

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

ZATÍŽENÍ NOHY PROFESIONÁLNÍCH BALETNÍCH TANEČNÍKŮ PŘI CHŮZI

Dizertační práce

Autorka: Mgr. Markéta Procházková

Pracoviště: Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
Školitel: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.
Olomouc 2019

Jméno a příjmení autora: Mgr. Markéta Procházková
Název dizertační práce: Zatížení nohy profesionálních baletních tanečníků při chůzi
Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii
Školitel: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.
Rok obhajoby dizertační práce: 2019

Abstrakt:

Dizertační práce se zabývá posouzením vlivu profesionálního baletního tance na zatížení nohy ve stojné fázi chůze. Výzkumu se zúčastnilo 47 baletních tanečníků souboru Národního divadla v Brně a baletního souboru Moravského divadla v Olomouci (19 mužů, 28 žen) a 33 studentů a zaměstnanců Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. K hodnocení dynamické analýzy chůze jsme využili dynamickou plantografii (FootScan®) a měření reakční síly na kontaktu chodidla ve stojné fázi chůze (Kistler 9286AA). Provedení chůze profesionálních baletních tanečníků se liší od chůze běžné populace. Baletní tanečníci rychleji přenášejí zatížení na stojnou dolní končetinu v první polovině stojné fáze chůze, naopak odval chodidla v druhé polovině stojné fáze chůze je pomalejší s vyšší silou odrazu. Tanečníci přetěžují mediální část zánoží, laterální část chodidla odlehčují. Rehabilitační intervence, kterou podstoupilo 9 baletních tanečníků (4 muži, 5 žen), vedla ke zlepšení dynamických vlastností nohy, což by mělo přispět k adekvátnímu odvíjení chodidla.

Klíčová slova:

analýza chůze, tanec, dynamická plantografie, COP, reakční síla podložky, rehabilitační intervence

Disertační práce byla zpracována za podpory interního vědeckého grantu Fakulty tělesné kultury č. FTK_2012:031 „Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečníků“.

Souhlasím s půjčováním disertační práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Mgr. Markéta Procházková

Title of doctoral dissertation: Foot load of professional ballet dancers during gait

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

The year of presentation: 2019

Abstract:

The study deals with the assessment of the effect of professional ballet dancing on the foot load in the stance phase of gait. The research involved 47 ballet dancers from the National Theater in Brno and the ballet company of the Moravian Theater in Olomouc (19 men, 28 women) and 33 students and employees of the Faculty of Physical Culture Palacký University Olomouc. To assess the dynamic analysis of the stance phase of gait, dynamic plantography (FootScan®) and measuring the reaction force on the contact of the foot in the stance phase of gait (Kistler 9286AA) were used. The gait of professional ballet dancers differs from the gait of the common population. The ballet dancers transfer the load to the standing leg more quickly in the first half of the stance phase of gait, while the foot load transfer in the second half of the stance phase of gait is slower with higher force of the push off. Dancers overload the medial rearfoot, while the lateral part of the foot is lightened. Rehabilitation intervention, which was underwent by 9 ballet dancers (4 men, 5 women), led to improved dynamic features of the foot, which should contribute to adequate foot load transfer.

Keywords:

gait analysis, dance, dynamic plantography, COP, ground reaction forces, rehabilitation intervention

The doctoral dissertation was carried out with support of the internal research grant of Faculty of Physical Culture no. FTK_2012:031 „Biomechanical analysis of gait and assessment of load foot in professional dancers“.

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

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

V Olomouci dne 28. 2. 2019

.....

Děkuji prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. především za trpělivost, dále za podporu, vstřícnost a cenné rady nejen při vedení dizertační práce, ale v průběhu celého postgraduálního studia. Děkuji Robertu Baloghovi za možnost realizace měření v Moravské divadle v Olomouci a Lucii Skřičkové za možnost realizace měření v Národním divadle v Brně. Dále děkuji všem zúčastněným baletním tanečníkům za spolupráci a ochotu podstoupit měření a rehabilitační intervenci, bez jejich nadšení by tato práce nevznikla. Za pomoc v průběhu měření, se zpracováním a statistickým vyhodnocením dat a za odborné konzultace děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. a RNDr. Milanu Elfmarkovi. Na závěr patří velké poděkování mým nejbližším za trpělivost a pochopení po celou dobu mého studia.

Obsah

1	Úvod	9
1.1	Seznam použitých zkratk.....	11
2	Přehled poznatků	14
2.1	Balet	14
2.1.1	Baletní pozice	14
2.1.2	Baletní špičky	19
2.1.3	Bolest a zranění – jak jsou chápány ve světě baletu	21
2.1.4	Zranění a nemoci v oblasti páteře	24
2.1.5	Zranění a nemoci v oblasti pánve	25
2.1.6	Zranění a nemoci v oblasti kyčelního kloubu	25
2.1.7	Zranění a nemoci v oblasti kolenního kloubu.....	26
2.1.8	Zranění a nemoci v oblasti nohy.....	27
2.1.9	Rehabilitace v tanci.....	28
2.1.10	Taneční chůze	30
2.2	Noha	31
2.2.1	Ontogeneze nohy	31
2.2.2	Funkční anatomie nohy.....	32
2.2.3	Nožní klenba	36
2.2.4	Typologie nohy	40
2.3	Chůze.....	43
2.3.1	Ontogeneze chůze	43
2.3.2	Centrální mechanismy řízení lokomoce	44
2.3.3	Krokový cyklus.....	45
2.3.4	Základní úkoly během krokového cyklu	49
2.3.5	Kinematika hlezenního kloubu	49
2.3.6	Kinematika kloubů nohy.....	50
2.3.7	Kinematika kolenního kloubu.....	51
2.3.8	Kinematika kyčelního kloubu	52
2.3.9	Kinematika pánve	54
2.3.10	Pohyb těžiště těla při chůzi	54
2.3.11	Dynamická analýza chůze	55

3	Cíle a hypotézy	60
3.1	Hlavní cíl.....	60
3.2	Dílčí cíle.....	60
3.3	Hypotézy – Studie I.....	60
3.4	Hypotézy – Studie II	61
4	Metodika práce	62
4.1	Studie I.....	62
4.1.1	Výzkumný soubor.....	62
4.1.2	Použité metody a přístrojové vybavení.....	63
4.1.3	Průběh měření	63
4.1.4	Zpracování a vyhodnocení dat, měřené parametry	64
4.1.5	Statistické zpracování	68
4.2	Studie II.....	69
4.2.1	Výzkumný soubor.....	69
4.2.2	Použité metody a přístrojové vybavení.....	69
4.2.3	Průběh měření	70
4.2.4	Zpracování a vyhodnocení dat, pozorované parametry	73
4.2.5	Statistické zpracování	74
5	Výsledky.....	75
5.1	Studie I	75
5.1.1	Ověření hypotézy H_{01}	75
5.1.2	Ověření hypotézy H_{02}	78
5.1.3	Ověření hypotézy H_{03}	79
5.1.4	Ověření hypotézy H_{04}	80
5.1.5	Ověření hypotézy H_{05}	81
5.1.6	Ověření hypotézy H_{06}	82
5.1.7	Ověření hypotézy H_{07}	83
5.1.8	Ověření hypotézy H_{08}	84
5.2	Studie II.....	86
5.2.1	Ověření hypotézy H_9	86
5.2.2	Ověření hypotézy H_{10}	89
5.2.3	Ověření hypotézy H_{11}	91
5.2.4	Ověření hypotézy H_{12}	93
6	Diskuze.....	95
6.1	Rozdíly parametrů stejné fáze chůze baletních tanečníků a kontrolní skupiny.....	95

6.2	Rozdíly parametrů stojné fáze chůze před a po rehabilitační intervenci u baletních tanečníků.....	105
6.3	Limity práce	109
7	Závěry	110
8	Souhrn	113
9	Summary	115
10	Referenční seznam	117
11	Seznam obrázků	127
12	Seznam tabulek	129
13	Seznam příloh	130
14	Přílohy	132

1 Úvod

Klasický balet je mimořádně fyzicky náročná forma umění. Zatímco si diváci užívají půvab a umělecké přednosti baletu, pro tanečníka tato aktivita představuje opakující se tvrdé tréninky a rozvrh plný představení (Bickle, Deighan, & Theis, 2018). Je nutné si tedy uvědomit, že tanečníci jsou nejenom umělci a herci, kteří ztvárňují divadelní role, ale současně i vrcholoví sportovci (Russell, 2010; Smith et al., 2016; Stretanski & Weber, 2002). Od ostatních tradičních sportů se klasický tanec mj. odlišuje značným přetěžováním nohy maximální plantární flexí v pozici na špičkách (*demi-pointe* a *en-pointe*) a také maximální dorzální flexí (*demi-plié*) (Jarvis & Kulig, 2016). Samozřejmě, že v gymnastice a jiných uměleckých sportech, stejně jako v mnoha aktivitách běžného dne, krátce nastává maximální plantární flexe, ale neustálá opakovaná kombinace extrémních pohybů v hlezenním kloubu je unikátní jenom pro tanec (Rietveld, Hagemans, Haitjema, Vissers, & Nelissen, 2018). Jedná se o pohyby, které překračují fyziologický rozsah pohybu. Charakter této kombinace pohybů a její četné opakování, může vystavit hlezenní kloub tanečníka vysoké zátěži a významně zvýšit jeho mobilitu. Narůstá tak riziko vzniku zranění tohoto kloubu nejenom při tanci, ale i při běžných pohybových aktivitách.

Nedokonale provedenou techniku, nejčastěji z důvodu nedostatečného rozsahu pohybu v kloubu, se tanečníci snaží kompenzovat v sousedních kloubech těla, čímž přetěžují vazivový aparát a podporují tak nestabilitu kloubů. Nevhodným funkčním zatížením může docházet ke vzniku patologických pohybových vzorů s rizikem vzniku akutních traumatických úrazů, častěji však chronických zranění z přetížení (Ahonen, 2008; Clippinger, 2007; Coplan, 2002; Champion & Chatfield, 2008; Nowacki, Air, & Rietveld, 2012; Yau et al., 2017). Baletní obuv (tzv. „špičky“), kterou při tanci používají především ženy, způsobuje při dlouhodobém působení deformity nohy. To může významně ovlivňovat mechaniku zatížení nohy a tím i krokový cyklus tanečnice (Kröschlová, 2003).

Biomechanická analýza chůze se zabývá nejenom provedením pohybu samotného, ale také příčinami, které jej způsobují. Na základě kinematických a kinetických parametrů zjišťujeme odlišné provedení chůze, jiný způsob zatěžování pohybového systému a následně určujeme příčiny těchto rozdílů. Analýza chůze je nástrojem, který nám

poskytuje objektivní informace, které můžeme využít pro případnou korekci techniky tance a pro sestavení kompenzačního tréninku pro tanečníky.

Přestože je zřejmé, že každodenní hodiny tance v extrémních pohybových podmínkách mají dopad na tělesné struktury tanečníka, je velmi málo informací o tom, jak tyto změny ovlivňují jeho pohybové stereotypy. Často vedou zdravotní problémy pohybového systému k ukončení profesionální baletní kariéry ve velmi nízkém věku (Junck, Richardson, Dilgen, & Liederbach, 2017).

Na základě zjištěných poznatků z odborné literatury jsme se v předkládané práci zaměřili na dynamickou analýzu stojné fáze chůze. Výsledky této práce by mohly poskytnout nezbytný základ pro objektivní hodnocení výskytu případných pohybových dysfunkcí během provedení této základní motorické aktivity. Dále jsme hodnotili vliv zvolené rehabilitační intervence, jakožto neodmyslitelné součásti prevence poranění u jedinců, kteří podávají vrcholový sportovní výkon. Námi zvolené metody intervence mohou přispět k tvorbě kompenzačních programů pro tanečníky.

