kloubu do zevní rotace.

Tabulka 4. Výsledky statistického hodnocení pro testované úhlové parametry v kolenním kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny

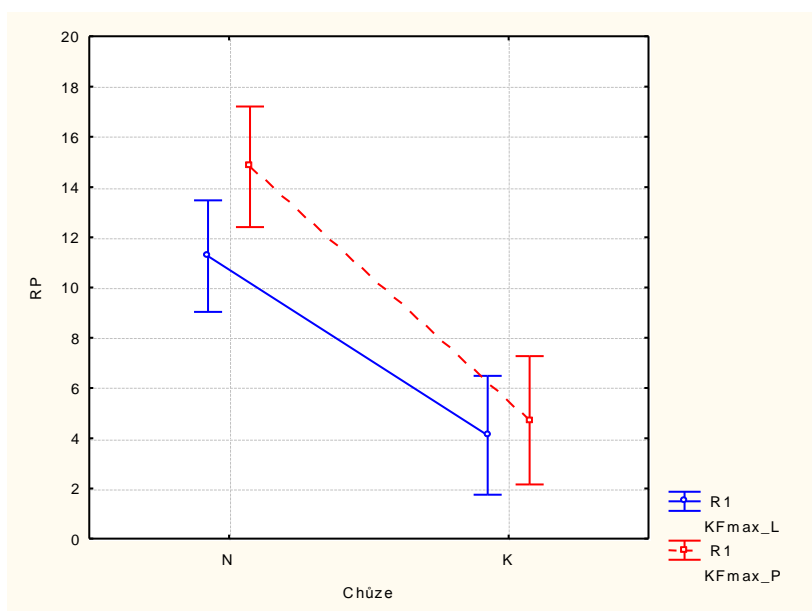
Parametr	Z	p
KSmax1	0,54	0,591
KSmin1	-0,44	0,660
KSmax2	3,06	0,002
KSmin2	5,35	0,000
KS	-0,43	0,669
KFmax	6,36	0,000
KFmin	4,38	0,000
KF	-0,80	0,428
KTmax	-6,63	0,000
KTmin	-5,35	0,000
KT	-4,31	0,000

Tabulka 5. Hodnoty úhlových parametrů kolenního kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny

Chůze	N		K	
	Průměr	SD	Průměr	SD
KSmax1	17,13	9,50	17,05	5,89
KSmin1	3,46	3,73	4,02	5,62
KSmax2	65,67	4,65	62,45	5,24
KSmin2	3,80	4,02	-1,54	5,65
KS	63,34	5,01	64,16	6,85
KFmax	12,88	7,78	4,25	5,41
KFmin	-1,32	7,86	-11,02	11,46
KF	14,15	6,29	15,85	8,28
KTmax	14,42	8,92	25,56	8,25
KTmin	-5,37	6,98	1,20	6,90
KT	19,71	5,09	24,39	5,64

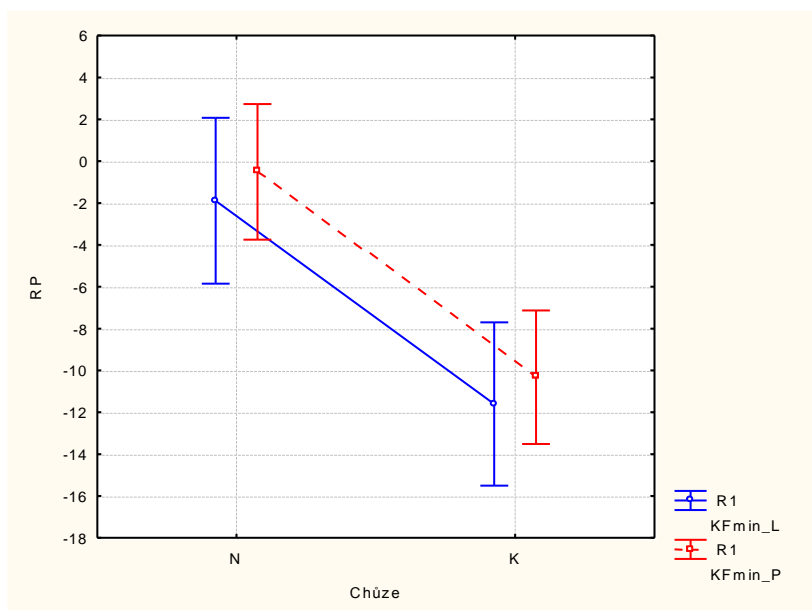
Legenda k tabulce 4, 5: KSmax1 – maximum flexe v kolenním kloubu v stojné fázi, KSmin1 – maximum extenze v konečném stojí, KSmax2 – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi, KSmin2 – maximum extenze na konci švihové fáze, KS – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině, KFmax – maximum addukce v kolenním kloubu, KFmin – maximum abdukce v kolenním kloubu, KF – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině, KTmax – maximum vnitřní rotace v kolenním kloubu, KTmin – maximum zevní rotace v kolenním kloubu, KT – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v transversální rovině, Z – testová statistika, p – hladina statistické významnosti (hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$), N – normální chůze tanečníků, K – chůze kontrolní skupiny, SD – směrodatná odchylka.

Graf 4. Rozsah addukce kolenního kloubu u tanečnicků a kontrolní skupiny



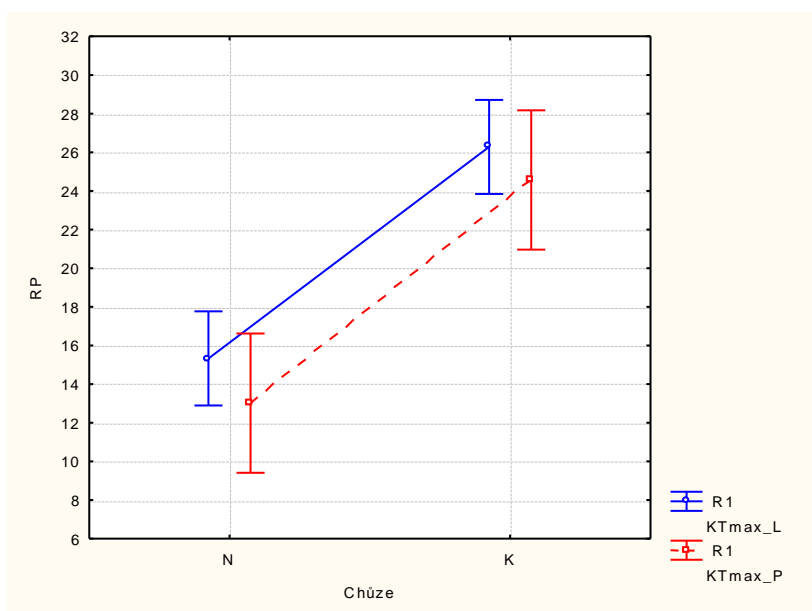
Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, KFmax_L – maximum addukce v kolenním kloubu levé dolní končetiny, KFmax_P – maximum addukce v kolenním kloubu pravé dolní končetiny, N – normální chůze tanečnicků, K - chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0,95 intervaly spolehlivosti.

Graf 5. Rozsah abdukce kolenního kloubu u tanečnicků a kontrolní skupiny



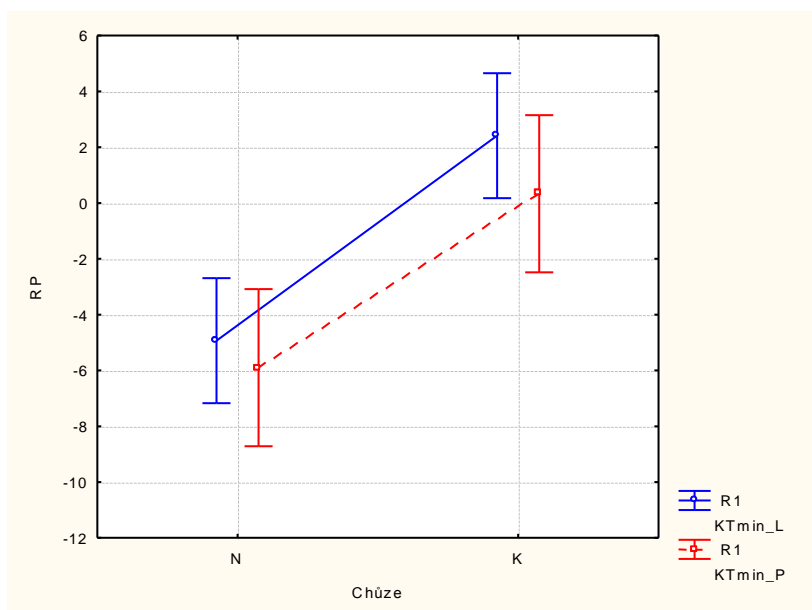
Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, KFmin_L – maximum abdukce v kolenním kloubu levé dolní končetiny, KFmin_P – maximum abdukce v kolenním kloubu pravé dolní končetiny, N – normální chůze tanečnicků, K – chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0,95 intervaly spolehlivosti.

Graf 6. Rozsah vnitřní rotace kolenního kloubu u tanečnicků a kontrolní skupiny



Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, KTmax_L – maximum vnitřní rotace v kolenním kloubu levé dolní končetiny, KTmax_P – maximum vnitřní rotace v kolenním kloubu pravé dolní končetiny, N – normální chůze tanečnicků, K – chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

Graf 7. Rozsah zevní rotace kolenního kloubu u tanečnicků a kontrolní skupiny



Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, KTmin_L – maximum zevní rotace v kolenním kloubu levé končetiny, KTmin_P – maximum zevní rotace v kolenním kloubu pravé končetiny, N – normální chůze tanečnicků, K – chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

4.1.3 Výsledky k hypotéze H₀₃

Hypotézu H₀₃ ve znění „*není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech kyčelního kloubu v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu mezi tanečnický a kontrolní skupinou*“ zamítáme pro všechny testované situace.

Komentář k hypotéze H₀₃:

U obou skupin probandů jsme zaznamenali statisticky signifikantních rozdílů ve všech testovaných rovinách ($p < 0,05$). Jediným parametrem, který nedosáhl této statisticky významné úrovně, byl maximální rozsah flexe v kyčelním kloubu, u kterého však můžeme pozorovat tendenci k větší velikosti u tanečnicků. Nejvýraznějších změn z těchto parametrů bylo dosaženo u pohybů v transversální rovině, kdy tanečníci vykazovali větší rozsah pro zevní i vnitřní rotaci.

Tabulka 6. Výsledky statistického hodnocení pro testované úhlové parametry v kyčelním kloubu u tanečnicků a kontrolní skupiny

Parametr	Z	p
HSmin1	-2,63	0,008
HSmax1	1,84	0,065
HS	4,09	0,000
HFmin1	-6,48	0,000
HFmax1	-2,71	0,006
HF	5,53	0,000
HTmin1	-2,91	0,003
HTmax1	5,21	0,000
HT	6,07	0,000

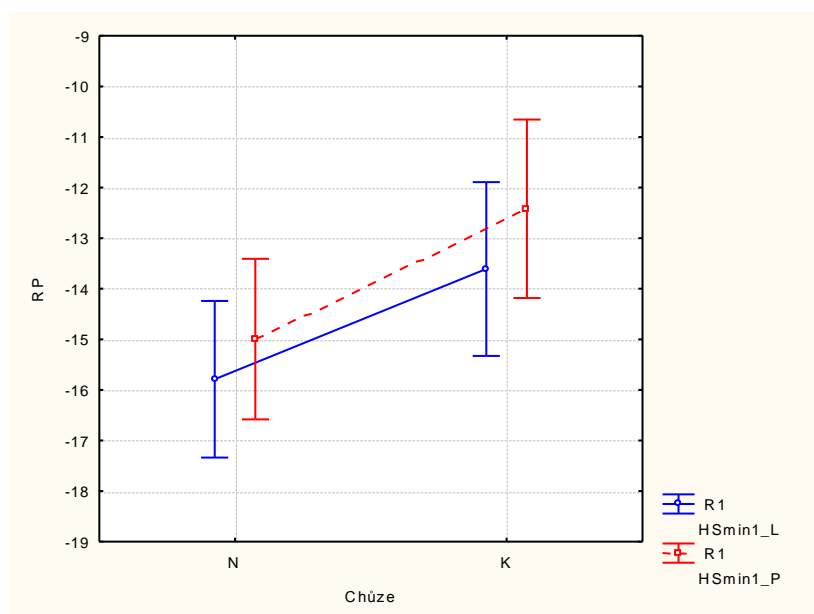
Legenda: HSmin1 – maximum extenze ve stejné fázi, HSmax1 – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi, HS – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině, HFmax1 – maximum addukce v kyčelním kloubu, HFmin1 – maximum abdukce v kolenním kloubu, HF – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině, HTmax1 – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu, HTmin1 – maximum zevní rotace v kyčelním kloubu, HT – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině, Z – testovaná statistika, p – hladina statistické významnosti (hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 7. Hodnoty úhlových parametrů kyčelního kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny

Chůze	N		K	
Parametr	Průměr	SD	Průměr	SD
HSmin1	-15,30	3,31	-12,95	6,04
HSmax1	30,71	3,91	29,83	4,80
HS	45,42	5,98	42,78	4,26
HFmin1	-10,09	2,64	-6,63	2,51
HFmax1	0,64	2,34	1,82	2,47
HF	10,76	1,99	8,42	2,26
HTmin1	-11,12	4,95	-8,58	7,77
HTmax1	13,69	6,82	7,28	6,57
HT	24,30	7,24	15,75	6,32

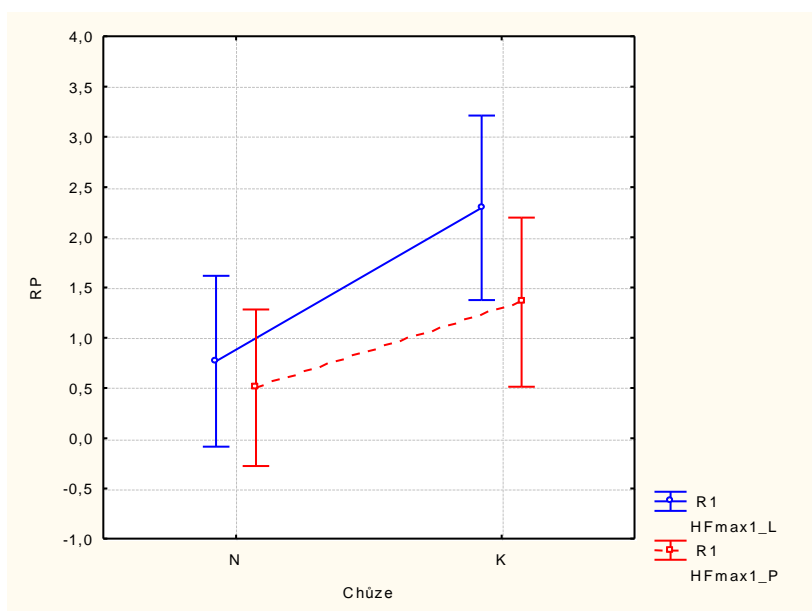
Legenda: HSmin1 – maximum extenze ve stejné fázi, HSmax1 – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi, HS – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině, HFmax1 – maximum addukce v kyčelním kloubu, HFmin1 – maximum abdukce v kyčelním kloubu, HF – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině, HTmax1 – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu, HTmin1 – maximum zevní rotace v kyčelním kloubu, HT – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině, N – normální chůze tanečníků, K – chůze kontrolní skupiny, SD – směrodatná odchylka.

Graf 8. Rozsah extenze kyčelního kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny



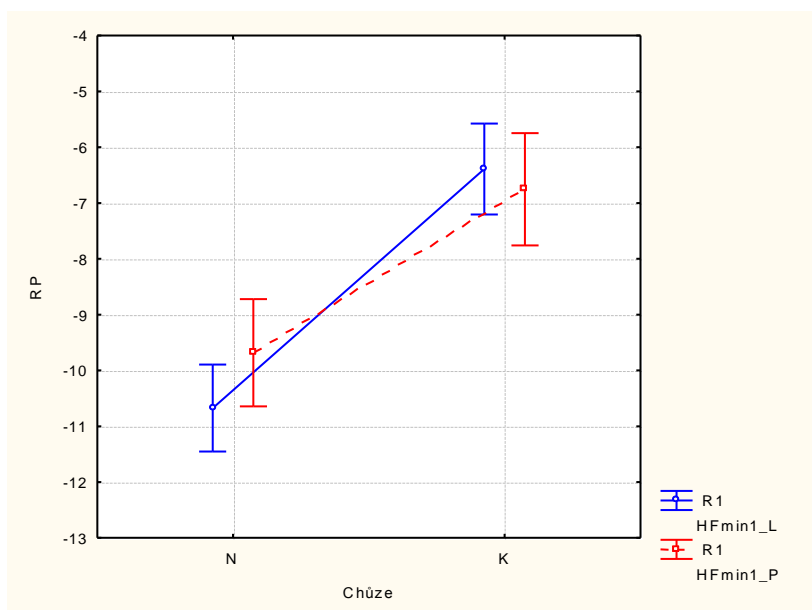
Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, HSmin_L – maximum extenze v kyčelním kloubu levé dolní končetiny, HSmin_P – maximum extenze v kyčelním kloubu pravé dolní končetiny, N – normální chůze tanečníků, K – chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

Graf 9. Rozsah addukce kyčelního kloubu u tanečnicků a kontrolní skupiny



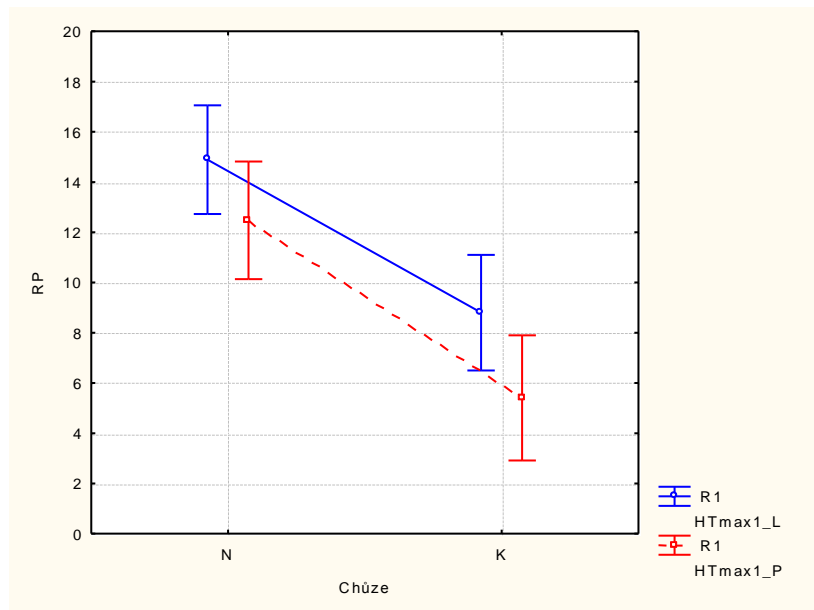
Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, HFmax_L – maximum addukce v kyčelním kloubu levé dolní končetiny, HFmax_P – maximum addukce v kyčelním kloubu pravé dolní končetiny, N – normální chůze tanečnicků, K – chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

Graf 10. Rozsah abdukce kyčelního kloubu u tanečnicků a kontrolní skupiny



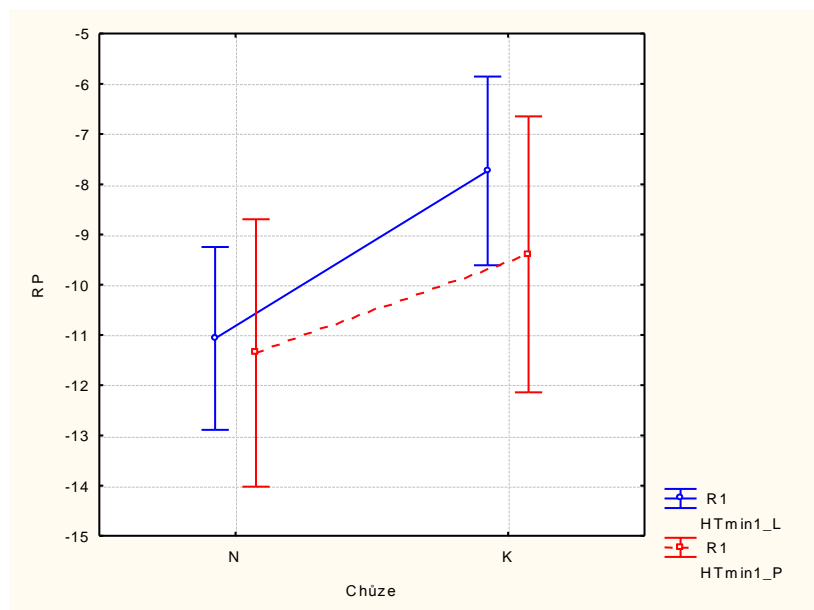
Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, HFmin_L – maximum abdukce v kyčelním kloubu levé dolní končetiny, HFmin_P – maximum abdukce v kyčelním kloubu pravé dolní končetiny, N – normální chůze tanečnicků, K – chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

Graf 11. Rozsah vnitřní rotace kyčelního kloubu u tanečnicků a kontrolní skupiny



Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, HTmax_L – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu levé dolní končetiny, HTmax_P – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu pravé dolní končetiny, N – normální chůze tanečnicků, K – chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0,95 intervaly spolehlivosti.

Graf 12. Rozsah zevní rotace kyčelního kloubu u tanečnicků a kontrolní skupiny



Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, HTmin_L – maximum zevní rotace v kyčelním kloubu levé končetiny, HTmin_P – maximum zevní rotace v kyčelním kloubu levé končetiny, N – normální chůze tanečnicků, K – chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0,95 intervaly spolehlivosti.

4.2 Výsledky k vědecké otázce 2

Vědecká otázka 2 zněla: „*Má dlouhodobý baletní trénink vliv na rozsah pohybu pánve a horní poloviny těla během krokového cyklu?*“

Vědecká otázka byla řešená ve čtyřech hypotézách (**H₀₄** - **H₀₈**). Hodnotili jsme rozsah pohybu pánve a horního trupu během chůze ve všech třech rovinách.

Výsledky pro ověření hypotéz vědecké otázky jsou uvedeny v tabulkách statistického hodnocení a v tabulkách popisné statistiky (Tabulky 8 – 15, str. 66 – 71). Dále jsou vybrané hodnoty úhlových parametrů znázorněny v grafické podobě (viz Grafy 13 - 16, str. 67 - 71).

4.2.1 Výsledky k hypotéze H₀₄

Hypotéza H₀₄ zněla „*není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu pánve v sagitální, frontální a transversální rovině během stejné fáze krokového cyklu mezi tanečnicí a kontrolní skupinou*“ zamítáme pro všechny testované situace.

