

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

POROVNÁNÍ CHŮZE BALETNÍCH TANEČNÍKŮ A BĚŽNÉ POPULACE NA
ZÁKLADĚ KINEMATICKÝCH ŘETĚZCŮ DOLNÍCH KONČETIN

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Adéla Kadlčíková, Fyzioterapie

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

Olomouc 2022

Jméno a příjmení autora: Bc. Adéla Kadlčíková

Název diplomové práce: Porovnání chůze baletních tanečníků a běžné populace na základě kinematických řetězců dolních končetin

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

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

Rok obhajoby: 2022

Abstrakt:

Cílem diplomové práce bylo posoudit chůzi baletních tanečníků a běžné populace na základě kinematických řetězců dolních končetin. Výzkumný soubor tvořilo 44 profesionálních baletních tanečníků (19 mužů – věk $24,6 \pm 5,3$ let; BMI $22,2 \pm 1,3$; a 25 žen – věk $25,6 \pm 5,3$ let; BMI $18,8 \pm 1,3$) a 40 studentů a zaměstnanců Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (14 mužů – věk $25,4 \pm 2,3$ let; BMI $24,0 \pm 2,4$; a 26 žen – věk $23,6 \pm 1,9$ let; BMI $21,7 \pm 2,6$). Analýza chůze byla provedena s využitím optoelektronického systému Vicon MX, k rozlišení jednotlivých fází chůzového cyklu (GC) byly použity tenzometrické plošiny Kistler. U každého jedince bylo nasnímáno a vyhodnoceno 5 pokusů chůze. Měřenými parametry byly hodnoty úhlů v daných kloubech dolních končetin a pohyb pánve v základních anatomických rovinách. Závislosti pohybu segmentů dolních končetin a pánve byly zjištěny během stojné i švihové fáze GC jak u skupiny baletních tanečníků, tak i u kontrolní skupiny. U baletních tanečníků byly závislosti zjištěny v procentuálně větších částech GC a prostupovaly několika fázemi GC. U kontrolní skupiny byl počet nalezených závislostí menší a tyto závislosti byly zjištěny v menších úsecích GC. Nejvýraznější závislost byla pozorována mezi pohybem v kyčelním a v kolenním kloubu v sagitální rovině, která prostupovala fázemi stojné i švihové fáze GC.

Klíčová slova: chůzový cyklus, kinematická analýza chůze, otevřený/uzavřený kinematický řetězec, balet, tanec

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovnických služeb.

Author's first name and surname: Bc. Adéla Kadlčíková

Title of the master's thesis: Comparison of the gait of ballet dancers and the general population on the basis of lower limb kinematic chains

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology, Faculty of Physical Culture, Palacky University Olomouc

Supervisor: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

The year of the presentation: 2022

Abstract:

The aim of this thesis was to assess the gait of ballet dancers and the general population on the basis of lower limb kinematic chains. The study population consisted of 44 professional ballet dancers (19 men – age 24.6 ± 5.3 years; BMI 22.2 ± 1.3 – and 25 women – age 25.6 ± 5.3 years; BMI 18.8 ± 1.3) and 40 students and employees of the Faculty of Physical Culture of Palacký University in Olomouc (14 men – age 25.4 ± 2.3 years; BMI 24.0 ± 2.4 – and 26 women – age 23.6 ± 1.9 years; BMI 21.7 ± 2.6). Gait analysis was performed using a Vicon MX optoelectronic system, and Kistler strain gauge platforms were used to distinguish the different phases of the gait cycle (GC). For each individual, five gait trials were recorded and evaluated. The measured parameters were the values of the angles at the given joints of the lower limbs and the movement of the pelvis in the basic anatomical planes. Correlations of the motion of the lower limb segments and pelvis were found during the standing and swing phase of the GC in both the ballet dancers and the control group. In the ballet dancers, the correlations were found in a higher percentage of GC segments and permeated several GC phases. In the control group, the number of correlations found was smaller and these correlations were found in smaller sections of the GC. The most pronounced correlation was observed between hip and knee motion in the sagittal plane, which permeated phases of the stance and swing phase of the GC.

Keywords: gait cycle, kinematic gait analysis, open/closed kinematic chain, ballet, dance

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením prof. RNDr. Miroslav Janury, Dr. Ve své práci jsem postupovala podle zásad vědecké etiky a uvádím v seznamu literatury všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne 27. 4. 2022

.....

Děkuji prof. RNDr. Miroslavovi Janurovi, Dr. za trpělivost, cenné rady a návrhy při vedení a zpracování diplomové práce. Dále děkuji svým nejbližším a rodině za podporu nejen při psaní práce, ale během celého studia.

OBSAH

1 ÚVOD.....	11
2 PŘEHLED POZNATKŮ.....	12
2. 1 Chůze.....	12
2. 1. 1 Centrální mechanismy řízení chůze.....	13
2. 1. 2 Předpoklady pro správný průběh chůze.....	14
2. 2 Časoprostorové charakteristiky chůze.....	16
2. 2. 1 Prostorové parametry chůze.....	16
2. 2. 2 Časové parametry chůze.....	16
2. 3 Chůzový cyklus (Gait Cycle, GC).....	17
2. 3. 1 Rozdělení chůzového cyklu.....	17
2. 3. 2 Jednotlivé fáze chůzového cyklu dle Perry.....	19
2. 4 Úhlové nastavení kloubů dolní končetiny v průběhu chůze.....	23
2. 4. 1 Kinematika hlezenního kloubu.....	23
2. 4. 2 Kinematika kolenního kloubu.....	23
2. 4. 3 Kinematika kyčelního kloubu.....	25
2. 4. 4 Kinematika pánve.....	25
2. 5 Problematika kinematických řetězců.....	27
2. 5. 1 Využití kinematických řetězců v rehabilitaci.....	29
2. 5. 2 Problematika kinematických řetězců při chůzi.....	31
2. 6 Kinematická analýza pohybu.....	37
2. 6. 1 Optoelektronické systémy.....	37
2. 6. 2 Umělá inteligence.....	38
2. 7 Balet.....	40
2. 7. 1 Základní pozice.....	40
2. 7. 2 Taneční držení těla a postura.....	45
2. 7. 3 Vliv baletu na pohybový systém.....	46

3 CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	56
3. 1 Hlavní cíl.....	56
3. 2 Dílčí cíle.....	56
3. 3 Výzkumné otázky	56
4 METODIKA	57
4. 1 Charakteristika výzkumného souboru	57
4. 2 Metody a měřicí zařízení	57
4. 3 Průběh výzkumu	58
4. 4 Realizace měření.....	58
4. 5 Zpracování dat	59
4. 6 Sledované parametry kinematické analýzy.....	59
4. 6. 1 Řetězec č. 1 se zaměřením na fázi iniciálního kontaktu	59
4. 6. 2 Řetězec č. 2 se zaměřením na fázi postupného zatěžování.....	59
4. 6. 3 Řetězec č. 3 se zaměřením na fázi středního stoje.....	60
4. 6. 4 Řetězec č. 4 se zaměřením na fázi konečného stoje	60
4. 6. 5 Řetězec č. 5 se zaměřením na fázi předšvihovou	60
4. 6. 6 Řetězec č. 6 se zaměřením na fázi počátečního švihu	60
4. 6. 7 Řetězec č. 7 se zaměřením na fázi středního švihu.....	61
4. 6. 8 Řetězec č. 8 se zaměřením na fázi konečného švihu	61
4. 7 Statistické zpracování dat	61
5 VÝSLEDKY	62
5. 1 Výzkumná otázka 1	62
5. 1. 1 Řetězec č. 1 se zaměřením na fázi iniciálního kontaktu	62
5. 1. 2 Řetězec č. 2 se zaměřením na fázi postupného zatěžování.....	62
5. 1. 3 Řetězec č. 3 se zaměřením na fázi středního stoje.....	63
5. 1. 4 Řetězec č. 4 se zaměřením na fázi konečného stoje	64
5. 1. 5 Řetězec č. 5 se zaměřením na fázi předšvihovou	66

5. 1. 6 Řetězec č. 6 se zaměřením na fázi počátečního švihu	67
5. 1. 7 Řetězec č. 7 se zaměřením na fázi středního švihu.....	68
5. 1. 8 Řetězec č. 8 se zaměřením na fázi konečného švihu	69
5. 2 Výzkumná otázka 2	70
5. 2. 1 Řetězec č. 1 se zaměřením na fázi iniciálního kontaktu	70
5. 2. 2 Řetězec č. 2 se zaměřením na fázi postupného zatěžování.....	71
5. 2. 3 Řetězec č. 3 se zaměřením na fázi středního stoje.....	71
5. 2. 4 Řetězec č. 4 se zaměřením na fázi konečného stoje	72
5. 2. 5 Řetězec č. 5 se zaměřením na fázi předšvihovou	73
5. 2. 6 Řetězec č. 6 se zaměřením na fázi počátečního švihu	73
5. 2. 7 Řetězec č. 7 se zaměřením na fázi středního švihu.....	74
5. 2. 8 Řetězec č. 8 se zaměřením na fázi konečného švihu	75
5. 3 Porovnání způsobu provedení chůze baletních tanečnicků a běžné populace.....	76
6 DISKUZE	77
Limity.....	82
7 ZÁVĚRY	83
Přínos pro praxi.....	84
8 SOUHRN	85
9 SUMMARY	87
10 REFERENČNÍ SEZNAM	89
11 PŘÍLOHY	102

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

B	baletní tanečníci
BMI	Body Mass Index
CKC	closed kinematic chains
CNS	centrální nervová soustava
CoP	centre of pressure
CPG	central pattern generators
DF	dorzální flexe
EXT	extenze
f	frontální rovina
FLX	flexe
FTK UPOL	Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
GC	gait cycle (chůzový cyklus)
HLK	hlezení kloub
IC	initial contact (fáze iniciálního kontaktu)
ISW	initial swing (fáze počátečního švihů)
K	kontrolní skupina
KOK	kolenní kloub
KYK	kyčelní kloub
LCA	ligamentum cruciatum anterius
LR	loading response (fáze postupného zatěžování)
M	aritmetický průměr
m.	musculus
mm.	musculi
n	počet probandů
MS	midstance (fáze středního stoje)
MSW	midswing (fáze středního švihů)
O ₂	kyslík
OKC	open kinematic chains
p	hodnota pravděpodobnosti

PF	plantární flexe
PNF	proprioceptivní neuromuskulární facilitace
PSW	preswing phase (předšvihová fáze)
r	Spearmanův korelační koeficient
s	sagitální rovina
SD	směrodatná odchylka
STJ	subtalární kloub
t	transverzální rovina
TS	terminal stance (fáze konečného stoje)
TSW	terminal swing (fáze konečného švihu)
VR	vnitřní rotace
ZR	zevní rotace

1 ÚVOD

Chůze představuje základní bipedální lokomoci, která je realizována zejména prostřednictvím pletence pánevního a dolních končetin, ale i méně nápadným pohybem celého osového orgánu, tzn. celého těla (Véle, 2006). Je pro ni charakteristické rytmické střídání pohybu dolních končetin, kdy během fáze stojné tvoří dolní končetina uzavřený kinematický řetězec, kdežto během fáze švihové kinematický řetězec otevřený (Dvořák, 2005a; Janura et al., 2018). Provedení chůze je ovlivněno různými faktory, například fyzickým a psychickým stavem jedince, vnějšími podmínkami, antropometrickými a biomechanickými parametry (Dungl, 2014; Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015). Především na fyzický stav jedince má vliv pohybová aktivita, která pokud je provozována dlouhodobě, ovlivňuje muskuloskeletální systém a následně má vliv na stereotyp chůze (Procházková, Teplá, Svoboda, Janura, & Cieslarová, 2014; Russell, 2010; Smith et al., 2015).

Z důvodu vysoké náročnosti tréninků a vystoupení lze baletní tanečnice považovat za vrcholové sportovce a stejně jako každý jiný vrcholový sport má i dlouhodobé tančení baletu výrazný vliv na muskuloskeletální systém. Při provádění baletních pozic jsou kladeny vysoké požadavky zejména na pohybový aparát, kdy technika baletního tance se vyznačuje využíváním extrémních poloh, které překračují přirozený rozsah pohybu v kloubech. Většina těchto poloh je založena na zevní rotaci dolních končetin – *turnout*. Dále je balet náročný na skoky a figury prováděné v plné plantární flexi v hlezenním kloubu – *demi-pointe* nebo *pointe*, které mohou vést k přetěžování ostatních kloubů dolních končetin, pánve a bederní části zad (Jarvis & Kulig, 2016; O'Kane & Kadel, 2008; Madden, Putukian, Young, & McCarty, 2010; Rietveld, Hagemans, Haitjema, Vissers, & Nelissen, 2018).

Vzhledem k tomu, že používání extrémních poloh v baletu má vliv na rozsah pohybu v kloubech dolních končetin a na nastavení polohy jednotlivých segmentů, zajímalo nás, zda se dlouhodobé provádění baletu projeví i na provedení základní lokomoce.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Chůze

Chůze je základní bipedální lokomoce, která je završením motorické ontogeneze a je pro člověka charakteristická. Představuje nejběžnější způsob přesunu z místa na místo a je realizována zejména prostřednictvím pletence pánevního a dolních končetin, ale i méně nápadným pohybem celého osového orgánu – celého těla (Janda, Véle, & Poláková, 1966; Kračmar, Chrástková, & Bačáková, 2016; Véle, 2006; Vojta, 1993). Při chůzi dochází ke střídavé změně polohy dolních končetin, kdy alespoň jedna zůstává v kontaktu s podložkou (Rose & Gamble, 2006; Whittle, 2014), a to současně se zajištěním neustálého udržování posturální stability těla (Perry, 2010).

Chůze je ovlivněná individuálními faktory, například fyzickým a psychickým stavem, vnějšími podmínkami nebo také antropometrickými a biomechanickými parametry (Dungl, 2014; Neumannová et al., 2015). Její provedení je také ovlivněno svalovou aktivitou, stavem periferní nervové soustavy i kontrolou centrálního nervového systému (CNS) (Cock et al., 2017). Ideálně je chůze prováděna tak, že při ní dochází k minimálnímu energetickému výdeji. Jakákoli výchylka od tohoto minima může být považována za abnormální chůzový stereotyp (Gross et al., 2005).

Chůze je výsledkem působení vnitřních a zevních sil, které působí na jednotlivé části těla. Hlavní vnitřní sílu představuje kontrakční síla svalů, zevní síly reprezentuje především síla tíhová, reakční síla podložky, setrvačná síla, tření a odpor prostředí. Práce svalů uděluje systému určitou kinetickou a potencionální energii, jejichž poměr se cyklicky mění (Vařeka, Janura & Vařeková, 2018).

Vzpřímená chůze má cyklický a reciproční charakter. Probíhá v rozdílných fázích se střídáním stran. Pro utváření vzpřímené chůze u člověka je potřeba automatického řízení držení těla, jež vyžaduje nepoškozenou centrální nervovou soustavu, možnost intersegmentální rotace obratlů a druhově specifické vzpřimovací mechanismy trupu (Vojta & Peters, 2010). Chůzi lze z hlediska mechaniky definovat jako kontrolovaný pád, při němž tělo padá vpřed ze stojné dolní končetiny (pozice stabilní) na druhostrannou dolní končetinu (Janura & Zahálka, 2004). Po celou dobu se jedná o dopředný pohyb těla, které je v kontaktu s podložkou jednou nebo oběma končetinami. Tento dopředný pohyb se skládá z neustálého opakování kroků v cyklu chůze (Straus & Jonák, 2007).

2. 1. 1 Centrální mechanismy řízení chůze

Chůze představuje stereotypní vzorec chování, který nevyžaduje vědomou kontrolu a může tak probíhat bez účasti mozkové kůry (Králíček, 2011). Lidská lokomoce je řízena relativně autonomní činností na úrovni spinální či nižší mozkové (Vařeka et al., 2018). Celý lokomoční pohyb je dán spuštěním tzv. centrálního motorického programu, jenž představuje předem připravený vzorec neurální aktivity. Samotný program je zakódován v paměti neurální sítě, který se nazývá generátor vzorce pohybu (central pattern generators, CPG). CPG je schopen produkovat rytmické pohybové vzory opakovaně a automaticky, bez nutnosti sensorické zpětné vazby nebo centrální aferentace (Králíček, 2011; Vařeka, 2021).

Generátor vzorce lokomočního pohybu je strukturálně uložen ve spinální míše a dokáže bez informací z vyšších nervových center produkovat základní stereotypní prvky chůze (Janura & Zahálka, 2004). Konkrétně se jedná o schopnost periodického opakování svalové činnosti, kdy CPG lze nazvat tzv. pacemakery (udavači rytmu) lokomoce (Bronstein, Brandt, Woollacott, & Nutt, 2004). CPG je aktivován signálem vycházejícím z retikulární formace středního mozku, z oblasti zvané mesencefalická lokomoční oblast (mesencephalic locomotor region). Toto centrum spouští generátor lokomočního pohybu a zároveň také určuje charakter lokomoce, zda se bude jednat o chůzi, běh či cval (Králíček, 2011).

Pohyb se skládá z jednoduchých dílčích pohybových vzorů. Jednoduché pohybové vzory (např. zkřížené pohyby končetin při chůzi) jsou uloženy strukturálně v míše, a to samostatně pro každou končetinu. V podkorových centrech mozku jsou uloženy složitější posturální úkony, díky nimž je možné použití primitivních spinálních krokových programů ve vzpřímení, kdy je potřeba stabilizace vertikální polohy těla při lokomoci. Právě zajištění postury a rovnováhy je nejsložitější podmínkou chůze. V asociačních oblastech mozkové kůry jsou uloženy složité programy ideomotorické, které jsou po jejich vybrání odesílány do výstupních motorických drah a integrují se s posturální aktivitou v míšní neuronové síti. CNS je schopen vybraný program průběžně adaptovat na měnící se podmínky vnitřního i zevního prostředí (Vařeka et al., 2018; Véle, 2006).

Přítomnost CPG a jejich funkci lze nesporně prokázat na zvířecích modelech, kdy u spinalizovaných koček lze díky CPG vyvolat produkci krokových pohybů i při decerebraci či bez sensorických vstupů (MacKay-Lyons, 2002; Vařeka, 2021). U primátů a člověka se CPG nepodařilo přímo prokázat, jejich existenci lze pouze odvodit od nižších živočichů (koček, myši, krys) a na základě pozorování pacientů s transverzální míšní lézí a výsledků nácviku chůze na běžícím pásu při současném závěsu trupu (Kříž, Káfuňková, Schreier, & Kolář, 2010; Vařeka, 2021).

Při běžných podmínkách je výhodné pohyby neustále kontrolovat, vyhodnocovat a ovlivňovat za pomoci vyšších struktur CNS a senzorických informací (zrak, vestibulární aparát, propiocepce i exterocepce) (Véle, 2006; Wang, Wai, Kuo, Yeh, & Wang, 2008). Vyšší struktury jsou nutné pro regulaci intenzity, zajištění adaptability a řízení iniciace a ukončení lokomoce (Mirelman, Shema, Maida, & Hausdorff, 2018).

Ačkoli má chůze automatický charakter, který je regulován spinální a subkortikální kontrolou, bylo prokázáno, že neurální síť mozkové kůry, konkrétně umístěné ve frontálních a temporálních lalocích, se také účastní na regulaci a kontrole chůze. Při řízení pohybu a kognitivních funkcí může docházet ke sdílení neurálních sítí (Montero-Odasso & Hachinski, 2014). Možností CNS, při provádění náročného pohybu či při multitaskingu, je schopnost maximalizovat směr pozornosti k upřednostňovanému úkolu na úkor úkolu jiného (kognitivní flexibilita) nebo zautomatizování pohybu (Clark, 2015). Kognitivní flexibilita je nezbytná pro každodenní aktivity a je řízena frontálním lalokem a přidruženými oblastmi. Její činnost je ovlivňována stárnutím či neurodegenerativními chorobami, například demencí či cévní mozkovou příhodou (Hobert et al., 2017). Clark (2015) ve své studii potvrdil výrazně zvýšenou aktivitu prefrontální oblasti při zahájení chůze, změně rychlosti chůze nebo při provádění sekundárního úkolu během chůze. Naproti tomu aktivace prefrontální kůry nebyla zásadně ovlivněna při běžné chůzi. Potvrdil tak schopnost CPG autonomně generovat automatické pohybové vzory (Clark, 2015).

2. 1. 2 Předpoklady pro správný průběh chůze

K provedení chůze musí být splněny základní požadavky, které se vztahují k řídicímu a pohybovému systému člověka. Bronstein a kolegové (2004) udávají dva základní požadavky a to: udržování rovnováhy (schopnost zaujmout vertikální posturu a udržovat bilanci) a kontrolu pohybu (schopnost zahájit a udržovat rytmický krokový mechanismus).

Whittle (2014) popisuje čtyři základní podmínky, které jsou nezbytné po provedení chůze. Jedná se o udržení vzpřímené a stabilní postury; schopnost střídat oporu dolních končetin pro přenos hmotnosti těla; možnost zajistit koordinovaný pohyb dolní končetiny ve švihové fázi, aby došlo k plynulému kontaktu chodidla s podložkou a predikce dostatečné síly pro pohyb těla vpřed (Whittle, 2014).

Gage (1991) uvádí, že chůze normální populace má pět hlavních rysů, které jsou u patologické chůze nejčastěji narušeny. Jsou to dynamická stabilita ve stojné fázi (při nedostatečné stabilitě může dojít k pádu), dostatečné zvednutí dolní končetiny nad podložkou ve švihové fázi (nedostatečná výška může mít za následek zakopnutí), vhodné nastavení chodidla ve švihové fázi (končetina by na konci švihové fáze měla být optimálně připravena na

další počáteční kontakt), adekvátní délka kroku (umožňuje adekvátní rychlost chůze), udržení dynamiky pohybu v průběhu chůzového cyklu (s čím souvisí spotřeba energie, kdy při patologické chůzi dochází ke zvýšení energetické náročnosti) (Gage, 1991).

V energeticky optimálním modelu bipedální chůze se těžiště pohybuje plynule po sinusoidě s nízkou amplitudou, přičemž právě plynulost pohybu je hlavním faktorem energetické úspornosti. Lidé mají tendenci kráčet přirozenou rychlostí, jež se blíží optimu, které je určeno nejnižší spotřebou kyslíku (O_2) na kilogram tělesné hmotnosti. Snížením či zvýšením této rychlosti spotřeba O_2 roste (Vařeka et al., 2018).

Ke splnění výše uvedených požadavků je zapotřebí velkého množství vnitřních předpokladů, kterými jsou dostatečný svalový tonus, svalová síla, nepoškozená kostní tkáň, klouby s dostatečným rozsahem pohybu, tkáňová elasticita a plasticita, možnost zpětné informace (zrak, vestibulární aparát, senzomotorický systém). Při nesplnění některé z podmínek přechází fyziologický vzor chůze v patologický a stává se energeticky náročným (Neumannová et al., 2015; Vařeka et al., 2018).

2. 2 Časoprostorové charakteristiky chůze

2. 2. 1 Prostorové parametry chůze

Délka kroku (step length)

Délka kroku (step length) je vzdálenost mezi stejnými body na obou chodidlech (obvykle patách) během fáze dvojí opory (Kirtley, 2006; Richards, 2008). Lze ji také definovat jako vzdálenost mezi dvěma po sobě jdoucími iniciálními kontakty rozdílných chodidel (Perry, 2010; Richards, 2008).

Délka dvojkroku = chůzový cyklus (stride)

Dvojkrok (stride) se skládá ze dvou kroků. Délka dvojkroku (stride length) se nazývá také délka jednoho chůzového cyklu (Kirtley, 2006; Whittle, 2014). Lze ji definovat jako vzdálenost mezi dvěma po sobě jdoucími iniciálními kontakty stejného chodidla (Perry, 2010; Richards, 2008).

Šířka kroku, báze (stride width, walking base)

Báze je vzdálenost mezi chodidly měřená od středu paty (Whittle, 2014).

Úhel nohy (foot angle).

Jedná se o úhel, který je měřený mezi osou nohy a směrem pohybu (Richards, 2008; Whittle, 2014).

2. 2. 2 Časové parametry chůze

Z časových parametrů se nejčastěji zaznamenává trvání chůzového cyklu (dvojkroku). Dále se používá trvání stojné, švihové, jednooporové a dvouoporové fáze. Doba trvání je nepřímo úměrná frekvenci chůze (Richards, 2008).

Frekvence

Frekvence (rytmus, kadence) udává počet kroků, popřípadě dvojkroků, za standardní časovou jednotku (většinou počet kroků za minutu). Kadence by měla být měřena při konstantní rychlosti a vztažena k délce dolní končetiny (Kirtley, 2006). Normální kadence chůze se pohybuje v rozmezí 100 až 120 kroků za minutu (Valmassy, 1995).

2. 3 Chůzový cyklus (Gait Cycle, GC)

Chůze je cyklický pohyb, jehož základním parametrem je chůzový cyklus neboli dvojkrok (Gross et al., 2005; Vařeka et al., 2018; Véle, 2006). Pro chůzi je charakteristické pravidelné střídání opory z jedné dolní končetiny na druhou, což znamená, že během chůzového cyklu zůstává vždy jedna končetina v kontaktu s podložkou (Ayyappa, 1997). Jakmile trup přechází přes opěrnou končetinu, druhá končetina se nachází ve švihové fázi a připravuje se pro fázi opěrnou. Tento pohybový mechanismus zajišťuje periodické opakování stojné a švihové fáze během chůzového cyklu (Whittle, 2014).

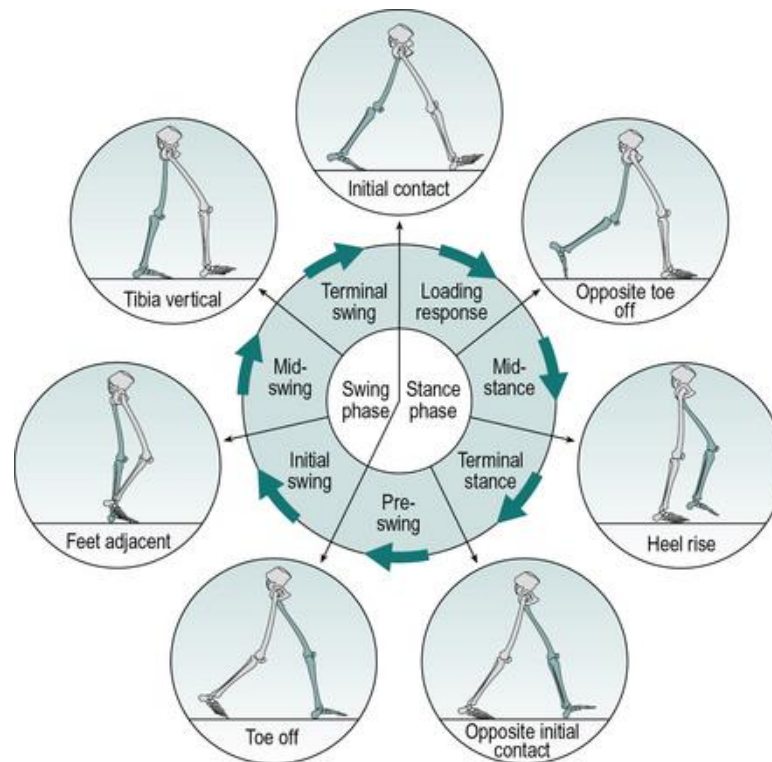
Stojná fáze tvoří statickou část chůzového cyklu, při které je chodidlo v kontaktu s podložkou a dochází k přenášení hmotnosti těla. Někteří autoři (Gross et al., 2005; Whittle, 2014) uvádějí, že stojná fáze trvá 60 % krokového cyklu a zbývajících 40 % je tvořeno švihovou fází. Jiní autoři (Ayyappa, 1997; Perry, 2010; Rose & Gamble, 2006) připisují stojné fázi 62 % GC a fázi švihové 38 %. Dvořák (2005b) udává délku stojné fáze 65 % a švihové 35 %. Stojnou fázi lze rozdělit na 3 části, a to počáteční fázi dvojí opory, fázi jedné opory, a nakonec terminální fázi dvojí opory. Jak počáteční, tak i terminální část stojné fáze zahrnuje kontakt oběma chodidly na podložce (fáze dvojí opory), zatímco prostřední fáze zahrnuje pouze kontakt jedním chodidlem (jednooporová fáze). Chůzový cyklus začíná počáteční fází dvojí opory. Když se kontralaterální noha zvedne od podložky do švihové fáze, začíná jednooporová fáze, při níž nese stojná končetina veškerou zodpovědnost za stabilitu a přenos hmotnosti těla (Perry, 2010). Terminální fáze dvojí opory začíná počátečním kontaktem kontralaterální nohy o podložku a pokračuje do té doby, než se počáteční stojné chodidlo odvine od podložky – do začátku švihové fáze (Dvořák, 2005b; Perry, 2010; Whittle, 2014). Fáze dvojí opory celkově zabírají 12 % GC a tvoří jeho nejstabilnější úseky (Perry, 2010; Véle, 2006).

Švihová fáze tedy začíná, když se chodidlo odrazí od země. Tvoří dynamickou část chůzového cyklu, při které se chodidlo nachází ve vzduchu a hmotnost těla je přenášena kontralaterální dolní končetinou. Na švihovou fázi připadá od 35 % do 40 % chůzového cyklu (Ayyappa, 1997; Dvořák, 2005b; Gross et al., 2005; Perry, 2010; Rose & Gamble, 2006; Whittle, 2014).

2. 3. 1 Rozdělení chůzového cyklu

Whittle (2014) během chůzového cyklu popisuje sedm hlavních okamžiků, dle kterých lze jednotlivé fáze oddělit. Jedná se o iniciální kontakt (initial contact), odraz protilehlého palce (opposite toe off), zvednutí paty (heel rise), iniciální kontakt protilehlé končetiny (opposite initial contact), odraz palce (toe off), míjení chodidel (feet adjacent) a tibia je ve vertikální poloze (tibia vertical) (Levine, Richards, & Whittle, 2012; Whittle, 2014). Těchto sedm

okamžiků rozděluje chůzový cyklus do sedmi period, kdy čtyři nastávají během stojné fáze a tři během švihové fáze (Obrázek 1). Stojná fáze je rozdělena do fáze postupného zatěžování (loading response), středního stoje (midstance), konečného stoje (terminal stance) a předšvihové fáze (preswing). Švihová fáze začíná od odrazu prstců od podložky do dalšího iniciálního kontaktu. Je rozdělena do fáze počátečního švihu (initial swing), středního švihu (midswing) a konečného švihu (terminal swing) (Levine et al., 2012; Whittle, 2014).

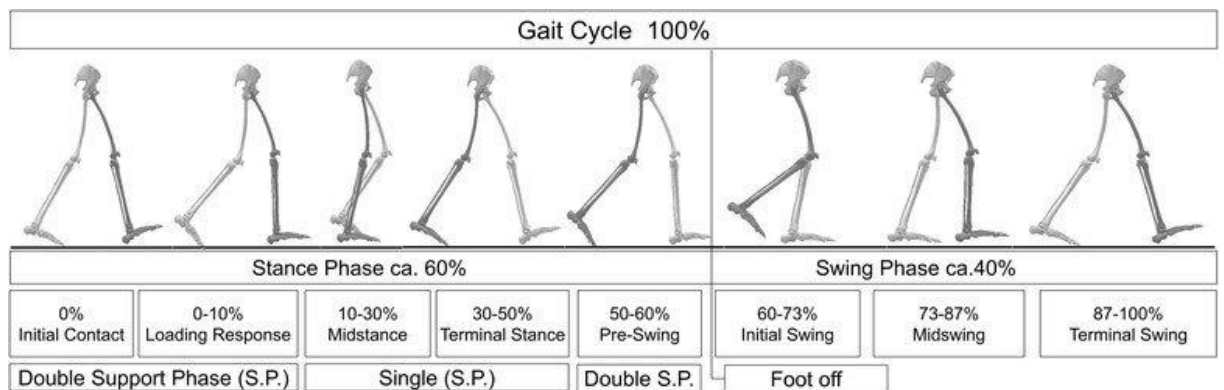


Obrázek 1. Pozice končetin během chůzového cyklu, popsáno pro pravou dolní končetinu (šedá) (Levine et al., 2012).