1.1 Seznam použitých zkratk

A	– hlavička prvního metatarsu
apGRF	– anteroposteriorní složka reakční síly podložky
art.	– z lat. articulatio (kloub)
B	– hlavička pátého metatarsu
BT	– baletní tanečníci (před rehabilitační intervencí)
BT_F	– baletní tanečníci 6 týdnů po skončení intervence
BT_M	– baletní tanečníci, muži
BT_R	– baletní tanečníci ihned po rehabilitační intervenci
BT_Ž	– baletní tanečníci, ženy
C	– hrbolky kosti patní
C _l	– os cuneiforme laterale
Calc.	– calcaneus
C _i	– os cuneiforme intermedium
C _m	– os cuneiforme mediale
Contact	– relativní doba kontaktu dané oblasti chodidla vzhledem k době trvání stojné fáze chůze [%]
COP	– působíště reakční síly podložky centre of pressure
Cub	– os cuboideum;
D	– dominantní dolní končetina
DK	– dolní končetina
F ₁	– lokální maximum laterální síly
F ₂	– lokální maximum mediální síly
F ₃	– lokální maximum síly v decelerační fázi
F ₄	– lokální maximum síly v akcelerační fázi
F ₅	– lokální maximum síly ve fázi postupného zatěžování
F ₆	– lokální maximum síly ve fázi konečného stoje
F ₇	– lokální minimum síly ve fázi středního stoje
F _x	– mediolaterální složka GRF
F _y	– anteroposteriorní složka GRF
F _z	– vertikální složka GRF
FFvarC	– kompenzovaná varozita předonoží
FFvalgF	– flexibilní valgózní předonoží

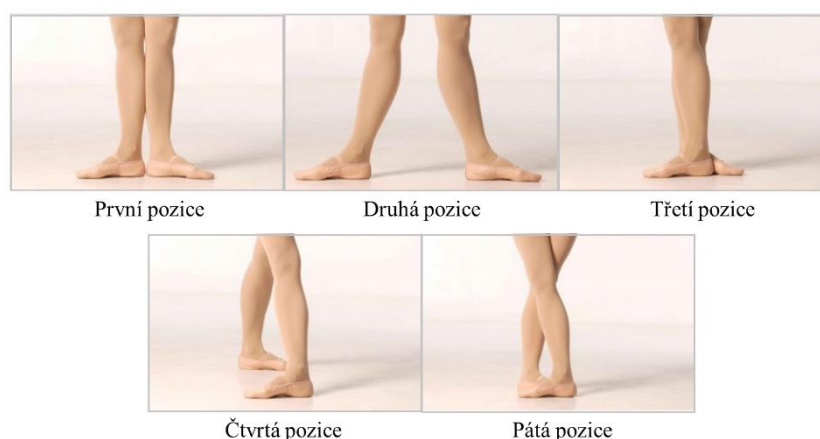
FFvalgR	– rigidní valgózní předonoží
GRF	– z angl. ground reaction force (reakční síly podložky)
HL	– oblast laterální paty
HM	– oblast mediální paty
IC	– počáteční kontakt
Impuls	– velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy v dané oblasti [N.s.cm ⁻²]
ISw	– počáteční švih
KS	– kontrolní skupina
KS_M	– kontrolní skupina, muži
KS_Ž	– kontrolní skupina, ženy
Lat	– maximální výchylka COP od osy chodidla v laterální směru
lig.	– z lat. ligamentum (vaz)
LR	– postupné zatěžování
m.	– z lat. musculus (sval)
M	– aritmetický průměr
M1 až M5	– 1. až 5. metatarz
maxP	– hodnota maximálního tlaku v dané oblasti [N.cm ⁻²]
Med	– maximální výchylka COP od osy chodidla v mediálním směru
MF	– středonoží
MSt	– středního stoje
MSw	– středního švihu
n	– počet probandů
nav	– os naviculare
nD	– nedominantní dolní končetina
p	– hladina pravděpodobnosti
PF1st	– plantárně flektovaný první prst
PSw	– předšvih
Range	– rozsah pohybu COP v mediolaterálním směru
RFvar	– varózní zánoží
RFvarC	– kompenzovaná varozita zánoží
r _{SC}	– věcná významnost
SD	– směrodatná odchylka

SDx	– směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v mediolaterálním směru
SDy	– směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru; uvedené parametry se udávají v relativních hodnotách délky nohy
t ₁	– čas stojné fáze
t ₂	– trvání decelerační fáze
t ₃	– trvání akcelerační fáze
t ₄	– čas dosažení maxima síly v decelerační fázi
t ₅	– čas dosažení maxima síly v akcelerační fázi
t ₆	– čas dosažení maxima síly ve fázi postupného zatěžování
t ₇	– čas dosažení minima síly ve fázi středního stoje
t ₈	– čas dosažení maxima síly ve fázi konečného stoje
t ₉	– čas od minima síly po konec stojné fáze
T1	– palec
T2–T5	– 2. až 5. prst
Tal	– talus
t maxP	– relativní doba dosažení hodnoty maximálního tlaku v dané oblasti vzhledem k trvání stojné fáze chůze [%]
TSt	– konečného stoje
V	– celková rychlost COP
vGRF	– vertikální složka reakční síly podložky
V _x	– rychlost výchylky COP v mediolaterálním směru
V _y	– rychlost výchylky COP v anteroposteriorním směru
W	– věcná významnost (Kendalův koeficient)

2 Přehled poznatků

2.1 Balet

Tanec na špičkách začal začátkem 19. století (Miller, 2006). Je založen na 5 základních pozicích (Obrázek 1), které vyžadují extrémní postavení dolních končetin. Pro dosažení těchto pozic je důležitá zevní rotace kyčelního kloubu, neboli *turnout* (Kravitz, Huber, Ruziskey, & Margia, 1987), která je považována za základ klasického baletu, společně s používáním baletních špiček (Stretanski & Weber, 2002). Přestože systém klasického baletního tréninku vychází z možností stavby lidského těla (Brodská, 2007), jsou tanečníci často nuceni pracovat v rozsahu pohybu bez ohledu na anatomickou strukturu kloubů (Lohr & Schmidt, 2017; Nowacki, Air, & Rietveld, 2012; Stretanski & Weber, 2002). Při nedostatečném kloubním rozsahu pak tanečníci často používají kompenzační strategie, které jsou v extrémních situacích spojeny s významně vyšším výskytem zranění (Grossman & Wilmerding, 2000; de Mello Viero et al., 2017). Nadměrné přítomnosti vzniku zranění také přispívá enormní pracovní vytížení tanečníka (67–95 %). Četnost tréninků nebo vystoupení dosahuje až 6 hodin denně, 6–7 dnů v týdnu, s velmi krátkou dobou na odpočinek (Bickle, Deighan, & Theis, 2018; Jarvis & Kulig, 2016).



Obrázek 1. Základní pozice nohou (upraveno dle Anonymous, 2018a)

2.1.1 Baletní pozice

Pro správnou techniku jednotlivých baletních pozic je nutné před samotným vykonáním zvolené pozice zaujmout vzpřímené postavení těla. Důležitou roli

ve vzpřímeném postavení těla hraje postavení pánve, jejíž neutrální pozice je výchozím postavením v tanci. Jedná se o pozici, ve které je pánev ideálně vyvážena nad kyčelními klouby, a tedy práce okolních svalů je v koordinaci. Vyvážená práce svalů umožňuje dynamickou neutrální pozici, ideální výchozí pozici pro pohyby celého těla. Dokonce i malé odchylky od této ideální polohy mohou způsobit potíže, které mohou mít vliv jak na pánev samotnou, tak na páteř, kyčelní a kolenní kloub nebo nohu (Simmel, 2013).

Turnout

Hlavní pohyb pozice *turnout* se odehrává v kyčelních kloubech (60° – 70°). Jedná se o zásadní pozici baletního tréninku. Ideální *turnout* v baletu vyžaduje 180° zevní rotaci v kyčelním kloubu (A. E. Quanbeck, Russell, Handley, & D. S. Quanbeck, 2017). Faktorem ovlivňujícím přirozenou zevní rotaci v kyčelním kloubu je především úhel antevertze femuru, který se od novorozeneckého období (40°) v průběhu života snižuje na průměrnou hodnotu 13° v dospělém věku. Menší antevertzní úhel dovoluje větší zevní rotaci kyčle. Zda a do jaké míry antevertze krčku femuru může být ovlivněna tréninkem během růstu, není zcela jasné. Avšak jisté je, že antevertze krčku femuru se nemění po kompletním dokončení růstu kyčle kolem 16. roku věku. Kromě antevertzního úhlu femuru ovlivňuje zevní rotaci v kyčli kloubní jamka a lig. iliofemorale. Neméně důležité pro vykonání maximálního *turnout* je i neutrální postavení pletence pánevního. Na neutrálním postavení pánve ve vzpřímeném stojí závisí funkce adduktorů a hlubokých zevních rotátorů kyčelního kloubu. Hluboké zevní rotátory jsou nejvhodnějšími stabilizátory kyčelního kloubu (Simmel, 2013).

Pro dosažení dokonalé pozice *turnout* používá velká část tanečníků nadměrnou zevní rotaci kyčle, která naklápí pánev dopředu a tím dochází k ovlivnění celkového držení těla tanečníka. To dovoluje kyčelnímu kloubu nepatrnou flexi, čímž dojde k uvolnění předních kloubních vazů a následnému uvolnění pasivní zevní rotace kyčle. Společně s naklopením pánve dopředu dochází ke zvýšení bederní lordózy (Quanbeck et al., 2017). Rovnováha mezi břišními a zádovými svaly je narušená. Zádové svaly zvyšují svoje napětí, zatímco břišní svaly jsou ve svojí aktivitě tlumeny, což vede k obtížné stabilizaci pánve v neutrální pozici. Z dlouhodobého hlediska tento manévr klade nadměrnou zátěž na bederní páteř, což může vést k bolestem zad a poruše svalové rovnováhy v oblasti páteře, pánve a celé dolní končetiny včetně nohy (Simmel, 2013; de Mello Viero et al., 2017).

Při nedostatečném rozsahu pohybu v kyčelních kloubech využívají tanečníci kromě náklonu pánve vpřed další kompenzační mechanismy v distálních segmentech dolní končetiny. V oblasti kolenního kloubu se jedná o tibiální torzi a v oblasti nohy dochází ke vzniku hyperpronace nohy, tzv. “rolling in“ (Obrázek 2), která vede ke ztrátě optimální funkce nohy (Grossman & Wilmerding, 2000; Nowacki et al., 2012; Quanbeck et al., 2017). Hyperpronace způsobuje nadměrné napínání vazů a šlach na plantární a mediální straně nohy a hlezenního kloubu, což následně vede k hypermobilitě prvního prstu a ke kolapsu mediálního oblouku klenby nohy (Kravitz et al., 1987). Ve snaze stabilizovat ztrátu mediálního oblouku jsou pak kladeny nadměrné nároky na okolní svaly nohy (Nowacki et al., 2012). Podle řady autorů má toto nevhodné funkční zatížení nohy vysoký negativní vliv na přetížení a výskyt chronických změn nejenom v oblasti nohy a hlezna (Ahonen, 2008; Coplan, 2002; Grossman & Wilmerding, 2000; Champion & Chatfield, 2008; Nowacki et al., 2012). Dokonce i v běžných denních aktivitách mají tanečníci tendenci udržovat tuto pozici nohou. Nohy jakoby si “zvykají“ na tuto nevýhodnou pozici a ztrácející svoji dynamickou funkci. Simmel (2013) uvádí, že se ukázalo, že chůze jako běžná denní aktivita ještě dále podporuje nesprávnou funkci nohy.



Obrázek 2. “Rolling in“ vedoucí k funkční hyperpronaci nohy (upraveno dle Simmel, 2013).

Výše uvedený kompenzační manévr popisuje Vařeka a Vařeková (2009) jako hyperpronační syndrom, který je kombinací hyperpronace v subtalárním kloubu a poruchy funkce nohy a ostatních proximálních segmentů. Někteří tanečníci iniciují maximální *turnout* z oblasti nohou směrem ke kyčelnímu kloubu, což způsobuje mnoho problémů v kloubu kolenním, v porovnání se směrem iniciance tohoto pohybu z kyčlí směrem k nohám (Simmel, 20013).

Plié

Každý taneční skok začíná a končí v pozici *plié*. Můžeme tedy říci, že *plié* je jedna z nejčastějších pozic v baletním tanci. Správné provedení *plié* není jenom otázkou dobře zvládnuté techniky, ale také představuje prevenci vzniku zranění. Pohyb zahajují koncentrickou aktivitou flexory kolene, m. quadriceps femoris pohyb kontroluje. Obě tyto svalové skupiny začínají na pánvi, tudíž je její neutrální postavení nutným předpokladem pro správné provedení *plié* (Simmel, 2013).

Vtáčení kolen dovnitř je nejčastější chybou tanečníka během *demi-plié*, což může vést k poškození kolene. Když se koleno flektuje, femur rotuje dovnitř a noha jde do pronace. Ohrožen je zvláště mediální meniskus, který má omezenou pohyblivost. Z dlouhodobějšího hlediska může dojít k jeho poškození.

Pro mnoho tanečníků je varianta *grand-plié* synonymem extrémní ohebnosti a pružnosti. Při této pozici je patella silně tlačena do femorálního žlábků, což vede ke zvýšení tlaku na její zadní straně. Pro správné provedení této pozice je nutné, aby byl hlezenní kloub uvolněný. Vysoké svalové napětí brání volnému pohybu talu v bimaleolární vidlici (Simmel, 2013).

Relevé

Relevé varianta *demi-pointe* představuje postavení na hlavičkách metatarsů. Hlezenní kloub je v maximální plantární flexi (90°), kdežto metatarzofalangeální klouby jsou v maximální dorzální flexi. Určujícím faktorem pro *relevé* je 90° pasivní dorzální flexe v metatarzofalangeálního kloubu palce. Těžiště by mělo být rozloženo mezi prvním a druhým metatarzem, celá dolní končetina je v extenzi. Prsty jsou uvolněny a v kontaktu s podložkou. Pro zvětšení opěrné plochy se hlavičky metatarzů rozvinou, vazy a vlastní svaly nohy se natáhnou, což způsobí oploštění příčné klenby. Pravidelná zatěžování příčné klenby může časem snížit její pružnost.

V pozici *relevé* variantě *en pointe* je pro ideální biomechaniku nohy opět nezbytná maximální pohyblivost v horním a dolním hlezenním kloubu a metatarzofalangeálním kloubu palce. Pokud je rozsah pohybu omezen alespoň v jednom z těchto kloubů, může docházet ke kompenzačním strategiím, např. omezená pohyblivost v prvním metatarzofalangeálním kloubu (*hallux rigidus*) nutí tanečníka k postavení prstů před hlezenní kloub a patu ve frontální rovině (tzv. “*sickling*“) pro dosažení této pozice. Správné postavení *en pointe* je však, když je pata a kotník lehce před prsty v rovině frontální (Simmel, 2013).

Cambré derrière

V pozici *cambré derrière* se páteř nachází v extenzi (Obrázek 3). Pro správné vykonání této pozice je nutná koordinovaná práce hlubokých svalů páteře a břišních svalů, která snižuje zátěž na meziobratlové ploténky a facetové klouby. Čím větší je extenze páteře, tím se zvětšuje zátěž na zadní části meziobratlových plotének a facetové klouby. Plynulé prohnutí zad od hlavy k pánvi, rozložení pohybu v průběhu celé páteře a napřímená páteř představují ideální provedení této pozice (Simmel, 2013).