Komentář k hypotéze H₀₄:

Rozsah pohybu pánve vykazoval u sledovaných skupin znatelné rozdíly ve všech rovinách ($p < 0,01$). Tanečnici dosáhli větších průměrných hodnot úhlových rozsahů pánve v porovnání s kontrolní skupinou. Nejzřetelnější rozdíl v pohybu pánve byl shledán ve frontální rovině.

Tabulka 8. Výsledky statistického hodnocení pro testované rozsahy pohybu pánve u tanečnic a kontrolní skupiny

Parametr	Z	p
PS	2,33	0,020
PF	4,22	0,000
PT	2,18	0,029

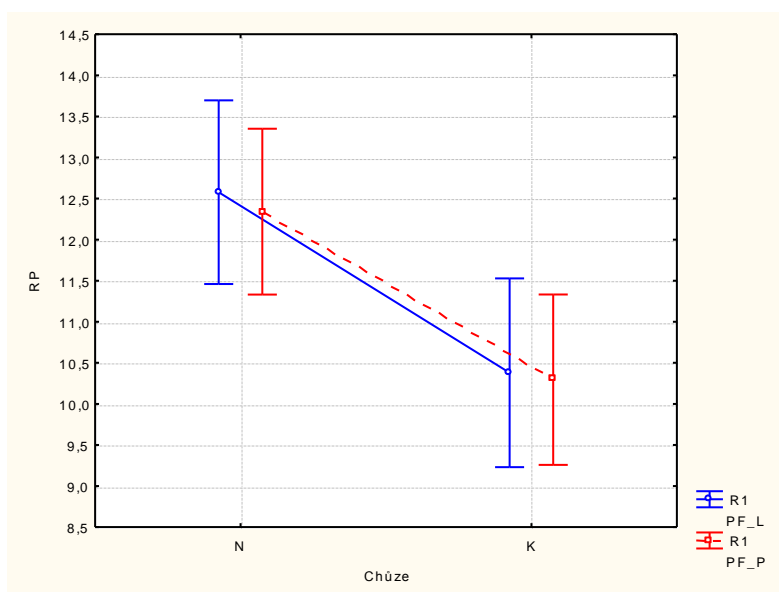
Legenda: PS – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PF – celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, PT – celkový rozsah pohybu pánve v transversální rovině, Z – testovaná statistika, p – hladina statistické významnosti (hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 9. Hodnoty rozsahu pohybu pánve u tanečnicků a kontrolní skupiny

Chůze	N		K	
Parametr	Průměr	SD	Průměr	SD
PS	3,33	1,26	3,01	1,46
PF	12,46	3,05	10,34	3,49
PT	14,29	3,77	13,26	4,91

Legenda: PS – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PF – celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, PT – celkový rozsah pohybu pánve v transversální rovině, N – normální chůze tanečnicků, K – chůze kontrolní skupiny, SD – směrodatná odchylka.

Graf 13. Celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině u tanečnicků a kontrolní skupiny



Legenda: PF_L – celkový rozsah pohybu pánve na levé polovině těla ve frontální rovině, PF_P – celkový rozsah pohybu pánve na pravé polovině těla ve frontální rovině, N – normální chůze tanečnicků, K – chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

4.2.2 Výsledky k hypotéze H₀₅

Hypotéza H₀₅ zněla „není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu ramených kloubů v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu mezi tanečnickými a kontrolní skupinou“ nemůžeme zamítnout pro žádnou testovanou situaci.

Komentář k hypotéze H₀₅:

Statistické ověření hypotézy neprokázalo žádné signifikantní rozdíly v rozsahu pohybu ramených kloubů mezi sledovanými skupinami. Určitý trend lze pozorovat pouze v rozsahu pohybu v transversální rovině ve prospěch větších úhlových hodnot u tanečnicků.

Tabulka 10. Výsledky statistického hodnocení pro testované rozsahy pohybu ramenních kloubů u tanečníků a kontrolní skupiny

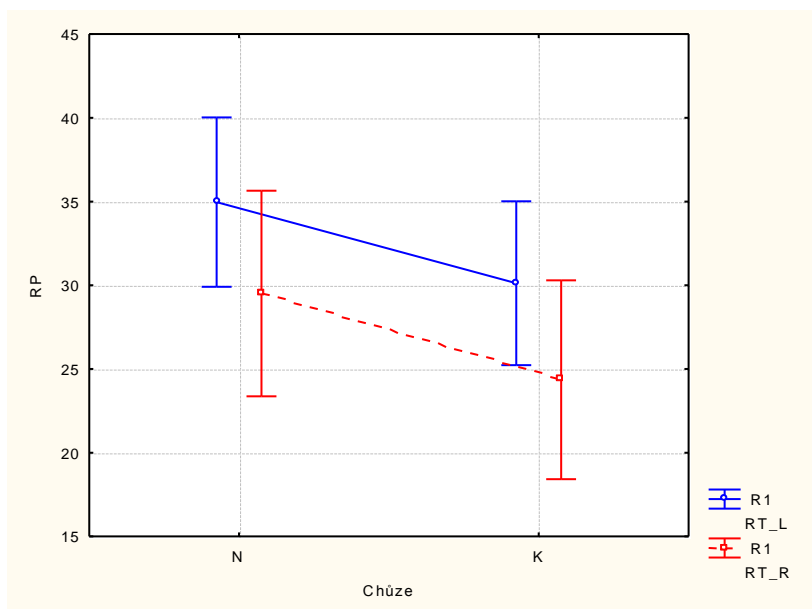
Parametr	Z	p
RS	-0,11	0,910
RF	-0,43	0,665
RT	1,68	0,094

Tabulka 11. Hodnoty rozsahu pohybu ramenních kloubů u tanečníků a kontrolní skupiny

Chůze	N		K	
	Průměr	SD	Průměr	SD
RS	30,90	12,19	30,58	9,54
RF	9,33	6,22	8,61	3,83
RT	32,51	17,01	26,90	12,99

Legenda k tabulce 10, 11: RS – celkový rozsah pohybu ramených kloubů v sagitální rovině, RF – celkový rozsah pohybu ramených kloubů ve frontální rovině, RT – celkový rozsah pohybu ramených kloubů v transversální rovině, Z – testovaná statistika, p – hladina statistické významnosti (hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$), N – normální chůze tanečníků, K – chůze kontrolní skupiny, SD – směrodatná odchylka.

Graf 14. Celkový rozsah pohybu ramených kloubů v transversální rovině u tanečníků a kontrolní skupiny



Legenda: RT_L – celkový rozsah pohybu ramených kloubů na levé polovině těla v transversální rovině, RT_P – celkový rozsah pohybu ramených kloubů na pravé polovině těla v transversální rovině, N – normální chůze tanečníků, K – chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

4.2.3 Výsledky k hypotéze H₀₆

Hypotéza H₀₆ zněla „není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu páteře v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu mezi tanečnický a kontrolní skupinou“ můžeme zamítnout pouze pro testovanou situaci ve frontální rovině.

Komentář k hypotéze H₀₆:

Rozsah pohybu páteře zaznamenal ze třech testovaných situací významné rozdíly pouze ve frontální rovině ($p < 0,05$). Větší hodnoty v této rovině byly naměřeny u tanečnicků.

Tabulka 12. Výsledky statistického hodnocení pro testované rozsahy pohybu páteře u tanečnicků a kontrolní skupiny

Parametr	Z	p
PáteřS	0,07	0,944
PáteřF	3,13	0,002
PáteřT	1,22	0,222

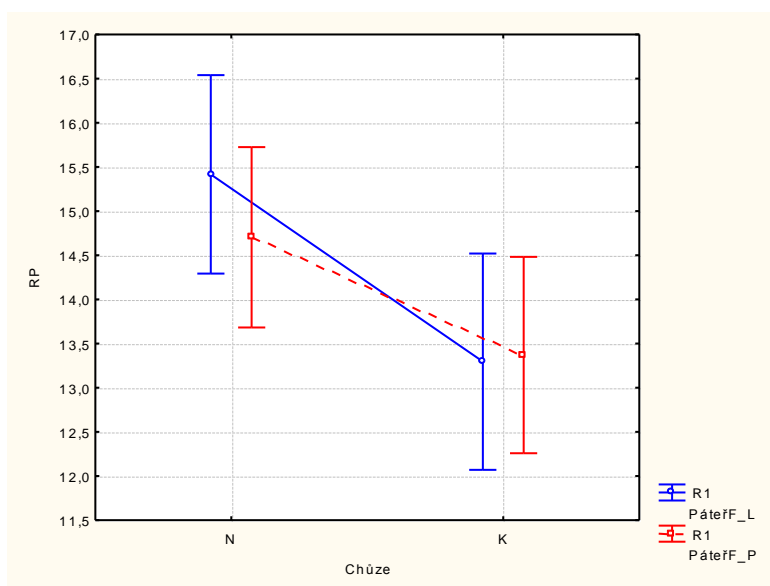
Legenda: PáteřS – celkový rozsah pohybu páteře v sagitální rovině, PáteřF – celkový rozsah pohybu páteře ve frontální rovině, PáteřT – celkový rozsah pohybu páteře v transversální rovině, Z – testovaná statistika, p – hladina statistické významnosti (hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 13. Hodnoty rozsahu pohybu páteře u tanečnicků a kontrolní skupiny

Chůze	N		K	
	Průměr	SD	Průměr	SD
PáteřS	5,04	2,14	5,14	2,50
PáteřF	15,06	3,03	13,33	3,60
PáteřT	14,95	3,19	14,29	4,21

Legenda: PáteřS – celkový rozsah pohybu páteře v sagitální rovině, PáteřF – celkový rozsah pohybu páteře ve frontální rovině, PáteřT – celkový rozsah pohybu páteře v transversální rovině, K – chůze kontrolní skupiny, SD – směrodatná odchylka.

Graf 15. Celkový rozsah pohybu páteře ve frontální rovině u tanečnicků a kontrolní skupiny



Legenda: PáteřF_L – celkový rozsah pohybu páteře na levé polovině těla ve frontální rovině, PáteřF_P – celkový rozsah pohybu páteře na pravé polovině těla ve frontální rovině, N – normální chůze tanečnicků, K – chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

4.2.4 Výsledky k hypotéze H₀₇

Hypotéza H₀₇ zněla „není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu hrudníku v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu mezi tanečnickými a kontrolní skupinou“ zamítáme pro testované situace v sagitální a frontální rovině.

Komentář k hypotéze H₀₇:

U skupiny tanečnicků byl zaznamenán menší rozsah pohybu hrudníku v sagitální a transversální rovině ($p < 0,05$).

Tabulka 14. Výsledky statistického hodnocení pro testované rozsahy pohybu hrudníku u tanečnicků a kontrolní skupiny

Parametr	Z	p
HrudníkS	2,63	0,008
HrudníkF	-1,43	0,153
HrudníkT	-3,22	0,001

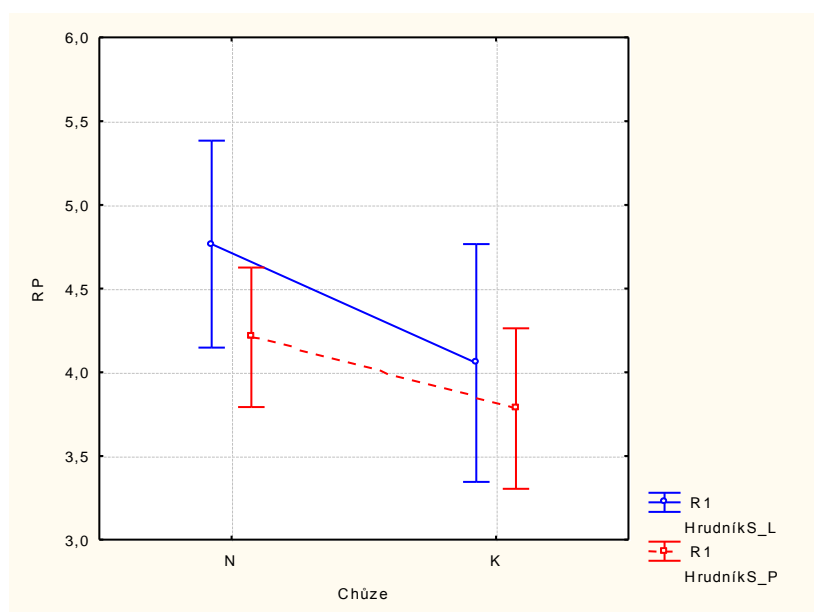
Legenda: HrudníkS – celkový rozsah pohybu hrudníku v sagitální rovině, HrudníkF – celkový rozsah pohybu hrudníku ve frontální rovině, HrudníkT – celkový rozsah pohybu hrudníku v transversální rovině, Z upravené – testovaná statistika, přesné p – hladina statistické významnosti (hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 15. Hodnoty rozsahu pohybu hrudníku u tanečnicků a kontrolní skupiny

Chůze	N		K	
Parametr	Průměr	SD	Průměr	SD
HrudníkS	4,50	1,77	3,96	1,33
HrudníkF	3,34	1,51	3,84	2,19
HrudníkT	7,49	1,94	8,63	1,86

Legenda: HrudníkS – celkový rozsah pohybu hrudníku v sagitální rovině, HrudníkF – celkový rozsah pohybu hrudníku ve frontální rovině, HrudníkT – celkový rozsah pohybu hrudníku v transversální rovině, N – normální chůze tanečnicků, K – chůze kontrolní skupiny, SD – směrodatná odchylka.

Graf 16. Celkový rozsah pohybu hrudníku v sagitální rovině u tanečnicků a kontrolní skupiny



Legenda: HrudníkS_L – celkový rozsah pohybu hrudníku na levé polovině těla v sagitální rovině, HrudníkS_P – celkový rozsah pohybu hrudníku na pravé polovině těla v sagitální rovině, N – normální chůze tanečnicků, K – chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

4.3 Výsledky k vědecké otázce 3

Vědecká otázka 3 zněla: „Existuje rozdíl v rozsahu pohybu jednotlivých kloubů dolní končetiny u baletní chůze a při provedení normálního krokového cyklu?“

Vědecká otázka byla řešená ve třech hypotézách (**H₀₈** - **H₀₁₀**). Hodnotili jsme rozsah pohybu kloubů dolní končetiny během chůze ve všech třech rovinách.

Výsledky pro ověření hypotéz vědecké otázky jsou uvedeny v tabulkách statistického hodnocení a v tabulkách popisné statistiky (Tabulky 16 – 21, str. 73 – 79). Dále jsou vybrané hodnoty úhlových parametrů znázorněny v grafické podobě (viz Grafy 17 - 24, str. 74 - 80).

4.3.1 Výsledky k hypotéze H₀₈

Hypotézu H₀₈ ve znění „*není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech hlezenního kloubu v sagitální a transversální rovině během stejné fáze krokového cyklu při provedení baletní chůze a při normálním provedení chůze tanečnicků*“ zamítáme pro všechny testované situace.

Komentář k hypotéze H₀₈:

V úhlových hodnotách parametrů hlezenního kloubu byly zaznamenány mezi sledovanými pokusy chůze velmi významné odlišnosti. Celkový rozsah pohybu v sagitální rovině byl výrazně větší u baletní chůze, která vykazovala výraznou plantární flexi ve stádiu postupného zatěžování, tak i na konci stejné fáze. Normální chůze tanečnicků dosáhla naopak vyšších hodnot dorsální flexe.

Ačkoli statistické hodnocení celkového rozsahu pohybu hlezenního kloubu v transversální rovině neukázalo signifikantní rozdíly mezi oběma typy způsobu chůze, u baletní chůze je patrné postavení chodidla v zevní rotaci během krokového cyklu.

Tabulka 16. Výsledky statistického hodnocení pro testované úhlové parametry v hlezenním kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečníků

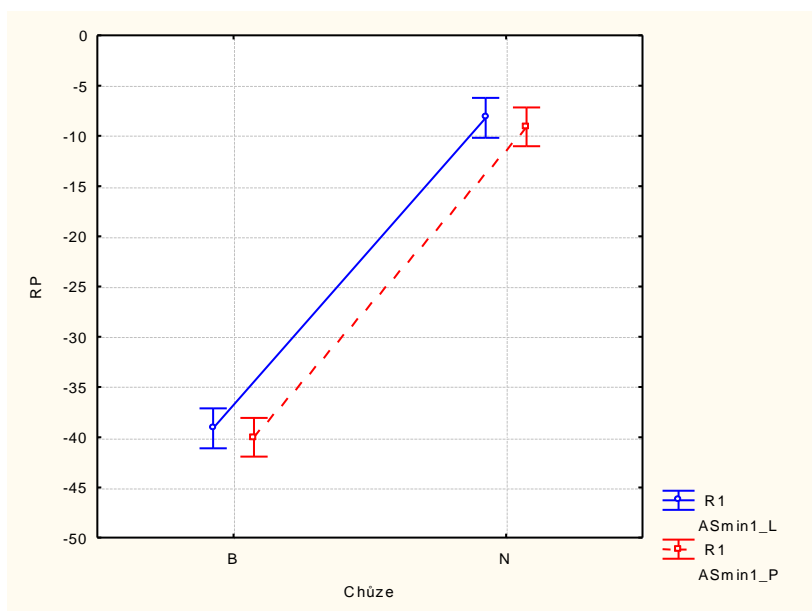
Proměnná	Z	p
ASmin1	-10,46	0,000
ASmax1	-3,04	0,002
ASmin2	-5,52	0,000
AS	9,81	0,000
ATmin1	-3,67	0,000
ATmax1	-4,63	0,000
ATmin2	-3,06	0,002
AT	-0,96	0,336

Tabulka 17. Hodnoty úhlových parametrů hlezenního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečníků

Chůze	N		B	
	Průměr	SD	Průměr	SD
ASmin1	-8,84	3,74	-39,19	7,58
ASmax1	12,17	2,67	9,33	7,09
ASmin2	-21,30	4,93	-30,47	11,95
AS	33,15	6,46	48,84	6,71
ATmin1	-12,96	6,24	-16,97	8,54
ATmax1	4,76	5,92	-0,34	7,54
ATmin2	-18,88	7,85	-23,27	8,77
AT	24,02	7,92	23,64	7,20

Legenda k tabulce 16, 17: ASmin1 – maximum plantární flexe ve stádiu zatěžování, ASmax1 – maximum dorsální flexe v hlezenním kloubu, ASmin2 – maximum plantární flexe na konci stejné fáze, AS – celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, ATmin1 – maximum zevní rotace ve stádiu zatěžování, ATmax1 – maximum vnitřní rotace v hlezenním kloubu, ATmin2 – maximum zevní rotace na konci stejné fáze, AT – celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v transversální rovině, Z – testovaná statistika, p – hladina statistické významnosti (hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$), N – normální chůze tanečníků, B – baletní chůze, SD – směrodatná odchylka.

Graf 17. Rozsah plantární flexe hlezenního kloubu ve stádiu postupného zatěžování u normální chůze a baletní chůze tanečníků



Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, ASmin1_L – maximum plantární v hlezenním kloubu levé dolní končetiny ve stádiu zatěžování, ASmin1_P – maximum plantární v hlezenním kloubu pravé dolní končetiny ve stádiu zatěžování, B – baletní chůze, N – normální chůze tanečníků, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

4.3.2 Výsledky k hypotéze H₀₉

Hypotézu H₀₉ ve znění „není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech kolenního kloubu v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu při provedení baletní chůze a při normálním provedení chůze u tanečníků“ zamítáme pro testované situace v sagitální transversální rovině.

Komentář k hypotéze H₀₉:

Ve všech fázích krokového cyklu byly zachyceny značné rozdíly v průběhu pohybu kolenního kloubu do flexe a extenze. Hodnota maximální flexe v kolenním kloubu ve stojné i švihové fázi bylo větší u kontrolní skupiny. U tanečníků se naopak obě fáze vyznačovaly zvýšeným rozsahem do hyperextenze kolene. Celkový rozsah pohybu v sagitální rovině byl větší ve prospěch baletní chůze.

Ve frontální rovině nebyly nalezeny podstatné odlišnosti v rozsahu pohybu. Úhlová velikost vnitřní rotace byla u obou hodnocených pokusů podobná. Naopak zevní rotace

prokázala vyšší hodnotu u baletní chůze, čímž tento typ chůze dosáhl většího celkového rozsahu pohybu v transversální rovině.

Tabulka 18. Výsledky statistického hodnocení pro testované úhlové parametry v kolenním kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečníků

Parametr	Z	p
KSmax1	-7,44	0,000
KSmin1	-7,74	0,000
KSmax2	-3,50	0,000
KSmin2	-8,02	0,000
KS	2,76	0,006
KFmax	0,33	0,739
KFmin	0,44	0,663
KF	1,47	0,141
KTmax	-1,36	0,176
KTmin	-4,91	0,000
KT	3,05	0,002

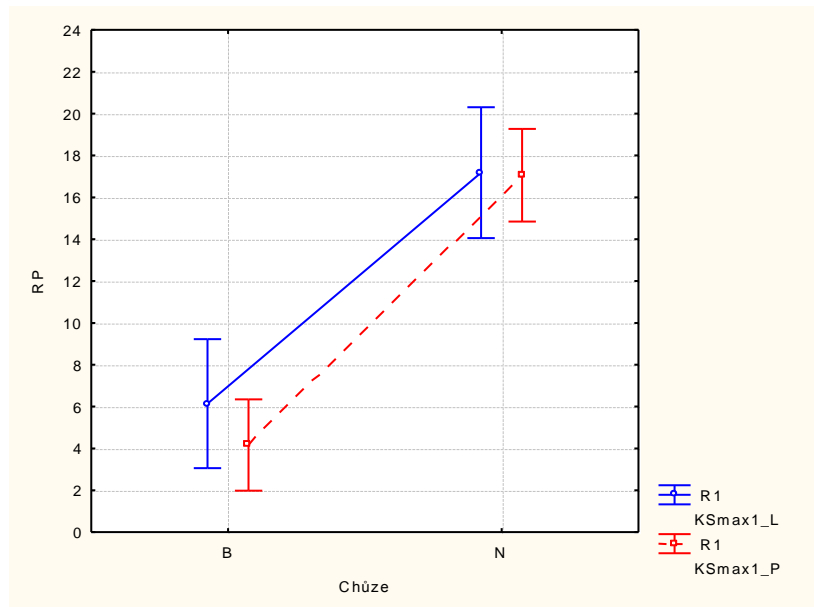
Tabulka 19. Hodnoty úhlových parametrů kolenního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečníků

Chůze	N		B	
	Průměr	SD	Průměr	SD
KSmax1	17,13	9,50	5,16	6,21
KSmin1	3,46	3,73	-2,93	4,28
KSmax2	65,67	4,65	61,98	6,69
KSmin2	3,80	4,02	-2,50	3,97
KS	63,34	5,01	65,88	6,93
KFmax	12,88	7,78	12,84	6,02
KFmin	-1,32	7,86	-2,97	6,01
KF	14,15	6,29	15,72	6,72
KTmax	14,42	8,92	13,54	6,76
KTmin	-5,37	6,98	-9,94	5,39
KT	19,71	5,09	23,49	6,62

Legenda k tabulce 18, 19: KSmax1 – maximum flexe v kolenním kloubu v stejné fázi, KSmin1 – maximum extenze v konečném stoji, KSmax2 – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi, KSmin2 – maximum extenze na konci švihové fáze, KS – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině, KFmax – maximum addukce v kolenním kloubu, KFmin – maximum abdukce v kolenním kloubu, KF – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině, KTmax – maximum vnitřní rotace v kolenním kloubu, KTmin – maximum zevní rotace v kolenním kloubu, KT – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v transversální

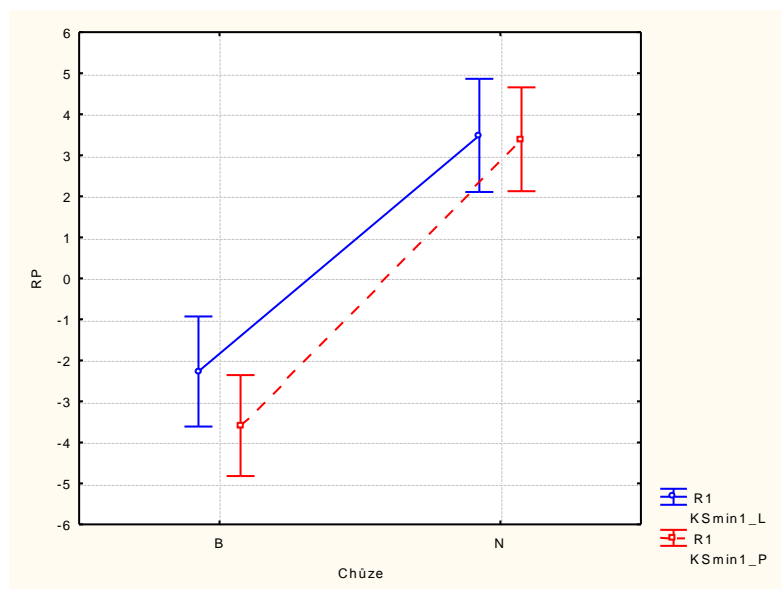
rovině, Z – testovaná statistika, p – hladina statistické významnosti (hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$), N – normální chůze tanečnicků, B – baletní chůze, SD – směrodatná odchylka.