Vaughan rozděлил chůzový cyklus do osmi fází, kterými jsou kontakt paty (heel strike), kontakt nohy (foot flat), střed stojné fáze (midstance), odvinutí paty (heel off), odraz palce (toe off), zrychlení švihové končetiny (acceleration), střed švihové fáze (midswing) a zpomalení švihové končetiny (deceleration) (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999).

Pro detailnější analýzu průběhu chůzového cyklu se využívá jeho procentuální vyjádření, které je součástí rozdělení dle Perry (2010). Jako 100 % je udávána doba trvání celého dvojkroku, který je rozdělen na osm fází (Obrázek 2). Prvních pět probíhá během fáze stojné a zbylé tři během fáze švihové. Dvojkrok je zahájen počátečním kontaktem (initial contact, IC, 0–2 %), kdy dojde ke kontaktu končetiny s podložkou. Dále pokračuje stádiem postupného zatěžování (loading response, LR, 0–10 %). Když kontralaterální končetina opustí podložku, začíná fáze středního stoje (midstance, MS, 10–30 %). Následuje konečný stoj, který

představuje druhou polovinu jednooporové fáze, a začíná zdvihem paty od podložky (terminal stance, TS, 30–50 %). Ukončení stojné fáze představuje předšvihová fáze (preswing phase, PSW, 50–60 %), při níž je tělesná hmotnost plně přenesena na kontralaterální končetinu. V okamžiku, kdy se palec odrazí od podložky, začíná švihová fáze stádiem počátečního švihu (initial swing, ISW, 60–73 %). Při dosažení maximální flexe v kolenním kloubu začíná střední švih (midswing, MSW, 73–87 %). Závěrečná fáze švihu je tvořena konečným švihem (terminal swing, TSW, 87–100 %), kdy dochází k extenzi v kolenním kloubu a dolní končetina se připravuje na kontakt s podložkou a tím na nový chůzový cyklus (Perry, 2010).



Obrázek 2. Chůzový cyklus dle Perry (Merker, Hartmann, Kreuzpointner, Schwirtz, & Haas, 2015).

2. 3. 2 Jednotlivé fáze chůzového cyklu dle Perry

Fáze iniciálního kontaktu (initial contact, IC, 0–2 % GC)

Stojná fáze chůzového cyklu začíná kontaktem chodidla s podložkou, u zdravých jedinců tomu nejčastěji dochází patou, proto se tato fáze také někdy nazývá jako kontakt paty neboli heel strike (Whittle, 2014). Na tlumení dopadu se výrazně podílí deformace měkkých tkání pod patou. Pod subkutánní vrstvou lze nalézt vazivová septa spirálovitého charakteru, která jsou spojená s kalkaneem a tvoří tak tlakové komory vyplněné tukovou tkání, jejichž tloušťka se při zatížení redukuje na polovinu. Podobnou stavbu lze nalézt i na měkkých tkáních pod hlavičkami metatarsů, vrstva je ale slabší (Vařeka et al., 2018). Pata se při IC stává středem otáčení, kolem kterého se pohybuje bérce a ostatní segmenty nohy. Dolní končetina se připravuje na absorpci nárazu těla o podložku, jehož intenzita se pohybuje v rozmezí 50 % až 125 % tělesné hmotnosti (Perry, 2010). Hlavními úkoly této fáze jsou utlumení nárazu, zahájení stabilizačního procesu udržení dynamické rovnováhy a vymezení počátečních biomechanických podmínek pro následné řešení kroku (Perry, 2010; Rose & Gamble, 2006).

Fáze postupného zatěžování (loading response, LR, 0–10 % GC)

Fáze postupného zatěžování je periodou, která následuje po iniciálním kontaktu a trvá, dokud se kontralaterální palec neodrazí od podložky. Představuje počáteční fázi dvojí opory, při níž dochází k přenosu hmotnosti těla na stojnou končetinu. Pomocí plantární flexe v hlezenním kloubu dochází k tzv. prvnímu zhoupnutí paty (heel rocker) a k odvalu nohy na celé chodidlo. Jedná se o pohyb bérce do vnitřní rotace kolem fixované patní kosti. Spolu s 15–20° flexí v kolenním kloubu umožňuje tento mechanismus pohyb těla vpřed, udržuje stabilitu při zatížení dolní končetiny a zajišťuje absorbování kinetické energie těla při kontaktu s podložkou. Chopartův kloub se nalézá v relativní supinaci kolem longitudinální osy, je ve svém odemčeném postavení, klesá rigidita předonoží tak, aby se mohla ploska nohy co nejlépe přizpůsobit terénu. Adaptace na vzrůstající zatížení, stabilizace pánve a zpomalení pohybu těla, při kterém se těžiště těla nachází nejnižší, představují hlavní cíle této fáze. Vzhledem k náročnosti této fáze se jedná o část GC, v níž se velmi často projevují patologie (Gage, 1991; Neumannová et al., 2015; Perry, 2010; Vařeka & Vařeková, 2012; Whittle, 2014).

Fáze středního stoje (midstance, MS, 10–30 % GC)

Po odrazu kontralaterálního palce nohy začíná fáze středního stoje a pokračuje, dokud není celá hmotnost těla přenesena na předonoží s následným zdvihem stejnostranné paty. Tvoří první polovinu fáze jednooporové a během ní mívá švihová dolní končetina stojnou. Základními cíli této fáze jsou stabilizace dolní končetiny a trupu a udržení těžiště těla nad opěrnou bází. To se během středního stoje nachází nejvýše, tudíž se jedná o fázi nejméně stabilní i přesto, že celá ploska nohy zůstává v kontaktu s opěrnou plochou. Pro provedení pohybu je zapotřebí dostatečná dorzální flexe v hlezenním kloubu tzv. druhé zhoupnutí (ankle rocker), díky kterému dochází k posunutí dolní končetiny přes zafixované chodidlo. Během období středního stoje přechází kolenní kloub do extenze, což doprovází zevní rotace bérce a také uzamknutí kolene. Uzamčení Chopartova kloubu prostřednictvím supinace v subtalárním kloubu, zevní rotací bérce a extenze kolene umožňuje přenos zatížení, střed otáčení je ve středu hlezenního kloubu (Adams & Perry, 2006; Gage, 1991; Perry, 2010; Vařeka et al., 2018).

Fáze konečného stoje (terminal stance, TS, 30–50 % GC)

Fáze konečného stoje začíná zvednutím paty stojné končetiny a je ukončena dotykem kontralaterální paty s podložkou. Představuje druhou polovinu jednooporové fáze. Během této fáze se těžiště dostává před opěrnou bází, tělo se posouvá dopředu před fixované stojné chodidlo. Pasivní extenze v kyčelním a kolenním kloubu je umožněna díky dopředu postupujícímu trupu, při čemž vzniká moment síly, jenž způsobuje dorzální flexi v hlezenním kloubu. Posunem vektoru reakční síly podložky k hlavičkám metatarsů dochází ke zvýšení

aktivity plantárních flexorů ještě před iniciálním kontaktem kontralaterální končetiny. Excentrická aktivita plantárních flexorů, které udržují hlezenní kloub v lehké dorzální flexi, zastavuje dopředný pohyb tibie. Osa otáčení je na přední části nohy. Tento mechanismus, který probíhá v koncovém stoji a také v předšvihů, se popisuje jako zhoupnutí předonoží (forefoot rocker). Trup se z nejvyššího bodu, ve kterém se nacházel v období středního stoje, začíná snižovat. Cílem této fáze je akcelerace pohybu vpřed (Adams & Perry, 2006; Perry, 2010; Whittle, 2014).

Fáze předšvihová (preswing phase, PSW, 50–60 % GC)

Předšvihová fáze představuje závěrečné období stojné fáze a je terminální fází dvojí opory. Jedná se o přípravu na fázi švihovou. Začíná při iniciálním kontaktu druhostranné končetiny a končí odrazem palce stojné končetiny. Jedná se o přípravu na švihovou fázi, během které dochází k náhlému odlehčení zatížené končetiny. Hlavním cílem této fáze je rychlý přenos tělesné hmotnosti na kontralaterální končetinu, která se nachází ve fázi postupného zatěžování. Pro tento rychlý přesun hmotnosti na druhou končetinu slouží jako báze opory vnitřní část předonoží a palec. Tento mechanismus se nazývá tzv. zhoupnutí palce (toe rocker). Nárůst aktivity svalů způsobuje 35–40° flexi v kloubu kolenním, což přispívá k dostatečnému odrazu a posunu končetiny vpřed (Perry, 2010; Whittle, 2014).

Fáze počátečního švihu (initial swing, ISW, 60–73 % GC)

Fáze počátečního švihu představuje první třetinu švihové fáze, kdy končetina není v kontaktu s podložkou. Začíná odrazem palce a do středního švihu přechází v okamžiku, kdy končetina dosáhne maximální flexe v kolenním kloubu (60°). Stojná končetina se v tuto dobu nachází v počátku středního stoje. Během této fáze se končetina flektuje v kolenním a kyčelním kloubu, při čemž dochází k nárůstu vzdálenosti mezi podložkou a nohou tak, aby se dolní končetina mohla přesunout vpřed bez zakopnutí (Perry, 2010.)

Fáze středního švihu (midswing, MSW, 73–87 % GC)

Fáze středního švihu začíná, když švihová končetina mívá končetinu stojnou a zároveň je maximálně flektována v kolenním kloubu. Končí, když se dostává před stojnou končetinu s tibíí vertikálně vzhledem k podložce (Perry, 2010). Během této přechodové fáze mezi zrychlením a zpomalením se dolní končetina pohybuje vpřed bez dotyku chodidla s podložkou za minimální aktivity svalů. Končetina se chová jako jednoduché kyvadlo a využívá k posunu setrvačné síly (Gage, 1991; Perry, 2010; Whittle, 2014).

Fáze konečného švihu (terminal swing, TSW, 87–100 % GC)

Fáze konečného švihu je závěrečnou fází chůzového cyklu a připravuje končetinu na nadcházející iniciální kontakt (začátek stojné fáze). Je tedy přechodnou fází mezi švihem

a stojem. Začíná, když se tibie nachází ve vertikále a končí při doteku nohy s podložkou. Druhostranná končetina se nachází ve fázi konečného stoje. V této fázi je nejdůležitější zpomalení stehna prostřednictvím excentrické aktivace hamstringů a musculus (m.) gluteus maximus, což vede k optimálnímu nastavení dolní končetiny pro zahájení počátečního kontaktu (Adams & Perry, 2006).

2. 4 Úhlové nastavení kloubů dolní končetiny v průběhu chůze

2. 4. 1 Kinematika hlezenního kloubu

Pro kinematiku hlezenního kloubu v sagitální rovině jsou charakteristická tzv. „tři zhoupnutí v hlezenním kloubu“ (Neumannová et al., 2015). Tato zhoupnutí nastávají během stejné fáze, při fázi švihové se hlezenní kloub dostává pouze do dorzální flexe. Celkový rozsah pohybu v sagitální rovině dosahuje přibližně 30° (pohybuje mezi 20–40°). Během iniciálního kontaktu je hlezenní kloub držen díky excentrické kontrakci dorzálních flexorů v neutrální postavení, případně v 3–5° plantární flexi či dorzální flexi. Následuje plantární flexe během fáze postupného zatěžování. Ve fázi středního stoje, když je celé chodidlo v kontaktu s podložkou, postupně přechází z plantární flexe do neutrálního postavení, které nastává přibližně ve 20 % GC. Pohyb do dorzální flexe pokračuje až do první poloviny fáze konečného stoje, kde dosahuje svého maxima (10°) v 48 % GC. Tato pozice je držena až do konce jednooporové fáze. S iniciálním kontaktem druhostranné končetiny a zároveň tak začátkem terminální dvojoporové fáze nastává rychlý pohyb do plantární flexe, který na konci stejné fáze dosahuje své maximální hodnoty (30°). Odraz palce zahajuje poslední pohyb do dorzální flexe, kdy se hlezenní kloub dostává do neutrální pozice během středního švihu a v této poloze přetrvává až do dalšího iniciálního kontaktu (Perry, 2010).

Subtalární kloub umožňuje díky šikmo probíhající ose pohyby do pronace a supinace. V závěru konečného švihu je hlezenní kloub připraven v mírné supinaci, takže při iniciálním kontaktu na něj působí výrazný pronační moment reakční síly podložky, který vyvolá pronaci v subtalárním kloubu. Ta je dále spojena s odemknutím Chopartova kloubu. Během fáze postupného zatěžování dochází pomocí pronace k přizpůsobení chodidla terénu. Ve fázi středního stoje přechází subtalární kloub do supinace současně se změnou úhlu v hlezenním kloubu z plantární do dorzální flexe. Supinace dále uzamyká Chopartův kloub, čímž zpevňuje předonoží a připravuje jej na zatížení v další fázi GC (Perry, 2010; Vařeka & Vařeková, 2012; Vařeka et al., 2018). Supinační postavení je nadále udržováno prostřednictvím nazvednutí paty, hlezenní kloub přechází do plantární flexe ještě před odrazem palce. Několik stupňů supinace přetrvává v průběhu celé švihové fáze (Whittle, 2014).

2. 4. 2 Kinematika kolenního kloubu

Během chůzového cyklu se rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině pohybuje v rozmezí od 60° do 70°. Pro jeho pohyb jsou charakteristické tzv. „dvě zhoupnutí“. Před iniciálním kontaktem se poloha v kolenním kloubu blíží plné extenzi, ale během iniciálního kontaktu je koleno asi v 5° flexi. Během fáze postupného zatěžování dochází ke zvětšování flexe až do 20°, která slouží k absorpci nárazu. Jedná se o tzv. první flekční vlnu. Ve fázi

středního stoje se kolenní kloub pohybuje do extenze a během fáze konečného stoje (asi v 40 % GC) dosahuje své minimální flexe (3°), která ale přetrvává pouze krátký časový interval, jelikož na konci této fáze se již koleno začíná znovu flektovat a nastává tzv. druhá flekční vlna. Ta je nezbytná pro zvednutí chodidla od podložky na konci stojné fáze. Kolenní kloub se během předšvihové fáze flektuje do 40°. Následně flexe pokračuje v průběhu počátečního a středního švihu. Maximální flexe (60°) nastává, když švihová končetina míjí stojnou. Důsledkem maximální flexe je relativní zkrat končetiny, který napomáhá udržení chodidla švihové končetiny nad podložkou, tak aby nedošlo k zakopnutí. V závěru švihové fáze (závěr středního švihu a konečný švih) se kolenní kloub začíná rychle extendovat do téměř plné extenze (3° flexe), tak aby byla dolní končetina připravena na následný krok (Perry, 2010).

Ve frontální rovině je bérce v mírném addukčním postavení během fáze středního stoje, v závěru švihové fáze přechází naopak do abdukce (Giannini, 1994). Perry (2010) udává, že maximum abdukce dosahuje kolenní kloub při iniciálním kontaktu, další abdukce se přidává během fáze postupného zatěžování (3°). Během švihové fáze se kolenní kloub vrací do neutrální polohy a postupně přechází do addukce (8°) (Perry, 2010).

V rovině transversální dochází díky šikmému postavení Henkeho osy, která prochází subtalárním kloubem, ke sdružení rotací v kolenním kloubu a pohybů nohy. Pronace nohy produkuje vnitřní rotaci kolenního kloubu, zatímco supinace je spojena s jeho zevní rotací (Kaufman & Sutherland, 2006). V závěru konečného švihu je hlezenní kloub v mírné supinaci, takže při iniciálním kontaktu na něj působí výrazný pronační moment reakční síly podložky, který vyvolá pronaci v subtalárním kloubu. Ta je dále spojena s odemknutím Chopartova kloubu a také s vnitřní rotací bérce pomocí tzv. pantového mechanismu subtalárního kloubu. Zároveň dochází v sagitální rovině k flexi kolenního kloubu, která je spojena s vnitřní rotací bérce a současně je koleno flexí odemknuto. Během fáze postupného zatěžování dochází pomocí pronace k přizpůsobení chodidla terénu, tento pohyb je spjat s vnitřní rotací bérce, jejího maxima je dosaženo při odrazu prstů kontralaterální končetiny na konci této fáze. Během fáze středního stoje přechází kolenní kloub do extenze, která je spojena se zevní rotací a také uzamknutím kloubu. Se zevní rotací bérce a extenzí kolenního kloubu je spojena supinace subtalárního kloubu, která dále uzamyká Chopartův kloub, čímž zpevňuje předonoží a připravuje jej na zatížení v další fázi GC (Perry, 2010; Vařeka & Vařeková, 2012; Vařeka et al., 2018). Zevní rotace bérce se se zdvižením paty od podložky postupně zmenšuje, noha přechází do supinačního postavení, kolenní kloub rotuje vnitřně až do začátku švihové fáze. Jedná se o reakci na přenos zatížení na druhostrannou končetinu (Kaufman & Sutherland, 2006). Následně v počáteční švihové fázi nastává vnitřní rotace všech segmentů dolní

končetiny. V konečné fázi švihů se kolenní kloub spolu s extenzí vrací zpět do zevní rotace (Perry, 2010).

2. 4. 3 Kinematika kyčelního kloubu

Pohyby kyčelního kloubu v rovině sagitální jsou poměrně jednoduché (tzv. jedno zhoupnutí). Celkový rozsah pohybu se pohybuje v rozmezí od 40° do 48°. Po iniciálním kontaktu, během kterého je kyčelní kloub ve 20° flexi, se toto postavení během fáze postupného zatěžování udržuje a s nástupem středního stoje dochází k progresivnímu pohybu do extenze. Ve fázi konečného stoje (v 38 % GC) se kyčelní kloub dostává do neutrálního postavení. Následně pokračuje pohyb do extenze a během iniciálního kontaktu druhostranné končetiny (v polovině GC) se kyčelní kloub nachází ve své maximální extenzi (15°). Během předšvihové fáze se mění směr pohybu a kyčelní kloub se začíná flektovat. Do neutrální pozice se dostává na konci stojné fáze (60 % GC) a v průběhu počátečního a středního švihů nadále narůstá flexe až na 25°. Během konečného švihů je ale pohyb do flexe brzděn excentrickou aktivitou extenzorů kyčelního kloubu, které hodnotu flexe snižují na 20° a udržují ji do následujícího iniciálního kontaktu (Perry, 2010).

V rovině frontální se kyčelní kloub během chůzového cyklu pohybuje ve směru abdukce a addukce. Při iniciálním kontaktu se kyčel nachází v neutrálním postavení, během počáteční fáze dvojí opory (fáze počátečního kontaktu a postupného zatěžování) se pohybuje do addukce. Při terminální fázi dvojí opory (předšvihová fáze) přechází do abdukce, s vrcholem při odrazu palce (Giannini, 1994). Během švihové fáze se pak kyčelní kloub vrací do neutrálního postavení, případně do mírné addukce (Kaufman & Sutherland, 2006).

V rovině transverzální lze popisovat rotace v kyčelním kloubu pomocí pohybu femuru vzhledem k pánvi (Giannini, 1994). Během iniciálního kontaktu se kyčelní kloub nachází v neutrálním postavení, na konci fáze postupného zatěžování začíná vnitřně rotovat a ve vnitřní rotaci zůstává během fáze středního a konečného stoje do kontaktu kontralaterální končetiny. Následně v předšvihové fázi kyčelní kloub zevně rotuje a v zevní rotaci přetrvává během švihové fáze (Giannini, 1994; Kaufman & Sutherland, 2006). Celkový rozsah pohybu ve směru rotací v kyčelním kloubu během jednoho chůzového cyklu je 8° (Perry, 2010).

2. 4. 4 Kinematika pánve

Pánev se při chůzi pohybuje ve všech třech základních anatomických rovinách, v rovině sagitální do antevertze a retrovertze (4°), v rovině frontální do kaudálního posunu (4°) a v rovině transverzální do rotace (10°). V sagitální rovině je pohyb kontrolován aktivitou flexorů a extenzorů kyčle, maximální antevertze nastává ve středním stoji a konečném švihů, kdy dochází k přenosu zatížení přes zafixované chodidlo. Minima naopak dosahuje při fázi

postupného zatěžování či v předšvihové fázi, při vytvoření dvojí opory (Neumannová et al., 2015; Perry, 2010). V rovině frontální dochází ve fázi postupného zatěžování ke kaudálnímu posunu pánve na straně odlehčení kontralaterální končetiny. Během fáze středního stoje se pánev vrací do neutrálního nastavení a následně ve fázi předšvihové klesá na stranu končetiny, která se připravuje k odrazu (Neumannová et al., 2015). V rovině transverzální je pánev v maximální dopředné rotaci (5°) během iniciálního kontaktu na homolaterální straně a následně se vrací do neutrální polohy, které je dosaženo v první polovině fáze středního stoje. Dále během GC dochází k rotaci pánve směrem vzad až do fáze konečného švihů, kdy pánev rotuje anteriorně (Perry, 2010).

2. 5 Problematika kinematických řetězců

Základ k vytvoření pojmu kinematický řetězec pochází z inženýrské mechaniky. První publikaci o řetězcích vydal Franz Reuleaux roku 1875, který je popsal jako „systém tuhých překrývajících se těles, která jsou spojena prostřednictvím čepů“. Působením zatížení z vnějšího prostředí dochází k přenosu síly z daného segmentu na segment sousední. To způsobuje reakci v rámci celého řetězce (Janura et al., 2013; Mayer et al., 2003). Pojem kinematický řetězec se poprvé objevuje až v roce 1955 u amerického ortopeda rakouského původu Dr. Steindlera. Ten navrhnul, aby lidské tělo bylo reprezentováno řetězcem tuhých segmentů navzájem spojených klouby. Při svém výzkumu zaznamenal, že aktivace svalů dolní končetiny je odlišná, pokud je noha fixovaná nebo je volně. Na základě toho provedl rozdělení řetězců na otevřené (open kinematic chains = OKC) a uzavřené (closed kinematic chains = CKC). V literatuře lze nalézt různé označení řetězců, např. kinetické, kinematické, pohybové apod., při jejich aplikaci na lidské tělo se přidává předpona „bio“, tzn. biokinetické, biokinematické nebo biomechanické řetězce. Pojem kinematické řetězce se využívá, pokud je pohyb segmentů popisován z hlediska kinematiky, tedy je studována dráha, rychlost, úhlové změny a podobně bez ohledu na příčinu pohybu (Beutler, Cooper, Kirkendall, & Garrett, 2002; Dvořák, 2005a; Janura, 2011; Karandikar & Vargas, 2011; Mayer et al., 2003).

Nejjednodušším pohybovým řetězcem je kinematický pár (dvojice). Jedná se o soustavu dvou přilehlých článků (segmentů) spojených kloubem. Připojením dalšího článku lze získat řetězec, které je možné rozdělit např. na jednoduché (sériové) a větvené (komplexní). V jednoduchých řetězcích je každý článek součástí maximálně dvou kinematických párů řazených v sérii za sebou (např. horní končetina). Ve větvených řetězcích je segment kloubně spojen s více články, například trup jako celek se skloubeními všech končetin a šíje. Pokud dojde ke vzájemnému propojení minimálně tří článků do troj/mnohoúhelníku, lze řetězec označit za uzavřený, který bývá někdy označován jako kinematická smyčka. Žádný člen z kinematické smyčky nemá vůdčí postavení a netvoří rám určující chování ostatních členů řetězce (Dvořák, 2005a; Janura, 2011).

Definovat otevřené a uzavřené kinematické řetězce lze více způsoby. Steindler (1955) řadí pohyby do OKC nebo CKC podle silového působení. Uvádí, že pokud i na poslední segment působí dostatečně velký odpor proti pohybu, lze hovořit o CKC. U OKC je terminální řetězec volný. Například když se ruka nebo noha setká s odporem, pohybuje se odlišně a dochází k náboru jiných svalů, než jak by to probíhalo při pohybu nezávislém na vnější síle. CKC si vynutí spoluúčast dalších svalů mimo agonisty pro daný pohyb (Steindler, 1955). Limitací tohoto vyjádření je kvantifikace „dostatečně“ velkého zevního odporu, jelikož

v tíhovém poli a přirozeném vzdušném prostředí neexistuje situace, kdy by na terminální úsek řetězce nepůsobila zevní síla (Dvořák, 2005a).

Vařeka (2001) udává zařazení pohybů do OKC nebo CKC dle pohybu sousedních segmentů. V OKC je možné změnit postavení v jednom kloubu (nemusí se jednat o kloub distální), aniž by došlo ke změně postavení v dalším kloubu nebo kloubech. Příkladem pohybu v OKC je upažení horní končetiny ve volném stoji. V CKC je změna postavení v kloubu možná pouze při současné změně polohy v dalším kloubu či kloubech. Lze jej pozorovat například při přesunu těžiště během fáze dvojí opory při bipedální chůzi (Vařeka, 2001). Slabou stránkou této definice je opomenutí izometrických ko-kontrakčních aktivit, jelikož u nich se z biomechanického hlediska o pohyb nejedná (Dvořák, 2005a).

Z neurofyziologického hlediska je pro pohyb v OKC charakteristická aktivita pouze jednoho svalu nebo svalové skupiny při pohybu v jednom kloubu. Činnost v CKC je reprezentována pohyby ve více kloubech, které jsou řízeny ko-kontrakcemi synergistických a antagonistických svalových skupin. V závislosti na tom by proto terapeut měl zvolit vhodnou formu terapie, protože každá má svůj specifický význam (Di Fabio, 1999; Mayer et al., 2003).

Krobot (1997) rozlišuje řetězce podle umístění pevného bodu (*punctum fixum*) a pohyblivé části (*punctum mobile*). Pro OKC je typická fixace proximálního článku řetězce a distální je pohyblivý. Klasickým příkladem *punctum fixum* je trup a *punctum mobile* pak představují končetiny. U CKC je naopak distální část *punctum fixum* a proximální *punctum mobile* (Krobot, 1997).

Mezi uzavřenými a otevřenými kinematickými řetězci je velmi obtížné stanovit hranice. OKC je řetězec, jehož kontakt terminálního článku s malým odporem má zanedbatelný (ale přesto existující) vliv na ostatní segmenty. Tyto segmenty změny svou konfiguraci nepodstatně, minimálně nebo vůbec. Příkladem OKC je manipulace s drobnými předměty, kdy je trup člověka fixován tíhovou silou ve stoji či sedu a poskytuje dostatečně pevnou oporu pro drobné relativně nezávislé pohyby horními končetinami při úchopech či přemístění předmětů. Pokud je odpor kladený na terminální článek tak velký, že je jeho pohyb spojen se souhybem článků dalších, řetězec se uzavírá. Pokud velikost odporu na tomto konci řetězce překročí velikost síly, která fixuje opačný konec řetězce, dochází ke zvratu *punctum fixum* a *punctum mobile* celého řetězce. Síly, které měly pohybovat terminálním segmentem, pohybují do té doby fixovaným proximálním segmentem. Jedná se o prototyp aktivní lokomoce systému, ať už se děje bipedně, kvadrupedně, chůzí, plazením, plaváním ve vodě či jinak, pokud je ale splněna podmínka, že se provádí aktivně, tedy svalovou činností jedince (Dvořák, 2005a).

2. 5. 1 Využití kinematických řetězců v rehabilitaci

Během holokinetického stádia novorozence, tedy od 5. dne do konce 1. měsíce, je novorozenec schopen pohybu končetin v zásadě v OKC s fixací méně pohyblivé části řetězce (trupu) pasivně tíhovou silou. Pohyby lze popsat jako velmi živé, trhavé, nekoordinované, všemi končetinami najednou, podobají se extrapyramidovým choreatickým až balistickým hyperkinézám. Tyto zdánlivě neúčelné pohyby jsou ale důležitou součástí vývoje dítěte, které tak objevuje možnosti svého pohybového systému v kontextu daných zevních podmínek. Zásadní faktor, který na dítě v postnatálním období působí, je tíhová síla. Tělo dítěte je v tíhovém poli v kontaktu s podložkou v celé řadě bodů, z nichž některé díky anatomickým poměrům lze využít jako místa opory. Mezi těmito místy, kde působí tíhová síla (a s ní spojené třecí a tlakové síly) a kde současně může působit síla svalů, vznikají podmínky pro aktivity v uzavřených kinematických řetězcích. Aktivity v CKC vedou k vytvoření posturálních předpokladů všech dalších motorických činností. Po zvládnutí aktivit v CKC se znovu objeví pohyby v OKC, nyní ale teleologicky zaměřené. Jedná se o pohyby, kdy je celý řetězec cíleně stabilizován vyjma jednoho či několika málo kloubů, ve kterých se pohyb odehrává. Vyspělou motoriku lze pak vnímat jako schopnost nastavovat konfiguraci řetězců tak, aby mohly být využívány jako otevřené i uzavřené a mohly přecházet jedny v druhé podle potřeby organismu (Dvořák, 2005b; Vařeka, 2006).

U reflexní lokomoce jsou řetězce uzavřeny mezi body opory, kterými jsou vybrané části trupu a končetin. Nastavením těla do výchozí polohy je vytvořena specifická propioceptivní stimulace a dochází k ovlivnění stupňů volnosti příslušných segmentů. Tím je určeno, jaká svalová souhra v řetězci bude tlakovou stimulací facilitována. Řídící význam při reflexní lokomoci mají segmenty osového orgánu. Chovají se jako společný rám kinematických smyček, které jsou uzavřeny mezi místy opory, a kinematických řetězců, které jsou ve stejný okamžik otevřeny (Dvořák, 2005b).

Pohyby v CKC využívá také terapeutické lezení. Jedná se o pohybovou aktivitu v kvadrupedálním zkříženém vzoru, při které je vyžadována koordinovaná aktivita končetin a svalů trupu. Při lezení dochází ke kombinaci opěrné a cílené motoriky a k integraci taktilních, vestibulárních, propioceptivních i zrakových informací. Využívá se u širokého spektra diagnóz, například u neurologických pacientů (roztroušená skleróza, hemiparéza, kvadruparéza), u vadného držení těla, chronických bolestí zad, skolióz, při léčbě chronické instability kloubů (pooperační a posttraumatické stavy), u revmatologických nebo degenerativních onemocnění páteře (Francová, Pavlů, & Pánek, 2006).

Prvky uzavřených kinematických řetězců využívají také fyzioterapeutické koncepty jako je propioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF), postizometrická relaxace či senzomotorická stimulace. PNF využívá přiměřeně odporovaného pohybu, jehož intenzitu, místo působení i směr vektoru síly odporu může terapeut neustále měnit. U PNF lze za uzavřený řetězec považovat propojení pacienta a terapeuta. Proximální část řetězce je představována pacientovou proximální částí končetiny, která je fixována tíhovou silou ležícího trupu společně se zbývajících končetinami. Distální konec končetiny je uchopen terapeutem, řetězec tak vlastně pokračuje segmenty jeho vlastních horních končetin, trupu i dolních končetin a těmi je taktéž vlastní tíhovou silou těla fixován k podložce. Jednu větev řetězce tak tvoří ošetřovaná končetina pacienta, druhou část pak celé tělo terapeuta a společně v rámci principů pohybu v CKC jsou v jisté funkční závislosti (Bastlová, 2018; Dvořák, 2005b).

Obdobného principu využívá i postizometrická relaxace. Jedná se sice o techniku zaměřující se na segmentální výkon, ale v izometrické fázi dochází k aktivaci svalstva v řetězci, jehož součástí je ošetřovaný sval. Terapeut se snaží o co nejcílenější zaměření efektu na konkrétní dysfunkční vlákna svalu (trigger point). Toho může dosáhnout pouze při precizní fixaci jednoho z anatomických partnerů ošetřovaného funkčního segmentu tak, aby ostatní svaly v řetězci byly vyřazeny z funkce a mohl tak využít segmentálních neurofyziologických vztahů postfacilitačního útlumu (Dvořák, 2005b).

Při senzomotorické stimulaci je pacient uváděn do labilních situací, kde pohybové programy muskulatury, pracující převážně posturálně v CKC, musejí zajistit současné nároky na anti gravitační zpevnění nosných kloubů a páteře na jedné straně a korekční souhyby při udržování rovnováhy na straně druhé (Dvořák, 2005b).