Obrázek 3. *Cambré derrière* – riziko lokálního přetížení (vlevo), plynulý pohyb celé páteře (vpravo) (upraveno dle Simmel, 2013).

Arabesque

Další pozice využívající extenzi páteře je *arabesque* (Obrázek 4). V tomto případě není pohyb zahájen hlavou, jako při pozici *cambré derrière*, ale extenzí dolní končetiny. Přibližně 30° extenze kyčelního kloubu vyvolá extenzi páteře. Kloubní pouzdro a vazy kyčelního kloubu dovolují pouze malý pohyb do extenze kyčle. Proto pro dosažení estetických požadavků *arabesque*, tedy požadované výšky dolní končetiny, musí tanečník naklopit pánev dopředu a rotovat ji ke stojné noze. Současně se musí páteř rotovat v opačném směru než pánev. Extenze a rotace páteře by měla být rozdělena na celou oblast bederní a hrudní páteře, což pohyb harmonizuje a snižuje zatížení páteře (Simmel, 2013).



Obrázek 4. Arabesque – hyperlordóza bederní páteře s rizikem lokálního přetížení (vlevo), správné provedení (vpravo) (upraveno dle Simmel, 2013).

Postavení kolenních kloubů

Kolenní kloub představuje významné koordinační centrum dolní končetiny, které reaguje na všechny pohyby a postavení jeho dvou funkčních partnerů, kyčle a nohy. V klasickém tanci je za ideální postavení považována hyperextenze kolenních kloubů do výše 10°. Hyperextenze kolen zvyšuje nadměrnou extenzi bederní páteře a může ovlivnit i funkci nohy, protože stehno rotuje směrem dovnitř a zkřížené vazy relaxují, což vede ke snížení stability kolene. Přetížení a nesprávná technika tance jsou nejčastější příčiny problémů s kolenem (Simmel, 2013).

2.1.2 Baletní špičky

Tanec na špičkách, tedy v maximální plantární flexi, významně zvyšuje riziko zranění dolních končetin (Bickle et al., 2018). Avšak nohy zdravé a bez bolesti jsou nezbytně nutné pro tanečnický bez ohledu na profesionální úroveň. Z tohoto důvodu jsou boty, které tanečníci během tance používají, velmi důležité (Yan et al., 2011).

Základním druhem baletní obuvi jsou tzv. baletní piškoty (Obrázek 5), které na rozdíl od baletních špiček nejsou určeny k tanci na špičkách (*en pointe*) (Spector, 2009). Baletní špičky (Obrázek 5) nosí především ženy baletní tanečnice proto, aby dosáhly estetických a půvabných pohybů, které tanec vyžaduje (Simmel, 2013). Slouží jako hlavní stabilizátor nohy při tanci na špičkách (Bickle et al., 2018; Russell, 2013). Na otázku zahájení tance na špičkách nepanuje jasná odpověď, nutné je však akceptovat kostní růst dítěte, aby nedošlo k trvalému poškození nohy (Simmel, 2013).



Obrázek 5. Baletní piškoty (vlevo), baletní špičky (vpravo) (upraveno dle Anonymous, 2018b; Anonymous, 2018c).

Baletní špičky se skládají z bločku (toe box), což je tuhá oblast boty, která těsně obklopuje prsty nohy a umožňuje tanečnickům stoj na špičkách (*en pointe*). Je obvykle tvořen z vrstev pevné tkaniny (hessianu), lepidla nebo papíru. Klenek je tvrdá stélka boty, která podporuje klenbu nohy. Má různou míru pružnosti a je vyroben z vrstev lepenky nebo kůže. Poslední částí špičky je výztuha, která tvoří přední část boty nad prsty. Botu na noze drží stuhy, uvázané kolem kotníků. Nejčastěji je vnější povrch boty pokryt saténem. Lepidlo, kterým je bota tvořena, má vlastnost “lámání“, se kterou tanečnick pracuje při dokončování tvarování boty před prvním použití. “Prolamování“, změkčování boty, je nezbytné pro její pružnost, ohebnost a přizpůsobení se chodidlu. Baletní tanečníci si dále přizpůsobují špičky pro lepší ochranu prstů různými vložkami a pomůckami (Spector, 2009).

Životnost baletních špiček je omezená. Snížená strukturální integrita nošené baletní špičky může způsobovat bolest a následně zvýšit riziko poranění nohy a kotníku kladením nadměrné zátěže na klouby nohy. Baletní špičky se sníženou strukturální integritou mohou snížit rovnovážné schopnosti tanečníka, mající za následek rychlejší nástup svalové únavy, distorzi kotníku až pád. Důvodem k výměně nového páru špiček bývá nejčastěji opotřebení klenku, který ztrácí svoji pevnost a není již schopen plnit svoji funkci, ale také pevnost bločku, který namáháním měkne. Dalším faktorem je profesionální úroveň tanečníka. Studenti konzervatoře mění nový pár méně často, kdežto profesionální tanečníci mohou mít i na každé představení pár nový (Bickle et al., 2018; Spector, 2009).

Výběr baletních špiček může být velmi obtížný, protože každá noha je individuální. Prodejci obuvi klasifikují nohu podle morfologického typu. Řecký a Egyptský typ nohy

vyžaduje úzkou nebo střední šířku boty. Střední nebo široká obuv se vyrábí pro kvadratickou nohu. Pro správnou volbu klenku je nezbytný tvar oblouku nohy. Tanečníci s nízkým obloukem mají obecně potíže plně si stoupnout na špičky. K dosažení tohoto cíle, tanečníci musí mít slabší klenek, který jim umožňuje snadnější pohyb do plantární flexe. Čím je oblouk nohy akcentovanější, tím je potřeba silnější klenek. Také bloček baletních špiček musí korelovat s morfologií nohy. Tanečníci s delšími prsty vyžadují zužující se bloček, naopak tanečníci s kratšími prsty vyžadují rovnější čtvercový tvar bločku (Spector, 2009). Baletní špičky musí na noze sedět dobře. Estetika baletu však může tanečníky donutit, aby si zvolili baletní špičky, které jsou menší, kratší nebo užší (Yan et al., 2011)

V důsledku extrémního tlaku na prsty nohy během tance na špičkách trpí často baletní tanečníci deformitami a zraněními nohy. Mezi nejčastější patří mozoly, hallux valgus, kladívkové prsty, stresové zlomeniny, metatarzalgie, plantární fascitida, atd. Tyto patologické stavy se postupně vytvářejí v reakci na hyperpronaci nohy tanečníka (Pearson & Whitaker, 2012; Spector, 2009; Yan et al., 2011).

2.1.3 Bolest a zranění – jak jsou chápány ve světě baletu

Na základě stávajících znalostí ze sociologie sportu je balet chápán jako *“riziková kultura”*, která vede tanečníky k tomu, aby bolest a zranění potlačovali, až bagatelizovali (McEwen & Young, 2011). Někteří autoři mluví až o zdraví nebezpečné kultuře baletu (Aalten, 2005).

Baletní tanečníci jsou dennodenně vystavováni vysoké fyzické zátěži, což je řadí mezi vrcholové sportovce. Jako každý sport představuje i balet specifická zdravotní rizika (Aalten, 2005; Gamboa, Roberts, Maring, & Fergus, 2008; Russell, 2010; Russell, McEwan, Koutedakis, & Wyon, 2008; Stretanski & Weber, 2002). Časně zahájení specificky náročných pohybů, které balet představuje, může způsobit předčasný vznik degenerativních změn a bolesti. Bolest a zranění vede tanečníka k obavám o konci kariéry, a proto se snaží ignorací těchto varovných signálů odsunout předčasný odchod z taneční scény tak dlouho, jak je to možné (Aalten, 2005). Ve většině případů má dlouhodobá chronická bolest a neléčené zranění na tanečníky negativní psychický dopad, který může být popsán jako pocit krize a ztráty, pocit viny a úzkost (McEwen & Young, 2011; Opavský, 2010). Kromě psychiky se chronická bolest také promítá do somatické a sociální oblasti tanečníka (McEwen & Young, 2011).

Tanečníci jsou vedeni k tomu, aby bolest a fyzické problémy ignorovali. Zdravotní rizika pro baletní tanečnický, zvláště pro ženy, nejsou jenom následky fyzického charakteru. Estetický ideál ve světě baletu velmi často souvisí s výskytem poruch příjmu potravy. Poruchy příjmu potravy, vyčerpání, přetížení a bolest považuje mnoho tanečnicků za nevyhnutelná rizika jejich profese (Aalten, 2005; McEwen & Young, 2011; Thomas & Tarr, 2009). Bolest a zranění nejsou ve světě baletu vnímány jako stav, kdy tělo něco potřebuje. Představují spíše překážku, kterou je nutno překročit. Tanečníci jsou od prvních hodin tance vedeni svými baletními učiteli, že pokud chtějí být dobří, musí trpět. Kromě toho, v případě specifických rolí, kdy není možná alternace, se tanečník cítí zodpovědný za práci celého souboru, nechce zklamat kolegy, takže i v případě bolesti z dlouhodobého přetěžování na představení i za cenu poškození struktur pohybového aparátu nastoupí (Aalten, 2005).

„Bolest je podle Mezinárodní společnosti pro studium bolesti definována jako nepříjemný smyslový a emoční zážitek spojený se skutečným nebo potenciálním poškozením tkáně, nebo popisovaný výrazy pro takové poškození“ (Opavský, 2010, p. 76). Tanečníci obecně mají problém v definování bolesti, avšak jsou schopni uvést její deskriptory. Odlišují „dobrou“ a „špatnou“ bolest, objevuje se také názor, že „dobrá“ bolest neexistuje. „Dobrá“ bolest je tanečnický popisována jako tréninková nebo strečinková bolest, zatímco „špatná“ bolest se vztahuje k bolesti při zranění. Někteří také mluví o bolesti „nesnesitelné“ a „nesnesitelné“. Někteří tanečníci evidují poranění jenom v akutním stádiu jako něco, co je náhlé a je spojeno se znaky jako je edém a hematom. Jako deskriptory „dobré“ bolesti byly tanečnický uvedeny například tyto: „příjemná“, „krásná“ bolest z provedené práce; „vibrace svalů“; „malá ale nepříjemná a dlouho trvající“ aj. „Dobrá“ bolest je pro tanečnický spojena s vyplavováním endorfinů a představuje něco, co si tanečník „způsobuje sám“ během tréninku a strečinkového cvičení. Nepředstavuje bolest, které by se chtěl tanečník zbavit. Tento typ bolesti je obecně svalového původu. Jako deskriptory „špatné“ bolesti popisují tanečníci například: „ostrá“, „vystřelující“ a „pronikavá“ bolest; silná, extrémní, nesnesitelná bolest; „bolest, která vyžaduje vzít si léky pro její útlum“; bolest, která způsobuje neschopnost výkonu aj. „Špatná“ bolest je vnímána jako oslabující, akutní, soustředující se v kostech, kloubech a vazech spíše než ve svalech, a je také spojována s nervovou bolestí (Thomas & Tarr, 2009).

Výchova ve světě baletu vede tanečnický k pokračování v tanci navzdory problému, který považují za menší nepohodlí. Následně se z malého problému může stát stav

chronický. Léčiva, která tanečník užívá, aby mu pomohla v boji s chronickým stavem, mohou způsobit vážné problémy, např. gastrointestinálního traktu, v některých případech i fatální (Aalten, 2005; Thomas & Tarr, 2009). V průběhu několika let může být tanečník donucen ukončit kariéru. Pokud jde o profesionální baletní tanečníky zdá se, že výše popsaným přístupem k algickým stavům vykazují zvýšený práh bolesti (Aalten, 2005). V odborné literatuře se uvádí, že až 90 % tanečníků má zkušenost s bolestí a se zraněním (Thomas & Tarr, 2009). Nilsson, Leanderson, Wykman a Strender (in Gamboa et al., 2008) uvedli průměrný výskyt 0,6 zranění na 1000 hodin tance v průběhu sledování 5 let u profesionálních tanečníků průměrného věku 28 let. Nejčastějším výskytem bolesti a zranění je u tanečníků v odborné literatuře uváděna oblast hlezenního kloubu a nohy (Rietveld, Hagemans, Haitjema, Vissers, & Nelissen, 2018; Russell, 2010; Russell et al., 2008; Stretanski & Weber, 2002; de Mello Viero et al., 2017). Je tedy zřejmé, že bolest je významným činitelem vzniku zranění tanečníka a jeho budoucí kariéry. Bylo také prokázáno, že špatná technika tance (např. nedostatečná zevní rotace kyčelního kloubu v pozici *turnout*) přispívá k chronickým zraněním (Gamboa et al., 2008; Grossman & Wilmerding, 2000; Simmel, 2013; Thomas & Tarr, 2009). Největší frekvence zranění u baletních tanečníků je uváděna v období adolescence mezi 12.–18. rokem věku (Gamboa et al., 2008).

Výzkumy zabývající se zraněními u profesionálních tanečníků opakovaně a přesvědčivě prokázaly, že většina tanečních zranění nevzniká v důsledku traumatu, ale výsledkem chronického přetěžování pohybového aparátu (Aalten, 2005; Sobrino, de la Cuadra, & Guillén, 2015; Thomas & Tarr, 2009; Yau et al., 2017). Protože je bolest často ignorována, drobné zdravotní problémy se nakonec změny ve vážný problém, limitující tanečníka v jeho profesi, případně vedoucí k předčasnému ukončení kariéry tanečníka (Aalten, 2005; Junck, Richardson, Dilgen, & Liedebach, 2017; Thomas & Tarr, 2009).