Graf 18. Rozsah flexe kolenního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečnicků



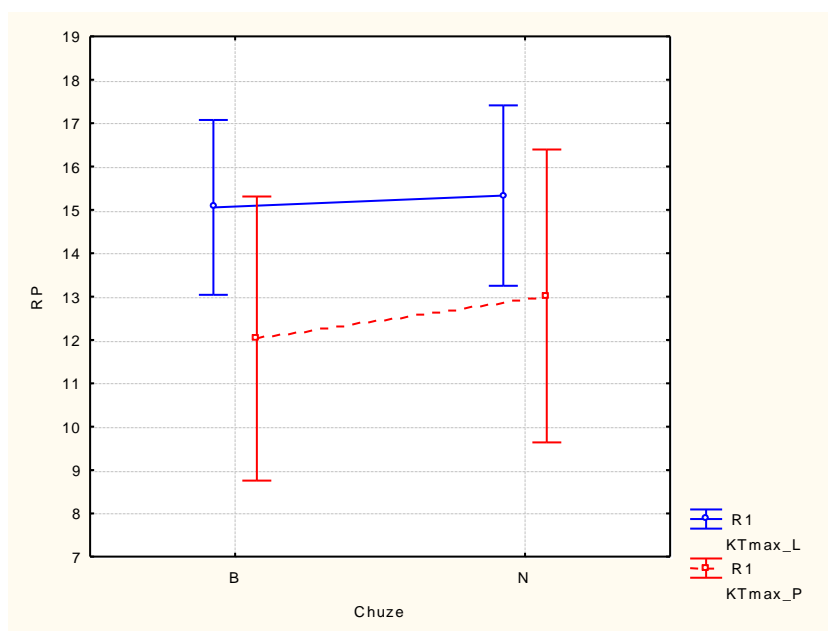
Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, KSmax1_L – maximum flexe kolenního kloubu levé dolní končetiny ve stojné fázi, KSmax1_P – maximum flexe kolenního kloubu pravé dolní končetiny ve stojné fázi, B – baletní chůze, N – normální chůze tanečnicků, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

Graf 19. Rozsah extenze kolenního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečnicků



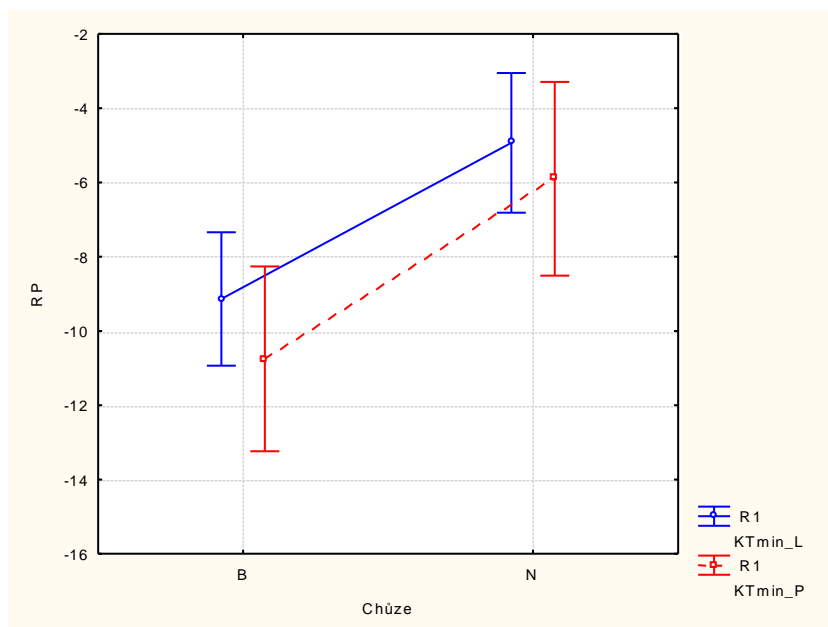
Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, KSmin1_L – maximum extenze v kolenním kloubu levé dolní končetiny v konečném stojí, KSmin1_P – maximum extenze v kolenním kloubu pravé dolní končetiny v konečném stojí, B – baletní chůze, N – normální chůze tanečnicků, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

Graf 20. Rozsah vnitřní rotace kolenního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečnicků



Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, KTmax_L – maximum vnitřní rotace v kolenním kloubu levé dolní končetiny, KTmax_P – maximum vnitřní rotace v kolenním kloubu pravé dolní končetiny B – baletní chůze, N – normální chůze tanečnicků, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

Graf 21. Rozsah zevní rotace kolenního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečnicků



Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, KTmin_L – maximum zevní rotace v kolenním kloubu levé končetiny, KTmin_P – maximum zevní rotace v kolenním kloubu levé končetiny, B – baletní chůze, N – normální chůze tanečnicků, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

4.3.3 Výsledky k hypotéze H₀₁₀

Hypotézu H₀₁₀ ve znění „není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech kyčelního kloubu v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu při provedení baletní chůze a při normálním provedení chůze u skupiny tanečnicků“ zamítáme pro všechny testované situace.

Komentář k hypotéze H₀₁₀:

U obou typů chůze maximum extenze kyčelního kloubu stejné. Maximum flexe je větší u baletní chůze, proto celkový rozsah pohybu v sagitální rovině dosáhl větších hodnot u této chůze.

V průběhu krokového cyklu lze pozorovat tendenci k addukci dolních končetin u baletní chůze, zatímco u normální chůze tanečnicků je větší abdukční postavení. Celkový rozsah pohybu ve frontální rovině je u obou pokusů stejný.

V transversální rovině byl zaznamenán statisticky významný větší rozsah zevní rotace u baletní chůze, čímž celkový pohyb kyčelního kloubu dosáhl vyšších hodnot u této chůze.

Tabulka 20. Výsledky statistického hodnocení pro testované úhlové parametry v kyčelním kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečnicků

Parametr	Z	p
HSmin1	-0,17	0,863
HSmax1	7,27	0,000
HS	6,62	0,000
HFmin1	2,98	0,003
HFmax1	2,81	0,005
HF	-1,31	0,189
HTmin1	-4,07	0,000
HTmax1	-0,93	0,354
HT	1,86	0,063

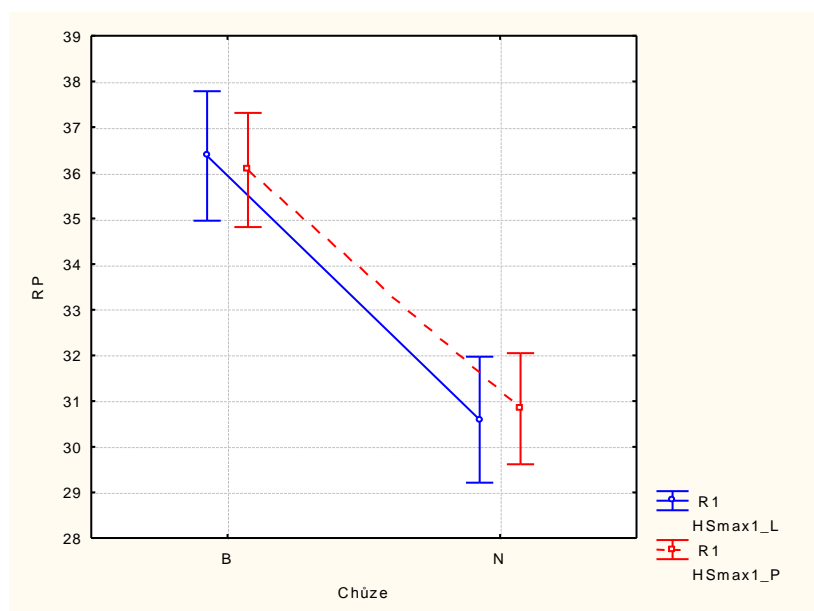
Legenda: HSmin1 – maximum extenze ve stojné fázi, HSmax1 – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi, HS – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině, HFmax1 – maximum addukce v kyčelním kloubu, HFmin1 – maximum abdukce v kolenním kloubu, HF – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině, HTmax1 – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu, HTmin1 – maximum zevní rotace v kyčelním kloubu, HT – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině, Z – testovaná statistika, p – hladina statistické významnosti (hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 21. Hodnoty úhlových parametrů kyčelního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečníků

Chůze	N		B	
Parametr	Průměr	SD	Průměr	SD
HSmin1	-15,30	3,31	-15,64	3,17
HSmax1	30,71	3,91	36,10	4,02
HS	45,42	5,98	50,76	7,20
HFmin1	-10,09	2,64	-8,64	3,03
HFmax1	0,64	2,34	1,78	2,42
HF	10,76	1,99	10,40	2,34
HTmin1	-11,12	4,95	-14,56	6,63
HTmax1	13,69	6,82	13,96	11,85
HT	24,30	7,24	26,35	6,13

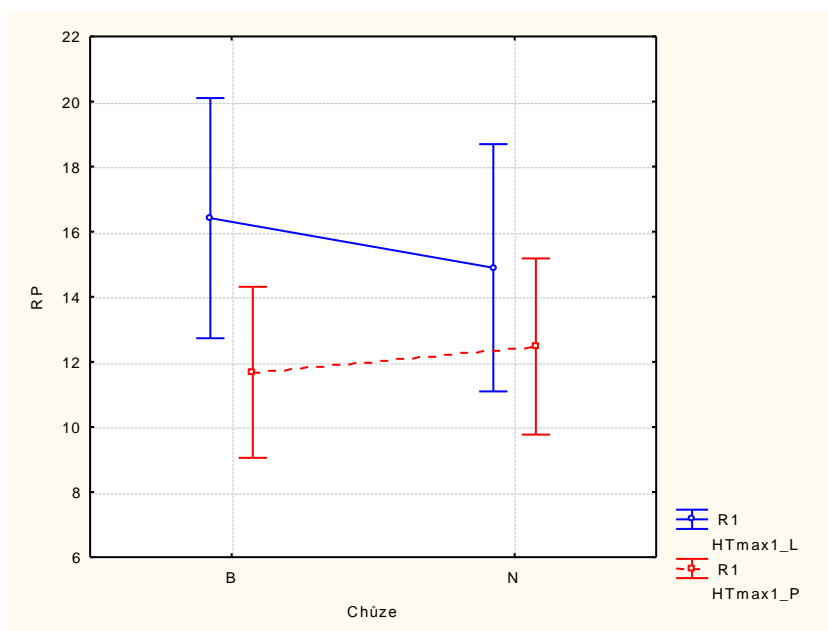
Legenda: HSmin1 – maximum extenze ve stejné fázi, HSmax1 – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi, HS – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině, HFmax1 – maximum addukce v kyčelním kloubu, HFmin1 – maximum abdukce v kolenním kloubu, HF – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině, HTmax1 – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu, HTmin1 – maximum zevní rotace v kyčelním kloubu, HT – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině, N – normální chůze tanečníků, B – baletní chůze, SD – směrodatná odchylka.

Graf 22. Rozsah flexe kyčelního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečníků



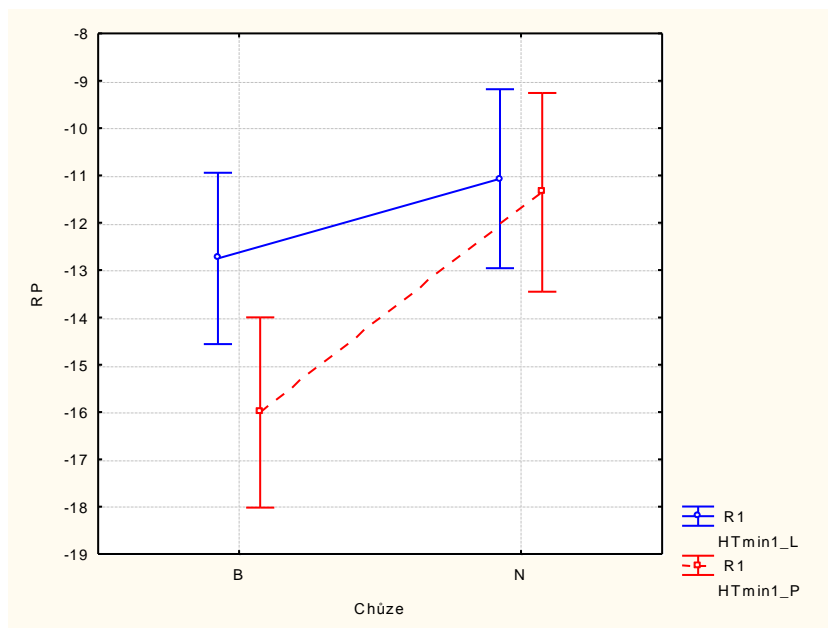
Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, HSmax_L – maximum flexe v kyčelním kloubu levé dolní končetiny, HSmax_P – maximum flexe v kyčelním kloubu pravé dolní končetiny, B – baletní chůze, N – normální chůze tanečníků, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

Graf 23. Rozsah vnitřní rotace kyčelního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečnicků



Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, HTmax_L – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu levé dolní končetiny, HTmax_P – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu pravé dolní končetiny B – baletní chůze, N – normální chůze tanečnicků, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

Graf 24. Rozsah zevní rotace kyčelního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečnicků



Legenda: RP – úhlový rozsah pohybu, HTmin_L – maximum zevní rotace v kyčelním kloubu levé končetiny, HTmin_P – maximum zevní rotace v kyčelním kloubu pravé končetiny, B – baletní chůze, N – normální chůze tanečnicků, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

4.4 Výsledky k vědecké otázce 4

Vědecká otázka 4 zněla: „*Existuje rozdíl v rozsahu pohybu pánve a horní poloviny těla u baletní chůze a při provedení normálního krokového cyklu?*“

Vědecká otázka byla řešená ve čtyřech hypotézách (**H₀₁₁** - **H₀₁₄**). Hodnotili jsme rozsah pohybu pánve a horního trupu během chůze ve všech třech rovinách.

Výsledky pro ověření hypotéz vědecké otázky jsou uvedeny v tabulkách statistického hodnocení a v tabulkách popisné statistiky (Tabulky 22 – 29, str. 81 – 87). Dále jsou vybrané hodnoty úhlových parametrů znázorněny v grafické podobě (viz Grafy 25 - 29, str. 82 - 87).

4.4.1 Výsledky k hypotéze H₀₁₁

Hypotéza H₀₁₁ zněla „*není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu pánve v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu při provedení baletní chůze a při normálním provedení chůze u tanečnicků*“ zamítáme pro všechny testované situace.

Komentář k hypotéze H₀₁₁:

U obou typů chůze dosáhly všechny úhlové rozsahy pánve statisticky signifikantního výsledku ($p < 0,05$). Baletní chůze prokázala vyšší hodnoty pohybu pánve v sagitální a transversální rovině, zatímco ve frontální rovině se pánev více pohybovala při normálním provedení chůze tanečnicků.

Tabulka 22. Výsledky statistického hodnocení pro testované rozsahy pohybu pánve u normální chůze a baletní chůze tanečnicků

Parametr	Z	p
PS	2,40	0,016
PF	-4,88	0,000
PT	2,56	0,010

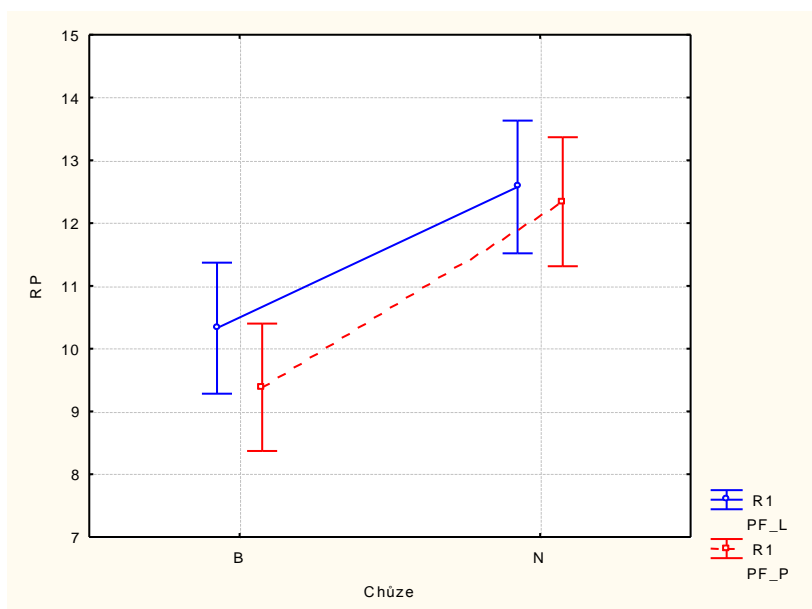
Legenda: PS – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PF – celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, PT – celkový rozsah pohybu pánve v transversální rovině, Z – testovaná statistika, p – hladina statistické významnosti (hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 23. Hodnoty rozsahu pohybu pánve u normální chůze a baletní chůze tanečnicků

Chůze	N		B	
Parametr	Průměr	SD	Průměr	SD
PS	3,33	1,26	3,85	1,41
PF	12,46	3,05	9,86	3,38
PT	14,29	3,77	16,36	4,85

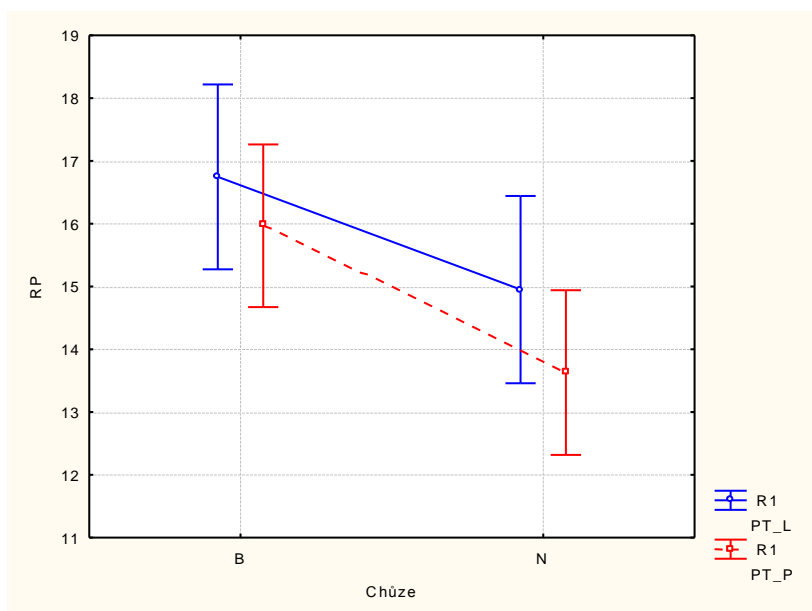
Legenda: PS – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PF – celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, PT – celkový rozsah pohybu pánve v transversální rovině, N – normální chůze tanečnicků, B – baletní chůze, SD – směrodatná odchylka.

Graf 25. Celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině u normální chůze a baletní chůze tanečnicků



Legenda: PF_L – celkový rozsah pohybu pánve na levé polovině těla ve frontální rovině, PF_P – celkový rozsah pohybu pánve na pravé polovině těla ve frontální rovině, B – baletní chůze, N – normální chůze tanečnicků, vertikální sloupce označují 0,95 intervaly spolehlivosti.

Graf 26. Celkový rozsah pohybu pánve v transversální rovině u normální chůze a baletní chůze tanečnicků



Legenda: PT_L – celkový rozsah pohybu pánve na levé polovině těla v transversální rovině, PT_P – celkový rozsah pohybu pánve na pravé polovině těla v transversální rovině, B – baletní chůze, N – normální chůze tanečnicků, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

4.4.2 Výsledky k hypotéze H₀₁₂

Hypotéza H₀₁₂ zněla „není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu ramených kloubů v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu při provedení baletní chůze a při normálním provedení chůze u tanečnicků“ zamítáme pro testovanou situaci v sagitální a frontální rovině.

Komentář k hypotéze H₀₁₂:

Rozsah pohybu ramených kloubů vykazoval u sledovaných chůzí znatelné rozdíly v sagitální a frontální rovině ve prospěch větších hodnot u normálního provedení chůze ($p < 0,01$). Úhlové parametry v transversální rovině neprokázaly významné rozdíly, přesto můžeme pozorovat tendenci k většímu rozsahu pohybu u normální chůze tanečnicků.