Za pohyb v CKC je brán i dřep, vystupování na schod, všechny aktivity v opoře končetin, kde je kladen dostatečně velký odpor na konci řetězce. Zde dochází k vzájemně vázanému pohybu periferního kloubu (hlezenní kloub, zápěstí), středního (kolenní, loketní kloub) a kořenového (kyčelní, ramenní kloub). Nejedná se sice o dokonale uzavřený řetězec, ale nese podstatné prvky CKC. Za úplně uzavřený řetězec lze považovat tlačení nebo tažení těžkého břemena, jízdu na bicyklu s těžkým převodem. Pokud zevní sílu není člověk schopen překonat, k pohybu v rámci řetězce vůbec nemusí dojít, i přestože jsou svaly řetězce aktivovány. Pracují izometricky a konečným efektem je ztužení neboli stabilizace řetězce (Dvořák, 2005a).

Přiměřená kloubní stabilita je předpokladem efektivního pohybu a lze ji tedy získat převážně v CKC. Fáze vytvoření posturálních synergií v CKC je podmínkou pro další motorický rozvoj. Zvládnutí cvičení v CKC je nezbytné pro to, aby příslušný segment mohl být součástí fungujících otevřených řetězců. V počáteční fázi rehabilitace je vhodné zahájit terapii

v opoře, s therabandy, v Sling-Exercise-Therapy konceptech či využitím jiných aktivit v CKC režimu, jelikož umožňují aktivaci v normálním fyziologickém rozsahu. Cvičení bez zvládnutí statické a dynamické stabilizace kloubů jakékoliv části těla bude přinejmenším málo efektivní, ne-li vysloveně rizikové (Dvořák, 2005b; Kibler, 2000).

Dolní končetiny jako orgán lokomoce pracují především v CKC, proto je také vhodné v rámci rehabilitace po úrazech či operacích využít jako hlavní typ ke stabilizaci nosných kloubů právě cvičení v CKC. Nejčastěji bývá využíváno při rehabilitaci po poškození a zejména po rekonstrukcích předního zkříženého vazů (ligamentum cruciatum anterius, LCA). Hlavním faktorem je snaha o redukci posunu tibie anteriorně, který se popisuje u klasického posilování musculi (mm.) vasti na kladce a podobně (Dvořák, 2005b). Právě při cvičení v CKC lze pozorovat redukci posunu tibie dopředu, nižší napětí LCA, lepší svalové ko-kontrakce flexorové a extenzorové svalové skupiny v oblasti kolene a zároveň jeho lepší stabilizaci. Při cvičení v OKC dochází ke vzniku mnohem větší smykové síly a vyššího napětí LCA, obzvláště při pohybu do extenze během posledních 45° (Beutler et al., 2002; Dvořák, 2005b). Při rekonstrukci LCA je v časně pooperační péči pacient instruován k izometrickému cvičení m. quadriceps femoris v rámci CKC přibližně v 15° flexe (semiflexe) kolenního kloubu, ideálně s využitím overballu vloženého pod koleno. V této pozici mají mm. vasti největší stabilizační efekt na patelu, nedochází k protažení štěpu a využívá se i stabilizační funkce m. gastrocnemius. Cvičení v CKC je součástí všech fází rehabilitačního programu, postupně se však zvyšuje náročnost. Využívá se nácviku krokových fází na Posturomedu nebo kombinace senzomotorických pomůcek v rámci neuromuskulárního tréninku. V 3. až 6. týdnu po operaci je možno postupně použít i cvičení v OKC (Smékal, Kalina, & Urban, 2006).

2. 5. 2 Problematika kinematických řetězců při chůzi

Z biomechanického hlediska je lidské tělo během chůze tvořeno soustavou segmentů navzájem propojených kloubů, které v důsledku stojné nebo švihové fáze chůzového cyklu vytvářejí uzavřené nebo otevřené kinematické řetězce. Pohyb dolních končetin při chůzi je charakteristický střídáním obou forem kinematického řetězce (Dvořák, 2005; Janura et al., 2018). Poměr mezi trváním uzavřeného a otevřeného kinematického řetězce se při normální chůzi pohybuje mezi od 65:35 (Dvořák, 2005b), přes 62:38 (Perry, 2010) až po 60:40 (Gross et al., 2005; Rose & Gamble, 2006; Whittle, 2014).

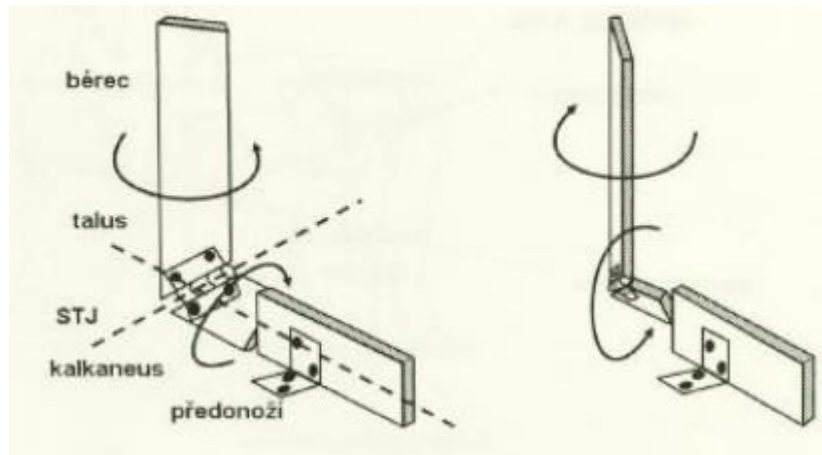
Steindler (1977) popsal rozdílnou aktivitu svalů dolních končetin během stojné a švihové fáze chůzového cyklu. Během stojné fáze je noha v kontaktu s podložkou a dolní končetina pracuje v CKC. Stabilita proximálních segmentů je závislá na stabilitě segmentů distálních. Příčinou snížené schopnosti stabilizovat trup tak může být nestabilita v oblasti nohy. To vede

ke zvýšené energetické náročnosti pohybu a zvýšení rizika pádu (Graham, Costigan, Sadler, & Stevenson, 2011; Janura et al., 2013). Při švihové fázi pracují segmenty dolní končetiny v OKC, kdy dochází ke střídání zrychlení a zpomalení pohybu. Rychlost pohybu distálního segmentu je závislá na rychlosti pohybu segmentu proximálního, kdy setrvačností dochází ke zrychlení distálních segmentů, pokud dojde ke zpomalení segmentů proximálních (Janura et al., 2013; McMullen & Uhl 2000; Vařeka & Vařeková, 2009). Koordinovaný pohyb dolních končetin ve švihové fázi je zásadní pro plynulý kontakt nohy s podložkou. Provedení švihové fáze tedy ovlivňuje fázi stojnou a naopak (Whittle, 2014).

Noha v průběhu chůzového cyklu vystřídá několik funkcí, nejdříve během iniciálního kontaktu a fáze postupného zatěžování tlumí náraz a přizpůsobuje se podložce, poté ve středním stoji nese hmotnost celého těla a na závěr stojné fáze slouží jako rigidní rameno páky pro propulzi dolní končetiny vpřed (Phan, Shin, Lee, & Koo, 2019).

Pro pochopení kineziologie nohy má zásadní význam znalost hlavních mechanismů, které dolní končetina v CKC využívá. Prvním z nich je spojení flexe v kolenním kloubu s vnitřní rotací bérce a extenze v koleni se zevní rotací bérce. Druhý je tzv. pantový mechanismus subtalárního kloubu. Subtalární kloub představuje pant, který spojuje dvě ramena (talus a kalkaneus), jejichž roviny jsou na sebe přibližně kolmé. Rotace jednoho z ramen kolem své dlouhé osy zapříčiní rotaci druhého z ramen kolem jeho dlouhé osy. Pokud se jedná o pohyb v CKC, vnitřní rotace bérce přenesená na talus způsobí přes subtalární kloub pronaci kalkanea. Naopak vnější rotace bérce je sdružena se supinací kalkanea. Třetí mechanismus představuje spojení supinace kalkanea v subtalárním kloubu s uzamčením Chopartova kloubu, pronace kalkanea je naopak spojena s jeho odemknutím (Vařeka & Vařeková, 2008).

Na popsání modelu pantu v kloubu subtalárním navazuje v Chopartově kloubu model pívotu (Obrázek 3). Píivot rozděluje distální segment nohy na dvě části. Vynucená rotace je omezena jen na střední segment, kalkaneus. Vnitřní rotace bérce a talu je následována pronací kalkanea, předonoží zůstává v plném kontaktu s podložkou, dostává se do relativní supinace a nesleduje pohyb zánoží, dochází k oploštění nožní klenby. Naopak při zevní rotaci tibie dochází k supinaci kalkanea a relativní pronaci předonoží, nožní klenba se zvýrazňuje (Vařeka & Vařeková, 2009). Další důležitou součástí je kladkový mechanismus plantární aponeurózy, který hraje významnou roli v zajištění nožní klenby a při zpevnění a odrazu nohy. Plantární fascie se při zvednutí paty a dorzální flexi I. metatarsophalangeálního kloubu navíjí okolo hlaviček metatarsů a přitahuje kalkaneus k předonoží, dopomáhá tak jeho supinaci (Vařeka & Vařeková, 2008; Vařeka & Vařeková, 2009).



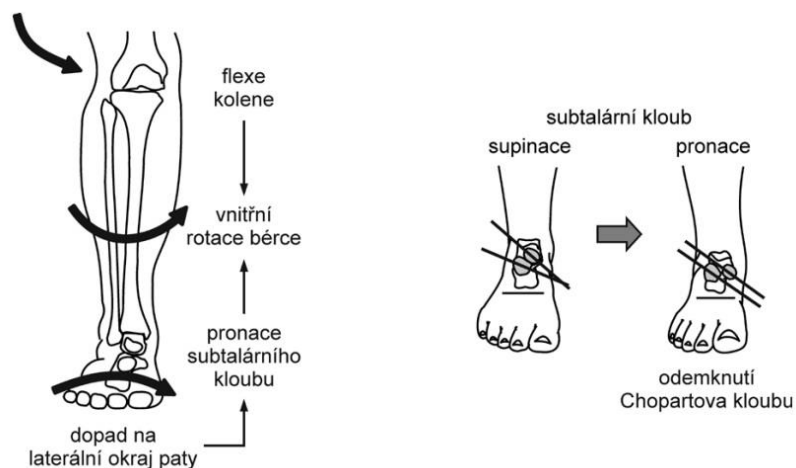
Obrázek 3. Model pantu v subtalárním kloubu a pivotu v Chopartově kloubu; STJ subtalární kloub (Vařeka & Vařeková, 2009).

Opěrná fáze

Iniciální kontakt a fáze postupného zatěžování

Opěrná fáze začíná kontaktem laterálního hrbolu kosti patní, při čemž se hlezno nachází v neutrální poloze a mírné supinaci. Dochází k zahájení pasivní plantární flexe v hlezenním kloubu, díky které je ploska pokládána na podložku. Při kontaktu reakční síla podložky směřující vně osy subtalárního kloubu vyvolá pronační moment v subtalárním kloubu. Tzv. pantovým mechanismem dochází ke sdužení pronace v kalkaneu v rovině frontální s addukcí talu a vnitřní rotací bérce v rovině transverzální. Zároveň vnitřní rotace bérce probíhá v souladu s flexí v kolenním kloubu v rovině sagitální, koleno je flexí odemknuto (Vařeka et al., 2018; Vařeka & Vařeková, 2009).

Postavení v kloubu subtalárním předurčuje rozsah pohybů v Chopartově kloubu, ve kterém probíhá relativní supinace předonoží kolem longitudinální osy vzhledem k výrazně pronujícímu zánoží. Při pronaci subtalárního kloubu je postavení osy, vedené kloubní plochou talu pro skloubení s os naviculare, rovnoběžné s osou vedenou kloubní plochou kalkanea pro skloubení s os cuboideum (Obrázek 4). To má za následek minimální stabilitu Chopartova kloubu, ten se odemyká, klesá rigidita předonoží a noha se připravuje na „uchopení“ terénu. Předonoží zůstává v plném kontaktu s podložkou, dostává se do relativní supinace a dochází k oploštění nožní klenby (Phan et al., 2019; Tweed, Campbell, Thompson, & Curran, 2008; Vařeka et al., 2018; Vařeka & Vařeková, 2009; Vařeka & Vařeková, 2012).



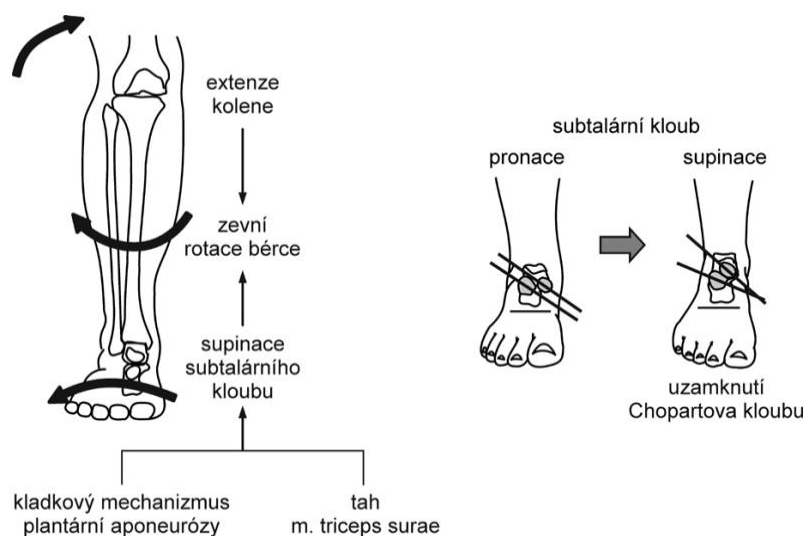
Obrázek 4. Sdružené pohyby v kloubech dolní končetiny během období postupného zatěžování. Rovnoběžné osy talonaviculárního a kalkaneokuboidního skloubení při supinaci v subtalárního kloubu (Vařeka et al., 2018).

V kyčelním kloubu pokračuje pohyb do extenze, který byl zahájen ještě před iniciálním kontaktem. Pánev rotuje k nové oporné dolní končetině, respektive frontální rovina pánve se stáčí na stranu oporné končetiny, tedy do vnitřní rotace v kyčelním kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009). Souza et al. (2014) popisují mechanickou závislost mezi zánožím a kyčelním kloubem, kdy pozorovali, že pronace zánoží je spojována s vnitřní rotací v kyčelním kloubu. Průběh těchto sdružených pohybů je také ovlivněn funkčním typem nohy a poměrně velkou variabilitou anatomických poměrů v oblasti kyčelního kloubu, např. kolodiafyzárního úhlu, úhlu antevertze, respektive retrovertze krčku kosti stehenní v transverzální rovině (Vařeka & Vařeková, 2009).

Fáze středního stoje

Po dosažení kontaktu celé plošky s podložkou následuje období středního stoje. Hlezenní kloub se nachází v plantární flexi a dochází v něm k relativní dorzální flexi. V subtalárním kloubu dochází k supinaci kalkanea tahem m. triceps surae a plantární aponeurózy. Tato supinace je spojena se zevní rotací bérce, extenzí kolenního kloubu, který se tímto pohybem uzamyká. V Chopartově kloubu pokračuje relativní pronace kolem longitudinální osy a tento kloub se také uzamyká. Osa vedená kloubní plochou talu pro skloubení s os naviculare se s osou vedenou kloubní plochou kalkaneu pro skloubení s os cuboideum rozbíhají, roste stabilita Chopartova kloubu a klesá rozsah jeho kloubního pohybu (Obrázek 5) (Phan et al., 2019; Vařeka & Vařeková, 2009). Přenos hmotnosti mediálně dopředu, supinace kalkanea, aktivita m. peroneus longus a kladkový mechanismus plantární aponeurózy způsobují akcentaci laterálního oblouku nohy, zpevnění Chopartova kloubu a vytvoření pevné páky nohy, přes

kerou se může uplatnit tah lýtkových svalů. Zároveň je chráněno předonoží proti poškození při zatížení v průběhu konečného stoje. Konkrétní rozsahy pohybů jsou individuálně rozdílné v závislosti na funkčním typu nohy a dalších vnějších a vnitřních faktorech. Kolenní kloub dosahuje své maximální extenze (3° flexe), poté se opět začíná flektovat. Kyčelní kloub se nachází v neutrálním postavení a dále pokračuje do extenze (Vařeka et al., 2018; Vařeka & Vařeková, 2008; Vařeka & Vařeková, 2012). Souza et al. (2014) popisují mechanickou závislost mezi pohybem zánoží, bérce a kyčelního kloubu, kdy je supinace kalkanea sdružena se zevní rotací bérce i kyčelního kloubu. Z terapeutického hlediska lze např. aktivací zevních rotátorů kyčelního kloubu snížit supinační postavení v hlezenním kloubu (Snyder, Earl, O'Connor, & Ebersole, 2009).



Obrázek 5. Sdružené pohyby v kloubech dolní končetiny během období střední opory (Vařeka et al., 2018).

Předšvihová fáze

Během předšvihové fáze pokračuje pohyb hlezenního kloubu do plantární flexe, v kloubu subtalárním pokračuje supinace a v Chopartově kloubu relativní pronace kolem longitudinální osy. V kolenním kloubu stále probíhá flexe, kyčelní kloub se dostává do maximální extenze a je zahájena rychlá flexe (Vařeka & Vařeková, 2009).

Švihová fáze

Švihová fáze začíná odrazem palce, dolní končetina není v kontaktu s podložkou a pracuje v OKC. Hlezenní kloub ještě krátce pokračuje v plantární flexi, která ale postupně přechází ve flexi dorzální a na konci švihové fáze se nachází v neutrálním postavení. Talus se v OKC považuje za fixní. Kalkaneus je nejdříve aktivitou m. extensor digitorum longus pronován, ale před kontaktem s podložkou se dostává do supinovaného postavení aktivitou

m. tibialis posterior. V Chopartově kloubu je zpočátku pronace, před kontaktem paty dochází k jeho supinaci. Kolenní kloub v první polovině švihové fáze pokračuje ve flexi, v druhé polovině přechází pohyb do extenze, takže v okamžiku iniciálního kontaktu je kloub téměř v plné extenzi. Během švihové fáze probíhá v kyčelním kloubu flexe, která je v závěru zbrzděna aktivitou extenzorů kyčle (Vařeka & Vařeková; 2009).

Hyperpronační syndrom

Hyperpronační syndrom představuje nadměrnou pronaci v subtalárním kloubu během prvních 2/3 stojné fáze GC se strukturálními nebo funkčními poruchami nohy, proximálních segmentů dolní končetiny i trupu. Articulatio talonavicularis se vyklenuje mediálně, současně se snižuje mediální podélná klenba nožní, předonoží jde do abdukce, prstce uchopují podložku, palec se odchyluje laterálně. Kvůli subtalární hyperpronaci a odemknutí Chopartova kloubu není noha během středního stoje GC dostatečně zpevněna a připravena na přenos váhy na předonoží. Je omezen přenos hmotnosti ve fázi odrazu na I. metatars a hmotnost je přenášena více pod hlavičky II. a III. Dále dochází k delšímu trvání vnitřní rotace bérce, kompenzační semiflexi v kolenním kloubu a vnitřní rotaci femuru, která se sdružuje s anteverzí pánve a hyperlordózou bederní páteře. Postavení pánve zásadně ovlivňuje celkovou posturu, dochází tak k dalším změnám v proximálních segmentech lidského těla (Nowacki, Air, & Rietveld, 2012; Vařeka & Vařeková, 2008; Vařeka & Vařeková, 2009).

Přetrvávající hyperpronace subtalárního kloubu v období středního stoje a období odrazu je příčinou biomechanického konfliktu mezi hlezenním a kolenním kloubem. Kolenní kloub se v období střední opory dostává do téměř plné extenze, při které dochází k zevní rotaci bérce a díky pantovému mechanismu dochází ke sdružené supinaci kalkaneu, který ale u tohoto syndromu hyperpronuje. Hyperpronační syndrom může vznikat řetězením poruchy distoproximálním směrem, kdy strukturální nebo funkční porucha je v oblasti nohy, nebo směrem proximodistálním, kdy prvotní příčinou je v úrovni kyčelního kloubu nebo pánve (Vařeka & Vařeková, 2008).

2. 6 Kinematická analýza pohybu

Kinematická analýza je založena na vyhodnocování záznamu pohybu bez ohledu na síly, které jej způsobují. Popisuje tak pohyb z hlediska umístění těla v prostoru a čase (Chatfield, 2003). Umožňuje pozorovat pohyb jednotlivých segmentů a kloubů lidského těla z hlediska kinematických veličin jako jsou dráha (úhel), rychlost (úhlová rychlost), zrychlení (úhlové zrychlení) a čas (Giannini, 1994; Svoboda & Janura, 2010).

Mezi kinematické metody patří goniometrie, akcelerometrie, stroboskopie, systémy pracující na elektromagnetickém principu nebo využívající akustické senzory a optoelektronické zařízení (Janura & Zahálka, 2004). Dnes se k záznamu pohybu nejčastěji využívají klasické videokamery nebo moderní optoelektronické systémy (Neumannová et al., 2015; Svoboda & Janura, 2010).

Výstupem kinematické analýzy jsou grafy závislostí kinematických parametrů na čase. Nejčastěji jsou při chůzi hodnoceny pohyb dolních končetin a pánve. Spojením kinematických a dynamických parametrů, spolu s antropometrickými údaji lze odvodit momenty síly produkované v kloubech, díky kterým lze usuzovat na probíhající svalovou činnost, mechanický výkon svalů a změny energie z něho vyplývající (Svoboda & Janura, 2010).

2. 6. 1 Optoelektronické systémy

Optoelektronické systémy představují moderní nástroj umožňující komplexní hodnocení pohybu jednotlivých segmentů těla při chůzi (Svoboda & Janura, 2010). Před samotnou analýzou jsou naměřeny antropometrické parametry (hmotnost, tělesná výška, šířka kotníku, šířka kolena, délka dolní končetiny, šířka lokte, šířka zápěstí, vzdálenost mezi dorzální a palmární stranou ruky a vzdálenost mezi středem ramenního kloubu a acromionem), které slouží k výpočtu středů kloubů. Po provedení měření jsou na subjekt připevněny reflexní značky, které se využívají ke sledování polohy jednotlivých segmentů a kloubů lidského těla. Jedná se o označení vybraných anatomických bodů na těle, přesněji jejich projekci na kůži. Moderní zobrazovací optoelektronické systémy, mezi které patří i systém Vicon MX, využívají aktivních značek (emitory světla, LED) nebo pasivních značek, které umožňují odraz signálu, jenž je vysílán z minimálně ze dvou kamer (Chèze, 2014; Neumannová et al., 2015; Svoboda & Janura, 2010). Aby bylo možné porovnat výsledky různých studií, je nutné používat předem definované soubory značek. U systému Vicon MX se pro analýzu chůze využívá model 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 (časoprostorové parametry, úhly v kloubech) parametry. Optoelektronické systémy využívají

automatického hodnocení polohy kontrastních značek v prostoru, které má vysokou přesnost (Svoboda & Janura, 2010).

Před měřením se provádí statická kalibrace subjektu, kdy je subjekt nasnímán ve stoji a jsou k sledovaným bodům přiřazeny názvy. Následně software provede statickou kalibraci modelu a přiřadí k bodům segmenty. Poté se může subjekt s připevněnými značkami pohybovat ve zkalibrovaném prostoru, přičemž pohyb lze sledovat v měřicím software v reálném čase. Nakonec je záznam exportován do formátu, ve kterém je možné výstupní parametry dále analyzovat v dalších programech, u systému Vicon MX se využívají programy Vicon Polygon nebo Vicon BodyBuilder (Svoboda & Janura, 2010).

Limitací využití optoelektronických systémů je označení projekce anatomických bodů na kůži, jelikož vrstva měkkých tkání jedince, které se nacházejí mezi kostí a značkou, může být poměrně široká. To způsobuje posun značky v průběhu pohybu a z toho vyplývající možnost chyby. Velikost chyby závisí především na antropometrických parametrech měřeného jedince a na změnách rychlosti pohybu (Neumannová et al., 2015). Dalšími nevýhodami optoelektronických systémů jsou jejich nemožnost využití mimo laboratoř, vysoká náročnost finanční, personální, prostorová i časová (Svoboda & Janura, 2010; Uitto, 2021).

2. 6. 2 Umělá inteligence

Optoelektronické systémy jsou díky své přesnosti a spolehlivosti nazývány zlatým standardem v kvantifikaci lidského pohybu, nicméně s nedávným pokrokem v oblasti umělé inteligence a neuronových sítí se pro odhadování polohy člověka rozšířilo využívání metod založených na hlubokém učení a počítačovém vidění (Mundt et al., 2020; Uitto, 2021). Hluboké učení představuje přístup k umělé inteligenci, který využívá algoritmů (především neuronových sítí) s velkým počtem vrstev reprezentujících data. Algoritmus se může učit ze zkušeností a umožňuje chápat svět v hierarchii pojmů, přičemž každý pojem je definován na základě vztahu k jednodušším pojmům. Pokud nakreslíme graf znázorňující, jak jsou tyto koncepty na sebe navazovány, je tento graf hluboký a má mnoho vrstev. Tím, že tento přístup shromažďuje znalosti ze zkušeností, se vyhýbá nutnosti, aby lidé specifikovali všechny znalosti, které počítač potřebuje, je tedy schopný učit se (Goodfellow, Bengio, & Courville, 2016). Pomocí matematických funkcí a vhodných trénovacích dat se algoritmy mohou naučit rozpoznávat vzory v datech a přesně provádět konkrétní úkol (např. rozpoznávat ručně psané číslice nebo umístit středy kloubu) (Nielsen, 2015). Hluboké učení lze využít ke zpracování naměřených dat, například k hledání závislostí mezi jednotlivými klouby, k předpovědi jejich pohybů a momentů sil na dolních končetinách během chůze (Mundt et al., 2020; Hajizadeh, Michaud, Desmyttere, Carmona, & Begon, 2020).

Použití umělé inteligence v kombinaci s nositelnými senzory může zjednodušit měření a v budoucnosti by mohlo nahradit standardní analýzu pohybu pomocí optoelektronických systémů (Mundt et al., 2020). Díky neuronovým sítím je nyní možné provádět analýzy a odhadovat úhly v kloubech také bez užití značek, což umožňuje realizovat měření v outdoorovém prostředí. K měření je zapotřebí jedné nebo více kamer s možností detekce orientačních bodů, tzv. pose estimation. Jedná se o metodu počítačového vidění, která využívá neuronové sítě k detekci tělesných bodů v obraze. Následně jsou díky použití jednoduché geometrie odhadnuty kloubní úhly (tj. úhly mezi dvěma vektory, z nichž každý představuje segment těla) (Cronin, 2021).

2. 7 Balet

Balet je jedinečnou kombinací umění a sportu, který využívá k vyjádření emocí a příběhů různých pozic. Provádění složitých baletních čísel vyžaduje vysokou úroveň atletických schopností, jakými jsou rychlost, hbitost, síla, flexibilita či vytrvalost (Allen, Nevill, Brooks, Koutedakis, & Wyon, 2012). Dále je náročný i na somatosenzorickou integraci, neuromuskulární koordinaci a samozřejmě na celkovou estetiku těla (Kerr et al., 2016; Motta-Valencia, 2006; Smith et al., 2015). Ke správnému provedení pozic je zapotřebí extrémních rozsahů pohybu v kloubech, které jsou vlivem významné flexibility náchylné k poranění, a to nejen při tanci, ale i v běžném životě (Lung, Chern Hsieh, & Yang, 2008). Balet je tak zároveň stejně fyzicky náročný jako mnoho jiných týmových sportů, a navíc je náročný na odrazy a dopady. V průběhu tréninku provedou tanečníci více než 200 výskoků a dopadů (Orishimo, Kremenic, Pappas, Hagins, & Liederbach, 2009).

Balet je také jedinečný tím, že se nejedná pouze o sportovní aktivitu, ale také o divadelní umění. Jako u jiných umělců, se od tanečníků očekává kreativita, zatímco provádějí těžké taneční kroky před živým publikem. Klasický balet je vysoce stylizovaná forma umění, která vyžaduje velmi specifické dispozice, od souměrnosti obličeje, velkých očí, dlouhého krku, dlouhých nohou a rukou, ale celkově malého vzrůstu, malého množství tuku v těle až po tvar nártů. Touha po perfektní postavě tvoří u tanečníků celoživotní úsilí, nekonečnou práci a také značný stres (Čechová, 2020). Jelikož tanečnice s nevhodnou postavou nejsou připuštěny na jeviště, uchylují se k drastickým dietám a kouření, jež často vedou k mentální anorexii (Čechová, 2020; Hamilton, Hamilton, Marshall, & Molnar, 1992).

Mentální anorexie postihuje v baletu především ženy, ty váží 11 % pod jejich ideální váhou, zároveň je jejich Body Mass Index (BMI) nižší než u běžné dospělé populace (Madden et al. 2010). Proto s touhou po dlouhém, štíhlém těle bývají spojovány poruchy příjmu potravy, opoždění první menstruace, poruchy menstruačního cyklu nebo skolióza (Hamilton et al., 1992). Prevalence poruch příjmu potravy se u baletek udává u 16,4 %, z toho jsou 4 % anorexie a 2 % bulimie. Při tom prevalence anorexie u běžné populace žen se pohybuje od 0,3 do 1 % (Arcelus, Witcomb, & Mitchell, 2013).

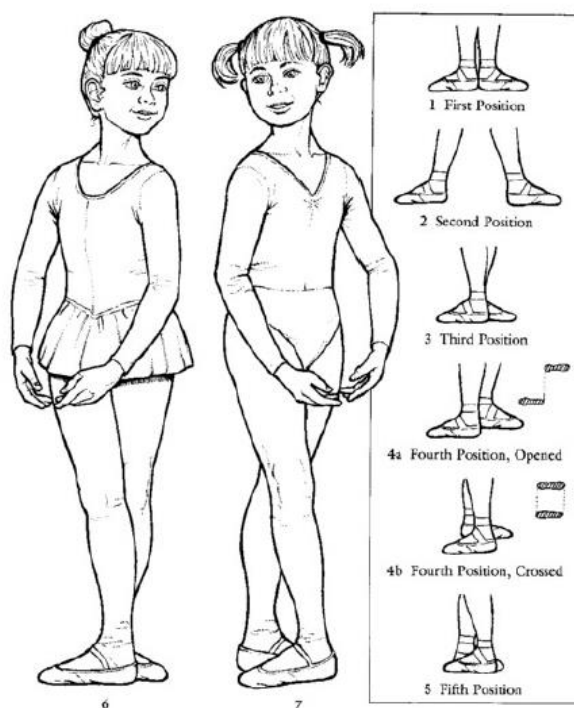
2. 7. 1 Základní pozice

Technika baletního tance se vyznačuje využíváním extrémních poloh, které překračují přirozený rozsah pohybu v kloubech. Většina těchto poloh je založena na zevní rotaci dolních končetin – *turnout*, která by měla vycházet z kyčelních kloubů. Jedná se o výchozí polohu pro provedení velkého počtu tanečních pozic. Další typickou pozicí je tanec na špičkách s maximální plantární flexí v hlezenním kloubu – *demi-pointe* nebo *pointe*. Naopak maximální

dorzální flexí se vyznačuje *demi-plié*. Jsou to polohy, které namáhají svaly, klouby a šlachy. Baletní tanečníci, kteří nemohou dosáhnout těchto specifických estetických standardů, mohou ignorovat správnou techniku a zvyšují tak potenciální možnost zranění (Jarvis & Kulig, 2016; Motta-Valencia, 2006).

Základní pozice chodidel

V baletu existuje pět základních pozic chodidel, z nichž vycházejí baletní techniky (Obrázek 6). Výchozí poloha je založena na vytočení dolních končetin směrem ven, tzv. *turnout* (Madden, et al., 2010; Motta-Valencia, 2006).



Obrázek 6. Pět základních pozic chodidel (Green & Denzler, 1997).