Nejběžnějším traumatickým poraněním tanečníků je akutní distorze hlezenního kloubu. Až 85 % distorzí kotníku vzniká při násilném pohybu do inverze (Elias et al., 2008) nebo při nestabilním postavení kotníku v plantární flexi, často při dopadu ze skoku, pádu z otočky nebo chybném kroku (Lin, Su, & Wu, 2005). Maximální plantární flexe je pozice, ve které jsou vazy hlezenního kloubu přetěžovány a vystaveny traumatickým změnám. Při jejich opakovaném poškození může vzniknout chronická nestabilita hlezna (Clippinger, 2007). K obrovskému stresovému zatížení dochází i na dalších strukturách akra dolní končetiny, proto je celý komplex nohy velmi často predisponován k poranění

(Hamill & Knutzen, 1995; O’Kane & Kadel, 2008; Rietveld et al., 2018; Stretanski & Weber, 2002; Yau et al., 2017). Patologicky přetěžované struktury chodidla tak nemohou zajistit adekvátní tlumení nárazu při došlapu na podložku a vzniklé síly musí být tlumeny ve vyšších segmentech těla, které nejsou na tuto zátěž přizpůsobeny, což může vést k jejich poškození (Li et al., 2005).

Benson a Kessler (in Gamboa et al., 2008) zjistili významný vliv absence menstruačního cyklu na výskyt stresových zlomenin u baletních tanečnic. Uvedli, že při absenci menstruace více než 6 měsíců byl výskyt stresové zlomeniny u více jak 90 % baletních tanečnic v porovnání s těmi, které měly menstruaci pravidelnou. Negus, Hopper a Briffa (in Gamboa et al., 2008) zjistili významný vliv mezi nedokonalou technikou *turnout* a počtem a závažností netraumatických poranění u profesionálních tanečníků. Autoři dále poukazují na to, že v oboru medicíny je nedostatek testů pro zjišťování potenciálu tanečníka zvládnout náročnou techniku baletu a tím dostatečně předpovídat riziko zranění.

Dalším faktorem, který ovlivňuje výskyt zranění u tanečníků, je vyšší výskyt nadměrné pronace nohy. Hyperpronace nohy byla u baletních tanečníků považována za rizikový faktor zranění více autory (Gamboa et al., 2008; Simmel, 2013).

2.1.4 Zranění a nemoci v oblasti páteře

Na páteř tanečníků jsou kladeny vysoké požadavky. V jednom okamžiku musí být páteř vysoce pohyblivá, ale zároveň stabilní pro volné pohyby končetin. Klíčovou roli ve funkci celé páteře hraje především vzájemná koordinace svalů, která dává páteři potřebnou stabilitu a snižuje její zatížení. Mezi tyto svaly patří autochtonní svaly páteře, hluboké břišní svaly a svaly pánevního dna (Simmel, 2013).

Chronická bolest v oblasti dolní části zad nastává převážně jako následek nesprávné techniky tance, např. hyperlordóza při zvýšení zevní rotace v kyčli při *turnout*, což vede k přetěžování svalů a vazů podél páteře (Bracilović, 2009). Zkrácené a hypertonické extenzory v oblasti bederní páteře, slabé břišní svaly, napětí hamstringů nebo lokální hypermobilita jsou časté příčiny přetěžování páteře (Simmel, 2013). Výskyt diskogenních bolestí je vyšší u mužů než u žen tanečnic. Hyperlordóza v bederní oblasti páteře je častou příčinou vzniku spondylolýstézy (Bracilović, 2009).

2.1.5 Zranění a nemoci v oblasti pánve

V oblasti pánve se můžeme setkat se syndromem m. iliopsoas (Bracilović, 2009; Simmel, 2013), který je běžnější u studentů tance, než u profesionálů. Dochází k němu při neustálém opakování základní pozice *passé développé*, která je přípravou pro mnoho dalších standardních baletních pozic, které vyžadují flexi, abdukci a zevní rotaci kyčle s maximální extenzí celé dolní končetiny. Neustálé opakování těchto pohybů vede k chronickým mikrotraumatům na šlaše m. iliopsoas. Tato drobná poranění bez dostatečného času k hojení vedou k makroskopickým zraněním. Hypertonické flexory kyčle klopí pánev dopředu, čímž vedou páteř do bederní hyperlordózy, což dále vede ke zvýšení rizika bolestí zad a jejich následnému poranění (Bracilović, 2009).

Extrémní rozsah pohybu trupu nebo dolních končetin mimořádně zatěžuje sakroiliakální klouby tanečnicka. U žen častěji než u mužů dochází v oblasti sakroiliakálních kloubů k zánětu a nestabilitě (Bracilović, 2009; Simmel, 2013).

2.1.6 Zranění a nemoci v oblasti kyčelního kloubu

Extrémní pohyblivost v kyčli a maximální zevní rotace během pozice *turnout* klade velké požadavky na kyčelní kloub. Intenzivní síla při vykonání pozice *turnout* je jedna z hlavních příčin zdravotních problémů, bolestí a zranění v tanci (Simmel, 2013).

Slyšitelným a hmatným fenoménem na laterální straně kyčle se vyznačuje lupavá kyčel (*coxa saltans*). Vnitřní lupavá kyčel je běžná u tanečnicků a je přisuzována šlaše m. iliopsoas klouzající přes iliopektineální eminenci, hlavici či krček femuru, nebo malý trochanter. Je obvykle více bolestivá než zevní lupavá kyčel, a může být také spojena s bursitidou a tendinitidou m. iliopsoas (Bracilović, 2009). Vnější lupavá kyčel je vyvolána překročením napjatého fasciálního pruhu přes horní okraj velkého trochanteru při pohybu v kyčli. Tento fasciální pruh je tvořen zesíleným zadním okrajem iliotibiálního traktu, nebo laterálním okrajem m. gluteus maximus (Bracilović, 2009; Dungl, 2014).

Nadměrná zevní rotace v kyčli vede k syndromu m. piriformis, který se vyznačuje zkrácením nebo hypertonií m. piriformis. Zvýšené svalového napětí tohoto svalu může vést ke kompresi sedacího nervu, mající za následek bolest vyzařující podél zadní strany dolní končetiny. Tento stav zhoršuje nadměrné klopení pánve dopředu a tedy vyšší napětí m. piriformis (Bracilović, 2009; Simmel, 2013).

Další patologií v oblasti kyčle postihující tanečnický může být impingement syndrom. Kostní impingement syndrom nastává, když krček femuru narazí na přední okraj jamky, čímž dojde k omezení pohybu. Příčinou je obvykle nadbytečná kostní tkáň krčku femuru, která může být buď genetického původu, nebo je důsledkem opakovaných mikrotraumat. Pokud na konci pohybu kyčel narazí na svaly nebo na přední část kloubního pouzdra, jedná se o impingement syndrom měkkých tkání. Častá příčina tohoto typu impingement syndromu je hypertonus m. iliopsoas (Simmel, 2013).

Častou příčinou chronické bolesti kyčle u tanečníků je natržení až trhlina labrum acetabuli, vznikající sekundárně při opakovaném extrémním rozsahu pohybu v kyčli. Nadměrné zatížení kyčle je obvykle spojeno s rotací trupu na jedné dolní končetině v kombinaci se zevní rotací a hyperabdukci kyčle a hyperextenzí páteře. U baletních tanečníků je obtížné rozlišit, zda je labrální trhлина příčinou nebo výsledkem kloubní instability. Vývoj labrálních trhlin spolu s instabilitou kyčle, subluxací a nadměrným kloubním zatížením zvyšuje riziko pozdějšího vývoje degenerativní osteoartritidy kyčle dříve než u běžné populace (Bracilović, 2009). V případě pokročilé osteoartritidy je nutné zvážit ukončení profesionální taneční kariéry (Simmel, 2013).

2.1.7 Zranění a nemoci v oblasti kolenního kloubu

Bolest kolenního kloubu v tanci je obvykle znakem nevhodného zatížení, často jako následek špatné statické zátěže celé dolní končetiny. Možné příčiny mohou zahrnovat deficit v technice tance, kompenzace vyplývající z problémů s kyčlí nebo nohou, stejně jako tanec na tvrdém povrchu nebo v nevhodné obuvi. Typické kompenzační strategie při dosažení pozice *turnout* jsou jedny z hlavních příčin poškození kolen u tanečníků (Simmel, 2013).

Nejčastější degenerativní změnou v oblasti kolenního kloubu je degenerace menisku. Častěji postihuje mediální meniskus, který je ve srovnání s laterálním meniskem méně mobilní a tak snadněji podléhá poškození. Maximální flexe kolene komprimuje zadní roh mediálního menisku a může vést k pomalé degeneraci chrupavky (Simmel, 2013). K akutnímu traumatickému zranění menisku může u baletních tanečníků dojít výsledkem přímého traumatu, například nevhodným dopadem při skoku (Bracilović, 2009; Simmel, 2013). Z akutních zranění se u baletních tanečníků kromě ruptury menisků dále vyskytuje natržení nebo úplné přetržení předního zkříženého vazů (Simmel, 2013).

Extrémní hyperextenze kolenního kloubu, dlouhodobé přetěžování bez možnosti odpočinku, skoky a zvláště dopady na tvrdý povrch kladou velké nároky na m. quadriceps femoris, především na jeho úponovou část lig. patellae. Tendopatie v oblasti úponu lig. patellae, která je důsledkem nezhojených mikroruptur tkáně, se označuje jako skokanské koleno (jumper's knee) (Bracilović, 2009; Sobrino et al., 2015).

Dalším onemocněním z přetížení je Osgood-Schlatterova choroba. Tato choroba je způsobena napětím lig. patellae v místě jeho úponu na tuberositas tibie, kdy při nadměrné tahové zátěži extenzorového aparátu kolene přes lig. patellae je chrupavka drážděna. Tuberositas tibiae zduří (Simmel, 2013), následně dojde k parciální avulzi s následnou avaskulární nekrózou odtržené části apofýzy (Dungl, 2014).

2.1.8 Zranění a nemoci v oblasti nohy

Každodenní hodiny tréninku v maximálním rozsahu pohybu hlezenního kloubu kladou nadměrnou zátěž na tanečnickovu nohu. Proto je v baletním tanci noha a hlezenní kloub nejčastějším místem vzniku deformit a zranění. Některé patologické stavy se vyskytují zejména u tanečnic z důvodu tance v baletních špičkách (Bickle et al., 2018).

Každodenní problémy pro všechny tanečníky jsou nemoci nehtů na nohou, nebo kuří oka a mozoly, které se vytvářejí většinou v místech nadměrného tlaku a tření. Stres a neustálé zatížení nohy mohou vést ke vzniku plantární fascitidy (Grossman & Wilmerding, 2000; Spector, 2009). Zánět periostu tibie nebo špatné krevní zásobení svalů způsobují bolest podél přední a vnitřní strany tibie. Jedná se o syndrom tibiální strany, neboli shin splints.

Mezi nejběžnější deformitu nohy tanečníka patří plochá noha, především příčně plochá noha (pes transversoplanus), která vede k četným metatarzalgii. V oblasti prstů se jedná o deformity jako je hallux valgus, hallux rigidus, drápkovité prsty a kladívkové prsty. Nicméně je nejasné, zda tanec na špičkách může způsobit tyto deformity nebo zda jejich tvorbu pouze akcentuje u osob, které k tomu mají dispozice bez ohledu na baletní tanec (Simmel, 2013). Dále se pak vyskytují patní ostruhy, zánět sezamských kůstek a stresové zlomeniny, především metatarzů (Simmel, 2013; Smith et al., 2016). Stresové zlomeniny často nutí tanečníka přerušit, někdy až ukončit taneční kariéru (Simmel, 2013). Nejběžnější zlomeninou u baletních tanečníků je spirální zlomenina v distální třetině pátého metatarsu, neboli taneční zlomenina (Bracilović, 2009).

Při opakovaných maximálních pohybech v oblasti hlezenního kloubu velmi často dochází k bolesti, která vzniká stlačením kosti nebo tkáně na konci pohybu, tzv. impingement syndrom. Přední impingement syndrom hlezenního kloubu může být u tanečníků způsoben opakovanou dorzální flexí v pozici *demi-plié* a *grand-plié*, v okamžiku kdy dojde ke kontaktu mezi předním okrajem tibie a krčkem talu. Tento impingement syndrom má za následek vznik osteofytů kolem přední strany hlezna, což vede k omezení pohybu (Russell, Kruse, Koutedakis, & Wyon, 2012). Příčinou zadního impingement syndromu, známého také jako “taneční pata“, je os trigonum. U netanečníků nezpůsobuje tato nadbytečná kost obvykle žádné problémy. U baletních tanečníků může os trigonum způsobovat významnou bolest a nepříjemné pocity stlačením měkké tkáně mezi talem a tibií při extrémní plantární flexi v pozici *en pointe* (Bracilović, 2009; Russell et al., 2012).

Distorze laterálního kotníku je nejběžnější akutní zranění tanečníků. Obvykle k němu dochází při doskocích nebo při ztrátě rovnováhy (Simmel, 2013). Existuje mnoho rizikových faktorů, například předchozí výskyt distorze kotníku, únava, návrat na jeviště příliš rychle před dostatečným zhojením zranění, neadekvátní rehabilitace a špatná technika doskoku (Bracilović, 2009). Distorze kotníku vždycky zasáhne proprioreceptory kloubu a tím i jemnou koordinaci nezbytnou pro udržení rovnováhy, která bude narušena (Simmel, 2013).