Tabulka 24. Výsledky statistického hodnocení pro testované rozsahy pohybu ramenních kloubů u normální chůze a baletní chůze tanečníků

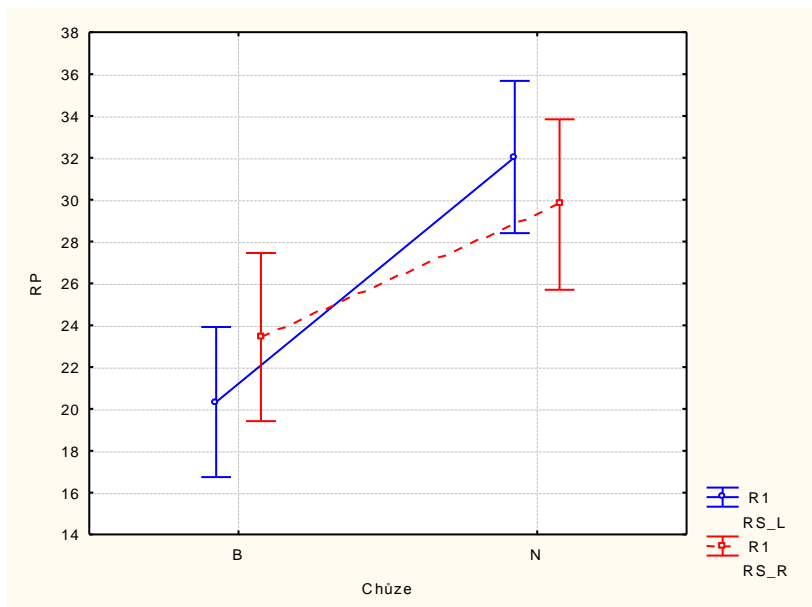
Parametr	Z	p
RS	-4,27	0,000
RF	-2,92	0,003
RT	-1,83	0,067

Tabulka 25. Hodnoty rozsahu pohybu ramenních kloubů skupin u normální chůze a baletní chůze tanečníků

Chůze	N		B	
	Průměr	SD	Průměr	SD
RS	30,90	12,19	21,88	10,69
RF	9,33	6,22	6,57	3,72
RT	32,51	17,01	27,63	15,51

Legenda k tabulce 9, 10: RS – celkový rozsah pohybu ramenních kloubů v sagitální rovině, RF – celkový rozsah pohybu ramenních kloubů ve frontální rovině, RT – celkový rozsah pohybu ramenních kloubů v transversální rovině, Z – testovaná statistika, p – hladina statistické významnosti (hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$), N – normální chůze tanečníků, B – baletní chůze, SD – směrodatná odchylka.

Graf 27. Celkový rozsah pohybu ramenních kloubů v sagitální rovině u normální chůze a baletní chůze tanečníků



Legenda: RS_L – celkový rozsah pohybu ramenních kloubů na levé polovině těla v sagitální rovině, RS_P – celkový rozsah pohybu ramenních kloubů na pravé polovině těla v sagitální rovině, B – baletní chůze, N – normální chůze tanečníků, vertikální sloupce označují 0,95 intervaly spolehlivosti.

4.4.3 Výsledky k hypotéze H₀13

Hypotéza H₀13 zněla „není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu páteře v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu při provedení baletní chůze a při normálním provedení chůze u tanečnicků“ zamítáme pro testovanou situaci v sagitální a frontální rovině.

Komentář k hypotéze H₀13:

U pohybu páteře byly nalezeny statisticky významné výsledky ($p < 0,01$) v sagitální a frontální rovině. Většího rozsahu pohybu v sagitální rovině dosahovali tanečníci u baletní chůze, ve frontální rovině naopak vyšší hodnoty při normálním provedení chůze. Rozsah v transversální rovině vykazoval trend k nárůstu u baletní chůze.

Tabulka 26. Výsledky statistického hodnocení pro testované rozsahy pohybu páteře u normální chůze a baletní chůze tanečnicků

Parametr	Z	p
PáteřS	5,10	0,000
PáteřF	-5,79	0,000
PáteřT	1,06	0,289

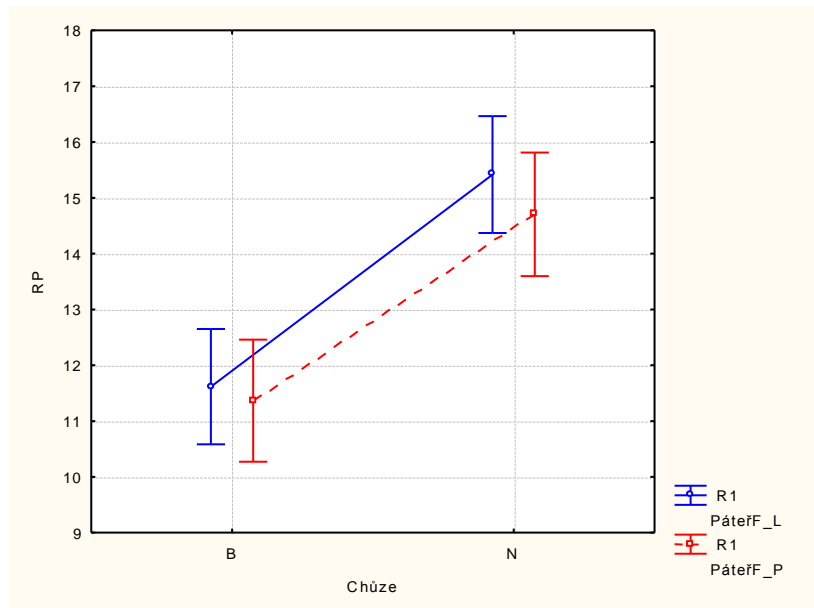
Legenda: PáteřS – celkový rozsah pohybu páteře v sagitální rovině, PáteřF – celkový rozsah pohybu páteře ve frontální rovině, PáteřT – celkový rozsah pohybu páteře v transversální rovině, Z – testovaná statistika, p – hladina statistické významnosti (hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 27. Hodnoty rozsahu pohybu páteře u normální chůze a baletní chůze tanečnicků

Chůze	N		B	
	Průměr	SD	Průměr	SD
PáteřS	5,04	2,14	6,84	2,45
PáteřF	15,06	3,03	11,49	3,59
PáteřT	14,95	3,19	15,59	4,23

Legenda: PáteřS – celkový rozsah pohybu páteře v sagitální rovině, PáteřF – celkový rozsah pohybu páteře ve frontální rovině, PáteřT – celkový rozsah pohybu páteře v transversální rovině, N – normální chůze tanečnicků, B – baletní chůze, SD – směrodatná odchylka.

Graf 28. Celkový rozsah pohybu páteře ve frontální rovině u normální chůze a baletní chůze tanečníků



Legenda: PáteřF_L – celkový rozsah pohybu páteře na levé polovině těla ve frontální rovině, PáteřF_P – celkový rozsah pohybu páteře na pravé polovině těla ve frontální rovině, B – baletní chůze, N – normální chůze tanečníků, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

4.4.4 Výsledky k hypotéze H₀₁₄

Hypotéza H₀₁₄ zněla „není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu hrudníku v sagitální, frontální a transversální rovině během krokového cyklu při provedení baletní chůze a při provedení normální chůze u tanečníků“ zamítáme pro testované situace v sagitální a transversální rovině.

Komentář k hypotéze H₀₁₄:

Rozsah pohybu hrudníku u sledovaných typů chůzí dosáhl signifikantního statistického rozdílu v sagitální a transversální rovině ($p < 0,01$) ve prospěch vyšších hodnot u baletní chůze. Celkový rozsah v transversální rovině byl u obou pokusů stejný.

Tabulka 28. Výsledky statistického hodnocení pro testované rozsahy pohybu hrudníku u normální chůze a baletní chůze tanečnicků

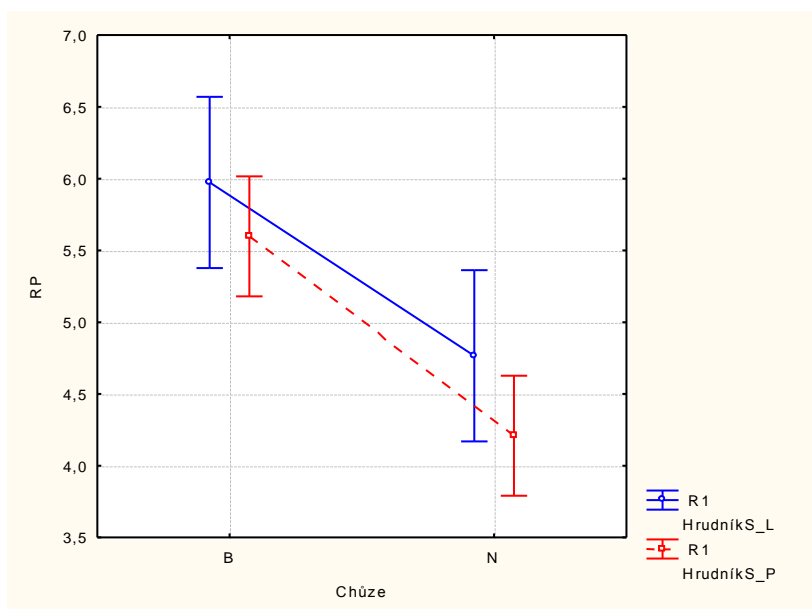
Parametr	Z	p
HrudníkS	5,99	0,000
HrudníkF	-0,70	0,485
HrudníkT	2,93	0,003

Tabulka 29. Hodnoty rozsahu pohybu hrudníku u normální chůze a baletní chůze tanečnicků

Chůze	N		B	
	Průměr	SD	Průměr	SD
HrudníkS	4,50	1,77	5,75	1,36
HrudníkF	3,34	1,51	3,13	1,37
HrudníkT	7,49	1,94	8,63	2,94

Legenda k tabulce 28, 29: HrudníkS – celkový rozsah pohybu hrudníku v sagitální rovině, HrudníkF – celkový rozsah pohybu hrudníku ve frontální rovině, HrudníkT – celkový rozsah pohybu hrudníku v transversální rovině, Z upravené – testovaná statistika, přesné p – hladina statistické významnosti (hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$), N – normální chůze tanečnicků, B – baletní chůze, SD – směrodatná odchylka.

Graf 29. Celkový rozsah pohybu hrudníku v sagitální rovině u normální chůze a baletní chůze tanečnicků



Legenda: HrudníkS_L – celkový rozsah pohybu hrudníku na levé polovině těla v sagitální rovině, HrudníkS_P – celkový rozsah pohybu hrudníku na pravé polovině těla v sagitální rovině, B – baletní chůze, N – normální chůze tanečnicků, K – chůze kontrolní skupiny, vertikální sloupce označují 0, 95 intervaly spolehlivosti.

5 Diskuze

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 svoji 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 snaha objektivizovat vliv dlouhodobého baletního tréninku na změnu 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 týkajícími se vlivu baletního tance na muskuloskeletální systém, které jsme shrnuli v teoretické části, nás zajímalo, zda existuje rozdíl v krokovém cyklu mezi skupinou baletních tanečníků a zdravé populace. V našem experimentu jsme porovnávali zapojení jednotlivých kloubů během dvojkroku pomocí úhlových parametrů ve všech třech rovinách pohybu. Pro hodnocení pohybového projevu jsme zvolili chůzi, jakožto základní pohybový stereotyp, který je základním atributem každého jedince.

Chůze je nejen pod řídicím vlivem subkortikálních struktur, ale je ovlivňována i na podkladě zpracování aferentní signalizace z periferie: změnami propioceptivní informace, vertebrogenními syndromy, poruchou senzomotorického vstupu, omezením rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech těla i bolestivými podněty. Bolestivá aferentace může měnit délku a rytmus kroků. 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 periférii. 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).

Při nadměrném pohybovém zatížení dochází ke snížení pohybového výkonu nebo k jeho omezení pro únavu nebo bolest. Následkem nadměrného tréninku může dojít i ke strukturálnímu poškození. Dochází ke změnám motorických programů a zvyšuje se iradiace aktivity, která zhoršuje ekonomiku pohybu a celý muskuloskeletární systém 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 minimum 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, nejenom 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.

5.1 Diskuze k vědecké otázce 1

Vědecká otázka 1 byla řešena ve třech hypotézách. Zjišťovali jsme, zda má dlouhodobý baletní trénink vliv na rozsah pohybu jednotlivých kloubů dolní končetiny během krokového cyklu.

5.1.1 Diskuze k hypotéze H_01

Profesionální baletní tanečníci kvůli intenzivnímu tréninku se specifickými pohybovými prvky vystavují jejich hlezenní klouby obrovskému stresovému zatížení. U obou sledovaných skupin probandů jsme nenalezli statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu v sagitální rovině. Rozsah dorsální flexe ve stejné fázi byl u obou skupin probandů téměř stejný. Ačkoli rozsah pohybu hlezenního kloubu při chůzi není velký, je kritickým pro postup a absorpci nárazů, při švihové fázi umožňuje zvýšení dolní končetiny nad podložku (Perry, 1992).

Bennell et al. (2001) ve své studii porovnával rozsah dorziflexe v hlezenním kloubu ve stoji při plném přenosu zatížení a při protažení m. triceps surae. Dorsální flexe hlezna se po jednom roce baletního tréninku minimálně změnila ve srovnání s kontrolní skupinou. V jiné studii Bennell et al. (1999) uvedl, že začínající baletky dosáhly po roce tréninku pouze o 2° menšího rozsahu dorsální flexe v hlezenním kloubu v porovnání s elitními baletkami, které se tanci věnují více než 8 let. Rozsah tohoto pohybu je limitován kostní bariérou více než měkkými tkáněmi a je tedy minimálně ovlivnitelný tréninkem (Bennell et al. 2001; Bennell et al., 1999). Na základě těchto poznatků můžeme usuzovat, že pohyb do dorsální flexe nemůže být výrazně ovlivněn silovým zvětšováním rozsahu, které se v baletu vyskytuje (např. v pozici *plié*). Baletky se pohybují ve vyšší frekvenci v extrémní plantární flexi (pozice *demi-pointe*, *pointe*), která způsobuje nadměrné protažení extenzorové skupiny svalů, jejichž aktivita může být tímto utlumena. Někteří autoři (Hamilton et al., 1992; Molnar, Esterson, 1997) potvrdili u profesionálních tanečníků redukci v rozsahu dorziflexe. Ve stejné fázi může být dorzální flexe hlezna dosažena i pasivně přenosem hmotnosti těla na opornou dolní končetinu, čímž dojde k protažení měkkých tkání, které by zkrácením mohly limitovat pohyb, proto nemusí být rozsah do dorziflexe v této fázi změněn (Perry, 1992). U baletek, které nedosahovaly plného rozsahu dorsální flexe hlezna v pozici *plié*, se prokázala souvislost s větším výskytem poranění. Proto je nezbytné zařadit do každodenního tréninku protažení m. triceps surae, což může snížit riziko vzniku tendinitidy Achillovy šlachy (Clippinger, 2007).

Nejvýraznější rozdíl v pohybu hlezenního kloubu jsme zaznamenali v rozsahu zevní rotace ve stádiu zatěžování a na konci stejné fáze, avšak ve prospěch větších rozsahů pro kontrolní skupinu (viz Příloha 7, Graf 31, str. 126). Během fáze postupného zatěžování jsme u tanečnicků zaznamenali také statisticky významnou menší plantární flexi.

Pohyby v transversální rovině, které v této práci popisujeme jako zevní a vnitřní rotace v transversální rovině, 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 vymežit 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. Měření a posuzování rozsahu pouze v transversální nebo sagitální rovině neposkytne obraz o funkčním pohybu nohy. Je nezbytné vždy hodnotit rozsahy pohybu v oblasti nohy ve vzájemné souvislosti mezi jednotlivými rovinami.

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). Domníváme se, 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. Plantární flexory (m. tibialis posterior, m. peroneus longus), které se podílí na udržení chodidla v neutrálním postavení s vyloučením supinace nebo pronace, se již plně nemohou účastnit pohybu do plantární flexe, čímž může být aktivní pohyb do flexe redukován.

Pohyby v transversální rovině ve smyslu supinace a pronace jsou esenciální 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). Zaznamenaný snížený rozsah těchto pohybů u baletek se může odrazit v narušení výše zmíněných funkcí, a tím přispět k přetěžování struktur chodidla, 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.

5.1.2 Diskuze k hypotéze H₀₂

Kolenní kloub je hlavním faktorem pro stabilitu a mobilitu normálního vzoru chůze (Perry, 1992). Celkový rozsah pohybu v sagitální rovině nedosáhl statisticky signifikantní úrovně. U obou skupin nebyly nalezeny výrazné odlišnosti ve velikosti flexe a extenze kolenního kloubu ve stejné fázi, nicméně vysoce statisticky významné rozdíly těchto pohybů se projeví ve fázi švihové ($p < 0,01$). Oslabení dorsální flexe nezbytně vyžaduje zvětšený pohyb v nejbližším kloubu, což má za následek neadekvátní flexi v koleni a kyčli k dosažení plného odlepení chodidla (Gage, 1991). I přesto, že u měřené skupiny tanečníků jsme nesledovali rozsah dorsální flexe při švihové fázi, v kolenním a kyčelním kloubu můžeme pozorovat vyšší hodnoty flexe ve švihové fázi, které se mohou vyskytovat jako kompenzační odpověď na oslabenou dorsální flexi nohy, která se u baletek velmi často vyskytuje (Hamilton et al., 1992; Molnar, Esterson, 1997).

Zajímavé je nedotažení plné extenze u tanečníků v kolenním kloubu v midstance a konečném švih (viz Příloha 7, Graf 32, str. 127). Jedním z důvodů by mohlo hyperextenční postavení kolenního kloubu v klidovém stoji, které následně bereme jako výchozí bod pro odčítání úhlových parametrů. Postavení *genum recurvatum* má u baletek vysokou incidenci a je dáno především ligamentózní laxitou. Velmi nebezpečné je dosahovat hyperextenze kolen při plném zatížení dolní končetiny (Clippinger, 2007). V baletní branži je *genum recurvatum* mylně pokládáno za nadměrnou sílu *m. quadriceps femoris*. Hyperextenze kolene je naopak spojena se sníženou svalovou silou *m. quadriceps* a nedostatečnou motorickou kontrolou kloubu, kdy stabilita kolene musí být zajišťována převážně vazivovým aparátem.

Snížená extenze kolenního kloubu při terminálním švih může být způsobena oslabením *m. gluteus maximus*, který rychlým zapojením na konci švihové fáze navodí nepatrný pokles kyčelního kloubu do extenze, čímž navodí extenční moment působící na kolenní kloub. Plná extenze je nezbytná pro následný stabilní dopad nohy. Oslabení *m. gluteus maximus* se nejčastěji vyskytuje v souvislosti se zvýšeným napětím *m. iliopsoas* (Perry, 1992). U baletek můžeme pozorovat přetížení *m. iliopsoas* (provedení *developpé*) a hamstringů (pozice *arabesque*). Domníváme se, že tím dochází k útlumu *m. gluteus maximus* a narušení správného stereotypu extenze v kyčli na konci švih (viz Příloha 7, Graf 34, str. 128), což se může projevit zmíněnou neúplnou extenzí kolenního kloubu na konci krokového cyklu (viz Příloha 7, Graf 32, str. 127).

Při plné extenzi kolenního kloubu dochází k jeho uzamčení, které je spojené s jeho stabilitou a vyžaduje minimální energetické nároky na udržení této pozice. Nedostatečná extenze kolenního kloubu naopak vyžaduje určitou míru svalové aktivity k zajištění stabilní pozice kloubu. Nepostradatelnou roli na konci švihu plní excentrická antigravitační funkce m. quadriceps femoris, která oponuje tíhové síle způsobující flexi kolene. Hamstringy působením na kyčel a koleno brzdí dopředu směřující stehno a bérce. M. quadriceps a dorziflektory jsou aktivní, neboť připravují končetinu na počáteční kontakt a postupné zatěžování (Gage, 1991). Clippinger (2007) uvádí, že u baletních tanečnicků se vyskytuje v porovnání s ostatními atlety menší svalová síla m. quadriceps femoris. Nedostatečná extenze kolenního kloubu může být způsobena oslabením m. quadriceps z jeho přetížení. M. vastus medialis je zodpovědný za posledních 10°- 15° extenze a nejrychleji podléhá hypotrofii při bolestivé iritaci struktur kolene. Pokud je omezena aktivita těchto svalů, je změněno i konečné postavení dolní končetiny, což narušuje následné přenesení hmotnosti těla na stojnou dolní končetinu (Gage, 1991). Flexory kolenního kloubu (m. biceps femoris, semisvaly) vytváří „svalový“ zámek kolene, který může při výpadku extenzorů tohoto kloubu přispět k jeho stabilizaci a tím i celé dolní končetiny (Véle, 1997).

Přestože celkový rozsah pohybu ve frontální rovině byl u obou skupin podobný, můžeme pozorovat u tanečnicků pohyb spíše addukční postavení kolenního kloubu, zatímco kontrolní skupina vykazovala během chůze abdukční nastavení (viz Příloha 7, Graf 33, str. 127). Postavení do valgozity kolene (abdukce) má v populaci velkou incidenci a do 10° je považujeme za fyziologické. Naopak imprese do varozity kolene je vzácná. Addukce kolene může být výsledkem jeho zvýšené flexe a zevní rotace (Perry, 1992). U tanečnicků můžeme pozorovat větší hodnoty flexe i zevní rotace kolene, které v kombinaci se zvýšeným poklesem pánve ve frontální rovině mohou přispět k navýšení varozity během chůze. Baletky také vykazují zevně rotační postavení dolních končetin, při kterém prochází vektor reakční síly podložky mediálním okrajem kolenního kloubu, čímž vede k addukci kolene a zatížení mediální části kolenního kloubu (viz Obrázek 6, str. 31).

Všechny sledované parametry v transversální rovině prokázaly vysoce statisticky významné výsledky ($p < 0,01$). Ačkoli kontrolní skupina dosáhla většího rozsahu pohybu v této rovině, tanečníci měli v průběhu celého cyklu tendenci k většímu nastavení kolenního kloubu do zevní rotace. 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 transversální rovině, měla by se současně odehrávat odpovídající rotace v kolenním kloubu. U měřených tanečnicků

můžeme pozorovat ve srovnání s kontrolní skupinou menší rozsah pohybu hlezna v horizontální rovině, čemuž odpovídá i menší rotace kolenního kloubu. Baletky často kompenzují nedostatečnou zevní rotaci v kyčelních kloubech rotací v ostatních kloubech dolní končetiny, čímž přetěžují ligamentózní 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). U tanečnicků 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. U tanečnicků nebylo dosaženo celkově většího rozsahu pohybu v transversální rovině, proto můžeme předpokládat, že i přes zvýšené pasivní rotační pohyby v kolenním kloubu jsou schopny svalovou koordinací zajistit požadovanou stabilitu kloubu při chůzi.

Zevní rotace kolenního kloubu je během krokového cyklu spojená s jeho extenzí. U tanečnicků jsme však zaznamenali menší rozsah do extenze, zatímco větší rozsah do zevní rotace kolenního kloubu během švihové fáze krokového cyklu. Přiměřená kloubní stabilita jako předpoklad efektivního pohybu lze navodit převážně v uzavřeném kinematickém řetězci (Dvořák, 2005). Při zatížené dolní končetině ve stejné fázi vykazují tanečníci lepší kontrolu kolenního kloubu v sagitální i transversální rovině, zatímco v otevřeném kinematickém řetězci, který obecně vyžaduje vyšší nároky na řízení motoriky, vykazují tendenci pro zapojení větších rozsahů pohybů, které využívají v tanečním tréninku.