První pozice je zaujetí stoje s patami u sebe, nohy jsou v plném kontaktu s podložkou, svírají úhel 180°, kolena se dotýkají. Druhá pozice vychází z pozice první, ale paty jsou od sebe vzdáleny na šířku chodidla. Třetí pozice vychází taktéž z první pozice. Dolní končetiny se kříží tak, že jedno chodidlo zakrývá polovinu druhého chodidla. Pata přední nohy je přitisknuta ve středu klenby zadní nohy. Ze třetí pozice vychází pozice čtvrtá, pravá noha je předsunutá tak, že mezi chodidly je vzdálenost šířky jednoho chodidla. Pátá pozice také vychází ze třetí pozice, kdy dolní končetiny jsou více zkřížené, paty jsou v kontaktu se špičkami druhé dolní končetiny (Green & Denzler, 1997).

Turnout

Pět základních pozic v baletu je založeno na vytočení dolních končetin směrem ven, tzv. *turnout*. Pohyb je veden zevní rotací v kyčelním kloubu, která dosahuje 60–70°. Ideálně je

prováděn aktivitou pelvitrochanterických svalů a m. gluteus maximus, a předchází se tak zapojení rotace v kolenních a hlezenních kloubech. Výrazná zevní rotace v kyčelním kloubu vede ideálně k tomu, že chodidla jsou na podlaze uloženy v přímce. Pokud je ale zevní rotace prováděna pouze aktivitou m. gluteus maximus, například při korekcích typu „stáhněte hýždě k sobě“, dochází k vyřazení aktivity pelvitrochanterických svalů a *turnout* tak nemůže být provedeno správně (Iunes, Elias, Carvalho, & Dionísio, 2016; Kadel, 2006; Motta-Valencia, 2006; Simmel, 2013).

Rozsah kyčle do zevní rotace je primárně určován kostními, ligamentózní a svalovými faktory. Kostní faktory zahrnují velikost antevertzního úhlu krčku stehenní kosti, kdy menší velikost tohoto úhlu zabezpečí větší zevní rotaci v kyčli. Další kostním faktorem tvar jamky kyčelního kloubu. Mělké acetabulum, které směřuje laterálně, je považováno za výhodné při dosažení extrémních pozic do zevní rotace. Mezi ligamentózní a svalové faktory lze zařadit celková protažitelnost měkkých tkání, kloubního pouzdra – především iliofemorálního vazy, adduktorů a vnitřních rotátorů kyčelního kloubu (Clippinger, 2007; Hamilton et al., 1992).

Mnoho baletních tanečníků není schopno dosáhnout perfektního vytočení dolních končetin z důvodu omezení rozsahu pohybu do zevní rotace v kyčelním kloubu. Aby byli schopni umístit chodidla do správné pozice, uchylují se tanečníci ke kompenzačním mechanismům (Kadel, 2006). První náhradní pohybovou strategií při nedostatečné zevní rotaci v kyčelním kloubu je antevertze pánve, která umožní jeho mírnou flexi, a dojde tak ke zvýšení zevní rotace v kyčli (Quanbeck, Russell, Handley & Quanbeck, 2017). Antevertze pánve způsobuje zvýšení bederní lordózy a dochází k narušení kooperace mezi zádonými a břišními svaly (Simmel, 2013). Hyperlordóza vytváří nevhodný tlak na posteriorní části páteře (Motta-Valencia, 2006). Pokud není požadované zevní rotace dosaženo ani za náklonu pánve anteriorním směrem, dochází ke zvýšení rotace v kloubech kolenních a k hyperpronaci nohy, která je označována jako tzv. *rolling in* (Negus, Hopper, & Briffa, 2005). Během hyperpronace jde zánoží (kalkaneus a talus) do pronace, dochází k mediálnímu vyklenutí articulation talonavicularis, současně ke snížení mediální podélné klenby nožní, předonoží jde do abdukce, prstce uchopují podložku, palec se odchyluje laterálně. Zároveň je zvýšená aktivita m. tibialis anterior (Obrázek 7) (Carter, Bryant & Hopper, 2019). Hyperpronace ovlivňuje nejen okolní struktury nohy a hlezna, ale zvyšuje riziko zatížení v proximálních segmentech, jelikož je spojena s výraznější vnitřní rotací v kolenním kloubu, semiflexí kolene, vnitřní rotací femuru, antevertzí pánve a hyperlordózou bederní páteře, jenž zásadně ovlivňuje celou posturu (Nowacki et al., 2012; Vařeka & Vařeková, 2012).



Obrázek 7. Nesprávné provedení turnout – tzv. *rolling in* (Carter et al., 2019).

Relevé

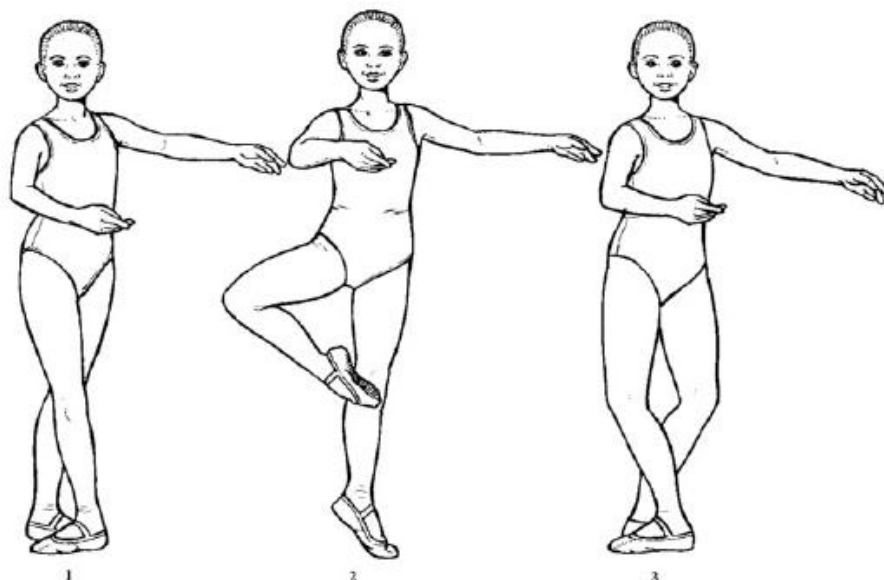
Při tomto pohybu se tanečník zvedá na špičkách prstců (*pointe*) nebo na hlavičkách metatarsů (*demi-pointe*). Výchozí pozicí je *demi-plié* (Khan, Brown, & Way, 1995; Simmel, 2013).

Pointe

Poloha na špičkách prvního a druhého prstce se nazývá *pointe*. Vyžaduje 90-100° plantární flexi v hlezenním kloubu, ale neutrální polohu prstců vzhledem k podélné ose chodidla. Hmotnost celého těla je nesena v hlezenním kloubu a na špičkách prvního a druhého prstce. Při *pointe* se talus posune směrem dopředu, jeho užší zadní část se dostává do kontaktu s hlavicí tvořenou tibií a fibulou, kloub má větší vůli k pohybům do stran. Kostní stabilita je tak nižší v plantární flexi než v dorzální, proto je k dosažení této polohy důležitá správná činnost a síla vnitřních svalů nohy a dlouhých svalů, stabilizujících hlezenní kloub (Iunes et al., 2016; Kadel, 2006; Kapandji, 2011). Vzhledem k náročnosti správného provedení pozice je také častou příčinou vzniku poranění hlezenního kloubu (Lung et al., 2008). O'Loughlin, Hodgkins a Kennedy (2008) ale uvádějí, že pozice *pointe* je pro talokrurální kloub pozicí stabilní. Tibia je v uzamčeném postavení na kalkaneu, taktéž subtalární kloub je uzamčen, předonoží je ve varozitě. Poranění středonoží je tak více pravděpodobné než distorze hlezenního kloubu. S dorzální flexi dochází ale k rozvolnění tohoto komplexu a hlezno je tak náchylné k poranění do inverze (O'Loughlin et al., 2008).

Balancování na jedné špičce je v baletu mistrovským projevem, který se provádí ve speciální obuvi, v baletních špičkách (*pointe shoes*). Ženy by měly být schopny balancovat na jedné špičce po velmi dlouhou dobu (Wankle, Avendt, Mill, & Groneberg, 2013). Téměř vždy

provádějí *pointe* ženy, ale existují profesionální taneční školy, ve kterých na špičkách tancují i muži (Madden et al., 2010). Nácvik polohy *pointe* následuje po správném provedení pozic v *demi-pointe*, až má tanečník dostatečnou sílu a úroveň balance ke správnému provedení pozic. Testem může být předvedení *retiré (passé)* na *demi-pointe* (Obrázek 8). Pozice musí být vyzkoušena na obou končetinách (Khan et al., 1995). Dále se doporučuje začít s polohou *pointe* až po dosažení 11 let, s 3–4 roky předchozího tréninku, kdy je již trupové, břišní a pánevní svalstvo schopno stabilizace (Clippinger, 2007; Madden et al., 2010).



Obrázek 8. *Retiré* – špička kročné dolní končetiny je zvednuta těsně pod koleno (Green & Denzler, 1997).

Demi-pointe

Demi-pointe je pozice, při které tanečník stojí na hlavičkách metatarsů, na metatarsophalangeálních kloubech. K provedení této pozice je vyžadována plná plantární flexe v hlezenním kloubu a 90° extenze v metatarsophalangeálním kloubu palce, kterou lze provést pouze při dostatečném protažení m. flexor hallucis longus (Clippinger, 2007; Simmel, 2013). Hmotnost těla je rozložena mezi prvním a druhým metatarsem. Prstce jsou relaxovány a snaží se zaujmout co největší kontakt s podložkou (Simmel, 2013).

Plié

Jeden z nejčastějších pohybů v baletu je *plié*, jelikož každý skok a každý dopad začíná nebo končí v této pozici, kterou lze přirovnat k hlubokému dřepu. *Plié* lze provádět v každé z pěti základních pozic. Správné provedení této polohy není důležité pouze pro taneční techniku, ale slouží jako prevence úrazů. Pozici *plié* lze rozdělit na *demi-plié* a *grand-plié*.

Demi-plié

Výchozí polohou pro *demi-plié* je *turnout*. Při pohybu do *demi-plié* dochází k maximální flexi v kolenních kloubech, bez přerušení kontaktu pat s podložkou. Pomalá flexe kolenního kloubu je prováděna souhrou flexorů kolenního kloubu (m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus), kteří pracují koncentricky, a extenzoru kolene (m. quadriceps femoris), který pohyb kontroluje svojí excentrickou aktivitou. Obě skupiny svalů začínají na pánvi, jejíž neutrální postavení je předpokladem pro správné provedení této pozice. Při ideálně provedeném *demi-plié* dochází k zevní rotaci v kyčelním kloubu, bérce zůstává ve vnitřní rotaci. Tlak je tak rovnoměrně rozprostřen mezi mediální a laterální meniskus, zkřížené vazy jsou navinuty na sebe a stabilizují kolenní kloub, patela je centrována v kloubní jamce. Během *demi-plié* se vidlice hlezenního kloubu, která je tvořena tibií a fibulou, posunuje vpřed po talu a sklouzává kolem dlouhé osy nohy, jež vede k druhému prstci, mírně do inverze. Pro správné provedení *demi-plié* je zapotřebí dostatečného rozsahu pohybu do dorzální flexe v talokrurálním kloubu. Tento pohyb je zapotřebí k absorpci nárazu při doskocích. Omezený rozsah pohybu vede ke značné pronaci v subtalárním kloubu, na kterou navazuje nežádoucí vnitřní rotace v kolenním kloubu. V hluboké pozici *demi-plié* hraje klíčovou roli patní kost, která je tažena plantárními flexory nohy nahoru. Je tak dosaženo předepnutí struktur na chodidle, které je tak připraveno k odrazu. V nejnižší poloze *demi-plié* je femur paralelně se zemí (Ahonen, 2008; Khan et al., 1995; Simmel, 2013).

Grand-plié

Jedná se o obdobu *demi-plié* s tím rozdílem, že při *grand plié* dochází k nadzvednutí pat od podložky a tím pádem i větší flexi v kolenních kloubech. Hmotnost těla je přenesena na předonoží (Escamilla, 2001).

2. 7. 2 Taneční držení těla a postura

Taneční a běžné držení těla se od sebe významně neliší. Platí pro ně stejné zásady (Kröschlová, 1956). Důležitá je neutrální pozice pánve, na kterou nasedá napřímená páteř. Právě nastavení pánevního pletence ovlivňuje nastavení dolních končetin v jednotlivých kloubech (Clippinger, 2007). Správné držení těla je pro provedení jednotlivých baletních pozic zásadní. Je ze své podstaty estetické, jelikož se přibližuje k antickému ideálu krásy, a zároveň ekonomické, neboť se projevuje minimální svalovou aktivitou nutnou k jeho udržení (Kröschlová, 2003).

Pro balet, narozdíl od běžného držení těla, je typické vytočení dolních končetin do zevní rotace. Při stoji spatném svírají nohy na podložce úhel 180°, nártky jsou vyklenuté, kolenní klouby propnuté, česky jsou taženy laterálně. Páneve je v neutrální pozici, páteř napřímená, krk

je uvolněný a svírá se spodinou ústní pravý úhel. Hrudník je vyklenutý dopředu, horní končetiny volně visí podél těla. Hmotnost těla je rovnoměrně rozložena na obě dolní končetiny (Clippinger, 2007; Kröschlová, 2003).

U velkého množství mladých, začínajících, ale i profesionálních tanečnicků můžeme zaznamenat vadné držení těla. Vadné držení těla bývá nejčastěji způsobeno postavením pánve do antevertze či do retrovertze. Postavení pánve do antevertze je prvním kompenzačním mechanismem při nedostatečné zevní rotaci v kyčelním kloubu. Dochází k oslabení nebo neoptimálnímu zapojení břišních a hýžd'ových svalů. Břicho je vyklenuté, je zvětšena bederní lordóza a hrudní kyfóza, dochází k hyperextenzi v kyčelních a kolenních kloubech. Vertikální projekce tíhové síly v sagitální rovině je soustředěna za osu kyčelních kloubů. Dochází k vyvážení se do ligamentózního aparátu a snížení energetických nároků na vzprámené držení těla. Jedná se o nepružné držení těla, které není připravené k pohybu, tzv. relaxovaný postoj. U začínajících tanečnicků je incidence antevertze pánve ve spojení s hyperlordózou větší než u jejich profesně starších kolegů. Je to přisuzováno kvalitnějšímu provedení jednotlivých pozic u zkušenějších tanečnicků (Clippinger, 2007; Kröschlová, 2003).

Postavení pánve do retrovertze je způsobeno nedostatečným propnutím dolních končetin v kolenních kloubech. Vertikální projekce tíhové síly je posunuta za osu kyčelních kloubů, současně je zde umístěn i trup. Dále pak dochází k uvolnění břišního svalstva, flexi trupu a předsunutí hlavy. Je patrné zvýraznění křivek páteře. Snižuje se pohotovost těla k pohybu i kvalita dýchání (Clippinger, 2007; Kröschlová, 2003).

Důsledkem vadného držení jednotlivých segmentů těla je snížená schopnost balance (Clippinger, 2007).

2. 7. 3 Vliv baletu na pohybový systém

Stát se profesionálním baletním tanečnickem vyžaduje intenzivní trénink až 6krát za týden. Profesionální tanečnice také začínají s baletem brzy, některé navštěvují taneční hodiny už od 4 let. Muži mohou začít tančit později, nejčastěji mezi 12. a 16. rokem, a jejich figury jsou náročné především na skoky a zvedání partnerek (Hammilton et al., 1992; Madden et al., 2010). Profesionální tanečníci mohou vystupovat až sedmkrát za týden, až ve 145 představeních za rok v 15 různých programech (Fuller, Moyle, Hunt, & Minett, 2019) Vzhledem k vysoké náročnosti tréninků i vystoupení lze baletní tanečnický povolání považovat za vrcholové sportovce. V důsledku jejich zatížení jsou tanečníci vystaveni zvýšenému riziku zranění z přetížení (Allen et al., 2012). Nadměrná zátěž a vysoká incidence poranění přispívá u tanečnicků k předčasnému vzniku degenerativních změn, jako je artróza nosných kloubů dolních končetin nebo prolaps lumbálního intervertebrálního disku (Ekegren, Quested, & Brodrick, 2014; Smith et al., 2015).

Až 75 % poranění při baletu se nachází na dolních končetinách, převážně v oblasti hlezenního kloubu, dalším častým místem poškození je bederní oblast páteře (Allen et al., 2012; Madden et al., 2010; Smith et al., 2015). Zranění lze podle příčin vzniku rozlišit na poranění traumatického původu nebo na zranění vzniklá na základě přetížení. Většina tanečních zranění byla klasifikována jako zranění z přetížení, které je definováno jako výsledek opakované fyzické zátěže bez přiměřené doby na rekonvalescenci. Předpokládá se, že právě tato nerovnováha mezi tréninkovou zátěží a dobou odpočinku vede k únavě a následně ke zranění (Fuller et al., 2019). Dalšími faktory, které přispívají k dlouhodobému zatížení, jsou náročná choreografie, taneční obuv, charakter tanečního povrchu, nedostatečná výživa spojená s osteoporózou, únava či psychická kondice tanečníka (Clippinger, 2007, Madden et al., 2010).

Významným faktorem v prevalenci úrazů je také pohlaví. Kdy celková incidence úrazů u profesionálních tanečnicků byla naměřena 1,46 úrazů na 1000 tanečních hodin u mužů a 1,06 u žen. U žen převažují zranění vzniklá dlouhodobým přetížením, 64 % všech poranění. U mužských profesionálních tanečnicků byl prokázán větší podíl traumatických poranění, která představují polovinu jejich zranění (Smith et al., 2015).

Balet má samozřejmě i plno pozitivních vlivů na muskuloskeletální aparát a na řadu motorických dovedností. Precizní provedení pohybů vyžaduje vysokou míru kontroly pohybu jednotlivých kloubů, která vyřazuje zapojení sousedních segmentů (Clippinger, 2007). Přehled o jednotlivých segmentech těla v prostoru a vůči sobě navzájem je zprostředkován pomocí propriocepce. Správné uvědomění si polohy a pohybu těla slouží jako prevence vzniku poranění. Baletní trénink také vede ke zlepšení vnímání svého těla, zejména dolních končetin a hlezna (Kiefer et al., 2013).

Pro zabezpečení posturální stability je důležitá vzájemná spolupráce propriocepce, zrakového a vestibulárního aparátu (Vařeka, 2002). Jednotlivé senzory se podílí za různých podmínek odlišně (Horak, 2006). Hlavní roli v řízení stability při baletním tréninku hraje zraková kontrola (Kiefer, Cummins-Sebree, Riley, & Hass, 2007), jelikož tanečníci tráví většinu svého tréninku před zrcadlem (Simmons, 2005). Simmons (2005) uvádí, že pokud je zamezeno příchodu proprioceptivních informací a tanečníci jsou odkázáni pouze na informace ze zrakového a/nebo vestibulárního aparátu, jsou ve stoje mnohem méně stabilní než běžná populace. Naopak Kiefer et al. (2013) uvedli, že tanečníci vykazují ve srovnání s běžnou populací vyšší úroveň stability stoje, ať již se zrakovou kontrolou či bez ní. Nicméně se shodují na tom, že baletní trénink vede ke zlepšení balance a stability (Kiefer et al., 2013; Simmons, 2005).

Vliv baletu na páteř

Stabilní, ale zároveň flexibilní páteř je důležitá jak pro tanec, tak i pro každodenní život. Většina baletních pozic vyžaduje značný rozsah pohybu páteře. Správné provedení *cambré*, arabesky, ale také skoků a piruet lze zvládnout pouze s flexibilní páteří. U dynamických pohybů je k dosažení stability kladen důraz zejména na adekvátní svalovou souhru při správném časovém zapojení svalů – tzv. timingu (Clippinger, 2007; Simmel, 2013).

Pro balet je typické, že se tanečníci snaží o co největší napřímení páteře. Vzpřímené držení těla je totiž známkou sebedůvěry. To může vést až k vyhlazení fyziologických zakřivení páteře (Clippinger, 2007; Simmel, 2013). Fyziologické zakřivení páteře v sagitální rovině, ve smyslu lordóz a kyfóz, je důležité pro její pružnost a výrazně zvyšuje pevnost (Dylevský, 2007). Je také důležité pro správnou absorpci nárazů. V důsledku vyhlazení křivek páteře je zvyšována zátěž na intervertebrální disky, fasetové klouby a zvyšuje se riziko vzniku bolestí dolní části zad (Clippinger, 2007).

Lumbosakrální spojení je dolní část páteře, která je specializovaná pro přenos sil na pánev. Při vzpřímeném stoji se považuje za normální 30° úhel mezi sacrem, které je natočené anteriorně, a tělem posledního lumbálního obratle. Při zvýšení tohoto úhlu nad 30° má horní obratel větší tendenci k posunu anteriorně po dolním obratli. Zároveň dochází ke změně postavení bederní páteře a k vytvoření většího zakřivení, tzv. hyperlordóze. Na jednotlivé obratle působí větší smykové síly a dochází k nežádoucímu pohybu sousedních obratlů, což má za následek zvětšené riziko vzniku zranění, spondylolýz a spodylolistéz, kdy 75 % vážných poranění bederní páteře se nachází mezi segmenty L4/L5 a L5/S1 (Bracilović, 2009; Clippinger, 2007).

Dalšími změnami páteře, které se u tanečníků objevují, jsou zvětšení hrudní kyfózy, předsunutá držení hlavy či skolióza. Incidence idiopatické skoliózy se obecně udává v rozmezí mezi 10 a 16 %. Rizikovými faktory pro vznik skoliózy jsou ženské pohlaví, ektomorfní typ postavy, zvětšení flexibility či konstituční hypermobilita, snížení hladiny estrogenu, amenorea či snížení nutrice, nedostatek vitamínu D a kalcia (Clippinger, 2007). Incidence skoliózy u baletních tanečnic je výrazně vyšší než u běžné populace, Hamilton a kol. (1992) udávají 33 %, Longworth, Fary a Hopper (2014) 30 %, ale například Zaina, Donzelli, Romano a Negrini (2015) až 43% pravděpodobnost vzniku skoliózy.

Při chronických přetíženích jsou baletní tanečníci náchylní na stresové fraktury obratlů, poškození intervertebrálních disků, chronické lumbago nebo chronickou bolest krční páteře. Poranění svalů, blokády nebo náhlé poškození disku zase reprezentují akutní poškození (Simmel, 2013).

Vliv baletu na oblast pánve

Pánev zajišťuje stabilní a mírně pružící bázi pro flexibilní páteř, a zároveň představuje její spojení s dolními končetinami (Véle, 2006). Pánev celkově je považována za rigidní strukturu, kde značně omezený pohyb se děje v sacroiliakálních skloubeních a symfýze. Pohyby pánve jsou spojeny s pohyby páteře a stehenních kostí (Clippinger, 2007).

Sdružené pohyby páteře, pánve a femuru jsou v baletu využívány k dosažení extrémních tanečních pozic. Při snaze dosáhnout nadměrného rozsahu pohybu do flexe v kyčelním kloubu při snížené flexibilitě hamstringů, dochází k retroverzi pánve a snížení bederní lordózy. Retroverze pánve změní postavení acetabula a umožní tak větší rozsah do flexe v kyčelním kloubu. Časté využívání tohoto mechanismu je však v baletu nežádoucí, jelikož retroverze pánve způsobuje flexi stojné dolní končetiny a páteře, čímž narušuje požadované vzpřímené držení těla. Naopak antevertze pánve se podílí na zvýšení bederní lordózy a flexi kyčelních kloubů. Tato pozice je využívána jako pozice relaxační. Dochází při ní ke zvýšení aktivity flexorů kyčelních kloubů a extenzorů lumbální části páteře, což vede k přetěžování dolní části zad (Clippinger, 2007).

Pro stabilizaci trupu je zapotřebí pevné báze, kterou představuje pánev. Stabilizace pánve je zajištěna spoluprací břišních svalů a hamstringů. Schopnost kontrolovat pohyby pánve a trupu s fázickými pohyby dolních končetin je jedním z důležitých faktorů pro rozvoj tanečních dovedností (Clippinger, 2007).

Vliv baletu na oblast kyčelního kloubu

Kyčelní kloub je kloubem kulovitým omezeným. Je pro něj charakteristická výjimečná stabilita, která je nezbytná, aby odolávala velkým silám, jež jsou spojeny se vzpřímeným stojem i pohybem. I přes své strukturální předpoklady, zajištěné rozsáhlým kontaktem artikulujících kloubních ploch, silným kloubním pouzdem zesíleným vazy a mohutnými svaly, umožňuje kyčelní kloub překvapivý rozsah pohybu, který se tanečníci ještě snaží vylepšit (Clippinger, 2007, Hammilton et al., 1992). Janda (2004) udává rozsah pohybu do zevní rotace 45° a do vnitřní rotace 30°. Pro správné provedení *turnout* je při tom zapotřebí 60-70° zevní rotace v kyčelním kloubu (Clippinger, 2007). Správné provedení *turnout* je důležité pro efektivní přenos tělesné hmotnosti a lepší řízení pohybu dolních končetin, přičemž snižuje riziko vzniku poranění (Pata, Welsh, Bailey, & Range, 2014). Pokud tanečník nemá dostatečný rozsah pohybu do zevní rotace v kyčli, nahrazuje ji několika kompenzačními mechanismy. Mezi ně patří využití antevertze nebo retrovertze pánve, jejich popis lze dohledat v kapitole 2.7.1 Základní pozice, Turnout. Při užívání kompenzačních mechanismů k dosažení vyžadované pozice se výrazně zvyšuje riziko zranění (d'Hemecourt & Luke, 2012; Kadel, 2006).

Bolesti přímo v kyčelním kloubu jsou nejčastěji způsobeny únavovými zlomeninami. K jejich vzniku přispívá intenzivní trénink, především na tvrdém podkladu, amenorea, omezení stravy, osteoporóza, zevní rotace v kyčli přesahující 65°, varózní postavení kyčlí, neadekvátní koordinace svalů vedoucí ke snížené schopnosti absorpce nárazu. Síly působící na kyčelní kloub mohou také vést k poškození kloubních chrupavek. Jejich postupné ztenčení a opotřebení zánětem (osteoartritida) je známkou dlouhodobého přetížení. Osteoartritida je doprovázena tupou bolestí v tříslech, na vnější straně stehna nebo hýždí. Bolest je nejhorší v ranních hodinách, aktivitou ustupuje (Clippinger, 2007; Simmel, 2013).

Většina bolestí v oblasti kyčle nevzniká v samotném kloubu, ale spíše v okolních svalech, což znamená, že je lze upravit přizpůsobením tréninku. Běžné je poranění natažením vícekloubových svalů. Nejčastěji jsou postiženy hamstringy, dále m. adductor longus, m. gracilis, m. sartorius, m. rectus femoris a m. iliopsoas. Poškození těchto svalů může být zapříčiněno jejich pasivním protažením nebo jejich excentrickou kontrakcí. Opakovaným přetěžováním svalů vznikají záněty jejich úponů. Nejčastěji bývá tendinitidou postižen m. iliopsoas. Ten je v baletu hojně využívaným svalem, jelikož hraje primární roli při zvedání dolní končetiny v kyčelním kloubu nad 90°. Jeho šlacha je nejvíce namáhána při současné flexi, abdukci a zevní rotaci. Tendinitida m. iliopsoas trápí především ženy a projevuje se bolestivostí v oblasti třísla a krepitacemi (Clippinger, 2007). Dysfunkce m. iliopsoas neboli nesouhra mezi jeho částmi (m. iliacus a m. psoas major) je také jednou z příčin fenoménu zvaného syndrom lupající kyčle (snapping hip syndrome). Jedná se o hlasité lupnutí při pohybech dolní končetiny do extenze (Clippinger, 2007; Simmel, 2013). Dalším často postiženým svalem, který může způsobovat bolesti zad, třísel i pseudoradikulární syndrom, je hluboký zevní rotátor kyčle m. piriformis. Při jeho přetížení dochází k útlaku nervus ischiadicus, jež vyvolává bolest v oblasti hýždí s distální iritací (Khan et al., 1995). Zároveň dochází k oslabení abduktorů a vnitřních rotátorů. Ve zvýšeném napětí se nacházejí hamstringy. Při nerovnováze mezi m. gluteus medius, který je oslaben, a m. piriformis, jež je v hypertonu, narůstá silové působení na sacroiliakální kloub, čímž může docházet k jeho funkční blokádě (Bracilović, 2009; Clippinger, 2007)

Vliv baletu na oblast kolenního a patelofemorálního kloubu

Kolenní kloub je největším kloubem lidského těla. Vzhledem k inkongruenci kloubních ploch je k jeho stabilizaci zapotřebí kloubního pouzdra, ligament, menisků a dobré neuromuskulární kontroly svalů, které jej kříží. V baletu má významnou roli zejména izometrická a excentrická kontrakce m. quadriceps femoris, jelikož napomáhá udržení požadované baletní pozice a kontroluje flekční pohyb kolenního kloubu při jeho zatížení.

V souvislosti s častými skoky a pohyby do flexe kolenního kloubu je poranění v tomto segmentu velmi frekventované (Clippinger, 2007; Simmel, 2013).

K dosažení *turnout* mnoho tanečníků využívá kompenzačních mechanismů, mezi které patří i tzv. „šroubování kolen“. Jedná se o využití flekčního postavení v kyčelních kloubech a kolenních kloubech, kdy je relaxován ligamentózní aparát, k nadměrné zevní rotaci tibie. Při pohybu do extenze v kyčelních a kolenních kloubech, aniž by došlo ke snížení zevní rotace tibie, dochází k napnutí vazivového aparátu kolenního kloubu a vnitřní rotaci femuru. Tento kompenzační rotační pohyb femuru způsobí vznik smykové síly působící na kolenní kloub, zvýšení tahu m. quadriceps femoris a vznik kompresní síly působící na patelu, čímž se zvyšuje riziko vzniku poranění. Zevní rotace kolenního kloubu je zapotřebí i při pozicích *plié*, čímž se podstatně zvyšuje pravděpodobnost vzniku poranění vazů. Pro pozici *grand-plié* je typická zátěž menisků a ligamentum cruciatum posterius. Při provedení této pozice je důležité udržet femur rovnoběžně s osou druhého metatarsu, tak aby noha nepřepadla do pronačního postavení. Pronace zabraňuje dostatečné zevní rotaci v kyčelním kloubu, což vede k většímu zatížení kolene (Clippinger, 2007).

Nejčastější důsledek opakovaného provedení těchto pozic je postavení kolenního kloubu v hyperextenzi (*genum recurvatum*). Této pozice by se tanečníci měli vyvarovat svalovou koordinací hamstringů a m. quadriceps femoris za současné aktivity zevních rotátorů kyčelního kloubu a břišních svalů tak, aby bylo zabráněno vnitřní rotaci femuru. Predispozicemi ke vzniku hyperextenze kolen je přítomnost konstituční hypermobility, proto ji lze také častěji objevit u žen (Clippinger, 2007). Hamilton a kol. (1992) udávají, že prevalence *genum recurvatum* je u žen v populaci stejná jako u tanečnic. Překvapivě ale u mužů z běžné populace se hyperextenzi v kolenním kloubu objevila vícekrát než u mužských tanečníků.

Konstituční hypermobilita je také výraznou predispozicí k akutním poraněním v oblasti kolenního kloubu, zejména k rupturám ligament a menisků. V případě postižení vazů se nejčastěji jedná o ligamentum collaterale mediale, kdy se jeho postižení objevuje při otočkách, pozici *turnout* a při nadměrné zevní rotaci, a ligamentum cruciatum anterius. Poškození předního zkříženého vazů je nejčastěji zapříčiněno dosažením hyperextenze v kolenním kloubu při dopadu na jednu extendovanou končetinu z výskoku (Clippinger, 2007; Orishimo et al., 2009; Simmel, 2013). Dalším častým poraněním v oblasti kolenního kloubu je natržení či ruptura mediálního menisku, který je pevně spojen s kloubním pouzdrem. K jeho poškození dochází opět při pozici *turnout*, dále při flexi v kolenním kloubu v kombinaci s jeho rotací (Bracilović, 2009; Clippinger, 2007).