U baletních tanečníků také dochází k zánětům šlach a jejich poranění a to především Achillovy šlachy, kdy opakovaná mikrotraumata mohou oslabovat šlachy do takové míry, že nakonec dojde k její ruptuře (Grossman & Wilmerding, 2000; Simmel, 2013). Integrita Achillovy šlachy je nezbytná pro kariéru tanečníka, protože musí zvládat zatížení třikrát větší, než je hmotnost tanečníka (Spector, 2009). Dalším častým výskytem zánětu je šlacha m. flexor hallucis longus, tzv. taneční zánět šlach, a m. peroneus longus (Rietveld et al., 2018). Opakované pozice *relevé* a *plié*, piruety a skoky mohou vést k demyelinizaci a nebo perineurální fibróze interdigitálních nervů, neboli Mortonově neuralgii (Bracilović, 2009).

2.1.9 Rehabilitace v tanci

K tomu, aby byli tanečníci schopni tancovat dlouhou dobu bez bolesti a zranění, je nezbytné udržovat jejich tělo zdravé a rozpoznat nadměrnou zátěž vedoucí k poškození struktur pohybového aparátu včasné fázi, aby se vyhnuli následnému zranění (Simmel,

2013). Velká část onemocnění a úrazů jsou následkem přetížení těla tanečníka a nesprávnou technikou tance (Grossman & Wilmerding, 2000; Jarvis & Kulig, 2016; Quanbeck et al., 2017).

Medicína v tanci je dynamický proces, jejímž cílem je prevence zranění, komplexní péče o akutní a chronická zranění, korekce náhradních tanečních pohybů a udržování optimálního funkčního stavu tanečníka pro vykonávání jeho profese. Vysoké riziko vzniku poranění vzniká v situacích, kdy tanečník není schopen vykonat požadovaný extrémní pohyb v kloubu a tím dochází k zapojení kompenzačních strategií podél celého funkčního řetězce (Motta-Valencia, 2006). Z toho vyplývá, že cílem léčebné rehabilitace je korekce nesprávné techniky a obnova správné biomechaniky pohybových vzorů, tedy úprava svalových dysbalancí na těle tanečníka. Svalové dysbalance velmi často způsobují mikrotraumata měkkých tkání i kostních struktur, v jejichž důsledku dochází ke vzniku zranění z přetížení (Liederbach, 2010; Sobrino et al., 2015; Thomas & Tarr, 2009; Yau et al., 2017). Pokud nedojde ke korekci svalové dysbalance a následně ke korekci techniky, může docházet k neustále se opakujícím zraněním (Macintyre, 2000). Naopak při odstranění svalové nerovnováhy může být dosaženo prevence vzniku dalších sekundárních poranění (Lohr & Schmidt, 2017; Stretanski & Weber, 2002). Významnou součástí rehabilitace tanečníků je spolupráce fyzioterapeuta s baletním pedagogem a choreografem (Liederbachem, 2010; Miller, 2006). Jedině v tomto případě může být terapie efektivní. Důležitý je také individuální přístup k tanečníkům (Liederbach, 2010).

V oblasti pánve a páteře je zdrojem největších problémů tanečníka především hyperlordóza bederní oblasti páteře, která je způsobena nedostatečnou technikou pozice *turnout*. Pro úpravu pánve klopená vpřed je důležitá korekce držení těla a taneční techniky. Individuální rehabilitační program by měl být zaměřen na redukci hyperlordózy a to posilováním břišních svalů a svalů dna pánevního, v následném období by mělo být zařazeno protahování ischiokrurálních svalů a bederních vzpřimovačů páteře a správná technika zevní rotace v kyčelním kloubu, tedy technika *turnout* (Bracilović, 2009; Grossman & Wilmerding, 2000). Nejenom u tohoto kompenzačního manévru, ale také při nemocích a zraněních v této oblasti, je kladen důraz především na posílení hlubokých svalů těla, tzv. core trénink, čímž dojde ke zlepšení kvality koordinace svalů trupu a rozložení zatížení podél páteře (Simmel, 2013). Přetížené svaly mohou být ošetřeny myofasciálními technikami (Bracilović, 2009).

Také v oblasti kyčle a kolene se léčba zpočátku skládá z korekce základních tanečních pozic, úpravy svalových dysbalancí, tréninku správného stereotypu stoje a chůze. Individuální fyzioterapie je zaměřena na posílení hlubokých svalů těla a protažení zkrácených svalů dle vyšetření (Bracilović, 2009). Při vzniku zranění z přetížení je nutnou součástí terapie dočasné snížení zátěže až její naprosté vyloučení (Yau et al., 2017).

Deformity a zranění v oblasti nohy vyžadují specifický trénink vlastních svalů nohy. Cílem je předcházet dalšímu zhoršení této deformity a obnovit správnou funkci nohy. Tejpovací páska pro korekci deformit nebo masáže pro uvolnění nadměrného tlaku jsou doplňujícími pasivními metodami léčby (Simmel, 2013). Vhodný je trénink propriocepce nohy. Jelikož většina těchto deformit vzniká z důvodu kompenzačních strategií ve vyšších segmentech těla tanečnicka, je nutná korekce taneční techniky a opět tzv. core trénink (Grossman & Wilmerding, 2000; Simmel, 2013).

Při akutních traumatických zraněních, např. zlomenina, distorze kotníku, je nutná rekonvalescence po různě dlouhou dobu. Při zranění vazů dochází vždy k poškození proprioreceptorů kloubu a tím i jemné koordinace nezbytné pro udržení rovnováhy (Simmel, 2013). V následné rehabilitaci proto použijeme cvičení na balančních plochách pro zvýšení narušené koordinace. V rehabilitaci opět nesmíme zapomenout na korekci taneční techniky (Bracilović, 2009).

Literatura zabývající se průzkumem cvičení tanečníků uvádí, že velká část tanečníků (94 %) vyžívá pro rozvoj trupové stability, pro snížení bolesti a jako rehabilitaci po zranění Pilates a jógu, v menší míře pak Alexandrovu techniku, cvičení podle Feldenkraise anebo Tai Chi (Thomas & Tarr, 2009). Další vhodnou technikou pro tanečníky je dynamická neuromuskulární stabilizace, která se zaměřuje na motorické učení a trupovou stabilizaci (Opavský, 2015).

2.1.10 Taneční chůze

Chůze představuje nejenom základní formu lokomoce člověka (Vařeka et al., 2018), ale také základní prvek každého tance. Chůze na jevišti je pružná, lehká, vzosná a rytmická. Oproti každodenní chůzi je rozdílná v rytmu a v dynamice, ve způsobu našlapování, postavení dolních končetin atd. Pro správné provedení taneční chůze je nutné, aby tanečník zvládl dokonalé provedení běžné chůze (Kröschlová, 1956).

Taneční chůze může být realizována více druhy nášlapů (přes patu, přes hrany, přes špičky). Všechny tyto nášlapy lze vykonávat s plynulým odvíjením chodidla, ladně a přirozeně. Nutností však je přizpůsobit délku kroku, rychlost i pohybový projev těla. V baletu je využívána chůze přes špičku vyžadující nejnáročnější zapojení svalů (Kröschlová, 2003). Počáteční kontakt s podložkou je zahájen přes palec zevně rotované dolní končetiny. Ihned po kontaktu palce klesá pata k podložce, avšak hmotnost těla zůstává na předonoží v oblasti třetího a čtvrtého metatarzu. Následuje opětovné zvednutí paty od podložky. V krokovém cyklu tedy dochází dvakrát k plantární flexi nohy. Dle Kröschlové (1956) tento správný návyk chůze slouží k tomu, aby během jednooporové fáze chůze nedocházelo k přenosu hmotnosti na vnitřní kotník a palec. Tanečníci nikdy nezvedají přední část chodidla od podložky.

Pohyb chodidla při chůzi je do určité míry ovlivněn také baletní obuví. Svůj půvab taneční chůzi dodávají nepatrné pohyby pánve. Směr pohybu je udáván hrudní kostí, jejíž postavení je ovlivněno pozicí páteře v extenzi (Kröschlová, 2003).

2.2 Noha

Lidská noha má nepostradatelný význam během bipedální lokomoce (Valmassy, 1995), v průběhu které vykonává dvě základní funkce. Na začátku krokového cyklu je to funkce pasivní, když jako pružná přizpůsobivá strukturu tlumí náraz dolní končetiny při kontaktu chodidla s podložkou. Aktivní funkci noha vykonává během odrazu, kdy se naopak chová jako rigidní páka, která zrychluje pohyb těla vpřed (Dylevský, 2009; Rosenbaum & Becker, 1997). Noha také pomáhá s udržováním rovnováhy těla (Gross, Fetto, & Rosen, 2005). Důležitým předpokladem pro úspěch v tanci je správná funkce hlezenního kloubu (Russell et al., 2008). Musí být extrémně pohyblivý, ale současně maximálně stabilní (Russell, 2010), což z něj dělá jeden z nejzranitelnějších kloubů při tanci (Russell et al., 2008).

2.2.1 Ontogeneze nohy

Prenatální skeletální vývoj dolních končetin probíhá ve směru proximodistálním. Kolem čtvrtého týdne intrauterinního vývoje jsou patrné končetinové pupeny, také jsou již založeny klouby. Vzájemné poměry kostí nohy podobné jako u dospělých jsou již u embryí v osmém týdnu. Ve dvanáctém týdnu dostává noha dospělý tvar. Svalovou

činností se ve druhé polovině těhotenství primitivní klouby přemění v klouby definitivní a další vývoj kloubů pokračuje i po narození (Vařeka & Vařeková, 2009).

U dětí do jednoho roku věku je zánoží v lehké varozitě, spolu se supinací předonoží, což souvisí s fyziologickým varózním postavením kolenních kloubů. Na přelomu 1. a 2. roku života se v souvislosti s vertikalizací a následnou samostatnou lokomocí objevuje pronace předonoží a valgotizace paty. Vertikálním zatížením se také mění postavení kolenních kloubů, jejichž fyziologické postavení je ve valgozitě. Toto fyziologické postavení kolen ještě zesiluje valgózní postavení paty, takže na přelomu 2. a 3. roku věku je valgozita paty do 15° považována za normu. Za patologii považuje Dungal (in Vařeka & Vařeková, 2009) valgozitu paty větší než 20° . Kolem 6. roku věku dochází jak ke snížení valgozity kolen, tak i ke snížení valgozity pat, která postupně ustupuje na 5° v dospělém věku. Do 6. roku věku, během ideálního fyziologického vývoje, také nabývá osa hlezenního kloubu téměř horizontální průběh a je zpravidla dokončena pronace krčku talu a s ní i předonoží. Eis (in Vařeka & Vařeková, 2009) dále uvádí, že u malých dětí se vyskytuje vyšší stupeň antevertze a valgozity krčku femuru. Valgozita krčku femuru je kompenzována varózním zakřivením diafýzy femuru a valgózním postavením kolenního kloubu, což vede k většímu zatěžování vnitřní strany nohy a jejímu valgóznímu postavení. Až ve 12 letech se objevuje definitivní kolodiazofyzární a antetorzní úhel stehenní kosti.

Již novorozenec má založený kostní základ podélné klenby. Tento mediální podélný oblouk je však vyplněn tukovým polštářem a stává se patrným až během 2. roku věku (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.2.2 Funkční anatomie nohy

Nohu, část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu, rozdělujeme v proximodistálním směru do 3 oddílů na zánoží, tzv. zadní tarzus (talus a calcaneus), středonoží, tzv. přední tarzus (os naviculare, 3 ossa cuneiformia, os cuboideum) a předonoží (5 metatarzů a články prstů). Tyto části nohy jsou odděleny pomocí dvou linií odpovídající transverzotarzálnímu a tarzometatarzálnímu kloubu (Gross et al., 2005; Vařeka & Vařeková, 2009). Z funkčního hlediska je významné dělení nohy do dvou paralelních paprsků: (proximo)mediální paprsek tvořený talem, os naviculare, 3 ossa cuneiformia, 1.–3. metatarzem a příslušnými články prstů, a (disto)laterální paprsek

tvořený calcaneem, os cuboideum, 4.–5. metatarzem a příslušnými články prstů (Vařeka & Vařeková, 2009).

Klouby nohy zahrnují několik etází skloubení, mezi které patří horní kloub zánártní, dolní klouby zánártní, transverzotarsální, tarzometatarsální, kubonavikulární a kuneonavikulární kloub. Tyto klouby vykonávají dvojí funkci. Zaprvé orientují nohu tak, aby ploska nohy byla správně nastavena k podložce, bez ohledu na postavení dolní končetiny a sklon terénu. Zadruhé mění tvar a zakřivení oblouků nohy tak, aby se noha mohla přizpůsobit nerovnosti terénu a mohla se uplatnit jako tzv. tlumič. Metatarzofalangeální a interfalangeální klouby nejsou na noze tolik důležité jako jejich analogie na ruce, nicméně metatarzofalangeální kloub palce je velmi důležitý během kroku (Kapandji, 2002).

Kloub hlezenní (horní zánártní kloub, art. talocruralis) je distální kloub dolní končetiny, který slouží jako spojení mezi dolní končetinou a nohou (Valmassy, 1995). Odehrávají se v něm pohyby, které jsou zásadní pro chůzi (Kapandji, 2002).

Vlastní osa hlezenního kloubu prochází skrze oba kotníky a ovládá pohyby nohy v sagitální rovině (dorzální flexe 20° – 30° a plantární flexe 30° – 50°), což je dáno anatomickou strukturou kloubu. Rozsah pohybu do plantární flexe je výrazně větší než dorzální flexe. Při extrémních pohybech v hlezenním kloubu přispívají pohybu tarsální klouby poměrně malým, ale ne zanedbatelným pohybem (Kapandji, 2002). Ventrálně je tělo talu širší asi o 5 mm, proto je při dorzální flexi nohy kloub stabilnější, zatímco v plantární flexi je v maleolární vidlici možný nepatrný pohyb do stran. Dorzální i plantární flexe je omezena jak kostními, tak kloubněvazivovými a svalovými faktory (Dylevský, 2009).