5.1.3 Diskuze k hypotéze H₀₃

Kyčelní kloub je u baletních tanečnicků 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 úhlových hodnotách kyčelního kloubu byly zaznamenány nejvýznamnější změny ze všech sledovaných parametrů. Jediným parametrem, který nedosáhl statisticky významné úrovně, byl maximální rozsah flexe v kyčelním kloubu, u kterého přesto můžeme pozorovat tendenci k větší velikosti u tanečníků (viz Příloha 7, Graf 34, str. 128). Zvýšená flexe kyčelního kloubu může být způsobená pouze delším krokem. Pokud během krokového cyklu nastává větší antevertze pánve, kterou můžeme u námi sledovaných tanečníků pozorovat, musí být kompenzačně zvýšen i rozsah do flexe kyčelního kloubu, aby byla zachována délka kroku (Perry, 1992).

U tanečníků můžeme pozorovat větší rozsah do extenze v kyčli současně se zvýšeným pohybem pánve v sagitální rovině ve srovnání s kontrolní skupinou. Nezaznamenali jsme však nárůst hodnoty celkového úhlového parametru páteře ve stejné rovině. Ze získaných údajů můžeme očekávat přetížení především v lumbosakrálním přechodu. Větší pohyblivost lumbosakrálního skloubení a dolní lumbální oblasti zvyšuje riziko vzniku poranění až o 75%, nejvíce v úseku L4-L5 neb L5-S1 (Clippinger, 2007). Při chůzi se do extenze kyčle zapojují především hamstringy. Při intenzivnějším extenčním pohybu se již musí nutně zapojit i trupové svaly zádové. Hyperextenze kyčle způsobuje posturální instabilitu, kterou tyto svaly musí korigovat (Véle, 1997). Aktivace extenzorů kyčle vede automaticky k záklonu trupu a aktivaci zádového svalstva (Janda, 1999). Zadní skupina svalů kyčle hraje také významnou roli pro propulzivní aktivity, mezi které v tanci patří skoky (Clippinger, 2007), proto lze očekávat jejich zvýšenou akceleraci při odrazu dolní končetiny během chůze.

Ve frontální rovině tanečníci dosáhli do addukce i abdukce větších rozsahů pohybu (viz Příloha 7, Graf 35, str. 128). Adduktory jsou důležitými svaly pro přenos dolní končetiny blíže k COG při chůzi. Při stoji na jedné dolní končetině zajišťují adduktory v kokontrakci s abduktory stabilitu pánve (Clippinger, 2007). Zvýšený rozsah pohybu do addukce můžeme pokládat za odpověď na zvýšený výkyv pánve ve frontální rovině. Při zvýšení addukce dolní končetiny dochází ke zmenšení báze opory (Perry, 1992), čímž se zvyšují nároky na udržení posturální stability během chůze. Tanečníci se v baletních pozicích i při baletní chůzi pohybují převážně v nastavení dolních končetin do addukce, proto lze očekávat i tendenci k zapojování těchto pohybů do normálního krokového cyklu.

Nejvýraznějších změn z úhlových parametrů kyčelního kloubu bylo dosaženo u pohybů v transversální rovině, kdy tanečníci vykazovali větší rozsah pro zevní i vnitřní rotaci (viz Příloha 7, Graf 36, str. 129). 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). Pozitivním zjištěním je zvětšený rozsah do zevní rotace především v kyčelních kloubech oproti ostatním kloubům dolní končetiny. Při provedení baletních pozic by se měl největší podíl rozsahu odehrávat 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). Baletky při chůzi projevují především zvýšení rotačních pohybů v kyčelním kloubu, můžeme předpokládat, že při mechanismu pohybu do tanečních figur využívají hlavně kyčelní strategii zevní rotace, která je z hlediska stresového zatížení muskuloskeletálního systému dolní končetiny šetrnější.

5.2 Diskuze k vědecké otázce 2

Vědecká otázka 2 byla řešena ve čtyřech hypotézách. Zjišťovali jsme, zda má dlouhodobý baletní trénink vliv na rozsah pohybu pánve a horní poloviny těla během krokového cyklu.

5.2.1 Diskuze k hypotéze H₀₄

Rozsah pohybu pánve vykazoval u sledovaných skupin znatelné rozdíly ve všech rovinách ve prospěch větších rozsahů pro tanečnice (viz Příloha 7, Graf 37, str. 129). Nejzřetelnější rozdíl v pohybu pánve byl shledán ve frontální rovině (viz Příloha 7, Graf 38, str. 130).

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 netréované populaci. Zvýšené výkyvy pánve ve frontální rovině oproti kontrolní skupině však vypovídají spíše o nedostatečné posturální kontrole pohybu pánve při jednooborové fázi kroku. Zvýšení vertikální výchylky pánve svědčí pro oslabení m. *gluteus medius* (Véle, 1997). Kompenzačním mechanismem poté musí docházet k vyrovnání zvýšených výchylek

těžiště. Podle Grosse (2005) může redukci laterální výchylky těžiště poskytnout zúžení základny chůze. Tomuto odpovídá zvýšený rozsah pohybu v kyčelním kloubu do addukce při jednooborové fázi. Současně můžeme pozorovat větší hodnoty parametrů v páteři ve frontální rovině, které také přispívají k vyvažování stranového posunu těžiště.

Sacroiliakální kloub může být u tanečníků častým zdrojem chronické bolesti (Clippinger, 2007). Při poruchách sacroiliakálního skloubení dochází k omezení pohyblivosti postižené strany, což se může projevit kývavou chůzí. Při funkční poruše se objevují reflexní změny v zevních rotátorech kyčle a m. iliopsoas (Kolář, 2009), které můžeme u baletek často pozorovat. Sacroiliakální kloub může být zdrojem poranění a chronické bolesti u starších tanečníků. Odehrává se v něm velmi malý pohyb (0,5 do 1,6 milimetrů), který je však nepostradatelný pro normální mechanismus pohybu pánve (Clippinger, 2007).

Rotace pánve je základem pro ekonomickou a koordinovanou chůzi (Janda, 1999). Pohyb pánve v horizontální rovině kolem vertikální osy je výsledkem kombinace funkce svalstva dolních končetin, pánevního a hrudního svalstva (Véle, 1997). Dosažení schopnosti kontrolovat pohyb pánve současně pohybem dolních končetin je podstatným faktorem pro rozvoj tanečních dovedností. Větší rotace pánve spolu s flexí v kyčelním kloubu svědčí o zvětšení délky kroku a pro větší rychlost chůze.

Značný význam na vyvážené 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 mechanismus při oslabení extenzorů kyčle (Perry, 1992).

5.2.2 Diskuze k hypotéze H₀₅

U ramenního pletence jsme nezaznamenali žádné významné odlišnosti od pohybu u kontrolní skupiny. Tendenci ke zvýšenému rozsahu pohybu u baletek můžeme pozorovat pouze v transversální rovině (viz Příloha 7, Graf 39, str. 130).

M. gluteus maximus navazuje na lumbodorsální fascii a přes ni na m. latissimus dorsi, čímž dochází k ovlivnění funkce horní končetiny. Pokud je funkce m. gluteus maximus utlumena, dochází ke zvýšené aktivaci m. latissimus dorsi a tím ke zvýšené aktivaci pletence ramenního (Janda, 1999). Baletky využívají nadměrného rozsahu do extenze v kyčli v pozici

arabesque, kdy dochází ke zvýšenému zapojení hamstringů, které mají tendenci k hyperaktivitě, společně s bederními vzpřimovači. Síla extenze v kyčli může být nezměněná, i když je vykonávána pouze ischiokrurálními svaly a lumbálními erectory. Dochází tak k funkčnímu výpadku m. gluteus maximus (Lewit, 2003) a tím přes zmíněnou svalovou smyčku k ovlivnění pohyblivosti rameního pletence.

Bennell (1999) ve své studii zjistil u baletek velký nárůst svalové síly dolních končetin (m. quadriceps, hamstringy, dorsální a plantární flexory), zatímco svaly horní končetiny byly oslabeny, což může ovlivnit kinematiku horních končetin během krokového cyklu.

Pohyb rameních pletenců v transversální rovině poskytuje dolním končetinám pohyb bez rotačního souhybu trupu, čímž se podstatně zvyšuje ekonomika pohybu. U pohybu pánve v této rovině můžeme pozorovat zvýšený rozsah pohybu, proto nárůst rotace ramen lze považovat za adekvátní odpověď na zvýšenou výchytku pánve, aby byla zachována správná ekonomika a průběh chůze.

5.2.3 Diskuze k hypotéze H₀₆ a H₀₇

Větší hodnoty v rozsahu pohybu páteře byly naměřeny u tanečniců pouze ve frontální rovině ($p < 0,05$). U pohybu pánve v téže sledované rovině jsme zaznamenali zvýšenou výchytku. Vysvětlením by mohlo být funkční oslabení m. gluteus medius, čímž vzniká nerovnováha daná poklesem pánve, která musí být kompenzována vychýlením trupu na kontralaterální straně, aby se neporušila posturální rovnováha (Véle, 1997).

Pohyb páteře v sagitální a transversální rovině se u baletek výrazně neodlišoval od kontrolní skupiny, u hrudníku dosahoval v horizontální rovině dokonce menších hodnot ($p < 0,05$). Naopak u pánve můžeme pozorovat významný nárůst pohyblivosti v obou těchto rovinách. Můžeme proto usuzovat, že v lumbální páteři bude docházet ke kompenzačnímu postavení do hyperlordózy. Mnoho tanečních pohybů produkuje opakované pohyby do hyperextenze v bederní oblasti. Pokud se tato patologická pohyblivost přenesení i do běžných motorických stereotypů, mezi které patří i chůze, vzniká intenzivní zatížení lumbálních segmentů páteře a jejich predispozice ke vzniku poranění.

Zatímco zadní část trupu mezi hrudním košem a pánví je spojena pevným skeletem páteře, přední část spojení mezi horním a dolním trupem zajišťují břišní svaly. Podle Clippingera (2007) tanečnici udržují vzpřímené postavení těla převážně pomocí extenzorů páteře bez zapojení břišní muskulatury. Zvýšené napětí v bederním vzpřimovači tlumí břišní svaly, čímž se ještě více prohlubuje postavení bederní páteře do hyperlordózy. Postavení

lumbálních segmentů ovlivňují také flexory kyčle (především m. iliopsoas). Pro efektivní korekci nastavení páteře a spinální stabilizaci v dynamických a statických posturálních situacích je důležitá koaktivace břišní a zádové muskulatury. Nezbytné je zakomponovat naučenou kokontrakci trupového svalstva přes jednoduché taneční figury až do komplexních tanečních pohybů. Obnovení rovnováhy mezi břišními svaly, extenzory páteře a flexory kyčle by mělo vést k vyváženému napřímení páteře i celého těla (Clippinger, 2007).

5.3 Diskuze k vědecké otázce 3 a 4

Vědecká otázka 3 byla řešena ve třech hypotézách, vědecká otázka 4 ve čtyřech hypotézách. V těchto dvou vědeckých otázkách jsme zjišťovali, zda existuje rozdíl v rozsahu pohybu jednotlivých kloubů dolní končetiny, v pohybu pánve a horní poloviny těla u baletní chůze a při provedení normálního krokového cyklu.

Baletní a normální chůze má již na pohled zcela odlišnou sekvenci jednotlivých pohybů, proto je i značný rozdíl ve většině úhlových parametrů. V následující diskuzi se zaměříme pouze na nejstěžejnější rozdíly mezi těmito dvěma typy chůze.

Baletní chůze primárně vychází z pokládání nohou, které je následováno pohybem ostatních částí těla. V baletu je kladený důraz především na správné našlapování chodidel, aby byl vytvořen estetický dojem vznosné chůze. Ostatní segmenty těla se tomuto pohybu aker dolních končetin spíše přizpůsobují nebo kompenzují změněné výchylky od normální chůze tak, aby byl umožněn pohyb vpřed, avšak se zachováním uměleckých požadavků na správné taneční držení těla.

V úhlových hodnotách parametrů hlezenního kloubu byly zaznamenány nejvýraznější rozdíly ze všech sledovaných úhlových parametrů. Celkový rozsah pohybu v sagitální rovině byl výrazně větší u baletní chůze, která vykazovala výraznou plantární flexi ve stádiu postupného zatěžování, tak i na konci stojné fáze. Nedostatečný pohyb můžeme pozorovat do dorsální flexe hlezna (viz Příloha 7, Graf 40, str. 131).

Po ukončení vývoje nohy dochází ke zvýšení tuhosti spojení a omezení pohyblivosti v kloubech nohy, tím význam svalové aktivity pro udržení integrity nohy částečně klesá. Na významu nabývá za situace, kdy se změní postavení některé části chodidla, čímž jsou přetěžovány vazy, které nemohou dostatečně udržovat stabilitu kloubů. Dochází k hypermobilitě kloubů s vyššími nároky na aktivitu a koordinaci svalů. Pokud nedojde ke korekci chybného postavení, změna se fixuje a ovlivňuje postavení ve vyšších etážích

pohybového aparátu (koleno, kyčel, pánev, páteř), ve kterých dochází k přetížení a následné fixaci změněných pohybových stereotypů v CNS (Vařeka, Vařeková, 2003).

Tanečníci pracují ve velké frekvenci v plantární flexi, především v pozici *demi-pointe* a *pointe*. Tento pohyb je z anatomického hlediska lépe ovlivnitelný silovým tréninkem, neboť je primárně omezen měkkými tkáněmi. Se zvyšující se plantární flexí narůstá i kloubní pohyblivost do ostatních směrů pohybu, čímž se snižuje stabilita kloubu. Pro zajištění stabilní pozice v této extrémní plantární flexi je nutná aktivita svalů a napětí vazů. V této pozici proto nejčastěji dochází k distorzi ligament (Clippinger, 2007). Hamilton et al. (1992) prokázal u baletek mnohem větší síla plantárních flexorů v porovnání s ostatními sportovci.

Jakékoli postavení ve zvýšené plantární flexi (předčasná aktivita m. triceps surae, oslabení dorsálních flexorů) budou při fázi postupného zatěžování rovněž zabraňovat flexi v kloubu kolenním (Gage, 1991; Perry, 1992). U sledovaných probandů můžeme při provedení baletní chůze ve fázi loading response sledovat sníženou flexi kolenního kloubu (viz Příloha 7, Graf 42, str. 132), pravděpodobně z důvodu kompenzace nestabilního postavení dolní končetiny vlivem sníženého rozsahu do dorziflexe hlezna. Flexe kolene je hlavním zdrojem absorpce nárazů, který má za cíl snížit tlak na zatěžovanou končetinu (Kaufman, Sutherland, 2006).

Za fyziologických podmínek zůstává celá plantární strana nohy během fáze midstance v kontaktu s opěrnou plochou. Nadměrná aktivita plantárních flexorů má za následek předčasné zvednutí paty a přemístění osy otáčení na přední část nohy, aby byl zajištěn posun vpřed. Tím se reakční vektor podložky nachází před kročnou dolní končetinou (při normální chůzi se nachází vzadu), čímž se zvyšuje extenční moment působící na kolenní kloub (Krawczyk, osobní sdělení). Tento stav může vést ke vzniku genu recurvatum. U tanečnicků při tomto typu chůze můžeme pozorovat hyperextenzi kolenního kloubu během stojné i švihové fáze (viz Příloha 7, Graf 42, str. 132).

Dle Perry (1992) zvýšená plantární flexe během krokového cyklu vede ke ztrátě progresu chodidla, může být příčinnou kratšího kroku a snížení rychlosti chůze. Gage, (1991) uvádí, že zvýšení plantární flexe a menší rozsah do dorziflexe hlezna způsobují relativní prodloužení švihové končetiny, což vede k neúplnému odlepení chodidla. Kompenzační aktivita k dosažení posunu dolní končetiny dopředu může zahrnovat nadměrný pohyb trupu vpřed, zvýšenou rotaci pánve, nepřiměřenou flexi v kolenním nebo kyčelním kloubu. Většina změn těchto zmíněných parametrů byla u provedení baletní chůze zaznamenána. V kolenním kloubu můžeme pozorovat u tanečnicků menší rozsah do flexe během švihové fáze, proto

muselo současně dojít i k navýšení flexe v kyčelním kloubu, aby mohlo dojít k posunu dolní končetiny dopředu (viz Příloha 7, Graf 44, str. 133).

Ačkoli celkový rozsah pohybu hlezenního kloubu v transversální rovině nebyl u baletní chůze větší, můžeme pozorovat patrné postavení chodidla v zevní rotaci během krokového cyklu. Pronace chodidla (pohyb zevně) umožňuje při chůzi adaptaci nohy s terénem a poskytuje absorpci nárazů. Aby tento pohyb mohl adekvátně proběhnout, je nezbytné přednastavení nohy před dopadem na podložku v supinačním postavení. Během krokového cyklu se noha baletek vyskytuje stále v pronačním postavení (viz Příloha 7, Graf 41, str. 131), čímž dochází k eliminaci ochranné a akomodační funkce tohoto pohybu a zvyšuje se nežádoucí zátěž na struktury nohy. Clippinger (2007) popisuje, že při pronaci nastává přenos zatížení na mediální stranu chodidla a odraz nohy od podložky. Pronace je nestabilní pozice, při níž dochází k vnitřní rotaci tibie a častému pohybu kolenního kloubu mediálně, proto je nevhodná pro vykonávání tanečních figur. U tanečnicků můžeme pozorovat v kolenním kloubu nastavení do značné varozity nejen u baletní chůze, ale i při provedení normálního kroku (viz Příloha 7, Graf 43, str. 132).

Naopak při supinaci chodidla (vnitřní rotace nohy) spojenou s dorzální flexí nastává přenos zatížení na laterální hranu chodidla, navíc dochází ke kongruenci ploch v kloubech nohy, proto se vyznačuje velkou stabilitou, proto noha může sloužit jako rigidní opora potřebná pro propulzní pohyby těla vpřed během chůze. Supinace nohy umožní dostatečnou stabilní oporu pro proximálnější klouby dolní končetiny. Během fáze midstance dochází u tanečnicků k nedostatečné dorsální flexi a hlavně zcela chybí supinační postavení chodidla. V takovém postavení se noha stává nestabilním segmentem. Pokud není pevnost chodidla zajištěna svalovým aparátem, může dojít k ohrožení plynulého přenosu hmotnosti těla vpřed. Zvýšená labilita dolní končetiny může být nahrazena kompenzačními mechanismy ve vyšších segmentech. Kolenní kloub se ve stejné fázi nachází v hyperextenčním postavení, čímž se podstatně zvyšuje pasivní stabilita dolní končetiny (viz Příloha 7, Graf 42, str. 132).

U všech kloubů dolní končetiny můžeme pozorovat statisticky významné zvýšení pohybu do zevní rotace. Při baletní chůzi je kladen důraz na zevní rotaci dolních končetin. Při taneční chůzi by mírně zevně vytočené nohy měly našlapovat tak, aby středy pat procházely jednou linií (Kröschlová, 2003). Nebezpečné je dosažení zevní rotace především v kolenních kloubech, při které působí velké stresové síly na ligamentózní aparát kloubu.

Při baletní chůzi se dosáhl rozsah pohybu pánev větších hodnot v sagitální a transversální rovině, zatímco ve frontální rovině se pánev více pohybovala při normálním provedení chůze tanečnicků (viz Příloha 7, Graf 46 a 47, str. 134). Zvýšený pohyb do anteverze

pánve sebou přináší větší zatížení lumbosakrálního skloubení než při normální chůzi tanečníků. Snížení výkyvu pánve, páteře i trupu ve frontální rovině svědčí pro jejich dobrou stabilizaci v této rovině adekvátním zapojením abduktorů kyčle. Domníváme se, že příčinou může být zvýšená volní kontrola pohybu během této specifické chůze, neboť její provedení neprobíhá pod automatickým řízením subkortikálních a míšních center jako u běžného stereotypu chůze. Tanečníci téměř denně využívají baletní chůzi při svém tréninku, avšak nejedná se o chůzi založenou na ontogeneticky determinovaných základech, které jsou vlastní každému člověku, proto se domníváme, že každý uměle vytvořený typ chůze vždy vyžaduje určitou míru volní kontroly. Pokud se tanečníci musí soustředit na provedení baletní chůze, více si uvědomují postavení jednotlivých částí těla a pomocí svalové aktivity jsou schopni lépe udržovat požadované vzájemné nastavení segmentů těla.

Pokud porovnáme jednotlivé úhlové parametry v transversální rovině, můžeme pozorovat u pánve, páteře i hrudníku zvýšený rozsah pohybu, které mohou být způsobené delším krokem, který je u baletní chůze vyžadovaný pro esteticky působivý krok.

Přestože hodnoty rozsahu pánve v transversální rovině dosáhly signifikantního zvětšení oproti normální chůzi, u rameních pletenců můžeme naopak sledovat v téže rovině menší pohyblivost. Pohyb paží je reaktivní pohyb, nikoli vedený pohyb v protisměru k pohybu dolní končetiny (Kröschlová, 2003). Baletní chůze navíc vyžaduje precizní zpevnění horní poloviny trupu bez nežádoucích výchylek. Kontrarotační pohyby ramen vůči pohybu dolních končetin mohou být tlumeny volní svalovou aktivitou. Pohyb horních končetin zajišťuje při chůzi vyloučení rotačního souhybu trupu, čímž se podstatně zvyšuje ekonomika pohybu (Perry, 1992). Při omezení pohybu rameních pletenců v horizontální rovině můžeme očekávat tendenci ke kompenzační rotaci v segmentech páteře, což nám potvrdily i naše naměřené hodnoty, i přesto že nedosáhly statisticky významných hodnot. Tento náhradní mechanismus způsobuje přetížení některých segmentů páteře, nejčastěji přechodů lumbosakrálního nebo thorakodorsálního.

5.4 Diskuze k vědecké otázce 5

Zabývali jsme se otázkou, zda získané kineziologické a anamnestické údaje mohou mít vliv na měřené kinematické hodnoty ve sledovaném souboru. Z důvodů vysoké variability možných odpovědí a relativně nízkém počtu probandů nebylo možné provést statistické hodnocení, proto vyjádření k vědecké otázce 5 je uvedeno pouze formou diskuze. Přesto

zde můžeme najít některé souvislosti, které by mohly ovlivnit objektivitu měření (viz Příloha 4, Tabulka 30, 31, str. 122).

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 tanečnicků v anamnéze pozorovat výskyt problémů pohybového aparátu, u kterých se domníváme, že mají charakter spíše funkční poruchy z nadměrného zatížení svalového a skeletálního systému. Navíc měřená skupina byla nehomogenní z hlediska pohlavní příslušnosti. Pohlavní rozdíly u chůze jsou patrné a úzce souvisí s rozdíly proporcí (široká pánev u žen, kratší končetiny, větší bederní lordóza). Krok žen bývá kratší, laterální výkyvy těžiště a rotace pánve větší, opomíjeny bývají pohyby horních končetin.