Baletní tanečníci často trpí chronickými nespecifickými bolestmi přední části kolenního kloubu v oblasti pately, tzv. patelofemorálním syndromem. Patelární bolest se nejvíce projevuje při opakovaných silových flexích kolenních kloubů. Ta se především vyskytuje v pozici *grand-plié*, při níž narůstají kompresní síly působící na patelu. Příčinou bolestí je přetížení chrupavky na zadní ploše pately, která je podrážděna, dochází k jejímu otoku až destrukci (Simmel, 2013). Ke vzniku tohoto syndromu dále přispívá hyperextenze kolene, genu valgum, femorální antevertze, větší Q-úhel, zkrácení iliotibiálního traktu, torze tibie zevně, oslabení m. vastus medialis, pronační postavení chodidla či pes planus. Tyto faktory se většinou vyskytují současně a způsobují vychýlení pately laterálně. Patelofemorální syndrom postihuje více ženy než muže. Je to důsledkem většího Q-úhlu a valgózního postavení, jež jsou dány šířkou pánve. Dále větší prevalencí genu recurvatum či oslabením m. quadriceps femoris (Bracilović, 2009; Clippinger, 2007).

Vliv baletu na oblast talokrurálního kloubu a nohy

Během tance musí hlezenní kloub a noha generovat a absorbovat velké množství sil. Vzhledem k těmto silám, složitému strukturálnímu uspořádání nohy a požadavkům, jež jsou na chodidla vyvíjeny, není divu, že oblast talokrurálního kloubu a nohy je místem nejčastějšího poranění (Clippinger, 2007). U baletních tanečníků významně převládají poranění z přetížení vůči traumatickým úrazům (Smith et al., 2015). Nejběžnějším traumatickým poraněním je distorze talokrurálního kloubu, která vzniká při násilném pohybu do inverze nebo při nestabilním postavení hlezna během plantární flexe (O'Loughlin et al., 2008). Příčinami vzniku jsou nepovedený doskok, ztráta rovnováhy v pozicích na špičkách, pád z otočky nebo při chybném kroku (Clippinger, 2007; Kadel, 2006; Simmel, 2013). Podle Costa, Ferreira, Orsini, Silva a Felicio (2016) tvoří distorze talokrurálního kloubu 69,8 % všech zranění. Větší incidenci zranění nohy a hlezenního kloubu mají baletní tanečnice, jelikož tráví více času v pozici na špičkách (Kadel, 2006). Při opakujících se distorzích často dochází ke vzniku chronické instability hlezenního kloubu (Clippinger, 2007; Simmel, 2013).

Při jednotlivých tanečních pozicích, zejména pak při skocích a pohybech prováděných v plné plantární flexi talokrurálního kloubu, je ke stabilizaci důležité správné zapojení svalů (Goulart et al., 2014). Této svalové stabilizace je zapotřebí zejména u tanečnic tancujících na špičkách, jejichž rozsah pohybu v talokrurálním kloubu dosahuje až 113° (Hamilton, et al., 1992). Přitom Janda (2004) uvádí, že běžný rozsah pohybu v talokrurálním kloubu je 40° do plantární flexe a 30° do dorzální flexe. Během plantární flexe je v kloubu možný nepatrný pohyb do stran. Je to způsobeno strukturálním utvořením hlezenního kloubu, kdy dorzální část talu, která je v kontaktu s distálními částmi tibie a fibuly, je přibližně o 5 mm užší než jeho

ventrální část. Ke stabilizaci kloubu v plantární flexi je tak zapotřebí větší svalové aktivity než v dorzální flexi (Kapandji, 2011; Vařeka & Vařeková, 2009).

Goulart a kol. (2014) popisují, že tanečníci mají menší rozsah pohybu do dorzální flexe a také nižší sílu dorzálních flexorů ve srovnání s nespportovci. Za to mají výrazně větší rozsah do plantární flexe a taktéž silnější plantární flexory, což je pravděpodobně způsobeno množstvím času stráveného prováděním cviků na špičkách. Nerovnováha mezi svalovou silou plantárních a dorzálních flexorů může vést k přetížení kloubních struktur kotníku, včetně kloubního pouzdra a proprioceptorů, které mohou způsobovat neuromuskulární deficity v řízení pohybových dovedností a zvyšovat tak šanci na zranění (Goulart et al., 2014). Naopak Hamilton a jeho kolegové (1992) našli u baletních tanečnicků zvýšenou svalovou sílu plantárních i dorzálních flexorů.

Při přetížení pohybového aparátu dochází často k přetěžování šlach svalů a jejich pochev, což má za následek vznik jejich zánětu, tendinitidy. Časté je postižení šlachy m. flexor hallucis longus, která je přetěžována zejména v pozicích *demi-pointe* a *pointe*. Její postižení se projevuje bolestivostí palce při pohybu. Bolest se může také objevovat v přechodu svalového břicha do šlachy v oblasti mediálního kotníku nebo na vnitřní straně nohy (Clippinger, 2007; Kadel, 2006; Simmel, 2013). Při vzniku zánětu Achillovy šlachy hraje důležitou roli charakter tanečního povrchu, časté doskoky v plné plantární flexi, ale také mechanické tření okraje baletní obuvi o šlachu. Typickými znaky tendinitidy Achillovy šlachy jsou pocit stažení a tuhosti šlachy, snížený rozsah pohybu při *plié*, lokální otok, bolest a krepitace při protažení i při pohybu. Při opakujících se mikrotraumatech dochází k oslabení šlachy a následně může dojít k její ruptuře (Clippinger, 2007; Simmel, 2013). Dále může být zánětem postižena plantární fascie. Hlavní příčinou vzniku jsou opakující se skoky, které způsobují mikrotrauma v její struktuře. Anatomické a biomechanické predispozice podílející se na vzniku plantární fascilitidy jsou pes planus a pes cavus, zkrácený m. triceps surae a pronační postavení chodidla (Hamill & Knutzen, 2006). V některých případech doprovází plantární fascilitidu vznik patní ostruhy. Při oslabení fascie chronickým zánětem nebo injekcemi kortizonu může dojít k její ruptuře, nejčastěji se tak děje při chybném doskoku. Pro plantární fascilitidu je typickým příznakem bolest na spodní části patní kosti, v oblasti úponu plantární fascie na kalkaneus. Lze ji vyvolat také pasivním pohybem metatarsophalangeálních kloubů do extenze, tudíž napnutím fascie (Simmel, 2013).

Dlouhodobou zátěží může vzniknout tibiální stresový syndrom, který je charakterizovaný bolestí na přední a vnitřní straně bérce. Tibiální stresový syndrom je způsoben trakční silou svalů v místě jejich úponu na tibií. Nejčastěji je způsoben svaly m. tibialis anterior, m. tibialis

posterior, m. soleus nebo m. flexor hallucis longus. Může vyústit v zánět okostice, fascie a případně až reakcemi na kosti. Obdobným způsobem vznikají i zlomeniny z přetížení nebo avulzní fraktury. U baletu jsou nejčastěji postiženy metatarsální kosti, zejména druhý metatars v jeho bázi. Další únavové zlomeniny se mohou vyskytovat na fibule, na tibiai, někdy na ossis cuboidei (Clippinger, 2007; Simmel, 2013).

Vliv baletu na chůzi tanečnicků

Baletní pozice a jejich vlivy na pohybový systém vedou ke změnám dynamiky nohy během chůze (Lung, et al., 2008). Například přetížené struktury nohy hůře absorbují nárazy, jež jsou na chodidlo během chůze vyvinuty. Ty musí být zpracovány ve vyšších etážích těla, které na tuto zátěž nejsou přizpůsobeny, což může být příčinou jejich poškození (Hillstrom et al., 2013). Velkému zatížení jsou vystaveny první dva prstce, zejména kvůli častému pobytu v pozici *pointe* či při *turnout*, kdy je hallux tlačěn do valgozity. Zároveň je střídáním plantární a dorzální flexe přetěžován m. flexor hallucis longus. Tyto vlivy vedou ke vzniku deformit v oblasti palce (Ahonen, 2008). Dysfunkce metatarsophalangeálního kloubu palce je příčinou insuficience propulzní složky chůze. Nedostatečná odrazová schopnost palce je při chůzi nahrazována větší plantární flexí, která se může objektivně projevit jako nárůst hodnoty silového impulsu vertikální složky síly (Parijat & Lockhart, 2008). U tanečnicků bylo zaznamenáno pozdější dosažení maxima vertikální síly v akcelerační fázi a zároveň prodloužení stejné fáze chůzového cyklu (Lung, et al., 2008; Russell, 2010). Poškozená propulzní schopnost stejné dolní končetiny snižuje i akceleraci ostatních segmentů těla a tím se zvyšuje riziko pádu (Parijat & Lockhart, 2008). Dysfunkce metatarsophalangeálního kloubu palce vede také k negativnímu ovlivnění jeho oporové funkce, kdy chodidlo nemůže zajistit dostatečné tlumení nárazu při došlapu paty během chůze (Hillstrom et al. 2013; Powell, Long, Milner, & Zhang, 2011).

Během chůzového cyklu tanečnicků bylo zaznamenáno narovnání trajektorie Centre of pressure (CoP) v oblasti předonoží, což je důsledek nedostatku inverze v předšvihové fázi (Lung et al., 2008). Značí to také nefyziologický odval chodidla (Neumannová et al., 2015). Obdobnou trajektorii CoP mají lidé s plochonožím, u kterých lze zaznamenat během chůze nadměrnou mobilitu středonoží (Lung et al., 2008). Dochází k předčasnému zatížení mediální části středonoží, jehož následkem může být vznik pronačního postavení nohy, které taktéž narušuje fyziologický odval chodidla během chůzového cyklu (Ahonen, 2008; Lung et al., 2008).

Pronační postavení nohy spolu se snížením mediální podélné klenby (tzv. *rolling in*) je častým kompenzačním mechanismem ke zvládnutí *turnout* při baletu (Clippinger, 2007).

U tanečníků, kteří mají chodidlo během chůze ve větší pronaci, bylo zaznamenáno větší působení mediálních smykových sil v předšvihové fázi chůzového cyklu. Mediální působení sil vede chodidlo do pronace předonoží. Ta je nezbytnou adaptací potřebnou k pohybu vpřed (Lung et al., 2008).

Typickým akutním poraněním tanečníků je distorze hlezna, k níž dochází při tanci nebo také během každodenního života, zejména při chůzi. Její přítomnost významně ovlivňuje mechaniku zatížení nohy a tím i provedení chůze. Noha ztrácí schopnost přizpůsobit se zevně působícím silám, což následně vede k opakovaným distorzím. Jednotlivé distorze hlezenního kloubu nemusí hned vyvolat jeho nestabilitu, ale výrazný počet těchto úrazů způsobuje problémy, které přetrvávají i několik let a mohou být základem pro chronickou instabilitu hlezenního kloubu (Clippinger, 2007; Lung et al., 2008; Santilli et al., 2005). Lidé s chronickou instabilitou hlezenního kloubu přenášejí hmotnost těla během chůze na předonoží pomaleji. Dochází tak k narušení odvíjení chodidla, neadekvátnímu odrazu a celkově k prodloužení stojné fáze chůzového cyklu. Současně s prodloužením doby odrazu nohy se zvyšuje riziko vzniku poranění předonoží (Nyska et al., 2003; Richards, 2008).

Typickým projevem baletní chůze je zvětšení flexe kolenního kloubu během švihové fáze chůzového cyklu. Hlavními faktory přispívajícími k této vlastnosti jsou zvětšení momentu síly při flexi kyčelního kloubu během předšvihové fáze společně se zvětšením koncentrické aktivity m. rectus femoris a plantárních flexorů talokrurálního kloubu. Zvětšení svalové síly flexorů kyčelního kloubu, zejména m. iliopsoas, je připisováno cvičením *front développé* (Anderson, Goldberg, Pandy, & Delp, 2004; Clippinger, 2007)

Lze konstatovat, že dlouhodobý taneční trénink má vliv na stereotyp chůze. Zároveň důsledkem nefyziologické funkce nohy a různých patologií může vzniknout např. distorze hlezna, stresové fraktury, deformity atd. (Procházková et al., 2014).

3 CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Hlavní cíl

Cílem diplomové práce bylo posoudit chůzi baletních tanečníků a běžné populace na základě kinematických řetězců dolních končetin.

3.2 Dílčí cíle

1. Analyzovat a interpretovat závislosti mezi segmenty dolních končetin a pánve během chůzového cyklu u baletních tanečníků.

2. Analyzovat a interpretovat závislosti mezi segmenty dolních končetin a pánve během chůzového cyklu u běžné populace.

3. Porovnat způsob provedení chůze z hlediska pohybu segmentů dolních končetin a pánve u baletních tanečníků a běžné populace.

3.3 Výzkumné otázky

V₁: Jaké jsou závislosti v kinematice segmentů dolních končetin a pánve během chůzového cyklu u baletních tanečníků?

V₂: Jaké jsou závislosti v kinematice segmentů dolních končetin a pánve během chůzového cyklu u běžné populace?

4 METODIKA

Výzkum souboru profesionálních baletních tanečnicků a běžné populace byl schválen na základě udělení souhlasu etické komise Fakulty tělesné kultury (Příloha 1) v rámci projektu s názvem „Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečnicků“ (interní grant Fakulty tělesné kultury č. FTK_2012:031). Studie zároveň proběhla za podpory Ministerstva školství, mládeže a sportu České republiky (číslo grantu MSM 6198959221).

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvořilo 44 profesionálních baletních tanečnicků z Moravského divadla v Olomouci a z Mahenova divadla v Brně, jednalo se o 19 mužů a 25 žen. Kritéria pro zařazení do výzkumné skupiny byla dosažení profesionální úrovně v baletním tanci, absence závažných patologických stavů v pohybovém systému, jež by způsobily pracovní neschopnost tanečnicka v posledních šesti měsících před začátkem výzkumu, a negace invazivních operačních zákroků na páteři, pánvi a dolních končetinách. Tanečníci se aktivně baletnímu tanci věnovali průměrně 16 let. Všichni měření tanečníci trénovali 5–6 hodin denně, a to 6 dní v týdnu.

Kontrolní skupina byla tvořena 40 dobrovolníky ze studentů a zaměstnanců Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (FTK UPOL), jednalo se o 14 mužů a 26 žen. Do této skupiny byli zařazeni jedinci zastupující běžnou populaci, kteří nedosáhli profesionální úrovně v žádné sportovní činnosti a současně nevykazovali žádné patologie nebo závažné poranění na muskuloskeletálním aparátu v oblasti páteře, pánve a dolních končetin. Základní antropometrické charakteristiky baletních tanečnicků a kontrolní skupiny jsou uvedeny v Tabulce 1.

Tabulka 1 *Základní antropometrické charakteristiky baletního souboru a kontrolní skupiny*

	Muži			Ženy		
	B (n = 19)	K (n = 14)	p	B (n = 25)	K (n = 26)	p
	M (SD)	M (SD)		M (SD)	M (SD)	
Věk [roky]	24,6 (5,3)	25,4 (2,3)	0,075	25,6 (5,3)	23,6 (1,9)	0,142
Výška [cm]	177,4 (5,2)	179,3 (4,8)	<0,001	164,2 (3,6)	165,4 (6,1)	0,019
Hmotnost [kg]	70,0 (6,4)	77,2 (8,1)	0,010	50,6 (4,3)	59,1 (6,3)	0,577
BMI [kg.m ⁻²]	22,2 (1,3)	24,0 (2,4)	0,045	18,8 (1,3)	21,7 (2,6)	0,044

Poznámka: B – baletní tanečníci, K – kontrolní skupina, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, n – počet probandů, BMI – Body Mass Index, p – hodnota pravděpodobnosti.

4.2 Metody a měřicí zařízení

Z biomechanických metod byl pro analýzu chůze u všech probandů použit optoelektronický systém Vicon MX (Vicon Motion Systems, Oxford Metrics Group, Londýn, Velká Británie). Záznam pohybu byl proveden sedmi infračervenými kamerami (typ T10,

frekvence snímání 120 Hz, plné rozlišení 1000 x 1000 pixelů), které umožňují detekci reflexních značek umístěných na předem definovaných místech na lidské těle. Souřadnice těchto bodů byly získány softwarem Vicon Nexus 1.0. (Vicon Motion Capture Systems Oxford Metrics Group, Londýn, Velká Británie). K rozlišení jednotlivých fází chůzového cyklu byly použity tenzometrické plošiny Kistler 9286AA (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko, rozměry 600 x 400 x 35 mm). Aby nebyla omezena plynulost chůze, byly plošiny zabudovány do chodníku. Zpracování naměřených dat bylo dále provedeno pomocí programu Vicon Polygon Authoring Tool, který umožňuje vytvářet, editovat a exportovat výstupy z měření a vytvářet prezentace výsledků.

4.3 Průběh výzkumu

Před samostatným měřením probandi podepsali informovaný souhlas (Příloha 2) a formou ankety vyplnili anamnestické údaje týkající se aktuálního zdravotního stavu (Příloha 3). Anketa sloužila především k vyloučení významných poranění nebo jiných onemocnění v muskuloskeletálním systému. U baletních tanečnicků bylo výzkumné měření chůze provedeno v Mahenově divadle v Brně, u kontrolní skupiny měření proběhlo v biomechanické laboratoři Katedry přírodních věd v kinantropologii na FTK UPOL. Místnosti, které byly využity pro analýzu chůze, poskytovaly dostatek prostoru před i za měřenou drahou, aby bylo možné plynulé provedení chůzového cyklu bez počátečního zrychlení a závěrečného zpomalení chůze.

4.4 Realizace měření

Účastníci výzkumu byli měřeni ve spodním prádle a bez obuvi. K výpočtu středů kloubů byly změřeny antropometrické parametry (šířka kotníku a kolene, anatomická délka dolní končetiny, tj. od trochanter major po malleolus lateralis, a vzdálenost mezi předními spinami pánevní kosti). Na anatomicky definovaná místa obou dolních končetin a pánve bylo pomocí adhesivní pásky připevněno 16 reflexních značek podle standardního modelu PlugInGait, který slouží k definování vybraných segmentů lidského těla. Před vlastním měřením chůze byla provedena kalibrace systému pro určení počátku souřadného systému a dále statická kalibrace modelu snímáním jednoho probanda ve stoji po dobu 30 s. Následně byl proband vyzván ke zkušebním pokusům chůze mimo silové plošiny, a to svojí přirozenou rychlostí chůze. Bylo to z důvodu, aby bylo možné označit individuální místo pro zahájení chůze tak, aby bylo zajištěno plynulé provedení chůze se správným došlapem obou končetin na silové plošiny, bez potřeby soustředění se na délku kroku. Následně testovaní jedinci absolvovali 10 pokusů chůze svou přirozenou rychlostí po chodníku o délce asi 8 metrů.

4. 5 Zpracování dat

Nejprve byl zpracován klidový stoj probanda pro určení neutrálního postavení jednotlivých segmentů. Následně probíhalo vyhodnocení 5 chůzových cyklů přirozené chůze pro každou testovanou osobu. Pro určení závislostí mezi segmenty dolních končetin a pánve byly použity hodnoty úhlů naměřené na konci každé fáze chůzového cyklu. Pro vlastní určení vztahů v rámci kinematických řetězců byla použita data získaná využitím programu Vicon Nexus 1.0 (Vicon Motion Capture Systems, Oxford Metrics Group, Londýn, Velká Británie), kdy byly reflexní body z modelu PlugInGait navzájem propojeny tak, aby vytvořily odpovídající tělesné segmenty. Výpočtem byly doplněny středy kloubů nezbytné pro výpočet rotací segmentů. Získaná data byla rozdělena na chůzové cykly, z 5 chůzových cyklů byla vypočítána průměrná hodnota pro každého člověka. Výsledné informace byly exportovány do programu Microsoft Office Excel 2007 (OS Windows, Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA), kde byly výsledky jednotlivých pokusů každého jedince zprůměrovány, a tento průměr byl použit pro další analýzy.

4. 6 Sledované parametry kinematické analýzy

Sledovanými parametry v rámci diplomové práce byly hodnoty úhlů v daných kloubech dolních končetin a pohyb pánve v základních anatomických rovinách. V rámci diplomové práce byly vybrány a porovnávány pouze některé z kinematických řetězců dolních končetin a pánve.

4. 6. 1 Řetězec č. 1 se zaměřením na fázi iniciálního kontaktu

Při iniciálním kontaktu chůzového cyklu dochází ke sdružení pohybů dorzální flexe (DF) až neutrálního postavení v hlezenním kloubu (HLK) s flexí (FLX) v kloubu kolenním (KOK), flexí v kyčelním kloubu (KYK), anteverzí pánve v sagitální rovině (s). V rovině transverzální (t) lze popsat spojení dopředné rotace pánve, neutrální postavení v kyčelním kloubu, vnitřní rotaci (VR) v kloubu kolenním, která je sdružena se supinací v subtalárním kloubu (STJ). V rámci diplomové práce nebyly v transverzální rovině sledovány rotace v kolenních kloubech a supinace v STJ.

Řetězec č. 1 = DF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + neutrální KYK (t) + anteverzce pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t)

4. 6. 2 Řetězec č. 2 se zaměřením na fázi postupného zatěžování

Během fáze postupného zatěžování lze pozorovat plantární flexi (PF) v hlezenním kloubu, flexi v kolenním a kyčelním kloubu, retroverzi pánve v rovině sagitální. V rovině transverzální je možné popsat sdružení pronace subtalárního kloubu, s vnitřní rotací kolenního a kyčelního kloubu a s dopřednou rotací pánve. V rovině frontální se pánev posunuje kraniálně vůči kontralaterální straně pánve, kde dochází ke kaudálnímu posunu pánve (pelvis drop).

V diplomové práci nebyly v transverzální rovině sledovány rotace v kolenních kloubech a pronace v STJ.

Řetězec č. 2 = PF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + VR KYK (t) + retroverze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t) + elevace pánve (f)

4. 6. 3 Řetězec č. 3 se zaměřením na fázi středního stoje

Během fáze středního stoje dochází k vazbě mezi dorzální flexí v hlezenním kloubu, flexí v kolenním kloubu a flexí nebo neutrálním postavením v kloubu kyčelním, společně s anteverzí pánve v rovině sagitální. Kyčelní kloub se během této fáze nachází ve vnitřní rotaci v rovině transverzální. V rovině transverzální i frontální zaujímá pánev neutrální postavení.

Řetězec č. 3 = DF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX nebo neutrální postavení KYK (s) + VR KYK (t) + anteverze pánve (s) + neutrální postavení pánve (t + f)

4. 6. 4 Řetězec č. 4 se zaměřením na fázi konečného stoje

Při konečném stoji chůzového cyklu lze pozorovat spojení dorzální flexe v hlezenním kloubu, extenzi v kolenním i kyčelním kloubu s anteverzí pánve v sagitální rovině. V rovině transverzální dochází k pronaci subtalárního kloubu spojené se zevní rotací kolenního kloubu, vnitřní rotací kloubu kyčelního a posteriorní rotací pánve.

V rámci diplomové práce nebyly v transverzální rovině sledovány rotace v kolenních kloubech a pronace v STJ.

Řetězec č. 4 = DF HLK (s) + EXT KOK (s) + EXT KYK (s) + VR KYK (t) + anteverze pánve (s) + posteriorní rotace pánve (t)

4. 6. 5 Řetězec č. 5 se zaměřením na fázi předšvihovou

Během fáze předšvihové dochází ke sdružení plantární flexe v hlezenním kloubu, flexe v kolenním kloubu, extenze v kyčelním kloubu a anteverze pánve v rovině sagitální. V rovině transverzální je možné sledovat zevní rotaci v kyčelním kloubu a anteriorní rotaci pánve. Pánev je v rovině frontální posunuta kaudálně (pelvis drop).

Řetězec č. 5 = PF HLK (s) + FLX KOK (s) + EXT KYK (s) + ZR KYK (t) + anteverze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t) + deprese pánve (f)

4. 6. 6 Řetězec č. 6 se zaměřením na fázi počátečního švihu

Během fáze počátečního švihu lze pozorovat v sagitální rovině spojení plantární flexe v hlezenním kloubu, flexe v kolenním kloubu s flexí v kloubu kyčelním a retroverzí pánve. Kyčelní kloub se nachází v zevní rotaci a pánev v anteriorní rotaci v rovině transverzální.

Řetězec č. 6 = PF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + ZR KYK (t) + retroverze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t)

4. 6. 7 Řetězec č. 7 se zaměřením na fázi středního švihu

Ve fázi středního švihu lze sledovat sdružení dorzální flexe v hlezenním kloubu s flexí v kloubu kolenním a kyčelním, s retroverzí pánve v sagitální rovině. V rovině transverzální kyčelní kloub rotuje zevně a pánev anteriorně.

Řetězec č. 7 = DF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + ZR KYK (t) + retroverze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t)

4. 6. 8 Řetězec č. 8 se zaměřením na fázi konečného švihu

Ve fázi konečného švihu je možné sledovat dorzální flexi až neutrální postavení v hlezenním kloubu, kolenní kloub se nachází v extenzi, kyčelní kloub ve flexi, pánev v antevertzi v rovině sagitální. Je přítomna zevní rotace v kyčelním kloubu a anteriorní rotace pánve v rovině transverzální. V rovině frontální dochází ke stejnostrannému poklesu pánve.

Řetězec č. 8 = DF až neutrální postavení HLK (s) + EXT KOK (s) + FLX KYK (s) + ZR KYK (t) + antevertze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t) + deprese pánve (f)

4. 7 Statistické zpracování dat

Pro statistické zpracování naměřených dat byl použit software STATISTICA (10.0, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Vstupem do analýzy byl průběh úhlů v jednotlivých kloubech a rovinách během chůzového cyklu. Použitím Shapiro-Wilkova testu byla ověřena normalita rozložení dat. Vzhledem k tomu, že tato normalita nebyla potvrzena, byl pro každý procentní bod chůzového cyklu pro experimentální a kontrolní skupinu samostatně spočítán Spearmanův korelační koeficient pro určení závislosti pohybu v kloubech dolní končetiny a pánve. Všechny hodnoty byly posuzovány na hladině významnosti $\alpha = 0,05$.

5 VÝSLEDKY

Při hledání závislostí jsem brala v úvahu nejen hodnoty p menší než 0,05, ale i hodnoty, které se pohybují do 0,10, i když jsem si vědoma, že se nejedná o významný vztah.

5. 1 Výzkumná otázka 1

Jaké jsou závislosti v kinematice segmentů dolních končetin a pánve během chůzového cyklu u baletních tanečniců?

5. 1. 1 Řetězec č. 1 se zaměřením na fázi iniciálního kontaktu

Během iniciálního kontaktu chůzového cyklu byla u baletních tanečniců prokázána závislost mezi pohybem v KYK a pohybem pánve v rovině sagitální a transverzální. Dále byla nalezena závislost mezi pohyby pánve v sagitální a transverzální rovině (Tabulka 2).

Definovaný řetězec č. 1 = DF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + neutrální KYK (t) + antevertze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t)

Prokázaný řetězec č. 1 = FLX KYK (s) + antevertze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t)

Tabulka 2 *Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální a transverzální rovině v průběhu fáze iniciálního kontaktu chůzového cyklu u baletních tanečniců*

IC (% GC)	KYK(s) & pánev(s)		KYK(s) & pánev(t)		pánev(s) & pánev(t)	
	r	p	r	p	r	p
0	0,535	0,002	0,448	0,011	0,437	0,014
2	0,525	0,002	0,413	0,021	0,422	0,018

Poznámka IC – initial contact (fáze iniciálního kontakt), *GC* – gait cycle (chůzový cyklus), *s* – sagitální rovina, *t* – transverzální rovina, *KYK* – kyčelní kloub, *r* – Spearmanův korelační koeficient, *p* – hodnota pravděpodobnosti.

5. 1. 2 Řetězec č. 2 se zaměřením na fázi postupného zatěžování

Ve fázi postupného zatěžování (Tabulka 3) byla prokázána existence vztahu mezi pohybem v KYK a v KOK v rovině sagitální. Dále byla nalezena vazba mezi pohybem v KYK a pohybem pánve v rovině sagitální. Současně byla nalezena závislost mezi pohyby pánve v rovině sagitální a frontální. Pro druhou část této fáze platí tato skutečnost v sagitální rovině mezi pohybem v HLK a v KOK.

Definovaný řetězec č. 2 = PF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + VR KYK (t) + retrovertze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t) + elevace pánve (f)

Prokázaný řetězec č. 2 = PF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + retrovertze pánve (s) + elevace pánve (f)

Tabulka 3 Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální a frontální rovině v průběhu fáze postupného zatěžování chůzového cyklu u baletních tanečnic

LR (% GC)	KYK(s) & KOK(s)		KYK(s) & pánev(s)		pánev(s) & pánev(f)		HLK(s) & KOK(s)	
	r	p	r	p	r	p	r	p
4	0,330	0,070	0,449	0,011	0,421	0,018	0,113	0,545
6	0,396	0,027	0,457	0,010	0,451	0,011	0,283	0,124
8	0,478	0,007	0,353	0,051	0,496	0,005	0,456	0,010
10	0,520	0,003	0,379	0,036	0,529	0,002	0,504	0,004
12	0,530	0,002	0,365	0,043	0,560	0,001	0,606	0,000

Poznámka LR – loading response (fáze postupného zatěžování), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, f – frontální rovina, HLK – hlezenní kloub, KOK – kolenní kloub, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmanův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

5. 1. 3 Řetězec č. 3 se zaměřením na fázi středního stoje

V první polovině fáze středního stoje byla prokázána vzájemná závislost mezi pohybem v HLK a v KOK, a také v HLK a v KYK. Současně byla nalezena závislost mezi pohybem v KYK a v KOK. V průběhu celé fáze byl pozorován vztah mezi pohybem v KYK a pohybem pánve, vše v sagitální rovině (Tabulka 4). V závěru fáze středního stoje byla zjištěna negativní závislost mezi pohybem v KOK a pohybem pánve v sagitální rovině, kterou lze dále pozorovat i na začátku fáze konečného stoje. Taktéž v závěru fáze středního stoje (26–30 %) byla prokázána závislost mezi pohybem pánve v rovině sagitální a její rotací, dále negativní závislost mezi rotací v KYK a rotací pánve (Tabulka 5).

Definovaný řetězec č. 3 = DF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX nebo neutrální postavení KYK (s) + VR KYK (t) + antevertze pánve (s) + neutrální postavení pánve (t + f)

Prokázaný řetězec č. 3 = DF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX nebo neutrální postavení KYK (s) + VR KYK + antevertze pánve (s) + rotace pánve (t)

Tabulka 4 *Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální rovině v průběhu fáze středního stoje chůzového cyklu u baletních tanečnic*

MS (% GC)	HLK(s) & KOK(s)		HLK(s) & KYK(s)		KYK(s) & KOK(s)		KYK(s) & pánev(s)	
	r	p	r	p	r	p	r	p
14	0,616	0,000	0,367	0,042	0,516	0,003	0,371	0,040
16	0,649	0,000	0,405	0,024	0,535	0,002	0,357	0,049
18	0,666	0,000	0,409	0,022	0,532	0,002	0,331	0,069
20	0,635	0,000	0,390	0,030	0,525	0,002	0,342	0,060
22	0,509	0,003	0,370	0,040	0,449	0,011	0,352	0,052
24	0,399	0,026	0,300	0,101	0,345	0,057	0,390	0,030
26	0,260	0,158	0,273	0,138	0,243	0,187	0,373	0,039
28	0,162	0,385	0,343	0,059	0,112	0,549	0,408	0,023
30	0,040	0,832	0,306	0,095	0,005	0,980	0,414	0,021

Poznámka MS – midstance (fáze středního stoje), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, HLK – hlezenní kloub, KOK – kolenní kloub, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmannův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

Tabulka 5 *Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální a transverzální rovině v průběhu fáze středního stoje chůzového cyklu u baletních tanečnic*

MS (% GC)	KOK(s) & pánev(s)		pánev(s) & pánev(t)		KYK(t) & pánev(t)	
	r	p	r	p	r	p
14	-0,228	0,217	0,091	0,628	-0,007	0,972
16	-0,228	0,217	0,127	0,495	-0,042	0,826
18	-0,224	0,226	0,124	0,505	-0,107	0,573
20	-0,201	0,277	0,181	0,329	-0,149	0,432
22	-0,209	0,260	0,246	0,183	-0,267	0,153
24	-0,217	0,241	0,307	0,093	-0,312	0,093
26	-0,303	0,097	0,408	0,023	-0,418	0,021
28	-0,358	0,048	0,375	0,037	-0,459	0,011
30	-0,395	0,028	0,348	0,055	-0,475	0,008

Poznámka MS – midstance (fáze středního stoje), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, t – transverzální rovina, KOK – kolenní kloub, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmannův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

5. 1. 4 Řetězec č. 4 se zaměřením na fázi konečného stoje

Během fáze konečného stoje byla prokázána závislost mezi pohyby segmentů dolních končetin a pánve v sagitální (Tabulka 6), transverzální i frontální rovině (Tabulka 7). Na začátku fáze konečného stoje byla nalezena negativní závislost mezi pohybem v KOK a pohybem pánve v sagitální rovině, která byla zaznamenána již ve fázi středního stoje. V první polovině konečného stoje byla zjištěna významná statistická závislost mezi pohybem v HLK a pohybem pánve v sagitální rovině. V druhé polovině této fáze byla nalezena vazba mezi pohyby v HLK a v KYK v sagitální rovině. V celé fázi konečného stoje byla zjištěna závislost mezi pohyby v KYK a v pánvi v sagitální rovině.