Pohyby v hlezenním kloubu úzce souvisí s pohyby v distálním i proximálním tibiofibulárním kloubu, a pokud je noha zatížená, souvisí i s pohyby v kloubu kolenním. Taktéž velmi úzce souvisí s pohybem v dolním zánártním kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009).

Vzhledem k šikmému průběhu bimaleolární osy neprobíhají v hlezenním kloubu pouze pohyby v sagitální rovině, ale tyto pohyby doprovází pohyby předonoží ve frontální rovině (addukce–abdukce 35° – 45°) a v transverzální rovině (supinace 52° a pronace 25° – 30°) (Kapandji, 2002). Tanečníci při flektovaném kolenním kloubu a současné rotaci kyčelního kloubu dosahují maxima pohybu ve směru addukce–abdukce až 90° (Véle, 2006).

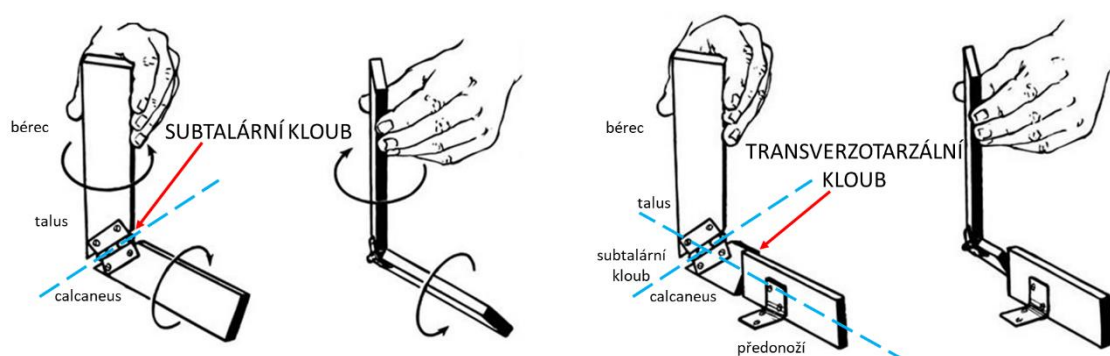
Tak, jak jsou jednotlivě definovány pohyby nohy, se v životě nevyskytují. Ve skutečnosti probíhají současně ve všech třech rovinách. Tudíž addukce je nezbytně doprovázena supinací a nepatrnou plantární flexí. Tyto tři komponenty pohybu jsou označovány jako inverze. Naopak abdukce je nezbytně spojena s pronací a dorzální flexí, což je označováno jako everze (Dylevský, 2009; Kapandji, 2002; Véle, 2006). Root et al. (in Vařeka & Vařeková, 2009) i Valmassy (1995) popisují inverzi a everzi jako jednoduché pohyby ve frontální rovině. Supinaci popisují jako kombinaci addukce–inverze–plantární flexe, pronaci jako komplex abdukce–everze–dorzální flexe. Jiní autoři (McDonald a Tavener in Vařeka & Vařeková, 2009) používají například pojem inverze–everze při popisu nezatížené nohy, supinace–pronace u zatížené nohy. Terminologie pohybů nohy je mezi autory velmi nejednotná a nejasná, proto pro lepší orientaci v textu naší práce budeme používat pouze pojmy supinace (stáčení plosky ke střední rovině) a pronace (stáčení plosky od této roviny).

Subtalární kloub (art. subtalaris, je částí dolního zánártního kloubu, který má 2 oddíly – zadní oddíl art. subtalaris, přední oddíl mediální art. talocalcaneonavicularis a laterální art. calcaneocuboidea).

V subtalárním kloubu, vzhledem k orientaci jeho osy pohybu, se odehrávají pohyby především do rotace zánoží ve frontální rovině – supinace a pronace. Dle Roota et al. (Valmassy, 1995) je průměrný rozsah pohybu v subtalárním kloubu 30°, 2/3 (tj. 20°) ve směru supinace a 1/3 (tj. 10°) ve směru pronace. V rovině transversální částečně dochází k abdukci a addukci. V sagitální rovině probíhá dorzální a plantární flexe, jsou však podstatně menší než v kloubu hlezenním, se kterým tvoří subtalární kloub funkční spojení. Subtalární kloub a hlezenní kloub se ve svých funkcích navzájem doplňují, proto utvářejí komplex zadní části nohy umožňující pohyby ve třech rovinách. Jejich funkce je těsně spojena s funkcí transversotarzálního kloubu (Dylevský, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009).

Pohyb v subtalárním kloubu popisují Inman a Mann (in Valmassy, 1995) pomocí modelu pantu (Obrázek 6). Tento model spojuje dvě ramena ležící ve dvou na sebe přibližně kolmých rovinách. Rotace jednoho ramene kolem jeho dlouhé osy vyvolá rotaci druhého ramene kolem jeho dlouhé osy. Při zatížení nohy tak vnitřní rotace tibie přenesená na talus vede skrze subtalární kloub k pronaci patní kosti, zatímco zevní rotace tibie vyvolá supinaci calcanea (Valmassy, 1995; Vařeka & Vařeková, 2009). Z důvodu

postavení osy subtalárního kloubu, může tento kloub kompenzovat deformity v dalších kloubech nohy (Root in Kirtley, 2006).



Obrázek 6. Funkce subtalárního kloubu – mechanismus pantu (vlevo), funkce transverzotarzálního kloubu – model pivotu (vpravo) (upraveno dle Valmassy, 1995).

Transverzotarzální kloub (příčný zánártní kloub, Chopartův kloub, art. tarsi transversa) je složen ze dvou samostatných anatomických artikulací, kloub talonavikulární a kalkaneokuboidální, které společně tvoří příčnou tarsální oblast, která funguje jako jeden celek. Rozsah pohybu transverzotarzálního kloubu je významně ovlivněn postavením v kloubu subtalárním (Dylevský, 2009). Pronace subtalárního kloubu zvyšuje rozsah pohybu transverzotarzálního kloubu, naopak supinace subtalárního kloubu snižuje jeho rozsah pohybu (Valmassy, 1995). Vnitřní rotace tibie a talu vyvolá pronaci kalkaneu. Zásluhou transverzotarzálního kloubu, který je ve funkci pivotu (Obrázek 6), zůstává předonoží zcela v kontaktu s podložkou. Kvůli maximální pronaci zánoží se tak předonoží dostává do relativní supinace, což se projeví oploštěním nožní klenby. Naopak při zevní rotaci tibie dochází k supinaci zánoží, předonoží je při svojí stabilní poloze vzhledem k podložce v relativní pronaci vzhledem k zánoží, čímž dochází k akcentaci nožní klenby (Valmassy, 1995; Vařeka & Vařeková, 2009).

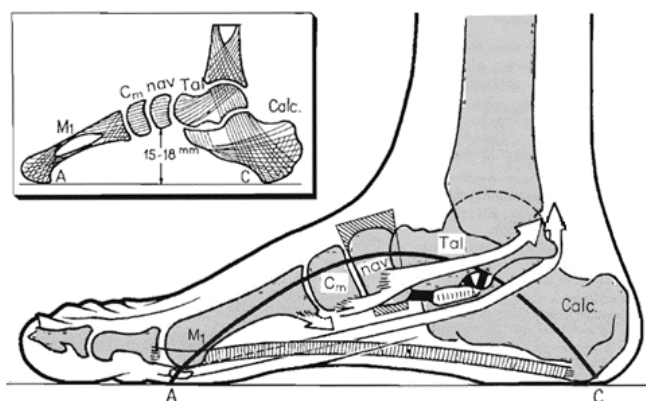
V *tarzometatarzálních kloubech* (Lisfrankův kloub) jde pouze o drobné vzájemné posuny artikulujících kostí. Důvodem je tvar kloubních ploch a vzájemné spojení silnými krátkými vazy, které zajišťují relativně velkou stabilitu. Pohyb prvního metatarzu je spojením plantární flexe a abdukce, naopak pohyb hlavičky pátého metatarzu je spojením plantární flexe a addukce. Tím, že se při plantární flexi hlavičky přibližují, je zvýrazněno zakřivení předního příčného oblouku nohy (Dylevský, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.2.3 Nožní klenba

Nožní klenba je architektonická struktura, která spojuje všechny struktury nohy – klouby, vazy a svaly – do jednotného systému. Díky změnám zakřivení a pružnosti se může přizpůsobit nerovnosti povrchu a přenášet reakční síly podložky. Nožní klenba slouží jako tlumič nárazů nezbytný pro plynulost chůze. Jakékoliv patologické stavy, které příliš akcentují nebo oplošťují zakřivení klenby nohy, vážně zasahují do opory těla jak při statické, tak při dynamické zátěži (Véle, 2006; Kapandji, 2002).

Nožní klenba se skládá ze tří opěrných bodů (pilířů) – hlavička prvního (A) a pátého (B) metatarzu a hrbolky kosti patní (C). Tyto pilíře ohraničují tři hlavní oblouky (Dylevský, 2009; Kapandji, 2002).

Mediální oblouk (Obrázek 7) je nejdelší, nejvyšší a také nejdůležitější ze zmíněných oblouků (Kapandji, 2002), který je vystaven největšímu zatížení jak ve stoji, tak i během chůze (Vařeka & Vařeková, 2009). Je tvořen pěti kostmi, které se nacházejí mezi jeho předním a zadním pilířem. V anteroposteriorním směru se jedná o první metatarz, který se dotýká podložky jenom v oblasti hlavičky, os cuneiforme mediale, která se podložky nedotýká. Dále je to os naviculare, která je klenákem oblouku a leží 15–18 cm nad podložkou. Následně kosti zadního tarzu, tj. talus, přes který je přenášeno veškeré zatížení dolní končetiny dále na oblouk, a calcaneus, který je v kontaktu s podložkou jenom jeho zadním koncem (Kapandji, 2002).

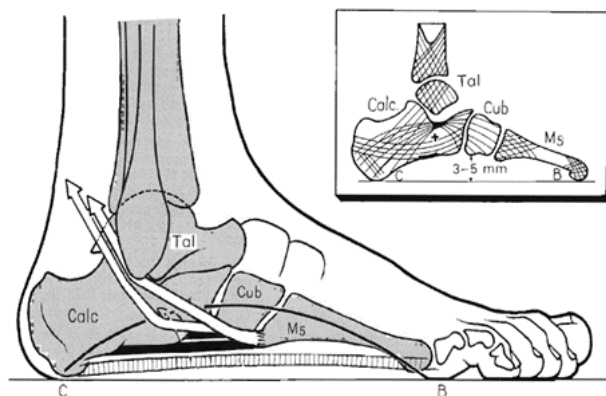


Obrázek 7. Mediální oblouk nohy (upraveno dle Kapandji, 2002).

Poznámka: A – hlavička prvního metatarsu; M1 – první metatarz; Cm – os cuneiforme mediale; nav – os naviculare; Tal – talus; Calc. – calcaneus; C – hrbolky kosti patní.

Na klenutí mediálního oblouku se kromě kostěných struktur podílí i napětí vazů a svalů. Z plantárních vazů je to například lig. cuneometatarsale, lig. cuneonaviculare, ale především lig. calcaneonaviculare plantare a lig. talocalcaneale (Kapandji, 2002). Rozhodující význam má však plantární aponeuróza (Vařeka & Vařeková, 2009). Mezi svaly, které slouží jako napínače oblouku, se řadí m. tibialis posterior, který se klene blízko jeho klenáku. Tento sval táhne os naviculare dolů a dozadu pod hlavičku talu, čímž dochází ke snížení předního opěrného pilíře a k jeho akcentaci. Klenutí také podporuje m. peroneus longus, který působí na os cuneiforme mediale. Významný vliv na zakřivení oblouku má m. flexor hallucis longus, který se klene nad velkou částí oblouku, a m. flexor digitorum longus. Zvláště účinným napínačem oblouku je m. abduktor hallucis longus, který zakřivení akcentuje přiblížením obou jeho pilířů. Naopak m. extenzor hallucis longus a m. tibialis anterior se upínají mimo vrchol oblouku. Při svojí aktivitě snižují klenutí a oplošťují ho (Kapandji, 2002). Vazy odolávají velkému statickému zatížení, avšak krátkodobě, kdežto svaly spíše dynamickému trvalému zatížení (Vařeka & Vařeková, 2009).

Laterální oblouk (Obrázek 8) je střední délky a výšky. Skládá se ze tří kostí a to pátého metatarzu, os cuboideum a posteromediálního a posterolaterálního hrbolku calcanea. Ve srovnání s mediálním obloukem, který vystupuje nad podložkou, je tento oblouk nízký (3–5 mm), vyplněný měkkými tkáněmi, díky nimž je oblouk v kontaktu s podložkou. Ve vrcholu oblouku se nachází kloubní štěrbina art. calcaneocuboidea, ve které se setkávají pilíře oblouku (Kapandji, 2002).



Obrázek 8. Laterální oblouk nohy (upraveno dle Kapandji, 2002).

Poznámka: B – hlavička pátého metatarsu; M5– pátý metatarz; Cub – os cuboideum; Tal – talus; Calc. – calcaneus; C – hrbolky kosti patní.

Zatímco mediální oblouk je flexibilní, laterální oblouk je rigidní. Jeho pevnost je závislá na pevnosti plantární aponeurózy, jejíž vlákna zabraňují rozevření kalkaneokuboidálnímu a kubometatarzálnímu kloubu při zatížení nohy. Vrcholný klenák oblouku je přední výběžek calcanea, který je místem setkání opěrných pilířů oblouku.