Při baletu využívají jiné techniky tančení ženy i muži, navíc pouze 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). Navíc není vytvořen přesný metodický popis baletní chůze, kterou jsme využili pro naše měření. 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 vyskytovala její velká variabilita.

Začátek provozování baletní činnosti je u probandů velmi různý, pohybuje se v rozmezí mezi 6. a 15. rokem. Tím vzniká i široké rozpětí počtu let věnovaných intenzivnímu tanečnímu tréninku, které se pohybuje mezi 9 až 24 roky. Nelze u nich přesně určit, jak dlouho se věnují baletní činnosti, neboť ta se prolíná s předchozími tanečními formami.

Až na jednoho probanda byla zjištěna u všech vyšetřovaných tanečnicků 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 hlezenních 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 tanečnicků se vyskytuje generalizovaná hypermobilita, která je výhodou pro jejich pohybové vyjádření (Grahame, Jenkins, 1972).

V současné době není optoelektronický kinematický systém Vicon MX 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.

Optoelektronické kinematické systémy mají v rehabilitaci široké uplatnění. Napomáhají při diagnostice, přispívají k hodnocení závažnosti onemocnění pohybového systému nebo ke sledování terapeutické intervence (Svododa, Janura, 2010). 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.

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 3D kinematické analýzy chůze jsme u baletních tanečníků v průběhu krokového cyklu našli rozdílné hodnoty vybraných úhlových parametrů v porovnání s kontrolní skupinou.

Nejvýraznější změny u tanečníků byly zaznamenány u naměřených parametrů dolních končetin, kde se nejzřetelněji projeví rozdíly úhlových rozsahů zevní a vnitřní rotace v průběhu krokového cyklu. Kyčelní kloub u tanečníků zaznamenal signifikantní zvýšení rozsahu pohybu do obou rotací, kolenní kloub vykazoval postavení více v zevní rotaci. Naopak u hlezenního kloubu jsme zaznamenali menší celkový rozsah pohybu v transversální rovině. Významné odlišnosti nastaly i v sagitální rovině, kde kolenní kloub během švihové fáze dosáhl větší flexe a následně menší extenze. U kyčelního kloubu se zvýšila extenze, u hlezenního kloubu v této rovině nebyly pozorovány výraznější změny. Ve frontální rovině došlo k addukčnímu postavení v kolenním i kyčelním kloubu v průběhu celého dvojkroku. U pánve se zvýšily rozsahy pohybu ve všech třech sledovaných rovinách, čemuž odpovídal nárůst výchylky páteře ve frontální rovině a trupu v sagitální a transversální rovině.

Baletní a normální chůze má již na pohled zcela odlišnou sekvenci jednotlivých pohybů, proto je i patrný znatelný rozdíl u většiny úhlových rozsahů. Baletní chůze primárně vychází z přesného pohybu nohou, které je následováno pohybem ostatních částí těla, proto jsme nejzřetelnější odlišnosti pozorovali ve všech hodnotách hlezenního kloubu. Z naměřených parametrů, které se podílejí na patologickém zatížení muskuloskeletálního systému, považujeme za důležité zmínit hyperextenční postavení kolenních kloubů a enormní nárůst zevní rotace ve všech kloubech dolních končetin během krokového cyklu. U pánve a horní poloviny trupu můžeme pozorovat zvýšenou výchylku v sagitální i transversální rovině, zatímco ve frontální rovině naopak došlo ke snížení rozsahu pohybu.

Výsledky naší studie prokázali, že dlouhodobé intenzivní zatížení pohybového aparátu tanečnickým tréninkem vede ke změnám v chování jednotlivých pohybových segmentů během krokového cyklu. Získané kinematické charakteristiky chůze mohou poskytnout užitečné poznatky, které mohou pomoci ozřejmit nejvíce zatěžovaná místa pohybového aparátu, která by zasluhovala pozornost léčebné rehabilitace, současně mohou odhalit predilekční lokalizace výskytu úrazů a tím sloužit k jejich prevenci.

Referenční seznam

- 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>>.
- ANONYMOUS. *Initial management of acute traumatic spinal cord injuries*. [online] [cit. 2009-03-20]. Dostupné na WWW: <http://www.psup.cz/downloads/200992915422_moderni_pristroje_v_biomechanicke_diagnostice_pohybu.pdf>.
- ANONYMOUS. *Lidská kostra*. [online] [cit. 2011-03-20]. Dostupné na WWW: <<http://www.dornova.wz.cz/galery.htm>>.
- BASTLOVÁ, P., KROBOT, A., MÍKOVÁ, M. et al. Strategie rehabilitace po frakturách proximálního humeru. *Rehabilitace 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 female 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. Banská Bystrica: Tlačiarne BB, 1995. 65 s. ISBN 80-85944-18-9.
- CHILDRESS, D. S., GARD, S. A. *Commentary on the Six Determinant of 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. *Rehabilitace 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 Musculoskeletal 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. *American 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 musculoskeletal 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. *Rehabilitace 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 neurofyzologie*. 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 příprava*. 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 přípravy tanečnicka 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 function: A comprehensive analysis. 3.vyd. Philadelphia: 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. Turkyňe, 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. *Rehabilitace 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 Review Musculoskeletal 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.
- SVOBODA, Z., JANURA, M. Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č. 1, 2010, s. 26 - 31. ISSN 1211-2658.
- 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 těžiště. *Rehabilitace 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 kinematickém 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.

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

viz - lze vidět

Seznam obrázků

Obrázek 1. Fáze krokového cyklu (Rose, Gamble, 2006).....	14
Obrázek 2. Průběh úhlových rozsahů hlezenního kloubu při krokového cyklu (Kranzl, 2010).....	22
Obrázek 3. Průběh úhlových rozsahů kolenního kloubu při krokového cyklu (Kranzl, 2010).....	24
Obrázek 4. Průběh úhlových rozsahů kyčelního kloubu při krokového cyklu (Kranzl, 2010).....	25
Obrázek 5. Průběh úhlových rozsahů pánve při krokového cyklu (Kranzl, 2010).....	26
Obrázek 6. Porovnání vektoru reakční síly podložky při normální chůzi (A) a při chůzi s postavením do zevní rotoce (B) (Hamill, Russell, 2011).....	31
Obrázek 7. Poloha chodidla při pozici demi-pointe (Clippinger, 2007).....	39
Obrázek 8. Poloha značek u modelu PlugInGait Full Body (upraveno dle http://www.dornova.wz.cz/gallery.htm).....	51

Seznam tabulek

Tabulka 1. Rozmezí výškových a hmotnostních parametrů.....	49
Tabulka 2. Výsledky statistického hodnocení pro testované úhlové parametry v hlezenním kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny.....	56
Tabulka 3. Hodnoty úhlových parametrů hlezenního kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny.....	56
Tabulka 4. Výsledky statistického hodnocení pro testované úhlové parametry v kolením kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny.....	59
Tabulka 5. Hodnoty úhlových parametrů kolenního kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny.....	59
Tabulka 6. Výsledky statistického hodnocení pro testované úhlové parametry v kyčelním kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny.....	62
Tabulka 7. Hodnoty úhlových parametrů kyčelního kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny.....	63
Tabulka 8. Výsledky statistického hodnocení pro testované rozsahy pohybu pánve u tanečníků a kontrolní skupiny.....	66
Tabulka 9. Hodnoty rozsahu pohybu pánve u tanečníků a kontrolní skupiny.....	67
Tabulka 10. Výsledky statistického hodnocení pro testované rozsahy pohybu ramenních kloubů u tanečníků a kontrolní skupiny.....	68
Tabulka 11. Hodnoty rozsahu pohybu ramenních kloubů u tanečníků a kontrolní skupiny.....	68
Tabulka 12. Výsledky statistického hodnocení pro testované rozsahy pohybu páteře u tanečníků a kontrolní skupiny.....	69
Tabulka 13. Hodnoty rozsahu pohybu páteře u tanečníků a kontrolní skupiny.....	69
Tabulka 14. Výsledky statistického hodnocení pro testované rozsahy pohybu hrudníku u tanečníků a kontrolní skupiny.....	70
Tabulka 15. Hodnoty rozsahu pohybu hrudníku u tanečníků a kontrolní skupiny.....	71
Tabulka 16. Výsledky statistického hodnocení pro testované úhlové parametry v hlezenním kloubu u normální chůze a tzv. „baletní chůze“ tanečníků.....	73
Tabulka 17. Hodnoty úhlových parametrů hlezenního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečníků.....	73

Tabulka 18. Výsledky statistického hodnocení pro testované úhlové parametry v kolenním kloubu u normální chůze a „baletní chůze“ tanečníků.....	75
Tabulka 19. Hodnoty úhlových parametrů kolenního kloubu u normální chůze a baletní chůze	75
Tabulka 20. Výsledky statistického hodnocení pro testované úhlové parametry v kyčelním kloubu u normální chůze a tzv. „baletní chůze“ tanečníků.....	78
Tabulka 21. Hodnoty úhlových parametrů kyčelního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečníků.....	79
Tabulka 22. Výsledky statistického hodnocení pro testované rozsahy pohybu pánve u normální chůze a baletní chůze tanečníků.....	81
Tabulka 23. Hodnoty rozsahu pohybu pánve u normální chůze a baletní chůze tanečníků.....	82
Tabulka 24. Výsledky statistického hodnocení pro testované rozsahy pohybu ramenních kloubů u normální chůze a baletní chůze tanečníků.....	84
Tabulka 25. Hodnoty rozsahu pohybu ramenních kloubů skupin u normální chůze a baletní chůze tanečníků.....	84
Tabulka 26. Výsledky statistického hodnocení pro testované rozsahy pohybu páteře u normální chůze a baletní chůze tanečníků.....	85
Tabulka 27. Hodnoty rozsahu pohybu páteře u normální chůze a baletní chůze tanečníků.....	85
Tabulka 28. Výsledky statistického hodnocení pro testované rozsahy pohybu hrudníku u normální chůze a baletní chůze tanečníků.....	87
Tabulka 29. Hodnoty rozsahu pohybu hrudníku u normální chůze a baletní chůze tanečníků.....	87

Seznam grafů

Graf 1. Rozsah zevní rotace hlezenního kloubu ve stádiu postupného zatěžování u tanečníků a kontrolní skupiny.....	57
Graf 2. Rozsah zevní rotace hlezenního kloubu na konci stojné fáze u tanečníků a kontrolní skupiny.....	57
Graf 3. Celkový rozsah pohybu hlezenního kloubu v transversální rovině u tanečníků a kontrolní skupiny.....	58
Graf 4. Rozsah addukce kolenního kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny.....	60
Graf 5. Rozsah abdukce kolenního kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny.....	60
Graf 6. Rozsah vnitřní rotace kolenního kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny.....	61
Graf 7. Rozsah zevní rotace kolenního kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny.....	61
Graf 8. Rozsah extenze kyčelního kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny.....	63
Graf 9. Rozsah addukce kyčelního kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny.....	64
Graf 10. Rozsah abdukce kolenního kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny.....	64
Graf 11. Rozsah vnitřní rotace kyčelního kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny.....	65
Graf 12. Rozsah zevní rotace kyčelního kloubu u tanečníků a kontrolní skupiny.....	65
Graf 13. Celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině u tanečníků a kontrolní skupiny.....	67
Graf 14. Celkový rozsah pohybu rameních kloubů v transversální rovině u tanečníků a kontrolní skupiny.....	68
Graf 15. Celkový rozsah pohybu páteře ve frontální rovině u tanečníků a kontrolní skupiny.....	70
Graf 16. Celkový rozsah pohybu hrudníku v sagitální rovině u tanečníků a kontrolní skupiny.....	71
Graf 17. Rozsah plantární flexe hlezenního kloubu ve stádiu postupného zatěžování u normální chůze a baletní chůze tanečníků.....	74
Graf 18. Rozsah flexe kolenního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečníků.....	76
Graf 19. Rozsah extenze kolenního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečníků.....	76
Graf 20. Rozsah vnitřní rotace kolenního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečníků.....	77
Graf 21. Rozsah zevní rotace kolenního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečníků.....	79

Graf 22. Rozsah flexe kyčelního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečnicků.....	79
Graf 23. Rozsah vnitřní rotace kyčelního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečnicků.....	80
Graf 24. Rozsah zevní rotace kyčelního kloubu u normální chůze a baletní chůze tanečnicků.....	80
Graf 25. Celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině u normální chůze a baletní chůze tanečnicků.....	82
Graf 26. Celkový rozsah pohybu pánve v transversální rovině u normální chůze a baletní chůze tanečnicků.....	83
Graf 27. Celkový rozsah pohybu rameních kloubů v sagitální rovině u normální chůze a baletní chůze tanečnicků.....	84
Graf 28. Celkový rozsah pohybu páteře ve frontální rovině u normální chůze a baletní chůze tanečnicků.....	86
Graf 29. Celkový rozsah pohybu hrudníku v sagitální rovině u normální chůze a baletní chůze tanečnicků.....	87

Seznam příloh

Příloha 1. Informovaný souhlas a poučení klienta

Příloha 2. Dotazník a zdravotní stav

Příloha 3. Kineziologické vyšetření

Příloha 4. Vybrané anamnestické a antropometrické údaje

Příloha 5. Polohy značek u modelu PlugInGait Full Body

Příloha 6. Tabulka popisných statistik

Příloha 7. Grafy kinematických parametrů

Příloha 8. Obrázková příloha

Přílohy

Příloha 1. Informovaný souhlas a poučení klienta

Informovaný souhlas a poučení klienta

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Tř. Svobody 8

771 26 Olomouc

Poučení a souhlas klienta

Klient/ka souhlasí s provedením diagnostického vyšetření a měření v kineziologické laboratoři FTK UPOL pomocí přístroje FOOTSCAN® a VICON® pod vedením Bc. Miloslavy Cieslarové, Bc. Lucie Niezgodové a Bc. Lucie Teplé pro účely výzkumu na FZV UP v Olomouci. Vedoucími příslušných prací jsou Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr. a Mgr. Anita Můčková.

Byl/a jsem srozumitelně seznámen/a s průběhem vyšetření a měření. Souhlasím s jeho provedením, anonymním použitím získaných údajů a respektováním pravidel ochrany osobních dat.

V Olomouci dne

.....
podpis klienta

Příloha 2. 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 recurvatum/valgum/varum):

.....

Kyčel (coxa valga/vara, dysplasion):

.....

3. Deformity páteře (skolioza, hyperkyfoza, hypokyfoza)

.....

4. Bolestivé stavy?

DKK / HKK / páteř / pánev / jiné:

.....

5. Operace?

.....

Příloha 3. Kineziologické vyšetření

Kineziologický rozbor:

Vyšetření aspektů:

pohled zepředu

pohled z boku

pohled zezadu

Vyšetření palpací:

klenba nohy

mm. erectorii spinae

m. piriformis

m. triceps surae

kostrč

SI-skloubení

Vyšetření kloubního vzorce KYK (metoda SFTR):

KYK: 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 4. Vybrané amnestické údaje

Tabulka 30. Vybrané anamnestické a antropometrické údaje souboru baletních tanečniců

Proband	Pohlaví	Věk	Výška (cm)	Hmotnost (kg)	BMI	Začátek provozování baletu (roky)	Doba provozování tance (roky)	Konzervatoř	Trénink (dni za týden)	Délka tréninku (hodin/den)	Počet vystoupení (měsíčně)
1	M	20	176	65	20,98	11-15	9	ano	5-6	4-5	10-12
2	M	22	188	75	21,22	11-15	11	ano	5-6	4-6	13-15
3	M	26	176	60	19,37	6-10	20	ano	5-6	1-8	10-12
4	M	27	180	80	24,69	11-15	16	ano	5-6	3-4	7-9
3	M	30	180	73	22,53	6-10	20	ano	5-6	4-6	7-9
6	Ž	19	162	51	19,43	6-10	13	ano	5-6	3-5	7-9
7	Ž	20	164	49	18,22	10-11	10	ano	6-7	4-6	13-15
8	Ž	21	164	50	18,59	6-10	15	ano	5-6	5-7	13-15
9	Ž	21	164	50	18,59	6-10	15	ano	6-7	4-6	13-15
10	Ž	25	165	48	17,63	3-5	20	ano	5-6	6-8	13-15
11	Ž	25	164	51	18,96	11-15	14	ano	5-6	5-8	16-18
12	Ž	28	166	54	19,60	3-5	23	ano	5-6	5-6	7-9
13	Ž	30	164	52	19,33	6-10	24	ano	5-6	5-8	7-9

Tabulka 31. Možné faktory ovlivňující pohybové chování tanečních probandů

Proband	Pohlaví	Věk	Fyzioterapie (důvod)	Ortopedické pomůcky	Baletní obuv (špičky)	Odrasová DK	Jiné kompenzační cvičení
1	M	20	ne	ne	ne	L	plavání, posilovna
2	M	22	ano (bolestivost kostrče)	ano (v minulosti bederní pás - bez efektu)	ne	P	ne
3	M	26	ano (protruze disku, zánět MTP a IP hallux, artróza I.stupně)	ne	ne	N	plavání, posilovna
4	M	27	ano (bolesti kloubů DKK)	ano (chrániče kolen)	ne	L	strečink, plavání, kolektivní sporty
3	M	30	ano (vetebrogení potíže)	ne	ne	P	ne
6	Ž	19	ano (vetebrogení potíže)	ne	ano	N	ne
7	Ž	20	ano (bolestivost hlezenního kloubu, Achilovy šlachy)	ano (kolenní a kotníková ortéza)	ano	L	plavání
8	Ž	21	ne	ne	ano	P	plavání, masáže
9	Ž	21	ne	ne	ano	L	ne
10	Ž	25	ano (vetebrogení potíže)	ne	ano	N	plavání
11	Ž	25	ne	ne	ano	N	ne
12	Ž	28	ano (LBP, skolióza)	ne	ano	P	plavání
13	Ž	30	ano (bolestivost hlezna)	ne	ano	N	plavání

Legenda: M – muž, Ž – žena, L – levá dolní končetina, P – pravá dolní končetina, N – nespecifikováno.

Příloha 5. Polohy značek u modelu PlugInGait Full Body

Tabulka 32. Polohy značek u modelu PlugInGait Full Body

Část těla	Bod	Popis
Hlava	Celkem čtyři body jsou obvykle připevněny na čelence, která se umístí na hlavu subjektu tak, aby přední dva body byly na spáncích a zadní dva přibližně ve stejné výšce jako první	
Hrudník	C 7 T 10 Clav Strn pravá lopatka	processus spinosus processus spinosus incisura jugularis processus xyphoideus slouží pouze k určení pravé a levé strany subjektu a není zahrnut do žádných výpočtů
Horní končetiny (pravá i levá)	rameno loket zápěstí A zápěstí B prsty	acromion epicondylus lateralis radii processus styloideus radii processus styloideus ulnae proximální konec třetího prstu
Pánev	spina iliaca anterior superior (pravá i levá) spina iliaca anterior posterior (pravá i levá)	může být nahrazena jedním bodem umístěným uprostřed
Dolní končetiny (pravá i levá)	stehno koleno kotník pata prsty	trochanter major osa flexe a extenze malleolus lateralis calcaneus ve stejné výšce jako značka na prstech hlavička druhého metatarsu

Příloha 7. Tabulka popisné statistiky

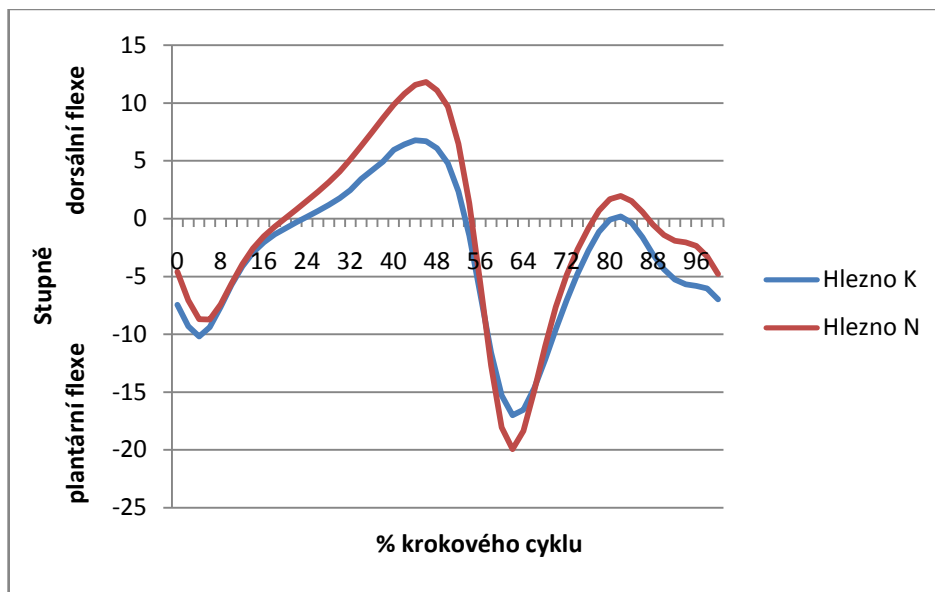
Tabulka 33. Popisná statistika pro jednotlivé úhlové parametry