Tabulka 6 Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální rovině v průběhu fáze konečného stoje chůzového cyklu u baletních tanečnic

TS (% GC)	KOK(s) & pánev(s)		HLK(s) & pánev(s)		HLK(s) & KYK(s)		KYK(s) & pánev(s)	
	r	p	r	p	r	p	r	p
32	-0,429	0,016	0,236	0,201	0,324	0,076	0,392	0,029
34	-0,432	0,015	0,254	0,167	0,310	0,090	0,422	0,018
36	-0,379	0,036	0,362	0,045	0,319	0,080	0,458	0,010
38	-0,287	0,117	0,362	0,046	0,299	0,102	0,424	0,017
40	-0,263	0,153	0,376	0,037	0,328	0,071	0,430	0,016
42	-0,150	0,420	0,348	0,055	0,373	0,039	0,480	0,006
44	-0,101	0,589	0,323	0,076	0,405	0,024	0,481	0,006
46	-0,137	0,463	0,303	0,097	0,415	0,020	0,497	0,004
48	-0,199	0,283	0,293	0,109	0,465	0,008	0,501	0,004
50	-0,306	0,095	0,238	0,198	0,505	0,004	0,516	0,003

Poznámka TS – terminal stance (fáze konečného stoje), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, HLK – hlezenní kloub, KOK – kolenní kloub, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmanův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

V rovině transverzální lze pozorovat negativní závislost mezi pohybem v KYK a pohybem pánve v transverzální rovině na začátku fáze konečného stoje, kdy tato závislost byla zjištěna již v závěru fáze středního stoje. Naopak v závěru fáze konečného stoje byla zjištěna spojitost mezi pohybem v KYK v rovině sagitální a transverzální. Současně byla nalezena závislost pohybů pánve v rovinách frontální a transverzální.

Definovaný řetězec č. 4 = DF HLK (s) + EXT KOK (s) + EXT KYK (s) + VR KYK (t)
+ anteverze pánve (s) + posteriorní rotace pánve (t)

Prokázaný řetězec č. 4 = DF HLK (s) + EXT KYK (s) + EXT KYK (s) + VR KYK (t)
+ anteverze pánve (s) + posteriorní rotace pánve (t) + laterální posun pánve (f)

Tabulka 7 Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální, transverzální a frontální rovině v průběhu fáze konečného stoje chůzového cyklu u baletních tanečnicků

TS (% GC)	KYK(t) & pánev(t)		KYK(s) & KYK(t)		pánev(f) & pánev(t)	
	r	p	r	p	r	p
32	-0,397	0,030	0,123	0,516	-0,018	0,925
34	-0,438	0,016	0,158	0,403	0,119	0,523
36	-0,397	0,030	0,223	0,236	0,172	0,354
38	-0,266	0,155	0,280	0,134	0,249	0,176
40	-0,167	0,378	0,312	0,093	0,296	0,106
42	-0,134	0,479	0,352	0,056	0,343	0,059
44	-0,040	0,834	0,338	0,068	0,340	0,061
46	0,036	0,848	0,360	0,051	0,383	0,034
48	-0,003	0,989	0,377	0,040	0,384	0,033
50	-0,068	0,722	0,394	0,031	0,396	0,027

Poznámka TS – terminal stance (fáze konečného stoje), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, t – transverzální rovina, f – frontální rovina, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmannův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

5. 1. 5 Řetězec č. 5 se zaměřením na fázi předšvihovou

Ve fázi předšvihové byla nalezena negativní závislost mezi pohybem v HLK a pohybem v KOK v sagitální rovině. Současně byla zjištěna významná závislost mezi pohybem v HLK a v KYK v sagitální a transverzální rovině. V průběhu celé předšvihové fáze byla dále prokázána závislost mezi pohybem v KYK a pohybem pánve v rovině sagitální. Dále bylo v závěru fáze možné pozorovat negativní závislost mezi pohyby pánve v rovině sagitální a frontální. Hodnoty korelačních koeficientů pro pohyb dolních končetin a pánve ve fázi předšvihové jsou uvedeny v tabulkách 8 a 9.

Definovaný řetězec č. 5 = PF HLK (s) + FLX KOK (s) + EXT KYK (s) + ZR KYK (t) + anteverzze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t) + deprese pánve (f)

Prokázaný řetězec č. 5 = PF HLK (s) + FLX KOK (s) + EXT KYK (s) + ZR KYK (t) + retroverzze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t) + deprese pánve (f)

Tabulka 8 Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny v sagitální a transverzální rovině v průběhu předšvihové fáze chůzového cyklu u baletních tanečnicků

PSW (% GC)	HLK(s) & KOK(s)		HLK(s) & KYK(s)		HLK(s) & KYK(t)	
	r	p	r	p	r	p
52	-0,307	0,093	0,510	0,003	0,412	0,024
54	-0,422	0,018	0,452	0,011	0,436	0,016
56	-0,470	0,008	0,375	0,038	0,462	0,010
58	-0,443	0,012	0,395	0,028	0,470	0,009
60	-0,364	0,044	0,341	0,061	0,453	0,012

Poznámka PSW – preswing (předšvihová fáze), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, t – transverzální rovina, HLK – hlezenní kloub, KOK – kolenní kloub, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmannův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

Tabulka 9 Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální a frontální rovině v průběhu předšvihové fáze chůzového cyklu u baletních tanečnic

PSW (% GC)	KYK(s) & pánev(s)		pánev(s) & pánev(f)	
	r	p	r	p
52	0,529	0,002	-0,185	0,320
54	0,527	0,002	-0,293	0,110
56	0,477	0,007	-0,317	0,082
58	0,460	0,009	-0,383	0,034
60	0,445	0,012	-0,419	0,019

Poznámka PSW – preswing (předšvihová fáze), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, f – frontální rovina, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmanův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

5. 1. 6 Řetězec č. 6 se zaměřením na fázi počátečního švihu

Při fázi počátečního švihu chůzového cyklu bylo prokázána existence závislosti pohybů v HLK v sagitální rovině s pohybem pánve v rovině sagitální. Mezi pohybem v HLK v rovině sagitální a pohybem pánve v rovině transverzální byla naměřena negativní závislost, která byla zaznamenána již ve fázi předšvihové a následně pokračovala do začátku fáze středního švihu. Dále byla zjištěna závislost mezi pohybem v KYK v sagitální rovině a pohybem pánve v rovině sagitální a frontální (Tabulka 10). Přetrvávající negativní závislost z fáze předšvihové byla sledována mezi pohyby pánve v sagitální a frontální rovině, která následně byla prokázána i ve fázi středního švihu. V druhé polovině fáze počátečního švihu byla zaznamenána závislost mezi pohybem v KYK a v KOK v sagitální rovině. V závěru fáze počátečního švihu byla zjištěna negativní závislost mezi pohybem v HLK a v KOK v sagitální rovině (Tabulka 11).

Definovaný řetězec č. 6 = PF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + ZR KYK (t) + retroverze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t)

Prokázaný řetězec č. 6 = PF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + retroverze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t) + laterální posun pánve (f)

Tabulka 10 Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální, transversální a frontální rovině v průběhu fáze počátečního švihu chůzového cyklu u baletních tanečnic

ISW (% GC)	HLK(s) & pánev(s)		HLK(s) & pánev(t)		KYK(s) & pánev(s)		KYK(s) & pánev(f)	
	r	p	r	p	r	p	r	p
62	0,364	0,044	-0,512	0,003	0,483	0,006	-0,361	0,046
64	0,391	0,030	-0,431	0,016	0,520	0,003	-0,421	0,018
66	0,371	0,040	-0,326	0,073	0,539	0,002	-0,470	0,008
68	0,349	0,054	-0,337	0,064	0,583	0,001	-0,530	0,002
70	0,328	0,071	-0,398	0,027	0,622	0,000	-0,559	0,001
72	0,377	0,037	-0,470	0,008	0,659	0,000	-0,555	0,001
74	0,397	0,027	-0,385	0,032	0,656	0,000	-0,591	0,000

Poznámka ISW – initial swing (fáze počátečního švihu), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, t – transversální rovina, f – frontální rovina, HLK – hlezenní kloub, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmanův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

Tabulka 11 Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální a frontální rovině v průběhu fáze počátečního švihu chůzového cyklu u baletních tanečnic

ISW (% GC)	pánev(s) & pánev(f)		KYK(s) & KOK(s)		HLK(s) & KOK(s)	
	r	p	r	p	r	p
62	-0,434	0,015	0,274	0,136	-0,301	0,099
64	-0,420	0,019	0,320	0,079	-0,191	0,303
66	-0,426	0,017	0,347	0,056	-0,228	0,216
68	-0,445	0,012	0,400	0,026	-0,263	0,153
70	-0,457	0,010	0,446	0,012	-0,299	0,102
72	-0,421	0,018	0,382	0,034	-0,373	0,039
74	-0,466	0,008	0,346	0,056	-0,380	0,035

Poznámka ISW – initial swing (fáze počátečního švihu), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, f – frontální rovina, HLK – hlezenní kloub, KOK – kolenní kloub, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmanův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

5. 1. 7 Řetězec č. 7 se zaměřením na fázi středního švihu

Na začátku fáze středního švihu byla prokázána negativní závislost mezi pohyby pánve v rovinách sagitální a frontální, která byla popsána již ve fázi předšvihové a fázi počátečního švihu. V průběhu celé fáze středního švihu byla zjištěna vazba pohybů v HLK a v KYK s pohybem pánve v rovině sagitální, které byly nalezeny i v následující fázi konečného švihu (Tabulka 12). V průběhu fáze byla zjištěna negativní závislost mezi pohybem v KYK v sagitální rovině a pohybem pánve v rovině frontální. V závěru středního švihu byla prokázána závislost mezi pohybem v HLK a v KYK v sagitální rovině, která následně pokračovala do fáze konečného švihu (Tabulka 13).

Definovaný řetězec č. 7 = DF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + ZR KYK (t) + retroverze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t)

Prokázaný řetězec č. 7 = DF HLK (s) + FLX KYK (s) + retroverze pánve (s) + laterální posun pánve (f)

Tabulka 12 Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální a frontální rovině v průběhu fáze středního švihu chůzového cyklu u baletních tanečnicků

MSW (% GC)	pánev(s) & pánev(f)		HLK(s) & pánev(s)		KYK(s) & pánev(s)	
	r	p	r	p	r	p
76	-0,441	0,013	0,449	0,011	0,685	0,000
78	-0,393	0,029	0,464	0,009	0,687	0,000
80	-0,350	0,054	0,467	0,008	0,687	0,000
82	-0,279	0,128	0,527	0,002	0,712	0,000
84	-0,255	0,165	0,585	0,001	0,723	0,000
86	-0,189	0,308	0,598	0,000	0,716	0,000
88	-0,118	0,526	0,571	0,001	0,708	0,000

Poznámka MSW – midswing (fáze středního švihu), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, f – frontální rovina, HLK – hlezenní kloub, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmannův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

Tabulka 13 Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální a frontální rovině v průběhu fáze středního švihu chůzového cyklu u baletních tanečnicků

MSW (% GC)	KYK(s) & pánev(f)		HLK(s) & KYK(s)	
	r	p	r	p
76	-0,595	0,000	0,243	0,187
78	-0,598	0,000	0,195	0,293
80	-0,566	0,001	0,203	0,274
82	-0,518	0,003	0,340	0,061
84	-0,466	0,008	0,429	0,016
86	-0,413	0,021	0,482	0,006
88	-0,348	0,055	0,538	0,002

Poznámka MSW – midswing (fáze středního švihu), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, f – frontální rovina, HLK – hlezenní kloub, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmannův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

5. 1. 8 Řetězec č. 8 se zaměřením na fázi konečného švihu

Na začátku fáze konečného švihu byla naměřena závislost mezi pohybem v HLK a pohybem pánve v sagitální rovině. V první polovině fáze byla zjištěna závislost mezi pohybem v HLK a v KYK v rovině sagitální. V průběhu celé fáze byla prokázána závislost mezi pohybem v KYK a pohybem pánve v sagitální rovině (Tabulka 14).

Definovaný řetězec č. 8 = DF až neutrální postavení HLK (s) + EXT KOK (s) + FLX KYK (s) + ZR KYK (t) + anteverze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t) + deprese pánve (f)

Prokázaný řetězec č. 8 = DF až neutrální postavení HLK (s) + FLX KYK (s) + anteverze pánve (s)

Tabulka 14 Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální rovině v průběhu fáze konečného švihů chůzového cyklu u baletních tanečnicků

TSW (% GC)	HLK(s) & pánev(s)		HLK(s) & KYK(s)		KYK(s) & pánev(s)	
	r	p	r	p	r	p
90	0,478	0,007	0,489	0,005	0,677	0,000
92	0,398	0,027	0,540	0,002	0,652	0,000
94	0,334	0,066	0,438	0,014	0,638	0,000
96	0,191	0,303	0,367	0,042	0,618	0,000
98	0,110	0,555	0,281	0,125	0,600	0,000
100	-0,012	0,949	0,095	0,613	0,615	0,000

Poznámka TSW – terminal swing (fáze konečného švihů), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, HLK – hlezenní kloub, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmannův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

5. 2 Výzkumná otázka 2

Jaké jsou závislosti v kinematice segmentů dolních končetin a pánve během chůzového cyklu u běžné populace?

5. 2. 1 Řetězec č. 1 se zaměřením na fázi iniciálního kontaktu

Během fázi iniciálního kontaktu nebyly závislosti zjištěny v průběhu celé fáze, nýbrž pouze v procentech GC uvedených v tabulce 15. Byla prokázána závislost mezi pohybem v KYK a KOK v sagitální rovině. Dále byla zjištěna negativní závislost mezi rotací v KYK a pohybem pánve v rovině sagitální. Při pohybu pánve do anteverze v rovině sagitální byla zjištěna negativní závislost s jejím pohybem v rovině frontální, která následně přetrvávala do fáze postupného zatěžování. Hodnoty korelačních koeficientů pro pohyb dolních končetin a pánve ve fázi iniciálního kontaktu jsou uvedeny v tabulce 15.

Definovaný řetězec č. 1 = DF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + neutrální KYK (t) + anteverze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t)

Prokázaný řetězec č. 1 = FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + rotace KYK (t) + anteverze pánve (s) + elevace pánve (f)

Tabulka 15 Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální, transverzální a frontální rovině v průběhu fáze iniciálního kontaktu chůzového cyklu u kontrolní skupiny

IC (% GC)	KYK(s) & KOK(s)		KYK(t) & pánev(s)		pánev(s) & pánev(f)	
	r	p	r	p	r	p
0	0,396	0,034	-0,318	0,093	-0,272	0,152
2	0,291	0,126	-0,383	0,041	-0,386	0,039

Poznámka IC – inicial contact (iniciální kontakt), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, t – transverzální rovina, f – frontální rovina, KOK – kolenní kloub, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmannův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

5. 2. 2 Řetězec č. 2 se zaměřením na fázi postupného zatěžování

Během fáze postupného zatěžování byla u kontrolní skupiny zjištěna významná závislost mezi pohybem v KYK a v KOK v rovině sagitální, která byla již byla popsána ve fázi iniciálního kontaktu a následně byla pozorována i ve fázi středního stoje. Dále byla ve fázi postupného zatěžování zaznamenána negativní závislost pohybu pánve v rovině sagitální a frontální, která byla zjištěna již ve fázi iniciálního kontaktu (Tabulka 16).

Definovaný řetězec č. 2 = PF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + VR KYK (t) + retroverze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t) + elevace pánve (f)

Popsaný řetězec č. 2 = FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + retroverze pánve (s) + elevace pánve (f)

Tabulka 16 *Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální a frontální rovině v průběhu fáze postupného zatěžování chůzového cyklu u kontrolní skupiny*

LR (% GC)	KYK(s) & KOK(s)		pánev(s) & pánev(f)	
	r	p	r	p
4	0,282	0,138	-0,413	0,027
6	0,392	0,036	-0,406	0,030
8	0,418	0,025	-0,392	0,036
10	0,486	0,008	-0,350	0,064
12	0,446	0,015	-0,332	0,078

Poznámka LR – loading response (fáze postupného zatěžování), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, f – frontální rovina, KOK – kolenní kloub, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmanův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

5. 2. 3 Řetězec č. 3 se zaměřením na fázi středního stoje

Ve středním stoji byla zjištěna závislost mezi pohybem v KYK a v KOK v sagitální rovině, která již byla popsána v předcházejících fázích. V polovině fáze středního stoje byla pozorována negativní závislost mezi pohybem v KOK v rovině sagitální a rotací pánve. Současně byla zjištěna závislost mezi pohyby pánve v rovinách sagitální a frontální. V závěru fáze středního stoje byla zjištěna negativní závislost mezi pohybem v HLK a pohybem pánve v rovině sagitální, která následně byla pozorována i během fáze konečného stoje (Tabulka 17).

Definovaný řetězec č. 3 = DF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX nebo neutrální postavení KYK (s) + VR KYK (t) + antevertze pánve (s) + neutrální postavení pánve (t + f)

Prokázaný řetězec č. 3 = DF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX nebo neutrální postavení KYK (s) + antevertze pánve (s) + rotace pánve (t) + laterální posun (f)

Tabulka 17 Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální, transverzální a frontální rovině v průběhu fáze středního stoje chůzového cyklu u kontrolní skupiny

MS (% GC)	KYK(s) & KOK(s)		KOK(s) & pánev(t)		pánev(s) & pánev(f)		HLK(s) & pánev(s)	
	r	p	r	p	r	p	r	p
14	0,461	0,013	-0,226	0,257	-0,347	0,066	-0,233	0,234
16	0,475	0,010	-0,221	0,268	-0,314	0,098	-0,239	0,221
18	0,500	0,006	-0,254	0,201	-0,377	0,045	-0,246	0,206
20	0,448	0,016	-0,313	0,112	-0,389	0,038	-0,289	0,136
22	0,410	0,028	-0,432	0,025	-0,374	0,047	-0,342	0,075
24	0,424	0,023	-0,488	0,010	-0,320	0,091	-0,336	0,080
26	0,351	0,062	-0,457	0,017	-0,257	0,178	-0,390	0,040
28	0,268	0,159	-0,372	0,056	-0,153	0,426	-0,448	0,017
30	0,182	0,342	-0,247	0,214	-0,094	0,626	-0,483	0,009

Poznámka MS – midstance (fáze středního stoje), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, t – transverzální rovina, f – frontální rovina, HLK – hlezenní kloub, KOK – kolenní kloub, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmanův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

5. 2. 4 Řetězec č. 4 se zaměřením na fázi konečného stoje

V první polovině fáze konečného stoje byla pozorována negativní závislost mezi pohybem v KOK v sagitální rovině a pohybem pánve v rovině frontální. Ve druhé polovině této fáze byla prokázána negativní závislost mezi pohybem v HLK v sagitální rovině a rotací v KYK. Současně byla prokázána negativní závislost mezi pohybem v KOK v sagitální rovině a rotací pánve. V závěru fáze konečného stoje byla zjištěna negativní závislost mezi rotací v KYK a pohybem pánve v rovině sagitální (Tabulka 18). Tato závislost byla dále pozorována i v následujících fázích chůzového cyklu, v předšvihové fázi a ve fázi počátečního švihu.

Definovaný řetězec č. 4 = DF HLK (s) + EXT KOK (s) + EXT KYK (s) + VR KYK (t)
+ anteverze pánve (s) + posteriorní rotace pánve (t)

Prokázaný řetězec č. 4 = DF HLK (s) + EXT KOK (s) + EXT KYK (s) + VR KYK (t)
+ anteverze pánve (s) + posteriorní rotace pánve (t) + laterální posun pánve (f)

Tabulka 18 Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální, transverzální a frontální rovině v průběhu fáze konečného stoje chůzového cyklu u kontrolní skupiny

TS (% GC)	KOK(s) & pánev(f)		HLK(s) & KYK(t)		KOK(s) & pánev(t)		KYK(t) & pánev(s)	
	r	p	r	p	r	p	r	p
32	-0,326	0,085	-0,169	0,391	-0,223	0,264	-0,246	0,198
34	-0,409	0,028	-0,213	0,277	-0,231	0,246	-0,151	0,432
36	-0,491	0,008	-0,292	0,131	-0,224	0,261	-0,218	0,254
38	-0,435	0,019	-0,355	0,064	-0,276	0,164	-0,220	0,251
40	-0,460	0,013	-0,442	0,018	-0,368	0,059	-0,275	0,149
42	-0,328	0,083	-0,482	0,009	-0,397	0,040	-0,309	0,103
44	-0,226	0,237	-0,494	0,008	-0,451	0,018	-0,359	0,057
46	-0,182	0,342	-0,491	0,008	-0,410	0,034	-0,404	0,030
48	-0,171	0,372	-0,436	0,020	-0,407	0,035	-0,450	0,015
50	-0,142	0,461	-0,262	0,178	-0,327	0,096	-0,479	0,009

Poznámka TS – terminal stance (fáze konečného stoje), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, t – transverzální rovina, f – frontální rovina, HLK – hlezenní kloub, KOK – kolenní kloub, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmannův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

5. 2. 5 Řetězec č. 5 se zaměřením na fázi předšvihovou

V průběhu předšvihové fáze byla zjištěna negativní závislost mezi rotací v KYK a pohybu pánve v sagitální rovině, stejná závislost byla zjištěna již v závěru fáze konečného stoje a následně byla pozorována i ve fázi počátečního švihu. Během předšvihové fáze byla zaznamenána negativní závislost mezi pohyby v HLK a v KOK v sagitální rovině (Tabulka 19).

Definovaný řetězec č. 5 = PF HLK (s) + FLX KOK (s) + EXT KYK (s) + ZR KYK (t) + anteverze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t) + deprese pánve (f)

Prokázaný řetězec č. 5 = PF HLK (s) + FLX KOK (s) + ZR KYK (t) + anteverze pánve (s)

Tabulka 19 Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální a transverzální rovině v průběhu předšvihové fáze chůzového cyklu u kontrolní skupiny

PSW (% GC)	KYK(t) & pánev(s)		HLK(s) & KOK(s)	
	r	p	r	p
52	-0,495	0,007	-0,359	0,061
54	-0,527	0,004	-0,497	0,007
56	-0,576	0,001	-0,596	0,001
58	-0,599	0,001	-0,634	0,000
60	-0,560	0,002	-0,518	0,005

Poznámka PSW – preswing (předšvihová fáze), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, t – transverzální rovina, HLK – hlezenní kloub, KOK – kolenní kloub, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmannův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

5. 2. 6 Řetězec č. 6 se zaměřením na fázi počátečního švihu

V první polovině fáze počátečního švihu byla zjištěna závislost mezi pohybem v HLK a v KOK v sagitální rovině, mezi pohyby v KYK a v KOK v sagitální rovině (Tabulka 20). V průběhu celé fáze počátečního švihu byla zjištěna negativní závislost mezi rotací v KYK

a pohybem pánve v sagitální rovině. Ve druhé polovině fáze počátečního švihu byla prokázána závislost mezi pohybem v KYK a pohybem pánve v rovině sagitální, současně byla pozorována negativní závislost mezi pohybem v KYK v rovině sagitální a jeho rotací (Tabulka 21), která byla následně nalezena i ve fázi středního švihu.

Definovaný řetězec č. 6 = PF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + ZR KYK (t)
+ retroverze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t)

Prokázaný řetězec č. 6 = PF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + ZR KYK (t)
+ retroverze pánve (s)

Tabulka 20 Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny v sagitální rovině v průběhu fáze počátečního švihu chůzového cyklu u kontrolní skupiny

ISW (% GC)	HLK(s) & KOK(s)		KYK(s) & KOK(s)	
	r	p	r	p
62	0,189	0,334	0,581	0,001
64	0,566	0,002	0,603	0,001
66	0,641	0,000	0,588	0,001
68	0,524	0,004	0,549	0,002
70	0,084	0,670	0,356	0,059
72	-0,235	0,228	0,100	0,606
74	-0,350	0,068	0,116	0,548

Poznámka ISW – initial swing (fáze počátečního švihu), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, HLK – hlezenní kloub, KOK – kolenní kloub, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmannův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

Tabulka 21 Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální a transverzální rovině v průběhu fáze počátečního švihu chůzového cyklu u kontrolní skupiny

ISW (% GC)	KYK(t) & pánev(s)		KYK(s) & pánev(s)		KYK(s) & KYK(t)	
	r	p	r	p	r	p
62	-0,530	0,004	0,203	0,290	-0,195	0,310
64	-0,537	0,003	0,289	0,128	-0,277	0,146
66	-0,544	0,003	0,351	0,063	-0,347	0,066
68	-0,549	0,002	0,438	0,018	-0,427	0,022
70	-0,511	0,005	0,467	0,011	-0,449	0,015
72	-0,462	0,012	0,446	0,016	-0,492	0,007
74	-0,430	0,021	0,354	0,060	-0,473	0,010

Poznámka ISW – initial swing (fáze počátečního švihu), GC – gait cycle (chůzový cyklus), s – sagitální rovina, t – transverzální rovina, KYK – kyčelní kloub, r – Spearmannův korelační koeficient, p – hodnota pravděpodobnosti.

5. 2. 7 Řetězec č. 7 se zaměřením na fázi středního švihu

Na začátku fáze středního švihu byla prokázána negativní závislost mezi pohyby v KYK v rovinách sagitální a transverzální, která byla pozorována již ve fázi počátečního švihu. V polovině této fáze byla zjištěna závislost mezi pohybem v KOK a pohybem pánve v rovině sagitální. V závěru fáze středního švihu byla pozorována závislost mezi pohybem v KYK a v KOK v sagitální rovině (Tabulka 22), která následně přetrvávala do fáze konečného švihu.

Definovaný řetězec č. 7 = DF HLK (s) + FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + ZR KYK (t) + retroverze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t)

Prokázaný řetězec č. 7 = FLX KOK (s) + FLX KYK (s) + ZR KYK (t) + retroverze pánve (s)

Tabulka 22 *Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální a transverzální rovině v průběhu fáze středního švihu chůzového cyklu u kontrolní skupiny*

MSW (% GC)	KYK(s) & KYK(t)		KOK(s) + pánev(s)		KYK(s) & KOK(s)	
	r	p	r	p	r	p
76	-0,503	0,006	0,333	0,078	0,196	0,307
78	-0,476	0,010	0,269	0,158	0,190	0,323
80	-0,455	0,014	0,283	0,136	0,279	0,142
82	-0,414	0,027	0,368	0,050	0,287	0,131
84	-0,356	0,059	0,369	0,050	0,335	0,076
86	-0,279	0,143	0,362	0,055	0,370	0,049
88	-0,215	0,262	-0,106	0,593	0,384	0,041

Poznámka MSW – midswing (fáze středního švihu), *GC* – gait cycle (chůzový cyklus), *s* – sagitální rovina, *t* – transverzální rovina, *KOK* – kolenní kloub, *KYK* – kyčelní kloub, *r* – Spearmanův korelační koeficient, *p* – hodnota pravděpodobnosti.

5. 2. 8 Řetězec č. 8 se zaměřením na fázi konečného švihu

V průběhu fáze konečného švihu byla zjištěna závislost mezi pohybem v KYK a v KOK v sagitální rovině, která byla zaznamenána i ve fázi středního švihu. V závěru fáze konečného stoje byla prokázána závislost mezi pohybem v KYK a pohybem pánve v rovině sagitální (Tabulka 23).

Definovaný řetězec č. 8 = DF až neutrální postavení HLK (s) + EXT KOK (s) + FLX KYK (s) + ZR KYK (t) + antevertze pánve (s) + anteriorní rotace pánve (t) + deprese pánve (f)

Prokázaný řetězec č. 8 = EXT KOK (s) + FLX KYK (s) + antevertze pánve (s)

Tabulka 23 *Hodnoty korelačních koeficientů pro segmenty dolní končetiny a pánve v sagitální rovině v průběhu fáze konečného švihu chůzového cyklu u kontrolní skupiny*

TSW (% GC)	KYK(s) & KOK(s)		KYK(s) & pánev(s)	
	r	p	r	p
90	0,395	0,038	0,203	0,300
92	0,428	0,023	0,232	0,235
94	0,427	0,023	0,271	0,163
96	0,374	0,050	0,338	0,078
98	0,379	0,047	0,438	0,020
100	0,343	0,074	0,459	0,014

Poznámka TSW – terminal swing (fáze konečného švihu), *GC* – gait cycle (chůzový cyklus), *s* – sagitální rovina, *KOK* – kolenní kloub, *KYK* – kyčelní kloub, *r* – Spearmanův korelační koeficient, *p* – hodnota pravděpodobnosti.

5.3 Porovnání způsobu provedení chůze baletních tanečnicků a běžné populace

Závislosti pohybu segmentů dolních končetin a pánve byly zjištěny jak u skupiny baletních tanečnicků, tak i u kontrolní skupiny. Shoda v závislostech u obou skupin byla zjištěna v průběhu fáze postupného zatěžování a středního stoje mezi pohybem v KYK a v KOK v sagitální rovině. Ve fázi postupného zatěžování byla nalezena opačná závislost mezi pohyby pánve v rovinách sagitální a frontální, u baletních tanečnicků se jednalo o závislost pozitivní, kdežto u kontrolní skupiny o závislost negativní. Pro obě skupiny byla pozorována negativní závislost také mezi pohybem v HLK a v KOK v sagitální rovině v průběhu fáze předšvihové. Ve druhé polovině fáze počátečního švihy bylo možné pozorovat negativní závislost mezi pohybem v KYK a pohybem pánve v sagitální rovině u obou skupin.

U baletních tanečnicků byly závislosti mezi pohybem v jednotlivých kloubech dolních končetin a pánve zjištěny v procentuálně větších částech GC. Tyto závislosti prostupovaly několika fázemi GC. V průběhu celého GC byla zjištěna závislost mezi pohybem v KYK a pohybem pánve v sagitální rovině. Dále byla zjištěna významná závislost mezi pohybem v HLK a v KYK v sagitální rovině, která byla pozorována ve fázi středního stoje, konečného stoje, fáze předšvihové, středního a konečného švihy. Významná závislost byla nalezena i mezi pohybem v HLK a v KOK v sagitální rovině, kdy byla zjištěna ve fázi postupného zatěžování, středního stoje, předšvihové fázi či fázi počátečního švihy. Dále byla zjištěna závislost během počátečního a středního švihy mezi pohybem v KYK v sagitální rovině a pohybem pánve v rovině frontální.

U kontrolní skupiny byl počet nalezených závislostí menší. Tyto závislosti byly zjištěny v menších úsecích GC. Také u této skupiny byl pozorován přechod závislostí v rámci fází GC, ale toto prostupování bylo méně časté než u baletních tanečnicků. U kontrolní skupiny byla zjištěna závislost mezi pohybem v KYK a v KOK v sagitální rovině ve fázích iniciálního kontaktu, fáze postupného zatěžování a středního stoje, právě v polovině konečného stoje, na závěr předšvihové fáze a na začátku fáze počátečního švihy. Významná negativní závislost byla pozorována mezi pohybem v KYK v transverzální rovině a pohybem pánve v rovině sagitální během závěru fáze konečného stoje, fáze předšvihové a počátečního švihy. Dále byla zjištěna významná závislost mezi pohyby v KYK v rovinách sagitální a transverzální v průběhu fází počátečního a středního švihy.