Na udržení laterálního oblouku se podílí m. peroneus brevis, který stejně jako plantární aponeuróza zabraňuje rozevření kloubů nohy. Obdobnou funkci jako m. peroneus brevis má i m. peroneus longus, jehož úpon na calcaneus mu umožňuje podepřít přední okraj calcanea stejně jako m. flexor hallucis longus na mediální straně. Obdobnou funkci jako m. adductor hallucis longus na mediální oblouk má na laterální oblouk m. abduktor digiti minimi, který se klene celou délkou laterálního oblouku. Zakřivení laterálního oblouku snižují m. peroneus tertius, m. extensor digitorum longus a m. triceps surae (Kapandji, 2002).

Příčný oblouk (Obrázek 9), taktéž transverzální zakřivení nohy, zahrnuje celou délku nohy. Přední oblouk je nejkratší a nejnižší a běží od hlavičky prvního metatarzu a je 6 mm nad zemí, k hlavičce pátého metatarzu, která také leží 6 mm nad zemí. Tento oblouk překračuje hlavičky všech metatarzů. Hlavička druhého metatarzu, která je nejvýše nad zemí (9 mm), je vrcholným klenákem tohoto oblouku, hlavičky třetího (8,5 mm) a čtvrtého (7 mm) metatarzu zauímají střední postavení. Na úrovni ossa cuneiformia se příčný oblouk skládá jenom ze čtyř kostí a spočívá na zemi jenom jeho laterální částí, os cuboideum. Os cuneiforme mediale je zcela nad zemí, os cuneiforme intermediale je vrcholným klenákem tohoto oblouku a s druhým metatarzem tvoří osu nohy. Na úrovni os naviculare a os cuboideum spočívá příčný oblouk opět jenom na jeho laterální části, os cuboideum. Os naviculare je nad zemí a přesahuje mediální povrch os cuboideum.

Příčný oblouk je poměrně plochý, tvořený relativně slabými intermetatarzálními vazy. Aktivně je přední oblouk udržován transverzální hlavou m. adductor hallucis. Některá vlákna tohoto svalu se klenou celou délkou oblouku, zatímco část z nich běží jenom od hlavičky prvního metatarzu ke každé další metatarzální hlavičce. Tento sval je poměrně slabý a velmi snadno podléhá zátěži. Oblouk je často oploštěn, což vede ke vzniku plochonoží. Na úrovni os cuneiforme mediale je oblouk tvořen šlachou m. peroneus longus, jehož průběh ovlivňuje nejenom příčné zakřivení nohy, ale také zakřivení podélných oblouků nohy. M. peroneus longus je nejdůležitějším svalem

při dynamickém zatížení nohy. V oblasti os naviculare působí na příčný oblouk m. tibialis posterior, který je zvláště důležitý při statickém zatížení nohy (Kapandji, 2002).



Obrázek 9. Příčné oblouky nohy (upraveno dle Kapandji, 2002).

Poznámka: A – hlavička prvního metatarsu; B – hlavička pátého metatarsu; C – hrbolky kosti patní; Cub – os cuboideum; nav – os naviculare; C_m – os cuneiforme mediale; C_i – os cuneiforme intermedium; C_l – os cuneiforme laterale.

Při statickém zatížení nohy jsou její jednotlivé segmenty posunuty a všechny oblouky oploštěny a prodlouženy. Mediální oblouk reaguje na zátěž snížením distální části calcanea a báze prvního metatarzu k podložce. Talus klesá a zároveň se relativně posunuje dorzolaterálně po více klesajícím calcaneu, os naviculare se zvedá na klesající hlavě talu. Dále dochází k otvírání art. cuneonavicular a art. cuneometatarsale směrem k podložce. Pata se vzdaluje a sezamkové kůstky se pohybují lehce dopředu. Laterální oblouk se také oplošťuje. Dochází k vertikálnímu odsunutí calcanea, klesá také os cuboideum a laterální hrbolek pátého metatarzu. Art. calcaneocuboideum a art. cubometatarsale se otvírají dolů směrem k podložce, pata se vzdaluje a hlavička pátého metatarzu se posouvá mírně dopředu. Při zatížení předního oblouku dochází k oploštění na obou stranách druhého metatarzu. Vzdálenost mezi metatarzy se zvyšuje, celkově je předonoží rozšířeno o 12,5 mm. Příčné zakřivení je také sníženo v úrovni ossa cuneiformia a os naviculare (Kapandji, 2002; Vařeka & Vařeková, 2009).

Během dynamického zatížení (např. chůze) podléhají oblouky nohy rovněž změnám, které zdůrazňují jejich funkci „pružných tlumičů“. V okamžiku počátečního kontaktu je pata v kontaktu s podložkou v oblasti zadního pilíře nožní klenby. V období

postupného zatěžování je chodidlo pokládáno na podložku plantární flexí v hlezenním kloubu. Dosažení plného kontaktu s podložkou je zpomaleno zahájením dorzální flexe v hlezenním kloubu. V následujícím období středního stoje je hmotnost těla plně přenesena na plantární klenbu, která se oplošťuje. Toto oploštění klenby je současně kontrolováno kontrakcí plantárních flexorů. Spolu s oploštěním dochází současně k jejímu prodloužení. Zpočátku se přední mediální pilíř pohybuje mírně dopředu, na konci je tlačén hmotností těla k podložce, což vede ke vzdalování zadního pilíře. Plocha kontaktu nohy s podložkou je maximální, když je dolní končetina vertikálně vzhledem k podložce. V konečném stoji je hlezenní kloub aktivně plantárně flektován. Hmotnost těla je přenesena na přední část nohy kontrakcí plantárních flexorů hlezenního kloubu, což vede k oploštění předního oblouku. V období předšvihů je noha v kontaktu s podložkou výhradně na prvních třech prstech, zvláště palci. V tuto chvíli plantární klenba opět vzdoruje oploštění, následně noha opouští podložku. Ve švihové fázi se klenba nohy navrácí zpět do svého původního postavení (Kapandji, 2002; Whittle, 2007).

2.2.4 Typologie nohy

Morfologický typ nohy hraje důležitou roli v tvorbě deformit nohy. Patří sem Egyptská noha, která se vyskytuje u většiny evropské populace. Palec je nejdelší, další prsty se postupně zkracují. Tento typ nohy má největší potenciál při vzniku potíží. Poměrně dlouhý palec má sklon k deviaci (hallux valgus) a jeho přílišné zatížení při chůzi vede ke vzniku hallux rigidus. Díky uspořádání prstů má dobré předpoklady pro odrazové aktivity i déletrvající statické zatížení (př. u sportovců) (Kapandji, 2002; Kučera, Korbelář, Kolář, & Linz, 1994; Vařeka & Vařeková, 2009). Dalším typem je Řecká, neboli antická, noha, u které je druhý prst nejdelší, následuje palec a třetí prst, které jsou téměř stejné délky, a nejkratší je čtvrtý a pátý prst. U tohoto typu nohy je dosaženo nejlepšího rozložení zatížení na předonoží chodidla (Kapandji, 2002). V nevhodně zvolené obuvi je tento typ nohy ohrožen vznikem hallux valgus, kladívkových prstů a quintus varus (Vařeka & Vařeková, 2009). Posledním typem nohy je Polynéská, neboli kvadratická, noha, u které jsou první tři prsty stejně dlouhé. Tato noha není příčinou tvorby potíží (Kapandji, 2002). Kučera et al. (1994) považuje tento typ nohy za nevhodný pro vysoké požadavky sportu.

Klasická klinická typologie nohy je založená na konceptu tříbodové opory klenby nohy. Rozeznává 3 základní typy – plochá noha, normální noha a vysoká noha. Klasická typologie je u nás stále velmi používaná jak u dětí, tak i u dospělých, případně společně s morfológickou typologií.

Plochá noha se vyznačuje snížením jednoho nebo více oblouků klenby nohy. Jedná se o poměrně častou deformitu, která může vznikat v každém věku a která vede k obtížím především při statickém zatížení. Možnými příčinami vzniku ploché nohy je např. neúměrná velikost zátěže, nevhodná obuv, nadváha, svalové dysbalance atd. Plochá noha je charakteristická nestabilitou, nerovnoměrným rozložením tlaku na plosce nohy a přidruženými deformitami. Těžší stupně podélného plochonoží se také vyznačují valgozitou paty. U dětí do období 6. roku věku je planovalgózita normou.

U vysoké nohy dochází k nadměrné akcentaci podélného oblouku, která bývá často doprovázena snížením příčného oblouku pod metatarzy a jejich hlavičkami. Tento typ nohy má sníženou schopnost absorpce nárazů během chůze. Za nejčastější příčinu vzniku této deformity nohy se pokládá nerovnováha svalů plosky nohy a nevhodná obuv (Riegrová, Přidalová, & Ulrichová, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009).

Funkční typologii nohy vytvořil Merton Louis Root v 50. a 60. letech minulého století. Jedná se o typologii, která klade důraz na nohu jako na dynamický celek. Sestavil klasifikaci normálních a abnormálních typů nohy a metodu funkčního ortézování. Na dalším vývoji Rootova systému se podíleli jeho žáci, kteří tento systém dále propracovali.

V rámci Rootovy typologie se rozlišují čtyři základní typy nohy. První je neutrální typ, u kterého osa dolní třetiny bérce pokračuje jako osa zadní plochy paty a současně rovina plosky předonoží je totožná s rovinou plosky zánoží. Tento typ nohy je také Rootem považován za „ideální“. Odchytky od tohoto postavení způsobují poruchu funkce nohy. Druhým typem nohy je varózní zánoží, u kterého je osa paty supinovaná vzhledem k ose dolní třetiny bérce. Třetím typem je varózní předonoží, u kterého je rovina plosky předonoží supinovaná vzhledem k rovině plosky pod patou. A čtvrtým typem je valgózní předonoží, u kterého je rovina plosky předonoží pronovaná vzhledem k rovině plosky pod patou. Valgózní zánoží je velmi vzácný typ nohy. Každý funkční typ nohy se vyznačuje přesnými odchylkami v časování a rozsahu pohybů zánoží během krokového cyklu a s tím spojenými poruchami v proximálních segmentech dolní končetiny a trupu (Vařeka & Vařeková, 2009).

Biomechanika Rootovy metody vychází ze tří hlavních principů. Prvním z nich je pantový mechanismus subtalárního kloubu. Druhým je mechanismus uzamknutí transverzotarzálního kloubu supinací v kloubu subtalárním, společně s mechanismem tzv. calcaneokuboidního zámku. Třetí je kladkový mechanismus plantární aponeurózy, který při dorzální flexi v prvním metatarzofalangeálním kloubu zdůrazňuje podélnou mediální klenbu nohy a dále supinuje zánoží.

Důležitou součástí Rootovy metody je tzv. neutrální postavení subtalárního kloubu. Root et al. (in Valmassy, 1995) ho definoval tak, že neutrální postavení v subtalárním kloubu je takové postavení kloubu, ve kterém není noha ani pronovaná ani supinovaná. Současně s neutrálním postavením v subtalárním kloubu je uzamčeno předonoží maximální pronací v kloubu transverzotarzálním. Při tomto postavení subtalárního kloubu by měla být hlavice talu stejně palpovatelná před mediálním i laterálním kotníkem. Mezi autory však nepanuje shoda o způsobu určení neutrálního postavení subtalárního kloubu. Běžný poměr supinace k pronaci v subtalárním kloubu je 2:1, avšak ne zřídka se uvádí poměr 3:1, nebo 4:1 (Valmassy, 1995).

Pro klinickou praxi je důležitá znalost principů Rootovy typologie nohy a dalších biomechanických vztahů dolní končetiny, pánve a páteře, díky nimž můžeme lépe pochopit poruchy funkce na úrovni jak nohy, tak i na úrovni proximálních segmentů těla, tedy tzv. funkční řetězení poruch. Je velmi důležité rozlišovat mezi vyšetřením při odlehčení pozorované nohy a při jejím zatížení ve stoji a při chůzi, kdy se prokazují případné kompenzační strategie (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.3 Chůze

Chůze je mimořádně složitý pohybový vzor, vyžadující koordinaci mnoha svalů a kloubů. Člověk běžně používá symetrický střídavý vzor chůze poskytující velkou dynamickou stabilitu s minimálními požadavky na její kontrolu (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Whittle (2007) definuje chůzi jako způsob lokomoce zahrnující použití obou dolních končetin střídavě k provádění jak opory, tak propulze, kdy alespoň jedna noha je po celou dobu v kontaktu s podložkou. Gross et al. (2005) popisují chůzi jako pohyb těla směrem vpřed s minimálním energetickým výdejem. Jakákoliv odchylka od tohoto minima může být považována za abnormální stereotyp chůze.

2.3.1 Ontogeneze chůze

Na rozdíl od člověka mnoho živočišných druhů začíná chodit velmi brzy, často několik hodin po porodu. Předpokládá se, že toto poměrně pomalé dozrávání chůze souvisí u člověka s obzvláště složitým vývojem centrálního nervového systému a kontrolou rovnováhy bipedálního stoje (Ivanenko, Dominici, & Lacquaniti, 2007; La Scaleia et al., 2018). První kroky může dítě uskutečnit v okamžiku, kdy dosahuje určitého stupně kontroly rovnováhy (Lacquaniti, Ivanenko, & Zago, 2012).