Chůze	Kontrolní				Normální				Baletní			
Proměnná	Průměr	Min	Max	SD	Průměr	Min	Max	SD	Průměr	Min	Max	SD
ASmin1	-10,50	-20,08	-3,28	3,99	-8,84	-19,72	-0,40	3,74	-39,19	-68,47	-23,26	7,58
ASmax1	11,48	3,78	20,67	4,01	12,17	6,57	17,70	2,67	9,33	-20,47	16,70	7,09
ASmin2	-20,50	-30,93	-10,33	4,60	-21,30	-33,88	-6,90	4,93	-30,47	-66,47	-17,11	11,95
ATmin1	-17,83	-30,98	-7,55	6,86	-12,96	-25,31	4,51	6,24	-16,97	-53,10	9,00	8,54
ATmax1	7,52	-5,60	18,18	6,19	4,76	-9,58	15,41	5,92	-0,34	-20,94	28,09	7,54
ATmin2	-28,66	-42,20	-9,00	8,92	-18,88	-32,39	8,00	7,85	-23,27	-47,00	6,20	8,77
KSmax1	17,05	4,11	29,99	5,89	17,13	-8,70	42,29	9,50	5,16	-3,72	20,89	6,21
KSmin1	4,02	-6,70	15,19	5,62	3,46	-5,52	11,39	3,73	-2,93	-15,49	6,71	4,28
KSmax2	62,45	49,95	70,15	5,24	65,67	55,34	77,09	4,65	61,98	43,20	75,79	6,69
KSmin2	-1,54	-15,70	9,06	5,65	3,80	-3,81	13,06	4,02	-2,50	-10,45	14,10	3,97
KFmax	4,25	-5,11	14,64	5,41	12,88	-0,31	33,00	7,78	12,84	0,63	27,15	6,02
KFmin	-11,02	-38,02	6,54	11,46	-1,32	-17,61	21,09	7,86	-2,97	-31,72	5,70	6,01
KTmax	25,56	8,60	42,42	8,25	14,42	-16,53	31,45	8,92	13,54	-0,33	29,55	6,76
KTmin	1,20	-14,10	15,74	6,90	-5,37	-30,60	12,72	6,98	-9,94	-26,30	-0,20	5,39
HSmin1	-12,95	-24,66	-2,86	6,04	-15,30	-23,69	-8,90	3,31	-15,64	-21,61	-9,78	3,17
HSmax1	29,83	19,38	41,04	4,80	30,71	21,38	36,24	3,91	36,10	24,98	46,44	4,02
HFmin1	-6,63	-12,12	-1,74	2,51	-10,09	-15,27	-3,75	2,64	-8,64	-14,57	-2,54	3,03
HFmax1	1,82	-3,43	7,82	2,47	0,64	-4,86	6,31	2,34	1,78	-2,84	6,50	2,42
HTmin1	-8,58	-34,90	3,53	7,77	-11,12	-25,10	-3,90	4,95	-14,56	-39,85	3,66	6,63
HTmax1	7,28	-15,30	16,09	6,57	13,69	-1,90	31,99	6,82	13,96	-1,92	64,00	11,85
AS	31,84	21,51	50,90	6,54	33,15	16,00	46,60	6,46	48,84	28,50	66,60	6,71
AT	36,14	18,29	54,00	8,77	24,02	2,76	41,00	7,92	23,64	2,83	41,59	7,20
KS	64,16	52,80	82,10	6,85	63,34	53,20	80,20	5,01	65,88	48,71	85,21	6,93
KF	15,85	5,88	38,80	8,28	14,15	3,02	30,90	6,29	15,72	2,93	36,00	6,72
KT	24,39	15,10	39,26	5,64	19,71	8,54	31,40	5,09	23,49	10,40	40,19	6,62
HS	42,78	34,64	54,70	4,26	45,42	15,22	55,20	5,98	50,76	13,41	60,50	7,20
HF	8,42	4,89	13,54	2,26	10,76	7,24	16,90	1,99	10,40	6,66	17,22	2,34
HT	15,75	4,10	31,57	6,32	24,30	9,30	40,20	7,24	26,35	5,63	40,50	6,13
PS	3,01	1,07	9,16	1,46	3,33	0,35	9,40	1,26	3,85	0,92	8,46	1,41
PF	10,34	2,06	19,16	3,49	12,46	3,00	18,10	3,05	9,86	1,24	18,05	3,38
PT	13,26	4,45	25,30	4,91	14,29	6,00	23,72	3,77	16,36	7,00	28,60	4,85
RS	30,58	10,98	53,80	9,54	30,90	7,97	55,40	12,19	21,88	6,53	62,10	10,69
RF	8,61	0,70	22,40	3,83	9,33	2,02	33,70	6,22	6,57	1,40	19,26	3,72
RT	26,90	7,70	66,00	12,99	32,51	10,00	84,80	17,01	27,63	8,39	79,37	15,51
PáteřS	5,14	0,90	12,40	2,50	5,04	1,70	14,20	2,14	6,84	0,40	13,20	2,45
PáteřF	13,33	7,32	21,99	3,60	15,06	9,47	21,44	3,03	11,49	3,64	20,00	3,59
PáteřT	14,29	6,36	22,64	4,21	14,95	9,00	21,03	3,19	15,59	3,11	23,30	4,23
HrudníkS	3,96	1,87	7,63	1,33	4,50	0,76	12,90	1,77	5,75	2,13	9,19	1,36
HrudníkF	3,84	0,87	16,61	2,19	3,34	1,00	7,85	1,51	3,13	1,05	7,19	1,37
HrudníkT	8,63	4,62	14,00	1,86	7,49	2,28	11,86	1,94	8,63	0,34	19,81	2,94

Legenda k tabulce 33: ASmin1 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu ve stádiu zatěžování, ASmax1 – maximum dorsální flexe v hlezenním kloubu, ASmin2 – maximum plantární flexe na konci stojné fáze, ATmin1 – maximum zevní rotace hlezenním kloubu ve stádiu zatěžování, ATmax1 – maximum vnitřní rotace v hlezenním kloubu, ATmin2 – maximum zevní rotace v hlezenním kloubu na konci stojné fáze, KSmax1 – maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi, KSmin1 – maximum extenze v kolenním kloubu na konci stojné fáze, KSmax2 – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi, KSmin2 – maximum extenze v kolenním kloubu na konci švihové fáze, KFmax – maximum rozsahu pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině, KFmin – minimum rozsahu pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině, KTmax – maximum rozsahu pohybu v kolenním kloubu v transversální rovině, KTmin – minimum rozsahu pohybu v kolenním kloubu v transversální rovině, HSmin1 – maximum extenze v kyčelním kloubu, HSmax1 – maximum flexe v kyčelním kloubu, HFmin1 – minimum rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině, HFmax1 – maximum rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině, HTmin1 – minimum rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině, HTmax1 – maximum rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině, AS – celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, AT – celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v transversální rovině, KS – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině, KF – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině, KT – celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v transversální rovině, HS – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině, HF – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině, HT – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transversální rovině, PS – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PF – celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, PT – celkový rozsah pohybu pánve v transversální rovině, RS – celkový rozsah pohybu rameních pletenců v sagitální rovině, RF – celkový rozsah pohybu rameních pletenců ve frontální rovině, RT – celkový rozsah pohybu rameních pletenců v transversální rovině, PáteřS – celkový rozsah pohybu páteře v sagitální rovině, PáteřF – celkový rozsah pohybu páteře ve frontální rovině, PáteřT – celkový rozsah pohybu páteře v transversální rovině, HrudníkS – celkový rozsah pohybu hrudníku v sagitální rovině, HrudníkF – celkový rozsah pohybu hrudníku ve frontální rovině, HrudníkT – celkový rozsah pohybu hrudníku v transversální rovině, Max – maximální dosažená hodnota, Min – minimální dosažená hodnota, SD – směrodatná odchylka.

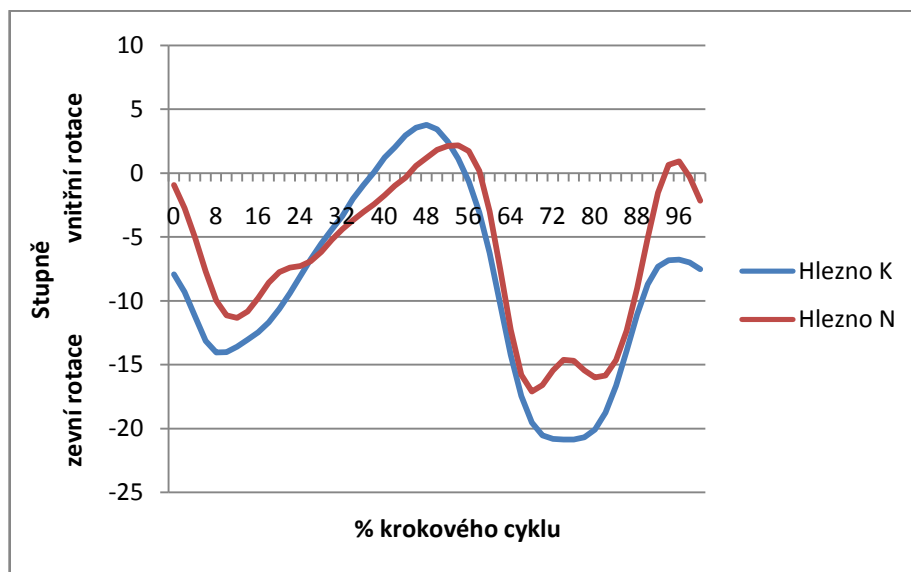
Příloha 7. Grafy kinematických parametrů

Graf 30. Průběh úhlových rozsahů v hlezenním kloubu během krokového cyklu u tanečnicků a kontrolní skupiny v sagitální rovině



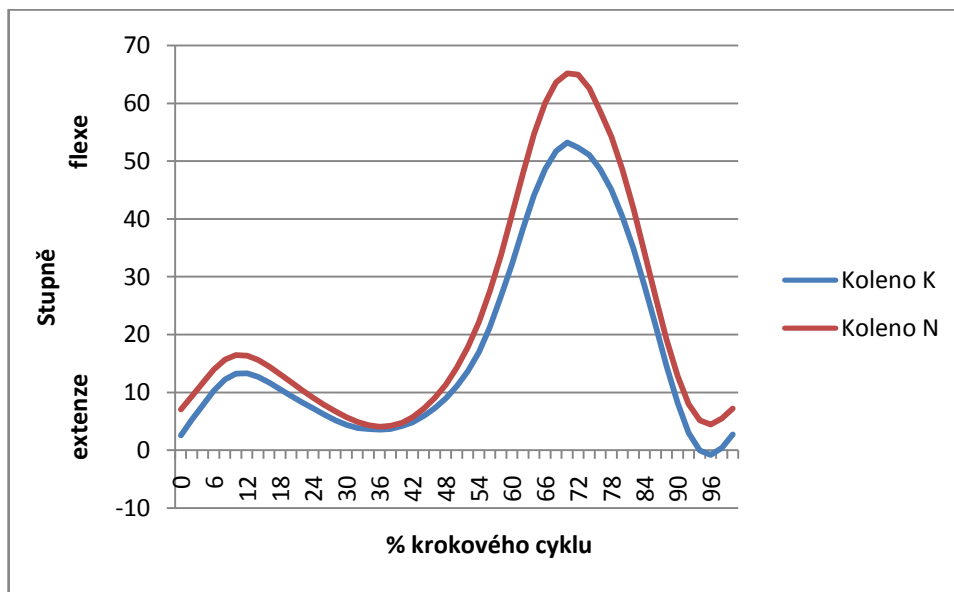
Legenda: Hlezno K – úhlový rozsah pohybu v hlezenním kloubu u kontrolní skupiny, Hlezno N – úhlový rozsah pohybu v hlezenním kloubu u normální chůze tanečnicků.

Graf 31. Průběh úhlových rozsahů v hlezenním kloubu během krokového cyklu u tanečnicků a kontrolní skupiny v transversální rovině



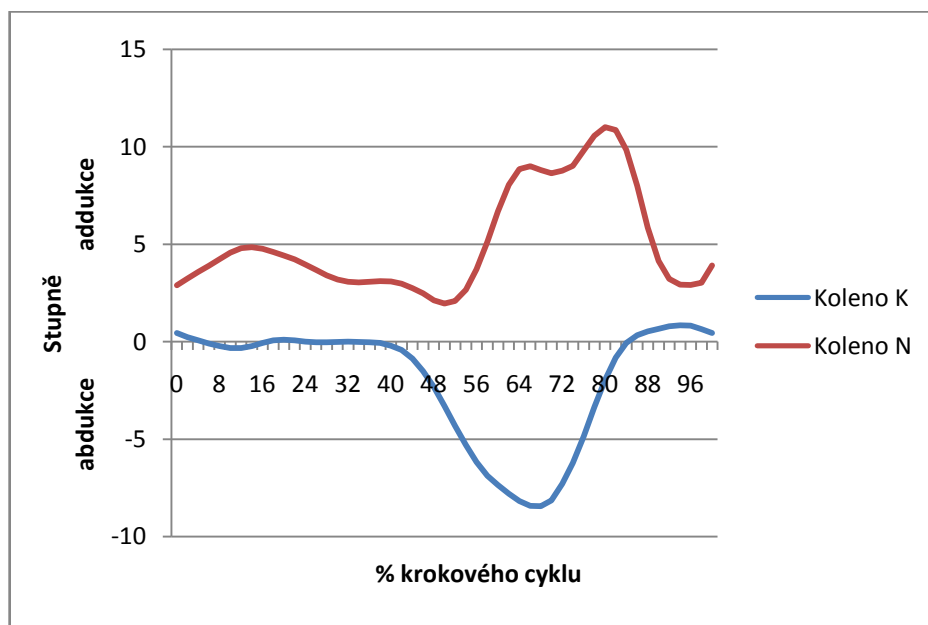
Legenda: Hlezno K – úhlový rozsah pohybu v hlezenním kloubu u kontrolní skupiny, Hlezno N – úhlový rozsah pohybu v hlezenním kloubu u normální chůze tanečnicků.

Graf 32. Průběh úhlových rozsahů v kolenním kloubu během krokového cyklu u tanečnicků a kontrolní skupiny v sagitální rovině



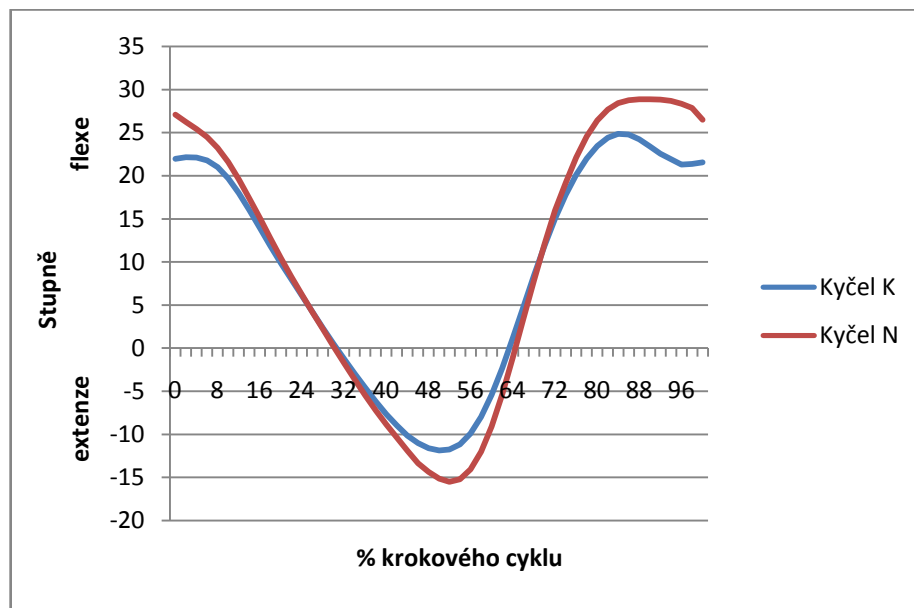
Legenda: Koleno K – úhlový rozsah pohybu v kolenním kloubu u kontrolní skupiny, Koleno N – úhlový rozsah pohybu v kolenním kloubu u normální chůze tanečnicků.

Graf 33. Průběh úhlových rozsahů v kolenním kloubu během krokového cyklu u tanečnicků a kontrolní skupiny ve frontální rovině



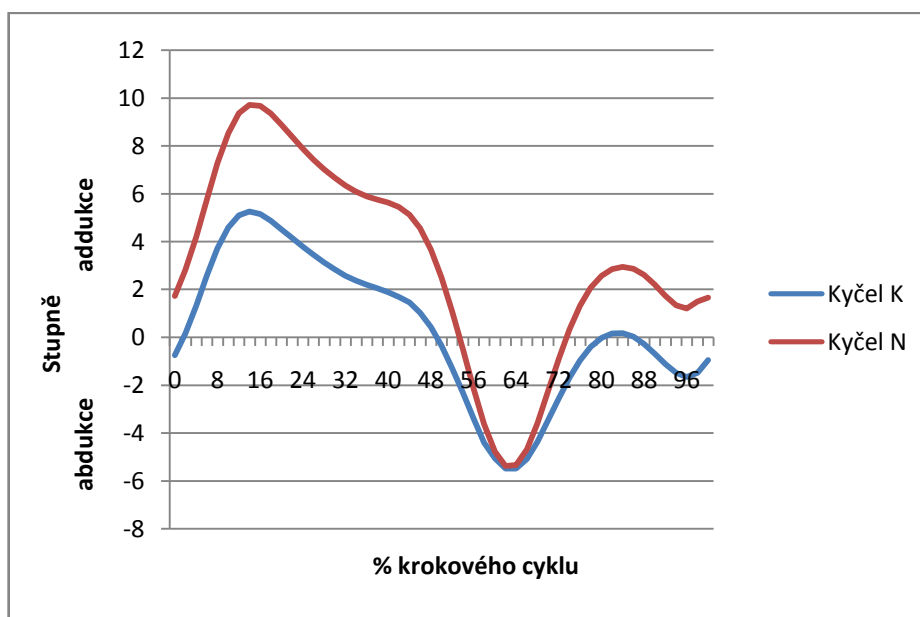
Legenda: Koleno K – úhlový rozsah pohybu v kolenním kloubu u kontrolní skupiny, Koleno N – úhlový rozsah pohybu v kolenním kloubu u normální chůze tanečnicků.

Graf 34. Průběh úhlových rozsahů v kyčelním kloubu během krokového cyklu u tanečnicků a kontrolní skupiny v sagitální rovině



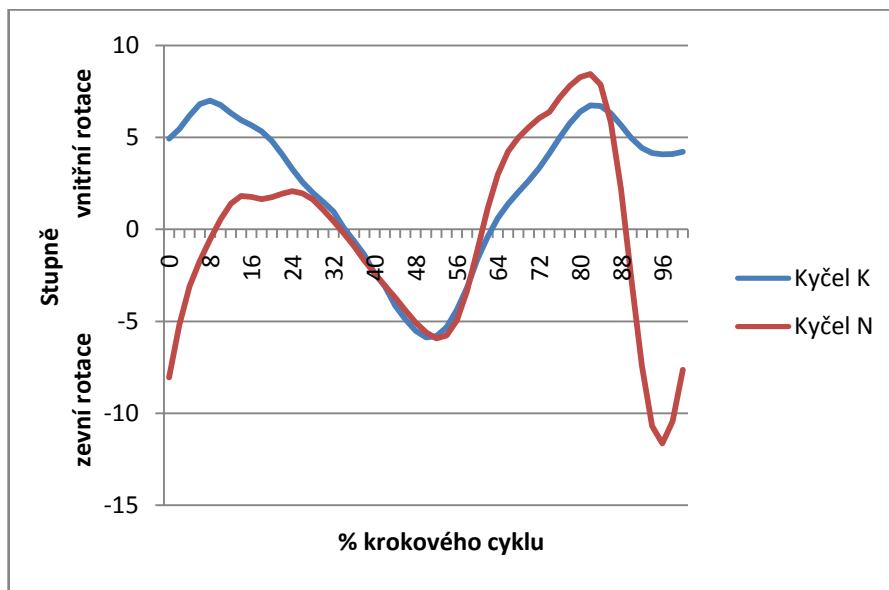
Legenda: Kyčel K – úhlový rozsah pohybu v kyčelním kloubu u kontrolní skupiny, Kyčel N – úhlový rozsah pohybu v kyčelním kloubu u normální chůze tanečnicků.

Graf 35. Průběh úhlových rozsahů v kyčelním kloubu během krokového cyklu u tanečnicků a kontrolní skupiny ve frontální rovině



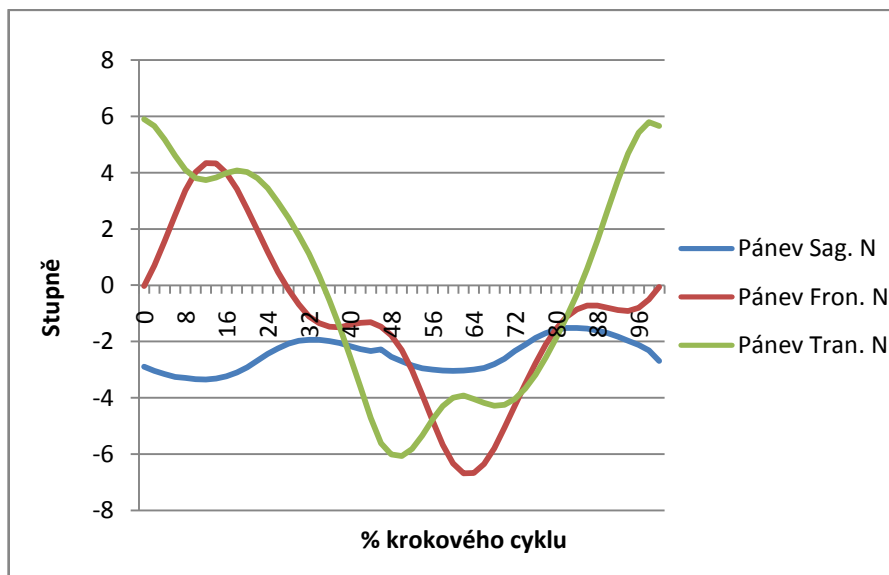
Legenda: Kyčel K – úhlový rozsah pohybu v kyčelním kloubu u kontrolní skupiny, Kyčel N – úhlový rozsah pohybu v kyčelním kloubu u normální chůze tanečnicků.

Graf 36. Průběh úhlových rozsahů v kyčelním kloubu během krokového cyklu u tanečnicků a kontrolní skupiny v transversální rovině



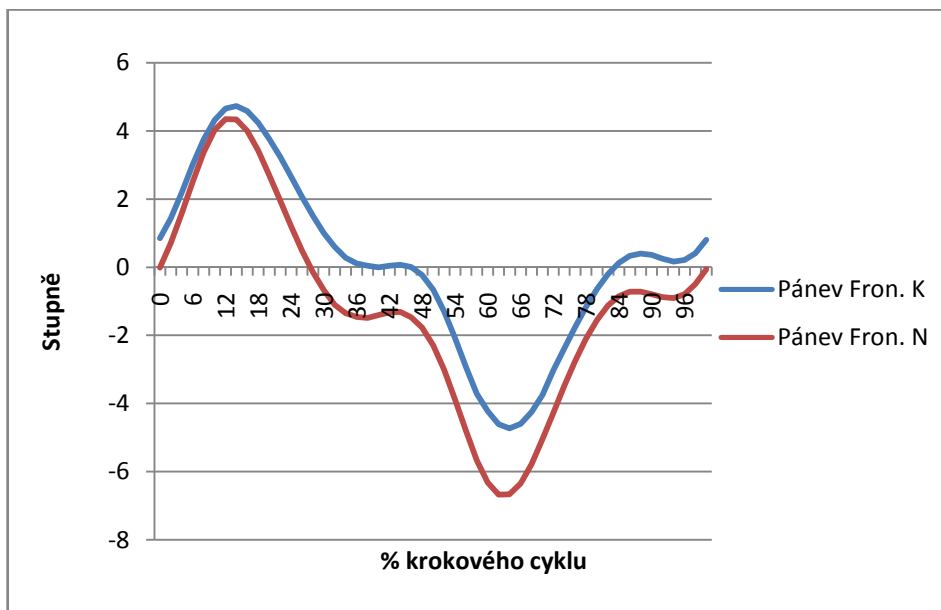
Legenda: Kyčel K – úhlový rozsah pohybu v kyčelním kloubu u kontrolní skupiny, Kyčel N – úhlový rozsah pohybu v kyčelním kloubu u normální chůze tanečnicků.