6 DISKUZE

Diplomová práce se zabývá posouzením závislostí pohybu segmentů dolních končetiny a pánve během chůze u baletních tanečníků a běžné populace. Odborné publikace, které hodnotily vliv baletního tance na muskuloskeletální systém, udávají, že pravidelný dlouhodobý intenzivní baletní trénink výrazně zatěžuje pohybový aparát (především v oblasti dolních končetin, pánve a bederní páteře) a následně má vliv na stereotyp chůze (Allen et al., 2012; Ekegren et al., 2014; Madden et al., 2010; Procházková et al., 2014; Smith et al., 2015). Zajímalo nás proto, jak se dlouhodobé provádění baletu projeví i na provedení základní lokomoce.

V současné době se vědecký výzkum v oblasti tance soustředí na analýzu motorické kontroly, především posturální jistoty a rovnováhy (Janura et al., 2019; Kizawa et al., 2020; Michalska et al., 2018; Steinberg, Waddington, Adams, Karin, & Tirosh, 2018) a na momenty sil, které působí na jednotlivé segmenty těla během tanečních pohybů (Hamilton et al., 1992; Quanbeck et al., 2017). Méně často jsou zastoupeny studie, které se zabývají porovnáním profesionálních tanečníků s ostatními skupinami sportovců (Alfuth, Luetkecosmann, & Knicker, 2021). Počet studií zabývajících se průběhem pohybů v kloubech během GC a vzájemnými vazbami mezi pohyby je minimální. Nejčastěji se objevují studie zkoumající vliv pohybu zánoží na pohyb hlezenního kloubu (Rodgers, 1988) na rotace bérce (Dadfar, Sheikhhoseini, Jafarian, & Esmaeili, 2021) a na rotace femuru (Reischl, Powers, Rao, & Perry, 1999) nebo na postavení pánve a bederní páteře (Duval, Lam & Sanderson, 2010; Khamis & Yizhar, 2007; Pinto et al., 2008; Resende, Deluzio, Kirkwood, Hassan, & Fonseca, 2015).

Podle výsledků naší práce existují významné závislosti jak mezi sousedními, tak i mezi nesousedními segmenty. Podle Koláře (2007) tvoří noha základní oporu vzpřímeného držení těla, kdy porucha funkce nohy může způsobit změnu na všech etážích řízení pohybu (Kolář & Vařeka, 2009). Podle Lewita a Lepšíkové (2008) má dysfunkce chodidla za následek i klinicky podobné řetězové reakce jako poruchy stabilizačního systému. Graham et al. (2011) udávají, že stabilita proximálních segmentů je závislá na stabilitě segmentů distálních. Příčinou snížené schopnosti stabilizovat trup tak může být nestabilita v oblasti nohy, při čemž dochází ke zvýšené energetické náročnosti pohybu (Graham et al., 2011) K distoproximálnímu způsobu řetězení funkčních poruch se přiklání i Duval et al. (2010), kteří tvrdí, že nastavení nohy má vliv na postavení proximálních segmentů těla. Dle Chutera a de Jongeho (2012) výsledky výzkumu potvrzují přítomnost spojení pohybů segmentů dolní končetiny, ale směr tohoto spojení není jednoznačný. Udávají silnou závislost mezi proximální dysfunkcí svalů středu těla

(komplexu lumbálního, pánevního a kyčelního svalstva) a zvýšeným rizikem zranění dolní končetiny. Předpokládají, že síla svalů středu těla je zásadní pro kontrolu abdukce v KYK, následně vnitřní rotace femuru a potenciálně distálních částí těla (Chuter & de Jonge, 2012).

Chůzový cyklus začíná zpravidla kontaktem paty, kdy dochází ke sdružení pronace kalkanea v rovině frontální s addukcí talu a vnitřní rotací bérce v rovině transversální (Vařeka & Vařeková, 2012). Dle Duvala et al. (2010) talus během pronace v STJ sklouzává mediálně a inferiorně. Jelikož je ale pevně uložen v hlavici tvořené distálními konci tibie a fibuly, tak tento pohyb mediálně dolů vyvolává vnitřní rotaci bérce. Vnitřní rotace bérce je spojována s flexí v KOK v rovině sagitální. Hlezenní kloub se nachází v dorzální flexi v rovině sagitální a dochází v něm k pasivní plantární flexi. V kyčelním kloubu pokračuje pohyb do extenze v rovině sagitální, pánev rotuje k nové opěrné dolní končetině, tudíž v KYK dochází k vnitřní rotaci (Vařeka & Vařeková, 2012). Duval et al. (2010) uvádějí hypotézu, kdy vnitřní rotace femuru způsobuje, že hlavice femuru tlačí na posteriorní část acetabula a tento tlak posteriorně způsobuje antevertzi pánve v sagitální rovině, při čemž dochází k naklonění trupu směrem dopředu. Aby nedošlo k vychýlení těla dopředu a ke ztrátě rovnováhy, dochází ke zvětšení extenze v bederní páteři (Pinto et al., 2008). Antevertze pánve tak může způsobovat zvětšení bederní lordózy (Duval et al., 2010).

V průběhu fáze postupného zatěžování jsme našli u sledovaných skupin opačnou závislost mezi pohyby pánve v rovinách sagitální a frontální, kdy u baletních tanečnic se jedná o závislost pozitivní, kde s rostoucím úhlem antevertze roste elevace pánve. Může se jednat o vliv způsobený hyperpronací v STJ, který je u baletních tanečnic spojen s častým využíváním zevně rotačního postavení dolních končetin – tzv. *turnout* (Nowacki et al., 2012). Khamis a Yizhar (2007) ve své studii popisují účinky zvýšení pronace kalkanea na postavení pánve v sagitální a frontální rovině během stoje. Při simulaci nadměrné pronace chodidel mediálně nakloněnými klíny dochází ke zvýšení antevertze pánve v rovině sagitální a laterálního náklonu v rovině frontální v souladu s nárůstem pronace kalkanea, navíc lze pozorovat zvýšení vnitřní rotace bérce a v KYK (Khamis & Yizhar, 2007), čímž se funkčně zkrátí dolní končetina a dochází tak ke změně nastavení pánevního pletence (Gurney, 2002; Resende et al., 2015). Na rozdíl od tohoto Duval et al. (2010) nepopisují žádnou významnou závislost mezi různými polohami chodidla (od 15° pronace po 15° supinace) a změnami v poloze pánve a bederních segmentů v sagitální rovině během stoje. Duval et al. (2010) ale následně předpokládají, že ke kinematickým změnám v důsledku subtalární malignity může dojít časem, tedy jako důsledek opakovaného přetěžování. Zkoumání vztahu mezi nadměrnou subtalární pronací a posturálními změnami pánve u osob se skutečnou hyperpronací v STJ může vést k odlišným

výsledkům (Duval et al., 2010). V současnosti je možné nalézt minimum studií, které se zabývají hyperpronací a jejím vlivem na provedení chůze. Resende et al. (2015) ve své studii popisují vliv jednostranné pronace chodidla na pohyb pánve u zdravé populace, kdy pronace je simulována pomocí klínového sandálu. Zjistili, že během prvních fází stojné fáze GC dochází ke zvýšení vnitřní rotace bérce a femuru a k laterálnímu poklesu pánve na kontralaterální straně od simulované pronované končetiny. Doposud jedinou studii zabývající se vlivem hyperpronace chodidla na biomechaniku pánve provedli Yazdani, Razeghi, Karimi, Shahraki a Bani (2018), kteří popisují, že u skupiny pacientů s hyperpronací chodidla dochází ke zvýšení antevertze pánve během 20–80 % GC oproti zdravé kontrolní skupině, v rovině frontální a transverzální žádný vztah mezi pronací nohy a držením pánve během stojné fáze GC nebyl nalezen. U kontrolní skupiny jsme v průběhu fáze postupného zatěžování pozorovali negativní závislost mezi pohyby pánve v rovině sagitální a frontální, kdy s úhlem antevertze klesá její elevace, což souhlasí s fyziologickým popisem chůze dle Neumannové et al. (2015) a Perry (2010). Jelikož ve fázi postupného zatěžování dochází k narůstání antevertze pánve, která dosahuje maxima ve středním stoji, a ke snižování kraniálního posunu pánve ve frontální rovině na straně ipsilaterální, kdy se pánev ve fázi středního stoje dostává do neutrálního postavení.

Během fáze středního stoje se HLK nachází v plantární flexi a dochází v něm k relativní dorzální flexi, která vrcholí během fáze konečného stoje. V STJ dochází k supinaci kalkanea, která je spojena s akcentací laterálního oblouku klenby nožní a zevní rotací bérce (Vařeka & Vařeková, 2009). Ta je doprovázena zevní rotací femuru, ale v menší amplitudě (Duval et al., 2010). Zevní rotace bérce se dále pojí s extenzí v KOK, který se tímto pohybem uzamyká. Během této fáze dosahuje své maximální extenze (3° flexe), poté se opět začíná flektovat. Chopartův kloub se také uzamyká, čímž roste jeho stabilita a dochází k vytvoření pevné páky nohy, přes kterou se může uplatnit tah lýtkových svalů k posunu těla dopředu (Phan et al., 2019; Vařeka & Vařeková, 2009). KYK se nachází v neutrálním postavení a dále pokračuje do extenze v rovině sagitální (Vařeka et al., 2018). Duval et al. (2010) a Souza et al. (2014) popisují mechanickou závislost mezi pohybem zánoží, bérce a kyčelního kloubu, kdy je supinace kalkanea sdružena se zevní rotací bérce i KYK. V rámci této práce jsme zjistili v průběhu fáze středního stoje u baletních tanečnic závislost mezi pohybem v HLK a v KOK v sagitální rovině, kterou již bylo možné pozorovat v druhé polovině fáze postupného zatěžování. Může se jednat o vyjádření přetrvávající hyperpronace v STJ i v období středního a konečného stoje, kdy dochází k biomechanickému konfliktu mezi HLK a KOK. KOK se ve fázi středního stoje dostává do téměř plné extenze, což vyžaduje zevní rotaci bérce a vzhledem k pantovému mechanismu i supinaci kalkanea, který ale hyperpronuje (Vařeka

& Vařeková, 2009). Dále dochází k delšímu trvání vnitřní rotace bérce, kompenzační semiflexi v KOK a vnitřní rotaci femuru, která se sdružuje s anteverzí pánve a hyperlordózou bederní páteře (Vařeka & Vařeková, 2009; Nowacki et al., 2012). Naše výsledky v průběhu středního i konečného stoje potvrzují spojení u baletních tanečnicků mezi zvětšující se anteverzí pánve a narůstající extenzí v KYK v sagitální rovině a také závislost mezi pohybem v HLK a pohybem v KYK v sagitální rovině, kdy s větší dorzální flexí v HLK dochází k nárůstu extenze v KYK. Janura et al. (2018) udávají u baletních tanečnicků zvětšení rozsahu pohybu do dorzální flexe v HLK v průběhu konečného stoje ve srovnání s běžnou populací. Zvýšení rozsahu do dorzální flexe v HLK může být následkem dlouhodobého baletního tréninku, jelikož opakované silové působení tibie při dorzální flexi může způsobit prohlubeň talu, čímž dojde ke zvýšení fyziologického rozsahu pohybu i nad mez kostní bariéry (Hamilton et al., 1992). Tato skutečnost může vytvářet predispozice pro vznik poranění, a tím vést k narušení správného odvíjení chodidla během chůze.

Narušené odvíjení chodidla může být důvodem delšího trvání stojné fáze, ale i neadekvátního odrazu nohy od podložky (Richards, 2008). Teplá, Procházková, Svoboda a Janura (2014) popisují významné prodloužení celkového trvání stojné fáze GC pro skupinu tanečnicků, což odpovídá zpomalení přenosu hmotnosti těla (Nyska et al., 2003). Zpomalení pohybu ke konci stojné fáze je připisováno kompenzačnímu mechanismu, který noze poskytuje dostatek času ke stabilizaci. Často se toto zpomalení objevuje u pacientů s chronickou instabilitou hlezenních kloubů (Nyska et al., 2003). U baletních tanečnicků představuje distorze kotníku nejčastější poranění, kdy dle Santilliho et al. (2005) se úraz projevuje v běžných denních činnostech, např. při chůzi. Noha ztrácí schopnost přizpůsobit se zevně působícím silám, což následně vede k opakovaným distorzím, které se mohou podílet na vzniku chronické instability (Clippinger, 2007; Lung et al., 2008; Santilli et al., 2005). Současně prodloužená doba odrazu chodidla zvyšuje riziko vzniku poranění předonoží (Richards, 2008). Procházková et al. (2014) udávají významné rozdíly v zatížení nohy tanečnicků a běžné populace při chůzi, které se projeví nižším celkovým zatížením v laterální oblasti paty a středonoží. Větší mediální zatížení může být důsledkem hyperpronace v STJ s kombinací s přenosem hmotnosti na první paprsek nohy (Lung et al., 2008). Palec a první paprsek nohy jsou vystaveny velkému stresovému zatížení, které jej tlačí do valgozity. Současně je kvůli opakovanému střídání dorzální a plantární flexe v HLK přetěžován m. flexor hallucis longus, což přispívá ke vzniku valgózní deformity palce, která představuje nečastější deformitu nohy u baletních tanečnicků (Ahonen, 2008; Bryant, Tinley, & Singer, 1999). Dysfunkce metatarsophalangeálního kloubu palce vede k insuficienci propulzní složky chůze, kdy ji tanečníci kompenzují větší plantární

flexí v HLK. Narušená propulzní schopnost stojné dolní končetiny navíc snižuje i akceleraci ostatních segmentů těla (Parijat & Lockhart, 2008).

V prvotních předpokladech, založených na informacích o uzavřených a otevřených kinematických řetězcích, jsme předpokládali, že významné závislosti mezi pohyby segmentů dolních končetin a pánve budou existovat zejména ve stojné fázi chůzového cyklu. Dle Vařeky (2001) totiž změna postavení v jednom kloubu vede v uzavřeném řetězci ke změně postavení v kloubech ostatních. Z výsledků naší práce ale vyplynuly významné závislosti mezi polohou pánve a segmentů dolní končetiny i během švihové fáze. Naše zjištění podporují i Shemmell et al. (2007), kteří ve své práci popsali, že byla prokázána závislost mezi pohyby v HLK, v KOK a v KYK v sagitální rovině v průběhu švihové fáze. Pokud je přítomna dysfunkce ve stojné fázi chůze, následně bude narušena i fáze švihová, čím dochází k narušení plynulosti pohybu. Typickým příkladem je přítomnost bolesti v oblasti jedné dolní končetiny, kdy na postižené dolní končetině dochází ke zkrácení doby fáze středního stoje a na kontralaterální končetině naopak ke zkrácení švihové fáze (Dubin, 2014).

Švihová fáze začíná odrazem palce od podložky (Perry, 2010), ale již v průběhu předšvihové fáze se začíná koncentricky kontrahovat m. iliopsoas (současně i m. rectus femoris), který během počátečního švihu svou silnou kontrakcí způsobuje flexi v KYK a zrychlení dolní končetiny. Současně je jeho účelem pohyb pánve v sagitální rovině, kdy se pánve z maximální retroverze ve fázi předšvihové pohybuje do anteverze, jejíž maxima dosahuje ve fázi konečného švihu (Perry, 2010), a zároveň i stabilizace bederního úseku páteře (Yazdani, Razeghi, Karimi, Shahraki, Bani, & Bahreinizad, 2019). V rámci diplomové práce jsme zjistili významnou negativní závislost mezi pohyby pánve v sagitální a frontální rovině ve fázi předšvihové, počátečního a středního švihu a mezi flexí v KYK v sagitální rovině a pohybem pánve v rovině frontální ve fázi počátečního a středního švihu u baletních tanečnic. Pohyb pánve do anteverze a flexe v KYK je způsoben aktivací m. iliopsoas, kdy jeho zvýšená svalová síla je považována za důsledek cvičení *front développé* (Clippinger 2007). Zvýšenou aktivitu m. iliopsoas během stojné fáze GC zjistili také Yazdani et al. (2019) u pacientů s hyperpronací v STJ, která je také u tanečnic často přítomna. Zvýšená aktivita m. iliopsoas následně vede ke zvětšení anteverze pánve (Yazdani et al., 2019). Lung et al. (2008) předpokládá, že větší anteverze pánve během GC u mužských baletních tanečnic je způsobena baletní chůzí, která vyžaduje větší posun těžiště dopředu, což souvisí s anteverzí pánve doprovázenou zvětšenou bederní lordózou. Pohyb pánve ve frontální rovině může být kompenzací nadměrné abdukce v KYK během fáze předšvihové (Clippinger, 2007;

Janura et al., 2018) nebo zvýšením celkového rozsahu pohybu pánve v rovině frontální v důsledku praktikování *side développé* (Janura et al., 2018).

U kontrolní skupiny jsme zjistili významnou negativní závislost mezi rotací v KYK a pohybem pánve v sagitální rovině, která je patrná od závěru konečného stoje, přes fázi předšvihovou a prochází celou fází iniciálního švihu. Kdy s rostoucí zevní rotací v KYK, klesá stupeň antevertze pánve. Jedná se o potvrzení fyziologického průběhu chůze, kdy po iniciálním kontaktu kontralaterální končetiny se KYK začíná zevně rotovat a v zevní rotaci přetrvává během švihové fáze (Giannini, 1994; Kaufman & Sutherland, 2006). Současně se pánev v konečném stoji nachází v maximální antevertzi a následně se úhel antevertze snižuje a v průběhu předšvihové fáze dosahuje v rovině sagitální svého minima (Neumannová et al., 2015; Perry, 2010).

Limity

Limitujícím faktorem práce byla nehomogenita testovaného souboru, a to v několika ohledech. Jedním z nich bylo zastoupení obou pohlaví. Dále někteří tanečníci byli asijského původu, díky čemuž se vyznačují odlišnou fenotypovou strukturou, a tím i jinými tělesnými znaky, které by mohly mít vliv na pohybový projev. Do výzkumného souboru byli zahrnuti profesionální tanečníci ze dvou různých baletních souborů, jejichž tréninkový program se mohl lišit. Jsem si vědoma limitů této diplomové práce, ale domnívám se, že by při použitém postupu neměly zásadně ovlivnit kvalitu naměřených dat.

7 ZÁVĚRY

Předkládaná diplomová práce se zabývala posouzením závislostí pohybu segmentů dolní končetiny a pánve během chůze u baletních tanečníků a běžné populace. Pomocí kinematické analýzy chůze cyklu jsme zjistili, že provedení chůze profesionálních baletních tanečníků se liší od chůze běžné populace.

Významné závislosti pohybů segmentů dolních končetin a pánve při chůzi u tanečníků a kontrolní skupiny jsme formulovali do těchto závěrů:

- Závislosti pohybu segmentů dolních končetin a pánve jsme zjistili mezi sousedními i mezi nesousedními dvojicemi segmentů u skupiny baletních tanečníků i u kontrolní skupiny, což potvrzuje možnost řetězení funkčních poruch v pohybovém systému.
- Závislosti jsme pozorovali v průběhu stojné i švihové fáze GC.
- U baletních tanečníků jsme našli závislosti v procentuálně větších částech GC. Tyto závislosti prostupovaly několika fázemi GC. V celém GC jsme našli závislost mezi pohybem v KYK a pohybem pánve v sagitální rovině.
- U kontrolní skupiny jsme zjistili menší počet závislostí v menších úsecích GC. Také u této skupiny jsme pozorovali přechod závislostí v rámci fází GC. Nejvýznamnější závislost byla zjištěna mezi pohybem v KYK a v KOK v sagitální rovině během fáze postupného zatěžování a středního stoje, na závěr předšvihové fáze a na začátku fáze počátečního švihu.
- Ve fázi postupného zatěžování jsme našli opačnou závislost mezi pohyby pánve v rovinách sagitální a frontální. U baletních tanečníků se jednalo o závislost pozitivní, kdy tuto závislost může způsobovat hyperpronace v STJ, která je u baletních tanečníků spojena s častým využíváním zevně rotačního postavení dolních končetin. U kontrolní skupiny byla tato závislost negativní, která odpovídá fyziologickému pohybu pánve v sagitální a frontální rovině.
- U kontrolní skupiny existuje významná negativní závislost mezi rotací v KYK a pohybem pánve v sagitální rovině, která je patrná od závěru konečného stoje, přes fázi předšvihovou a celou fázi počátečního švihu. Jedná se o potvrzení fyziologického průběhu chůze, kdy s rostoucí zevní rotací v KYK klesá stupeň anteverze pánve.

Přínos pro praxi

Výsledky naší diplomové práce prokázaly, že při dlouhodobém zatížení pohybového aparátu baletním tréninkem dochází ke změnám v nastavení jednotlivých segmentů dolní končetiny během chůzového cyklu. Jako reakce na možné přetížení jsou vytvořeny kompenzační mechanismy a nefyziologické pohybové vzory, které mohou vést ke vzniku zranění. Získané kinematické charakteristiky chůze mohou pomoci popsat vzájemné souvislosti mezi jednotlivými pohybovými segmenty, čímž je možné vysvětlit vztahy v rámci řetězení funkčních poruch v pohybovém systému. Přetížení muskuloskeletálního systému či nefyziologické pohybové návyky mohou být využitím kinematické analýzy chůze včasné odhaleny.

8 SOUHRN

Teoretická část diplomové práce se zabývala definicí chůze, popisem jednotlivých fází chůzového cyklu, kinematikou kloubů dolní končetiny a pánve, problematikou kinematických řetězců a 3D kinematickou analýzou chůze. Ve výzkumné části byla použita 3D kinematická analýza chůze pro získání úhlových parametrů segmentů dolní končetiny a pánve, pomocí kterých byly určeny vztahy mezi segmenty v rámci otevřeného a uzavřeného kinematického řetězce. Výzkumný soubor tvořilo 44 profesionálních baletních tanečníků (19 mužů – věk $24,6 \pm 5,3$ let; BMI $22,2 \pm 1,3$; a 25 žen – věk $25,6 \pm 5,3$ let; BMI $18,8 \pm 1,3$) a 40 studentů a zaměstnanců Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (14 mužů – věk $25,4 \pm 2,3$ let; BMI $24,0 \pm 2,4$; a 26 žen – věk $23,6 \pm 1,9$ let; BMI $21,7 \pm 2,6$). Analýza chůze byla provedena s využitím optoelektronického systému Vicon MX, kdy u každého jedince bylo nasnímáno a vyhodnoceno 5 pokusů přirozené chůze přes tenzometrické plošiny Kistler, které byly použity pro určení jednotlivých fází chůzového cyklu. Měřenými parametry byly hodnoty úhlů v daných kloubech v základních anatomických rovinách v průběhu celého chůzového cyklu. Pro určení závislostí mezi měřenými parametry byla použita korelační analýza (Spearmanův korelační koeficient).

Závislosti pohybu segmentů dolních končetin a pánve byly zjištěny mezi sousedními i mezi nesousedními dvojicemi segmentů u skupiny baletních tanečníků i u kontrolní skupiny, což potvrzuje možnost řetězení funkčních poruch v pohybovém systému. Závislosti byly nalezeny ve stejné i švihové fázi GC. Byla zjištěna závislost u obou skupin během fáze postupného zatěžování, kdy byla nalezena opačná závislost mezi pohyby pánve v rovinách sagitální a frontální. U baletních tanečníků se jednalo o závislost pozitivní, kde tuto závislost může způsobovat hyperpronace v STJ, která je u baletních tanečníků spojena s častým využíváním zevně rotačního postavení dolních končetin. U kontrolní skupiny byla tato závislost negativní, která odpovídá fyziologickému pohybu pánve v sagitální a frontální rovině. Ve druhé polovině fáze počátečního švihu bylo možné pozorovat negativní závislost mezi pohybem v KYK a pohybem pánve v sagitální rovině u obou skupin. U baletních tanečníků byly závislosti zjištěny v procentuálně větších částech GC a prostupovaly několika fázemi GC. Nejvýraznější závislost byla u baletních tanečníků zjištěna mezi pohybem v KYK a pohybem pánve v sagitální rovině, která prostupovala celým GC. Lze ji vysvětlit přítomností větší svalové síly m. iliopsoas nebo hyperpronací v STJ. U kontrolní skupiny byl počet nalezených závislostí menší a tyto závislosti byly zjištěny v menších úsecích GC. Také u této skupiny byl pozorován přechod závislostí v rámci fází GC, ale toto prostupování bylo méně časté než u baletních tanečníků. Nejvýraznější závislost byla zjištěna mezi pohybem v KYK a v KOK v sagitální

rovině, která prostupovala fázemi stojné i švihové fáze GC či závislostí mezi zevní rotací v KYK a pohybem pánve v sagitální rovině v závěru fáze konečného stoje, během fáze předšvihové a fáze počátečního švihu.

9 SUMMARY

The theoretical part of the thesis dealt with the definition of gait, a description of the individual phases of the gait cycle, the kinematics of the joints of the lower limb and pelvis, kinematic chains, and 3D kinematic analysis of gait. In the research part, 3D kinematic analysis of gait was used to obtain angular parameters of the lower limb and pelvis segments, which were used to determine the relationships between segments within the open and closed kinematic chain. The study population consisted of 44 professional ballet dancers (19 men – age 24.6 ± 5.3 years; BMI 22.2 ± 1.3 – and 25 women – age 25.6 ± 5.3 years; BMI 18.8 ± 1.3) and 40 students and employees of the Faculty of Physical Culture of Palacký University in Olomouc (14 men – age 25.4 ± 2.3 years; BMI 24.0 ± 2.4 – and 26 women – age 23.6 ± 1.9 years; BMI 21.7 ± 2.6). Gait analysis was performed using a Vicon MX optoelectronic system; five natural gait trials were recorded and evaluated for each individual via Kistler strain gauge platforms, which were used to determine the different phases of the gait cycle. The measured parameters were the values of the angles at the given joints in the basic anatomical planes throughout the gait cycle. Correlation analysis (Spearman's correlation coefficient) was used to determine the correlations between the measured parameters.

Correlations of lower limb and pelvic segment motion were found between adjacent and non-adjacent pairs of segments in both the ballet dancer and control groups, confirming the possibility of chaining of functional disorders in the musculoskeletal system. Correlations were found in both stance and the swing phase of the GC. A correlation was found for both groups during the progressive loading phase, when an inverse correlation was found between pelvic movements in the sagittal and frontal planes. This was a positive correlation in the ballet dancers, which may be due to hyperpronation in the subtalar joint, which is associated with the frequent use of externally rotated lower limb positions in ballet dancers. In the control group, this correlation was negative, corresponding to physiological pelvic movement in the sagittal and frontal planes. In the second half of initial swing, a negative correlation between hip joint motion and pelvic motion in the sagittal plane was observed for both groups. In the ballet dancers, the correlations were found in larger percentages of the GC and permeated several phases of the GC. The most pronounced correlation was found in the ballet dancers between hip movement and pelvic movement in the sagittal plane, which permeated the entire GC. It can be explained by the presence of greater muscular strength of the musculus iliopsoas or hyperpronation in the subtalar joint. In the control group, the number of correlations found was smaller and these correlations were found in smaller sections of the GC. Transition of correlations within GC phases was also observed in this group, but this permeation was less

frequent than in the ballet dancers. The most pronounced correlation was observed between hip and knee motion in the sagittal plane, which permeated phases of the stance and swing phase of the GC, or the correlation between external rotation at the hip joint and pelvic motion in the sagittal plane at the end of the terminal stance, during the preswing phase and the initial swing phase.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

Adams, J. M., & Perry, J. (2006). *Gait analysis: clinical decision making*. In J. Rose & J. G. Gamble (Eds). *Human walking* (pp. 165-183). Baltimore: Williams & Wilkins.

Ahonen, J. (2008). Biomechanics of the foot in dance: a literature review. *Journal of Dance Medicine & Science*, 12(3), 99-108. Retrieved from <https://www.ingentaconnect.com/content/jmrp/jdms/2008/00000012/00000003/art00005;jsessionid=1lddoqtrpd95d.x-ic-live-02>

Alfuth, M., Luetkecosmann, J., & Knicker, A. (2021). Comparison of Plantar Sensitivity, Dynamic Balance, and Lower Extremity Joint Range of Motion Between Experienced Female Ballet Dancers and Female Non-Dancing Athletes: A Cross-Sectional Study. *Journal of Dance Medicine & Science*, 25(4), 238-248. doi: 10.12678/1089-313X.121521c

Allen, N., Nevill, A., Brooks, J., Koutedakis, Y., & Wyon, M. (2012). Ballet injuries: injury incidence and severity over 1 year. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(9), 781-A1. doi: 10.2519/jospt.2012.3893

Anderson, F. C., Goldberg, S. R., Pandy, M. G., & Delp, S. L. (2004). Contributions of muscle forces and toe-off kinematics to peak knee flexion during the swing phase of normal gait: an induced position analysis. *Journal of biomechanics*, 37(5), 731-737. doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.09.018

Arcelus, J., Witcomb, G. L., & Mitchell, A. (2014). Prevalence of eating disorders amongst dancers: a systemic review and meta-analysis. *European Eating Disorders Review*, 22(2), 92-101. doi: 10.1002/erv.2271

Ayyappa, E. (1997). Normal human locomotion, part 1: Basic concepts and terminology. *Journal of Prosthetic and Orthotics*, 9(1), 10-17. Retrieved from https://journals.lww.com/jpojjournal/abstract/1997/00910/normal_human_locomotion,_part_1___basic_concepts.4.aspx

Bastlová, P. (2018). *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Beutler, A. I., Cooper, L. W., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E. (2002). Electromyographic analysis of single-leg, closed chain exercises: Implications for rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 13-18. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164302/>

Bracilović, A. (2009). *Essential dance medicine*. New York, USA: Humana Press.

Bronstein, A., Brandt, T., Woolacott, M. H., & Nutt, J. G. (Eds.) (2004). *Clinical disorders of balance, posture and gait*. New York, USA: Oxford University Press.

Bryant, A., Tinley, P., & Singer, K. (1999). Plantar pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux limitus feet. *The foot*, 9(3), 115-119. doi: 10.1054/foot.1999.0538

Carter, S. L., Bryant, A. R., & Hopper, L. S. (2019). An analysis of the foot in turnout using a dance specific 3D multi-segment foot model. *Journal of foot and ankle research*, 12(1), 1-11. doi: 10.1186/s13047-019-0318-1

Clark, D. J. (2015). Automaticity of walking: functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies. *Frontiers in human neuroscience*, 9, 246. doi: 10.3389/fnhum.2015.00246

Clippinger, K. (2007). *Dance anatomy and kinesiology*. Champaign, USA: Human Kinetics.

Cock, A-M., Fransen, E., Perkisas, Verhoeven, V., Beauchet, O., Remmen, R., & Vandewoude, M. (2017). Gait characteristic under different walking conditions: Association with the Presence of Cognitive impairment in community-dwelling older people. *PloS ONE*, 12(6), 1-19. doi: 10.1371/journal.pone.0178566.

Costa, M. S., Ferreira, A. S., Orsini, M., Silva, E. B., & Felicio, L. R. (2016). Characteristics and prevalence of musculoskeletal injury in professional and non-professional ballet dancers. *Brazilian journal of physical therapy*, 20(2), 166-175. doi: 10.1590/bjpt-rbf.2014.0142

Cronin, N. J. (2021). Using deep neural networks for kinematic analysis: Challenges and opportunities. *Journal of Biomechanics*, 123, 110460. doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110460

Čechová, M. (2020). *Baletky*. Praha, Česká republika: Nakladatelství Paseka s. r. o.

Dadfar, M., Sheikhhoseini, R., Jafarian, M., & Esmaeili, A. (2021). Lower extremity kinematic coupling during single and double leg landing and gait in female junior athletes with dynamic knee valgus. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 13(1), 1-10. doi: 10.1186/s13102-021-00385-y

Di Fabio, R. P. (1999). Making jargon from kinetic and kinematic chains. *J Orthop Sports Phys Ther*, 29(3), 142-143. doi: 10.2519/jospt.1999.29.3.142

d'Hemecourt, P. A., & Luke, A. (2012). Sport-specific biomechanics of spinal injuries in aesthetic athletes (dancers, gymnasts, and figure skaters). *Clinics in sports medicine*, 31(3), 397-408. doi: 10.1016/j.csm.2012.03.010

Dubin, A. (2014). Gait: the role of the ankle and foot in walking. *Medical Clinics*, 98(2), 205-211. doi: 10.1016/j.mcna.2013.10.002

Dungl, P. (2014). *Ortopedie (2. přepracované a doplněné vydání)*. Praha, Česká republika: Grada Publishing, a.s.

Duval, K., Lam, T., & Sanderson, D. (2010). The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait & posture*, 32(4), 637-640. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.007

Dvořák, R. (2005a). Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 12-17. Retrieved from <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2005-1/nektere-teoreticke-poznamky-k-problematice-otevrenych-a-uzavrenych-biomechanickych-retezcu-5286>

Dvořák, R. (2005b). Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 18-22. Retrieved from <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2005-1/otevrene-a-uzavrene-biomechanicke-retezce-v-kinezioterapeuticke-praxi-5287>

Dylevský, I. (2007). *Obecná kineziologie*. Praha, Česká republika: Grada Publishing, a.s.

Ekegren, C. L., Quested, R., & Brodrick, A. (2014). Injuries in pre-professional ballet dancers: Incidence, characteristics and consequences. *Journal of science and medicine in sport*, 17(3), 271-275. doi: 10.1016/j.jsams.2013.07.013

Escamilla, R. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(1), 127-141. doi: 10.1097/00005768-200101000-00020

Francová, J., Pavlů, D., & Pánek, D. (2006). Možnosti využití terapeutického lezení ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 29-37. Retrieved from <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2006-1/moznosti-vyuziti-terapeutickeho-lezeni-ve-fyzioterapii-4873>

Fuller, M., Moyle, G. M., Hunt, A. P., & Minett, G. M. (2019). Ballet and contemporary dance injuries when transitioning to full-time training or professional level dance: a systematic review. *Journal of Dance Medicine & Science*, 23(3), 112-125. doi: 10.12678/1089-313X.23.3.112

Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in Cerebral Palsy*. New York, USA: Mac Keith Press.

Giannini, S. (1994). *Gait analysis: methodologies and clinical application*. Amsterdam, Netherlands: IOS Press for BTS Bioengineering Technology & Systems.

Goodfellow, I., Bengio, Y., & Courville, A. (2016). *Deep learning*. Cambridge, Massachusetts, USA: MIT press.

Goulart, N. B. A., Dias, C. P., Lemos, F. D. A., Geremia, J. M., Oliva, J. C., & Vaz, M. A. (2014). Gymnasts and non-athletes muscle activation and torque production at the ankle

joint. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, 16(5), 555-562. doi: 10.5007/1980-0037.2014v16n5p555

Graham, R. B., Costigan, P. A., Sadler, E. M., & Stevenson, J. M. (2011). Local dynamic stability of the lifting kinematic chain. *Gait & posture*, 34(4), 561-563. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.06.022

Green, J., & Denzler, C. *Ballet class coloring book*. Mineola, New York, USA: Dover Publication Inc.

Gross, J. M. et al. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha, Česká republika: Triton.

Gurney, B. (2002). Leg length discrepancy. *Gait & posture*, 15(2), 195-206. doi: 10.1016/s0966-6362(01)00148-5

Hajizadeh, M., Michaud, B., Desmyttere, G., Carmona, J. P., & Begon, M. (2020). Predicting foot orthosis deformation based on its contour kinematics during walking. *PloS one*, 15(5), e0232677. doi: 10.1371/journal.pone.0232677

Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2006). *Biomechanical basis of human movement*. Filadepfie, Pensylvánie, USA: Lippincott Williams & Wilkins.

Hamilton, W. G., Hamilton, L. H., Marshall, P., & Molnar, M. (1992). A profile of the musculoskeletal characteristic of elite professional ballet dancers. *The American Journal of Sports Medicine*, 20(3), 267-273. doi: 10.1177/036354659202000306

Hillstrom, H. J., Song, J., Kraszewski, A. P., Hafer, J. F., Mootanah, R., Dufour, A. B., ... & Deland III, J. T. (2013). Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot. *Gait & posture*, 37(3), 445-451. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.09.007

Hobert, M. A., Meyer, S. I., Hasmann, S. E., Metzger, F. G., Suenkel, U., Eschweiler, G. W., ... & Maetzler, W. (2017). Gait is associated with cognitive flexibility: a dualtasking study in healthy older people. *Frontiers in aging neuroscience*, 9, 154. doi: 10.3389/fnagi.2017.00154

Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing*, 35(suppl 2), ii7-ill. doi: 10.1093/ageing/afl077

Chatfield, S. (2003). Variability of electromyographic and kinematic measurement in dance medicine and science research. *Journal of Dance Medicine and Science*, 7(2), 42-48. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/233709623_Variability_of_Electromyographic_and_Kinematic_Measurement_in_Dance_Medicine_and_Science_Research

Chèze, L. (2014). *Kinematic analysis of human movement*. Hoboken, New Jersey, USA: John Wiley & Sons.

Chuter, V. H., & de Jonge, X. A. J. (2012). Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. *Gait & posture*, 36(1), 7-15. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.02.001

Iunes, D. H., Elias, I. F., Carvalho, L. C., & Dionísio, V. C. (2016). Postural adjustments in young ballet dancers compared to age matched controls. *Physical Therapy in Sport*, 17, 51-57. doi: 10.1016/j.ptsp.2015.04.004

Janda, V. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha, Česká republika: Grada Publishing, a.s.

Janda, V., Věle, F., & Poláková, Z. (1966). *Funkce hybného systému: Fysiologie a patofysiologie hybnosti a kinesiologie z hlediska rehabilitace*. Praha, Česká republika: Státní zdravotnické nakladatelství.

Janura, M. (2011). *Biomechanika II*. Ostrava, Česká republika: Ostravská univerzita v Ostravě.

Janura, M., Kubešová, G., Svoboda, Z., Vařeka, I., Janurová, E., & Elfmark, M. (2013). Problematika otevřených a uzavřených kinematických řetězců dolních končetin při chůzi. *Rehabilitácia*, 50 (3), 131-140. Retrieved from <https://www.rehabilitacia.sk/archiv/cisla/1REH2016-m.pdf>

Janura, M., Procházková, M., Svoboda, Z., Bizovská, L., Jandová, S., & Konečný, P. (2019). Standing balance of professional ballet dancers and non-dancers under different conditions. *PLoS one*, 14(10), 1-12. doi: 10.1371/journal.pone.0224145

Janura, M., Teplá, L., Straková, P., Kuboňová, E., Svoboda, Z., & Javůrek, F. (2018). Comparison of gait kinematics between professional ballet dancers and non-dancers. *Neuroendocrinology Letters*, 39(5), 385-390. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/330542565_Comparison_of_gait_kinematics_between_professional_ballet_dancers_and_non-dancers

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

Jarvis, D. N., & Kulig, K. (2016). Kinematic and kinetic analyses of the toes in dance movements. *Journal of Sports Sciences*, 34(17), 1612-1618. doi: 10.1080/02640414.2015.1126672

Kadel, N. J. (2006). Foot and ankle injuries in dance. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 17(4), 813-826. doi: 10.1016/s0278-5919(05)70208-8

Kapandji, I. A. (2011). *The physiology of the joints: Vol. 2*. Edinburgh, UK: Churchill Livingstone/Elsevier.

Karandikar, N., & Vargas, O. O. O. (2011). Kinetic chains: a review of the concept and its clinical applications. *PM&R*, 3(8), 739-745. doi: 10.1016/j.pmrj.2011.02.021

Kaufman, D. B., & Sutherland, D. H. (2006). Kinematics of normal human walking. In Rose, J. & Gamble J. G. (Eds.), *Human walking*. Baltimore, Maryland, USA: Williams & Wilkins.

Kerr, S., Olivier, B., Green, A., Dafkin, C., Wood, S., Woodiwiss, A., & McKinon, W. (2016). Analysis of balance and body positioning in ballerinas with different levels of skill. *Africa Journal for Physical Activity and Health Sciences*, 22(3:2), 883-895. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/309320177_Analysis_of_balance_and_body_positioning_in_ballerinas_with_different_levels_of_skill

Kibler, W. B. (2000). Closed kinetic chain rehabilitation for sports injuries. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 11(2), 369-384. doi: 10.1016/S1047-9651(18)30134-7

Kiefer, A. W., Cummins-Sebree, S., Riley, M. A., & Hass, J. G. (2007). *Control of posture in professional level ballet dancers*. 14th International Conference of Perception and Action, Yokohama, Japan.

Kiefer, A. W., Riley, M. A., Shockley, K., Sitton, C. A., Hewett, T. E., Cummins-Sebree, S., & Haas, J. G. (2013). Lower-limb proprioceptive awareness in professional ballet dancers. *Journal of dance medicine & science*, 17(3), 126-132. doi: 10.12678/1089-313X.17.3.126

Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis: Theory and practice*. Edinburgh, UK: Elsevier Churchill Livingstone.

Kizawa, M., Yasuda, T., Shima, H., Mori, K., Tsujinaka, S., & Neo, M. (2020). Effect of toe type on static balance in ballet dancers. *Medical Problems of Performing Artists*, 35(1), 35-41. doi: 10.21091/mppa.2020.1005

Khamis, S., & Yizhar, Z. (2007). Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait & posture*, 25(1), 127-134. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.02.005

Khan, K., Brown, J., & Way, S. (1995). Overuse injuries in classical ballet. *Sports Medicine*, 19(5), 341-357. doi: 10.2165/00007256-199519050-00004

Kračmar, B., Chrástková, M., & Bačáková, R. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha, Česká republika: Univerzita Karlova, Nakladatelství Karolinum.

Kolář, P. (2007). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře – terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 3-17. Retrieved from <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2007-1/vertebrogenni-obtize-a-stabilizacni-funkce-patere-terapie-1831>

Kolář, P., & Vařeka, I. (2009). Kineziologie hlezna a nohy. In Kolář, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha, Česká republika: Galén.

- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha, Česká republika: Galén.
- Krobot, A. (1997). Klinické aplikace „pohybových řetězců“. *Rehabilitácia*, 30 (1), 4-5. Retrieved from <https://www.rehabilitacia.sk/archiv/cisla/1REH1997-m.pdf>
- Kröschlová, E. (2003). *Jevištní pohyb: herecká pohybová výchova*. Praha, Česká republika: Nakladatelství Akademie múzických umění v Praze.
- Kröschlová, J. (1956). *Základy pohybové přípravy tanečníka a herce*. Praha, Česká republika: Orbis.
- Kříž, J., Káfuňková, P., Schreier, B., & Kolář, P. (2010). Trénink lokomoce v závěsu u pacientů po poranění míchy. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 73(106), 2. Retrieved from <https://www.csnn.eu/casopisy/ceska-slovenska-neurologie/2010-2/trenink-lokomoce-v-zavesu-u-pacientu-po-poraneni-michy-33803>
- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. W. (2012). *Whittle's Gait Analysis-E-Book*. Oxford, UK: Elsevier health sciences.
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo–významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(3), 99-104. Retrieved from <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2008-3/chodidlo-vyznamna-cast-stabilizacniho-systemu-2174>
- Longworth, B., Fary, R., & Hopper, D. (2014). Prevalence and predictors of adolescent idiopathic scoliosis in adolescent ballet dancers. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 95(9), 1725-1730. doi: 10.1016/j.apmr.2014.02.027
- Lung, C. W., Chern, J. S., Hsieh, L. F., & Yang, S. W. (2008). The differences in gait pattern between dancers and non-dancers. *Journal of Mechanics*, 24(4), 451-457. doi: 10.1017/S1727719100002562
- MacKay-Lyons, M. (2002). Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence. *Physical therapy*, 82(1), 69-83. doi: 10.1093/ptj/82.1.69
- Madden, Ch. C., Putukian, M., Young, C. C., & McCarty, E. C. (2010). *Netter's Sports Medicine*. Philadelphia, USA: Saunders Elsevier.
- Mayer, F., Schlumberger, A., Van Cingel, R., Henrotin, Y., Laube, W., & Schmidtbleicher, D. (2003). Training and testing in open versus closed kinetic chain. *Isokinetics and Exercise Science*, 11(4), 181-187. doi: 10.3233/IES-2003-0154
- McMullen, J., & Uhl, T. L. (2000). A kinetic chain approach for shoulder rehabilitation. *Journal of athletic training*, 35(3), 329. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1323395/>

Merker, J., Hartmann, M., Kreuzpointner, F., Schwirtz, A., & Haas, J. P. (2015). Pathophysiology of juvenile idiopathic arthritis induced pes planovalgus in static and walking condition—A functional view using 3D gait analysis. *Pediatric Rheumatology*, *13*(1), 1-11. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/233709623_Variability_of_Electromyographic_and_Kinematic_Measurement_in_Dance_Medicine_and_Science_Research

Michalska, J., Kamieniarz, A., Fredyk, A., Bacik, B., Juras, G., & Słomka, K. J. (2018). Effect of expertise in ballet dance on static and functional balance. *Gait & Posture*, *64*, 68-74. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.05.034

Mirelman, A., Shema, S., Maidan, I., & Hausdorff, J. M. (2018). Gait. *Handbook of clinical neurology*, *159*, 119-134. doi: 10.1016/B978-0-444-63916-5.00007-0

Montero-Odasso, M., & Hachinski, V. (2014). Preludes to brain failure: executive dysfunction and gait disturbances. *Neurological Sciences*, *35*(4), 601-604. doi: 10.1007/s10072-013-1613-4

Motta-Valencia, K. (2006). Dance-related injury. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, *17*(3), 697-723. doi: 10.1016/j.pmr.2006.06.001

Mundt, M., Thomsen, W., Witter, T., Koeppe, A., David, S., Bamer, F., ... & Markert, B. (2020). Prediction of lower limb joint angles and moments during gait using artificial neural networks. *Medical & biological engineering & computing*, *58*(1), 211-225. doi: 10.1007/s11517-019-02061-3

Negus, V., Hopper, D., & Briffa, N., K. (2005). Associations between turnout and lower extremity injuries in classical ballet dancers. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *35*(5), 307-318. doi: 10.2519/jospt.2005.35.5.307

Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.

Nielsen, M. A. (2015). *Neural networks and deep learning* (Vol. 25). San Francisco, CA, USA: Determination press.

Nowacki, R. M., Air, M. E., & Rietveld, A. B. (2012). Hyperpronation in dancers. Incidence and relation to calcaneal angle. *Journal of Dance Medicine & Science*, *16*(3), 126-132. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26730941/>

Nyska, M., Shabat, S., Simkin, A., Neeb, M., Matan, Y., & Mann, G. (2003). Dynamic force distribution during level walking under the feet of patients with chronic ankle instability. *British Journal of Sports Medicine*, *37*(6), 495-497. doi: 10.1136/bjism.37.6.495

- O'Kane, J. W., & Kadel, N. (2008). Anterior impingement syndrome in dancers. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 1(1),12-16. doi: 10.1007/s12178-007-9001-4
- O'Loughlin, P. F., Hodgkins, C. W., & Kennedy, J. G. (2008). Ankle Sprains and Instability in Dancers. *Clinics in Sports Medicine*, 27(2), 247–262. doi: 10.1016/j.csm.2007.12.006
- Orishimo, K. F., Kremenec, I. J., Pappas, E., Hagins, M., & Liederbach, M. (2009). Comparison of landing biomechanics between male and female professional dancers. *The American journal of sports medicine*, 37(11), 2187-2193. doi: 10.1177/0363546509339365
- Parijat, P., & Lockhart, T. E. (2008). Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. *Gait & Posture*, 28(4), 568-573. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.04.001
- Pata, D., Welsh, T., Bailey, J., & Range, V. (2014). Improving turnout in university dancers. *Journal of Dance Medicine & Science*, 18(4), 169-177. doi: 10.12678/1089-313X.18.4.169
- Perry, J. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. New Jersey, USA: SLACK.
- Phan, C. B., Shin, G., Lee, K. M., & Koo, S. (2019). Skeletal kinematics of the midtarsal joint during walking: Midtarsal joint locking revisited. *Journal of biomechanics*, 95, 1-7. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.07.031
- Pinto, R. Z., Souza, T. R., Trede, R. G., Kirkwood, R. N., Figueiredo, E. M., & Fonseca, S. T. (2008). Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Manual therapy*, 13(6), 513-519. doi: 10.1016/j.math.2007.06.004
- Powell, D. W., Long, B., Milner, C. E., & Zhang, S. (2011). Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. *Human Movement Science*, 30(2), 105-114. doi: 10.1016/j.humov.2010.08.015
- Procházková, M., Teplá, L., Svoboda, Z., Janura, M., & Cieslarová, M. (2014). Analysis of foot load during ballet dancers' gait. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 16(2), 41-45. doi: 10.5277/abb140205
- Quanbeck, A. E., Russell, J. A., Handley, S. C., & Quanbeck, D. S. (2017). Kinematic analysis of hip and knee rotation and other contributors to ballet turnout. *Journal of Sports Sciences*, 35(4), 331-338. doi: 10.1080/02640414.2016.1164335
- Reischl, S. F., Powers, C. M., Rao, S., & Perry, J. (1999). Relationship between foot pronation and rotation of the tibia and femur during walking. *Foot & ankle international*, 20(8), 513-520. doi: 10.1177/107110079902000809

Resende, R. A., Deluzio, K. J., Kirkwood, R. N., Hassan, E. A., & Fonseca, S. T. (2015). Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait & posture*, *41*(2), 395-401. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.10.025

Rietveld, A. B. M. B., Hagemans, F. M. T., Haitjema, S., Vissers, T., & Nelissen, R. G. H. H. (2018). Results of Treatment of Posterior Ankle Impingement Syndrome and Flexor Hallucis Longus Tendinopathy in Dancers: A Systematic Review. *Journal of Dance Medicine & Science*, *22*(1), 19-32. doi: 10.12678/1089-313X.22.1.19

Richards, J. (2008). *Biomechanics in clinic and research: An interactive teaching and leasing course*. New York, USA: Churchill Livingstone.

Rodgers, M. M. (1988). Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Physical therapy*, *68*(12), 1822-1830. doi: 10.1093/ptj/68.12.1822

Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human walking*. Philadelphia, PA, USA: Lippincott Williams & Wilkins.

Russell, J. A. (2010). Acute ankle sprain in dance. *Journal of Dance Medicine & Science*, *14*(3), 89-96. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/47741940_Acute_ankle_sprain_in_dancers

Santilli, V., Frascarelli, M. A., Paoloni, M., Frascarelli, F., Camerota, F., De Natale, L., & De Santis, F. (2005). Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability: a surface electromyographic study. *The American journal of sports medicine*, *33*(8), 1183-1187. doi: 10.1177/0363546504274147

Shemmell, J., Johansson, J., Portra, V., Gottlieb, G. L., Thomas, J. S., & Corcos, D. M. (2007). Control of interjoint coordination during the swing phase of normal gait at different speeds. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *4*(1), 1-14. doi: 10.1186/1743-0003-4-10

Simmel, L. (2013). *Dance Medicine in Practice: anatomy, injury prevention, training*. London, UK: Abington.

Simmons, R. W. (2005). Sensory organization determinants of postural stability in trained ballet dancers. *International journal of neuroscience*, *115*(1), 87-97. doi: 10.1080/00207450490512678

Smékal, D., Kalina, R., & Urban, J. (2006). Rehabilitace po artroskopických náhradách předního zkříženého vazů. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Českoslovaca*, *73*(6), 421-428. Retrieved from https://www.academia.edu/23229355/Rehabilitace_po_artroskopických_náhradách_předního

_zkříženého_vazu_Rehabilitation_after_Arthroscopic_Anterior_Cruciate_Ligament_Reconstr
uction

Smith, P. J., Gerrie, B. J., Varner, K. E., McCulloch, P. C., Lintner, D. M., & Harris, J. D. (2015). Incidence and prevalence of musculoskeletal injury in ballet: a systematic review. *The Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 3(7), 1-9. doi: 10.1177/2325967115592621

Snyder, K. R., Earl, J. E., O'Connor, K. M., & Ebersole, K. T. (2009). Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clinical biomechanics*, 24(1), 26-34. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.09.009

Souza, Th. R., Mancini, M. C., Araújo, V. L., Carvalhais, V. O. C., Ocarino, J. M., Silva, P. L., & Fonseca, S. T. (2014). Clinical measures of hip and foot-ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. *Manual Therapy*, 19(5), 379-385. doi: 10.1016/j.math.2013.10.003

Steinberg, N., Waddington, G., Adams, R., Karin, J., & Tirosh, O. (2018). Should ballet dancers vary postures and underfoot surfaces when practicing postural balance?. *Motor control*, 22(1), 45-66. doi: 10.1123/mc.2016-0076

Steindler, A. (1955). *Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions*. Springfield, IL, USA: Charles C. Thomas.

Steindler, A. (Eds.) (1977). *Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions*. Springfield, IL, USA: Charles C. Thomas.

Straus, J., & Jonák, J. (2007). *Kriminalistická a technická analýza bipedální lokomoce*. Praha, Česká republika: Vydavatelství PA ČR.

Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace - systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(1), 26-31. Retrieved from <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2010-1/vyuziti-3d-kinematicke-analyzy-chuze-pro-potreby-rehabilitace-system-vicon-mx-32750>

Teplá, L., Procházková, M., Svoboda, Z., & Janura, M. (2014). Analýza dynamického zatížení nohy při chůzi profesionálních baletních tanečníků. *Pracovní Lékařství*, 66(1), 33-39. Retrieved from <https://www.prolekare.cz/casopisy/pracovni-lekarstvi/2014-1/analyza-dynamickeho-zatizeni-nohy-pri-chuzi-profesionalnich-baletnich-tanecniku-48866>

Tweed, J. L., Campbell, J. A., Thompson, R. J., & Curran, M. J. (2008). The function of the midtarsal joint: a review of the literature. *The Foot*, 18(2), 106-112. doi: 10.1016/j.foot.2008.01.002

Uitto, R. 2021. *Deep learning in gait analysis: the effect of marker presence in neural network training to kinematic outcomes*. (Master's thesis in Biomechanics). Faculty of Sport

and Health Sciences, University of Jyväskylä. Retrieved from: <https://jyx.jyu.fi/handle/123456789/77355>

Valmassy, R. L. (1995). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis, USA: C. V. Mosby.

Vařeka, I. (2001). Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 92-98. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/280087485_Lateralita_ve_vyvojove_kineziologii_a_funkcni_patologii_pohyboveho_systemu

Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1

Vařeka, I. (2006). Revize výkladu průběhu motorického vývoje – novorozenecké období a holokinetické stadium. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 74-81. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/280087914_Revize_vykladu_prubehu_motorickeho_vyvoje_-_novorozenecke_obdobi_a_holokineticke_stadium

Vařeka, I. (2021). Historický vývoj teorií řízení motoriky-od hierarchické teorie k dynamickému systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 28(2), 52-60. doi: 10.48095/ccrhfl202152

Vařeka, I., Janura, M., & Vařeková, R. (2018). Kineziologie chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 25(2), 81-86. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/327594975_Kineziologie_chuze

Vařeka, I., & Vařeková, R. (2008). Srovnání výskytu funkčních typů nohy u mužů a žen. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 57-62. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/280087840_Srovnani_vyskytu_funkcnich_typu_nohy_u_muzy_a_zen

Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.

Vařeka, I., & Vařeková, R. (2012). Sdružené pohyby kloubů dolní končetiny a reverze posunu kondylů femuru při zatížení. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 19(1), 13-17. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/280087853_Sdruzene_pohyby_klouby_dolni_koncetiny_a_reverze_posunu_kondylu_femoru_pri_zatizeni

Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1999). *Dynamics of human gait*. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers.

Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha, Česká republika: Triton.

Vojta, V. (1993). *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku: včasná diagnóza a terapie*. Praha, Česká republika: Grada Publishing, a.s.

Vojta, V., & Peters, A. (2010). *Vojtův princip*. Praha, Česká republika: Grada Publishing, a.s.

Wang, C., Wai, Y., Kuo, B., Yeh, Y. Y., & Wang, J. (2008). Cortical control of gait in healthy humans: an fMRI study. *Journal of neural transmission*, 115(8), 1149. doi: 10.1007/s00702-008-0058-z

Wankle, E. M., Awendt, M., Mill, H., & Groneberg, D. A. (2013). Occupational accidents in professional dance with focus on gender differences. *Journal of occupational medicine and toxicology*, 8(1), 1-7. doi: 10.1186/1745-6673-8-35

Whittle, M. W. (2014). *Gait analysis: an introduction*. Oxford, UK: Butterworth-Heinemann.

Yazdani, F., Razeghi, M., Karimi, M. T., Bani, M. S., & Bahreinizad, H. (2019). Foot hyperpronation alters lumbopelvic muscle function during the stance phase of gait. *Gait & Posture*, 74, 102-107. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.08.022

Yazdani, F., Razeghi, M., Karimi, M. T., Raeisi Shahraki, H., & Salimi Bani, M. (2018). The influence of foot hyperpronation on pelvic biomechanics during stance phase of the gait: A biomechanical simulation study. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 232(7), 708-717. doi: 10.1177/0954411918778077

Zaina, F., Donzelli, S., Romano, M., & Negrini, S. (2015). Prevalence and predictors of adolescent idiopathic scoliosis in adolescent ballet dancers. *Arch Phys Med Rehabil*, 96(6), 1181. doi: 10.1016/j.apmr.2014.02.027

11 PŘÍLOHY

Seznam příloh:

Příloha 1 Souhlas etické komise

Příloha 2 Informovaný souhlas s průběhem měření

Příloha 3 Anketa

Příloha 4 Potvrzení o správnosti překladu



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

Vyřádění Etické komise FTK UP

Složení komise: PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

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

s názvem

Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečnicků

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 60/2011
dne: 27.12.2011.

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

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP

PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.

předsedkyně

Příloha 2 Informovaný souhlas s průběhem měření

Informovaný souhlas

Název projektu:

Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečnicků

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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

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

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

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

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

Datum:

Datum:

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Dotazník

Pohlaví: muž / žena

Rok narození:

1. Jste profesionální tanečník?

Ano/ ne

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

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

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

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

4. Průměrná frekvence tréninků týdně?

1 – 2 3 – 4 5 – 6

5. Průměrná frekvence tréninku v x/hodinách denně?

1 – 2 3 – 4 5 – 6 7 – 8 9 – 10

6. Počet vystoupení měsíčně?

1 – 2 3 – 6 7 – 9 10 – 12 13 – 15 16 – 18 19 – 21 21 – 23 24 – 26

7. Používáte k tanci baletní obuv „špičky“?

Ano/ne

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

Ano / ne

Pokud ano, proč?

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

Ano / ne

V běžném denním životě / při tanci

Pokud ano, jaké?

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

Ano/ne

Pokud ano, jaké?

11. Navštěvujete posilovnu?

Ano/ne

Pokud ano, jak často (frekvence týdně)?

12. Navštěvujete masáže?

Ano/ne

Pokud ano, jak často (frekvence měsíčně)?

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

Kvalitní Spíše kvalitní Obvyčnou Podpatky Sportovní S úzkou špičkou
(možnost více odpovědí)

14. Pečujete o svou nohu?

Ano/ne

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

Zdravotní stav

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

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

jiná)

Charakter (zlomeniny, natažení nebo přetržení vazů, zánět kloubu,

úponové bolesti,...):

2. Deformity DKK

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

Koleno (valgózní/varózní postavení):
.....

Kyčel (valgózní/varózní kyčel, dysplazie

kyčle):

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

.....

4. Bolestivé stavy?

dolní končetiny / horní končetiny / páteř (bederní, hrudní, krční) / pánev / kloub / palec,

Achillova šlacha, kyčelní, kolenní nebo hlezenní kloub /

jiné:

Charakteristika bolesti:

a) lokalizace bolesti.....

b) trvání bolesti – kdy začaly, zda stálé/občasné/recidivující.....

c) charakter bolesti – závislá na zátěži/klidová bolest/noční bolest.....

d) vyvolání při určitém pohybu.....

e) co bolest zhoršuje a co pomáhá...(teplo, chlad, změna počasí).....

f) užíváte léky proti bolesti pohybového aparátu, jaké

(pravidelně, příležitostně).....

g) vyskytují se bolesti i při běžném pohybu během dne (chůze, chůze do schodů,...) nebo pouze při tanečním tréninku či vystoupení?.....

5. Operace (především pohybového aparátu dolních končetin)?

.....

6. Vyskytují se u vás bolesti svalů, svalové křeče, pocit svalové únavy?

Pokud ano, jak často, zda jen po zátěži nebo i v klidu

.....

7. Máte pocit oteklých (těžkých) nohou? Pokud ano, jak často

.....

8. Prodělal/a jste někdy poranění, které vzniklo v rámci vykonávání taneční profese?

Pokud ano, jaké

.....

9. Jak často býváte z hlediska úrazů nebo problémů s pohybovým aparátem v pracovní neschopnosti? Specifikujte četnost (ročně nebo měsíčně)

.....

10. Co je nejčastějším důvodem vaší pracovní neschopnosti?

.....

11. **Myslíte si, že by bylo možné nějakým opatřením předejít vaší pracovní neschopnosti?** (např. zlepšení taneční techniky, snížení zatížení na pohybový aparát, preventivní rehabilitace, využití ortéz...).....
12. **Máte v současnosti nějaké akutní onemocnění pohybového aparátu?**
Pokud ano, jaké.....
13. **Máte chronické problémy pohybového aparátu?** Pokud ano, jaké a jak dlouho přetrvávají (např. dlouhodobé bolesti zad, bolesti hlezna, atróza kloubu palce...)
14. **Při problémech s pohybovým aparátem byste dal/a přednost terapii lékaře nebo fyzioterapeuta nebo maséra?**
.....
15. **Jaké terapii byste dal/a přednost: pasivní terapii (masáže, ošetření svalů,...) nebo aktivní terapii (cvičení specificky sestavené pro váš pohybový problém)?**
.....
16. **Podstoupil jste při léčbě pohybových potíží nárazovou manipulační mobilizaci nebo obstrukcí kloubů (kortikosteroidy)?**
.....

Evaluace rehabilitační terapie

1. **Jaká je vaše spokojenost s rehabilitační terapií?**
velmi spokojený spíše spokojený nevím nespokojený
2. **Jaký přínos pro vás měla rehabilitační terapie** (např. cítíte zlepšení potíží v pohybovém systému, úlevu svalového napětí, úleva od bolesti, zlepšení práce s vlastním tělem – lepší vnímání tělesného schématu, usnadnění práce v tanečních pozicích...)
3. **Jak byste hodnotil/a přínos rehabilitační terapie pro vaše aktivity běžného dne a jaký pro taneční trénink a vystoupení?**
.....
4. **Budete i po ukončení terapie pokračovat ve cvičení, které vás naučil fyzioterapeut?**
.....
5. **Snažíte se využívat techniky zapojení svalů, které jste se naučili při rehabilitační terapii, do tanečních pohybů nebo do každodenních aktivit?**
.....
6. **Chtěl/a byste i nadále pokračovat v rehabilitační terapii vedené fyzioterapeutem?**
.....
7. **Chtěli byste, aby byl fyzioterapeut zaměstnancem divadla a byl Vám k dispozici?**
.....

Test laterality

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

Příloha 4 Potvrzení o správnosti překladu

Lingua Centrum s.r.o.
U Stadionu 1205/10
779 00 Olomouc
IČO: 26873699
DIČ: CZ 26873699

Potvrzení o korektuře textu

Potvrzuji, že anglická verze abstraktu a shrnutí diplomové práce paní Adély Kadlíkové na téma Porovnání chůze baletních tanečníků a běžné populace na základě kinematických řetězců dolních končetin prošla korekturou rodilým mluvčím.



Lingua Centrum, s.r.o.
U Stadionu 1205/10
779 00 Olomouc
ičo: 268 73 699
dič: CZ 268 73 699
pobočka Prostějov

Bc. Dana Feixová
Lingua Centrum – jazyková škola
pobočka Prostějov