Graf 37. Průběh úhlových rozsahů pánve během krokového cyklu u normální chůze tanečnicků



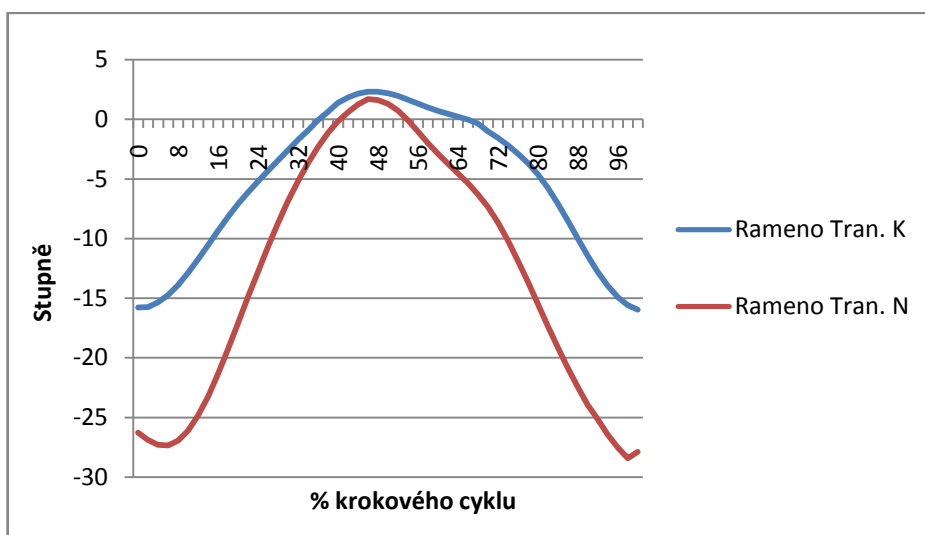
Legenda: Pánev Sag. N – úhlový rozsah pohybu pánve u normální chůze tanečnicků v sagitální rovině, Pánev Fron. N – úhlový rozsah pohybu pánve u normální chůze tanečnicků ve frontální rovině, Pánev Tran. N – úhlový rozsah pohybu pánve u normální chůze tanečnicků v transversální rovině.

Graf 38. Průběh úhlových rozsahů pánve během krokového cyklu u tanečnicků a kontrolní skupiny ve frontální rovině



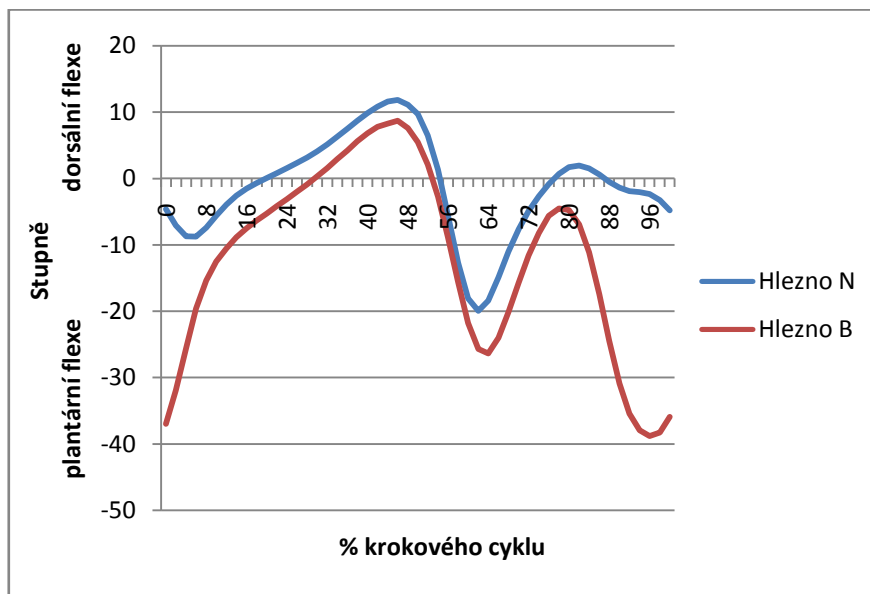
Legenda: Pánev Fron. K – úhlový rozsah pohybu pánve u kontrolní skupiny ve frontální rovině, Pánev Fron. N – úhlový rozsah pohybu pánve u normální chůze tanečnicků ve frontální rovině.

Graf 39. Průběh úhlových rozsahů ramených pletenců během krokového cyklu u tanečnicků a kontrolní skupiny ve frontální rovině



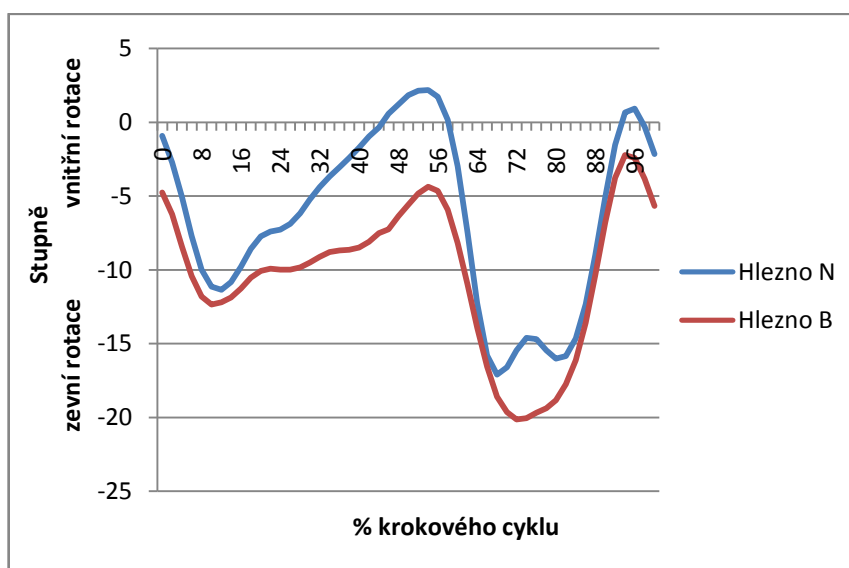
Legenda: Rameno Tran. K – úhlový rozsah pohybu ramene u kontrolní skupiny v transversální rovině, Rameno Tran. N – úhlový rozsah pohybu ramene u normální chůze tanečnicků v transversální rovině.

Graf 40. Průběh úhlových rozsahů v hlezenním kloubu během krokového cyklu u tanečnicků v sagitální rovině



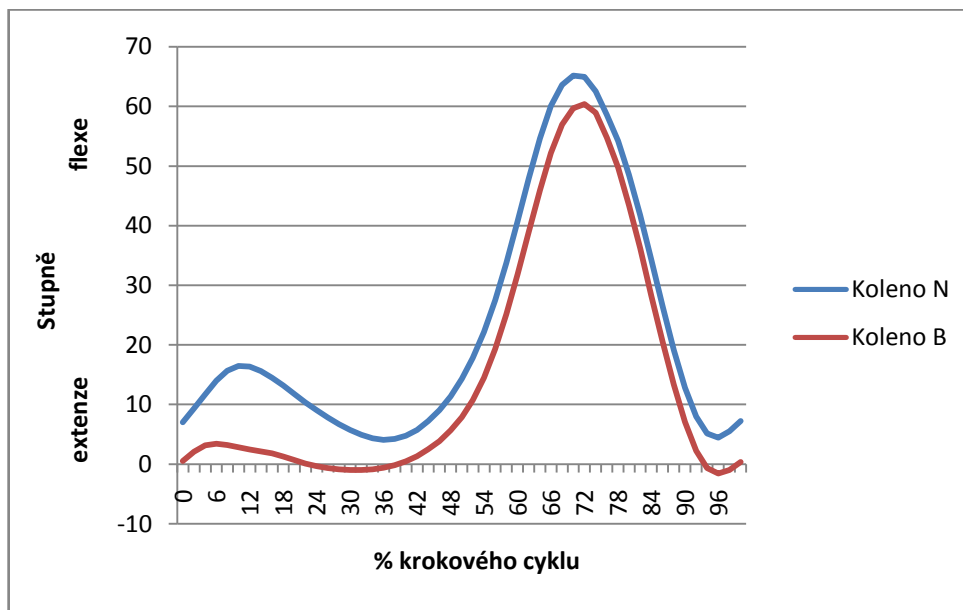
Legenda: Hlezo N – úhlový rozsah pohybu v hlezenním kloubu u normální chůze, Hlezo B – úhlový rozsah pohybu v hlezenním kloubu u baletní chůze tanečnicků.

Graf 41. Průběh úhlových rozsahů v hlezenním kloubu během krokového cyklu u tanečnicků v transversální rovině



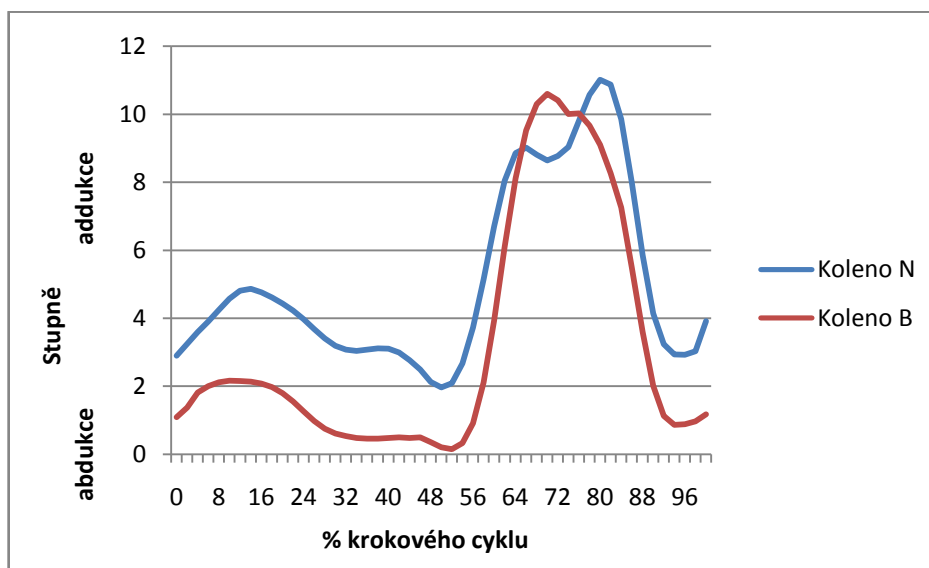
Legenda: Hlezo N – úhlový rozsah pohybu v hlezenním kloubu u normální chůze, Hlezo B – úhlový rozsah pohybu v hlezenním kloubu u baletní chůze tanečnicků.

Graf 42. Průběh úhlových rozsahů v kolenním kloubu během krokového cyklu u tanečnicků v sagitální rovině



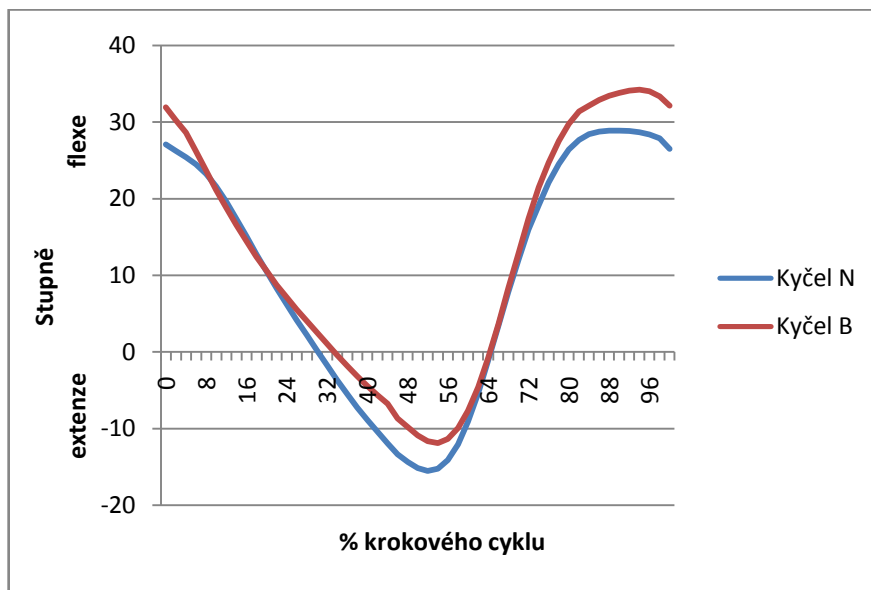
Legenda: Koleno N – úhlový rozsah pohybu v kolenním kloubu u normální chůze tanečnicků, Koleno B – úhlový rozsah pohybu v kolenním kloubu u baletní chůze tanečnicků.

Graf 43. Průběh úhlových rozsahů v kolenním kloubu během krokového cyklu u tanečnicků ve frontální rovině



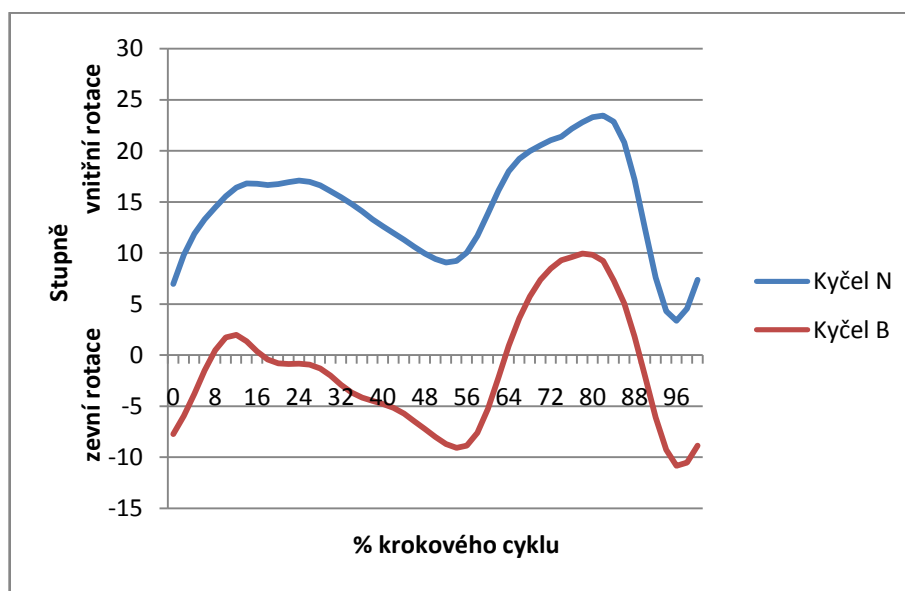
Legenda: Koleno N – úhlový rozsah pohybu v kolenním kloubu u normální chůze tanečnicků, Koleno B – úhlový rozsah pohybu v kolenním kloubu u baletní chůze tanečnicků.

Graf 44. Průběh úhlových rozsahů v kyčelním kloubu během krokového cyklu u tanečnicků v sagitální rovině



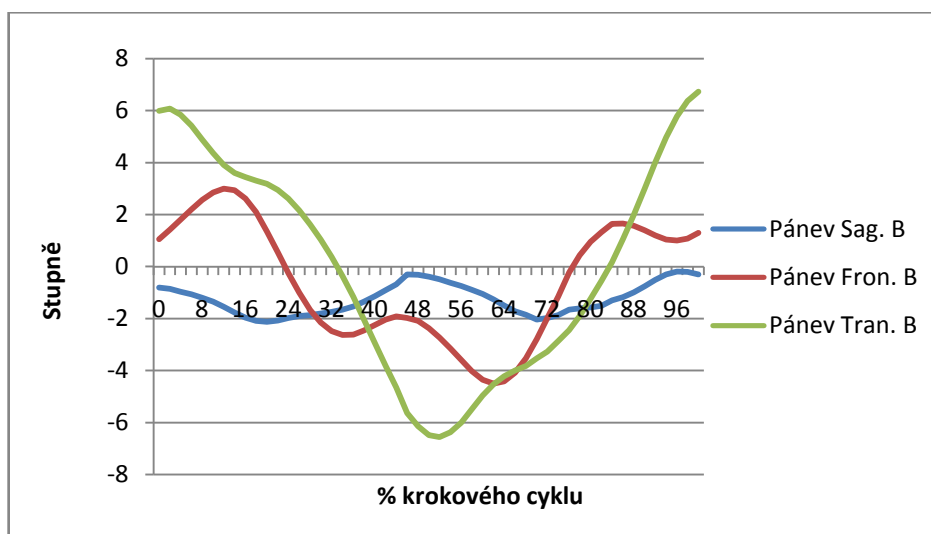
Legenda: Kyčel N – úhlový rozsah pohybu v kyčelním kloubu u normální chůze tanečnicků, Kyčel B – úhlový rozsah pohybu v kyčelním kloubu u baletní chůze tanečnicků.

Graf 45. Průběh úhlových rozsahů v kyčelním kloubu během krokového cyklu u tanečnicků v sagitální rovině



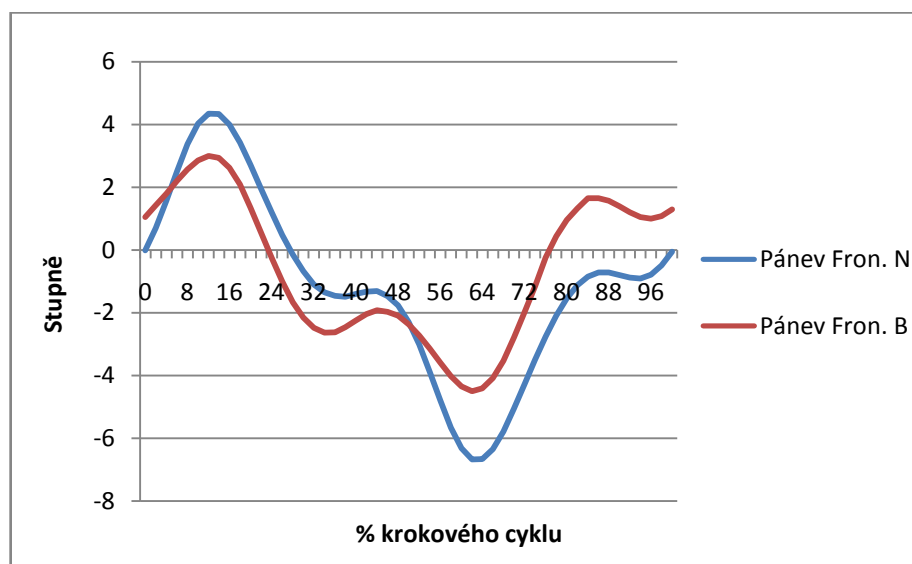
Legenda: Kyčel N – úhlový rozsah pohybu v kyčelním kloubu u normální chůze tanečnicků, Kyčel B – úhlový rozsah pohybu v kyčelním kloubu u baletní chůze tanečnicků.

Graf 46. Průběh úhlových rozsahů pánve během krokového cyklu u baletní chůze tanečnicků



Legenda: Pánev Sag. B – úhlový rozsah pohybu pánve u baletní chůze tanečnicků v sagitální rovině, Pánev Fron. B – úhlový rozsah pohybu pánve u baletní chůze tanečnicků ve frontální rovině, Pánev Tran. B – úhlový rozsah pohybu pánve u baletní chůze tanečnicků v transversální rovině.

Graf 47. Průběh úhlových rozsahů pánve během krokového cyklu u normální a baletní chůze tanečnicků ve frontální rovině



Legenda: Pánev Fron. N – úhlový rozsah pohybu pánve u normální chůze tanečnicků ve frontální rovině, Pánev Fron. B – úhlový rozsah pohybu pánve u baletní chůze tanečnicků ve frontální rovině.

Příloha 8. Obrázková příloha

Základní pozice dolních končetin v baletu (vlastní foto, 2011)

Obrázek 9. *Turnout – první pozice* (dolní končetiny a chodidla v zevní rotaci 90°)

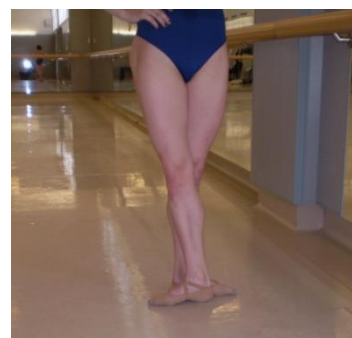


Tato pozice je rozdělena do dalších pěti různých poloh chodidel vůči sobě:

Obrázek 10. *Druhá pozice*



Obrázek 11. *Třetí pozice*



Obrázek 12. *Čtvrtá pozice*



Obrázek 13. *Pátá pozice*



Základní pozice horních končetin v baletu (vlastní foto, 2011)

Obrázek 14. První pozice



Obrázek 15. Druhá pozice



Obrázek 16. Třetí pozice



Obrázek 17. Čtvrtá pozice



Obrázek 18. *Pátá pozice* - nízká



Obrázek 19. *Pátá pozice* - vysoká

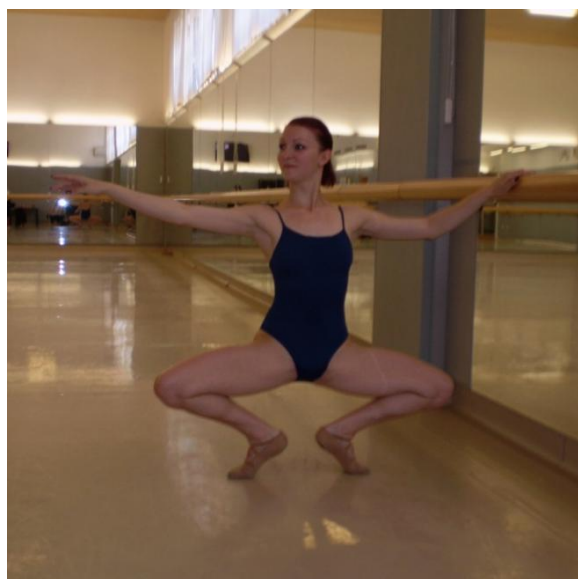


Další pozice v baletu (vlastní foto, 2011)

Obrázek 20. *Plié* (varianta *demi-plié*)



Obrázek 21. *Plié* (varianta *grand plié*)



Obrázek 22. *Relevé* (varianta *demi-pointe* – zvednutí na bříška prstů a varianta *en pointe* – na vrchol prstů v baletní obuvi)



Obrázek 23. *Front développé*



Obrázek 24. *Side développé*



Obrázek 25. *Attitude* (zvaná také pozice *attitude croisée derrière* - stojí na jedné dolní končetině, druhá dolní končetina je v extenzi s flektovaným kolenním kloubem v 90° úhlu vůči trupu; varianta *arabesque* - rovnovážný postoj na jedné dolní končetině s extenzí druhostranné končetiny v pravém úhlu)



Obrázek 26. *Retiré* (varianta *passé* - pokud nastává tato pozice během pohybu)



Obrázek 27. *Battement tendu* (také jen *tendu* - dolní končetina je během pohybu v plném natažení, pohybuje se palcem klouzajícím po podložce do extenze, flexe nebo abdukce v kyčelním kloubu, kolenní kloub je v plné extenzi, hlezenní kloub, chodidlo a prsty v plné plantání flexi)