Ve věku 8–9 měsíců je již zahájena kvadrupedální lokomoce v rovině horizontální lezením po čtyřech. Stejně období je charakteristické pro první vertikalizaci. Nejdříve stojí dítě pouze s pomocí opory horních končetin. Na konci prvního roku věku (9–12 měsíců) začíná dítě chodit, zpočátku ve frontální rovině. Než se dítě rozejde samo v rovině sagitální, dokáže samostatně stát bez opory horních končetin (Kováčiková, 2017; Lacquaniti et al., 2012). Vzpřímené držení těla je jedním z rozhodujících předpokladů samostatné chůze (Ivanenko et al., 2007). První krok do prostoru dítě realizuje mezi nábytkem. Později zkouší první samostatné kroky v prostoru. Okamžik samostatné sociální bipedální lokomoce nastává, když má dítě schopnost zastavit se v prostoru, změnit směr chůze i její rychlost. K tomu dochází přibližně v období po 15. měsíci věku dítěte (Kováčiková, 2017; Lacquaniti et al., 2012). Načasování motorických modelů, které vedou k samostatné chůzi, může urychlit nebo naopak zpomalit výchova dítěte (Lacquaniti et al., 2012).

Zpočátku je chůze dítěte rychlá s krátkými kroky, s širokou bází opory, chybí reciproční pohyb paží a iniciální kontakt paty, kolena jsou extendovaná. Fáze dvojí opory je poměrně dlouhá a švihová fáze je krátká. K postupnému vývoji dětské chůze do vzoru

chůze dospělého dochází, jakmile dítě získá větší stabilitu a rovnováhu (Dungl, 2014; Lacquaniti et al., 2012; Whittle, 2007). Dle Dungla (2014) má chůze šestiletého dítěte stejné charakteristiky jako u dospělých. Dle Lacquaniti et al. (2012) se chůze vyvíjí až do 8.–10. roku věku. Whittle (2007) uvádí, že některé parametry chůze (rychlost, délka kroku) se mění až do věku okolo 15 let.

2.3.2 *Centrální mechanismy řízení lokomoce*

Dle Králíčka (2004) představuje lokomoce vzorec chování stereotypního charakteru, který nevyžaduje vědomou kontrolu a probíhá bez účasti mozkové kůry. Dříve byly rytmické lokomoční pohyby dvou antagonistických svalových skupin považovány za výsledek cyklického řetězce reflexních dějů s centry ve spinální míše za pomoci zpětné vazby z periferie (Králíček, 2004). Současné poznatky však ukazují na existenci sítě spinálních nervových buněk vytvářející specifické, rytmické pohyby bez vědomé snahy a bez pomoci periferní aferentní zpětné vazby, které jsou označovány jako centrální generátory pohybu (central pattern generator, CPG) (Albert & Curran, 2018). Tyto specializované nervové okruhy hrají důležitou roli při vytváření rytmických pohybů, které jsou zásadní pro lokomoci (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Každá končetina má samostatný CPG a pokud jsou všechny končetiny v činnosti, je aktivita všech generátorů navzájem koordinována (Králíček, 2004). Zatímco důkaz pro CPG pro lokomoci u obratlovců je silný, jejich existence u člověka je prokázána na základě nepřímých důkazů (Albert & Curran, 2018).

Spinální CPG jsou schopny vyvolat stereotypní pohybové (lokomoční) vzory a provádět určité adaptivní funkce. Avšak pro variabilitu pohybových vzorů a adaptabilitu na podmínky prostředí je důležitá supraspinální aferentace a senzorická zpětná vazba z periferie. V descendentní kontrole lokomoce je důležitá oblast v mozkovém kmeni nazývaná jako mezencefalická lokomoční oblast. Neurony z této oblasti aktivují mediální retikulární formaci, která pak aktivuje spinální lokomoční systém (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Mezencefalická lokomoční oblast nejen spouští generátor lokomočního pohybu, ale určuje i charakter lokomoce (tj. chůze, běh, cval aj.) (Králíček, 2004). Dále má na chůzi významný modulační vliv mozkový kmen a mozeček. Mozeček během každého krokového cyklu dostává aferentní zpětnou vazbu ze senzorických receptorů týkající se lokomoce a posílá modulační signály

do mozkového kmene, které jsou přenášeny do míchy a odtud působí přímo na motoneurony pro sladění pohybu (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Úkolem senzorické regulace je reflexně upravovat CPG pro konkrétní potřeby jedince během lokomoce (Kračmar et al., 2016). Aferentní propioceptivní zpětná vazba zprostředkovává regulaci velikosti a doby trvání aktivity extenzorů a flexorů během lokomočního pohybu. Kromě umožnění rychlého přizpůsobení motorického výkonu při chůzi, je aferentní zpětná vazba z proprioceptorů svalů také zapojena do dlouhodobější adaptace v reakci na změny biomechanických a neuromuskulárních vlastností chůze (Albert & Curran, 2018).

2.3.3 Krokový cyklus

Krokový cyklus je definován jako časový interval mezi dvěma po sobě následujícími výskyty jednoho z opakujících se období chůze. Nejčastěji se pro vymezení krokového cyklu používá počáteční kontakt (IC) (Whittle, 2007).

Krokový cyklus je rozdělen na 2 fáze – stojnou (uváděná také jako oporná) a švihovou. Během krokového cyklu dochází ke střídání fáze dvojí opory a fáze jednooporové. Přibližně v prvních [IC, postupné zatěžování (LR)] a posledních [předšvih (PSw)] 10 % stojné fáze jsou v kontaktu s podložkou obě dolní končetiny. V období středního stoje (MSt) a konečného stoje (TSt) (40 % cyklu) je jenom jedna končetina v kontaktu s podložkou (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Doba jednotlivých fází se liší s rychlostí chůze. Se zvyšující se rychlostí se švihová fáze úměrně prodlužuje a stojná fáze se zkracuje (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

Počáteční kontakt

Počáteční kontakt (0–2 % krokového cyklu) představuje okamžik zahájení stojné fáze krokového cyklu, během něhož dochází ke kontaktu nohy s podložkou, nejčastěji na laterálním okraji paty. Pata se stává středem otáčení. Vektor reakční síly podložky směřuje dozadu za hlezenní kloub. Hlezenní kloub je v dorzální flexi nebo neutrálním postavení, subtalární kloub se obvykle nachází v lehké supinaci. Pro ztlumení nárazu a zpomalení postupu tibie vpřed je zahájena okamžitá plantární flexe v hlezenním kloubu, kterou následuje pronace v kloubu subtalárním. Excentrická aktivita m. tibialis anterior, která byla započata již během švihové fáze, pohyb do plantární flexe zpomaluje. Kolenní kloub se na konci švihové fáze extenduje. Kontrolu této extenze zajišťuje aktivita

ischiokrurálních svalů. Před IC je koleno téměř v nulovém postavení, následně se opět flektuje. Kyčelní kloub se nachází téměř v maximální flexi, které bylo dosaženo v průběhu středního švihy (MSw). Po kontaktu paty začínají m. gluteus maximus a ischiokrurální svaly kyčel extendovat. Extenze kyčle pokračuje až do IC protilehlé končetiny (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka, Janura, & Vařeková, 2018; Whittle, 2007).

Postupné zatěžování

Po počátečním kontaktu následuje období postupného zatěžování (2–12 % krokového cyklu), které pokračuje do doby zvednutí protilehlé končetiny od podložky. Jeho součástí je první fáze dvojí opory. Středem otáčení je pata. Reakční síla podložky se rychle zvyšuje a její vektor prochází hlezenním kloubem. Těžiště těla je v této fázi stejně jako v PSw nejnižší. Dochází ke zpomalení pohybu, kdy je absorbován náraz při dopadu (Kirtley, 2006).

V polovině tohoto období dochází ke změně plantární flexe, která byla zahájena v okamžiku kontaktu paty s podložkou, do dorzální flexe. Zmíněná krátká plantární flexe, nazývaná také jako zhoupnutí paty (heel rocker), zachovává postup těla vpřed a absorbuje náraz. Plantární flexe je umožněna excentrickou kontrakcí m. tibialis anterior, dle Vařeky a Vařekové (2009) také m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus, a spolu s ní také pokračuje pronace subtalárního kloubu. Kolenní kloub z jeho téměř plné extenze přechází do flexe, která je brzděna excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris. Tento pohyb má za cíl taktéž absorpci nárazu. V kyčelním kloubu pokračuje extenze koncentrickou aktivitou extenzorů kyčle (m. gluteus maximus, ischiokrurální svaly) (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

Střední stoj

Střední stoj [dle Vařeky et al. (2018) období střední opory, 12–31 % krokového cyklu] představuje první polovinu fáze jedné opory, kdy je celé chodidlo v kontaktu s podložkou. Začíná zvednutím protilehlé končetiny od podložky, což má za následek přenos hmotnosti těla na předonoží, a končí odrazem stejnostranné paty. Střed otáčení se přesouvá na hlezenní kloub. Vektor reakční síly podložky se pohybuje směrem dopředu před hlezenní kloub, což má za následek vznik dorziflekčního momentu, jehož působení zpomaluje m. soleus. Tomuto mechanismu říkáme zhoupnutí v kotníku (ankle rocker) (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007). Těžiště těla zpomaluje, protože se dostává na svoji maximální výšku a přechází přes opěrnou bázi. (Kirtley, 2006).

Postup tibie vpřed přes fixovanou nohu k podložce vyvolává v hlezenním kloubu dorzální flexi zahájenou v období LR, v kloubu subtalárním následuje supinace. Kolenní kloub se nachází v maximální flexi během stojné fáze, následně se opět extenduje. Kyčelní kloub pokračuje v extenzi. Jakmile se protilehlá noha zvedne od podložky, dochází k lehkému poklesu pánve na straně švihové končetiny. Pozice pánve je udržována aktivitou abduktorů kyčle, zvláště m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

Konečný stoj

Druhou polovinu fáze jedné opory tvoří TSt [dle Vařecky et al. (2018) období aktivního odrazu, 31–50 % krokového cyklu]. Začíná odrazem stejnostranné paty a pokračuje do kontaktu podložky protilehlé nohy. Pohyb tibie vpřed brzdí excentrická aktivita plantárních flexorů mechanismem nazývaným zhoupnutí předonoží (forefoot rocker). Střed otáčení je posunut dále dopředu na hlavičky metatarzů (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007). V průběhu TSt se těžiště již dostalo před opěrnou bázi, zrychluje a klesá dolů směrem ke švihové končetině (Kirtley, 2006).

Hlezenní kloub pomalu pokračuje do maxima dorzální flexe, ve které setrvává do konce tohoto období. Následně je zahájena aktivní plantární flexe s relativní supinací v subtalárním kloubu. Pro stabilizaci hlezenního kloubu je aktivní m. triceps surae. Musculus flexor hallucis longus stabilizuje první metatarzofalangeální kloub. Kolenní kloub dosahuje téměř plné extenze, v závěru TSt se začíná opět flektovat. Kyčelní kloub dosáhl nulového postavení, pokračující postup do extenze brzdí m. iliopsoas. Pánev nadále vyžaduje stabilizaci aktivitou abduktorů kyčle (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

Předšvih

Předšvih [dle Vařecky et al. (2018) období pasivního odrazu, 50–62 % krokového cyklu] je konečné období stojné fáze a tedy druhá fáze dvojí opory. Začíná v okamžiku IC protilehlé nohy s podložkou a končí odrazem palce stejnostranné končetiny. Dále pokračuje přesun hmotnosti těla směrem na vnitřní část předonoží a palec, které slouží jako báze pro zrychlení dolní končetiny vpřed. Tento mechanismus se nazývá zhoupnutí palce (toe rocker). Vektor reakční síly podložky se pohybuje za kolenní kloub.

Na odlehčení končetiny reaguje hlezenní kloub aktivní plantární flexí koncentrickou aktivitou plantárních flexorů, které vykonávají pohyb těla vpřed během

stojné fáze chůze. Na plantární flexi navazuje supinace v subtalárním kloubu, relativní pronace transverzotarzálního kloubu. Sdružené pohyby nohy společně s plantární aponeurózou zpevňují transverzotarzální kloub a vytvářejí rigidní páku nohy pro lepší uplatnění lýtkových svalů. Kolenní kloub postupuje do flexe, jejíž rychlost kontroluje excentrická kontrakce m. rectus femoris. Kyčel dosahuje maximální extenze. Aktivitou m. adductor longus, primárního flexoru extendované kyčle, se začíná flektovat do neutrálního postavení (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007).

Počáteční švih

Počáteční švih (ISw) (62–75 % krokového cyklu) začíná odrazem palce a končí, když je švihová končetina na úrovni stojné. Náhlá dorzální flexe hlezenního kloubu zahajuje zvednutí nohy nad podložku koncentrickou aktivitou m. tibialis anterior, která však není úplná. Aktivita m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus zajišťuje uvolnění prstů od podložky. Na začátku švihové fáze brzdí nadměrnou flexi kolenního kloubu excentrická aktivita m. rectus femoris. Flexe kyčelního kloubu pokračuje aktivitou m. quadriceps femoris a m. adductor longus (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

Střední švih

Střední švih (75–87 % krokového cyklu) nastává, když švihová dolní končetina míjí stojnou, a končí vertikálním postavením tibie švihové dolní končetiny. Noha je horizontálně s podložkou a zůstává v lehké supinaci až do následujícího IC. Izometrická aktivita m. tibialis anterior udržuje dorzální flexi hlezna. Kolenní kloub se z maximální flexe extenduje. Postupem končetiny vpřed narůstá flexe kyčelního kloubu silnou kontrakcí m. iliopsoas (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

Konečný švih

Konečný švih představuje závěrečnou fázi švihu (87–100 % krokového cyklu) a tedy zpomalení postupu těla vpřed. Začíná v době, kdy je tibie vertikálně a končí kontaktem nohy s podložkou. Hlezenní kloub zůstává v dorzální flexi nebo neutrálním postavení aktivitou m. tibialis anterior. Maximální extenze kolenního kloubu bržděná excentrickou aktivitou ischiokrurálních svalů představuje přípravu končetiny na zahájení

stojné fáze dalšího krokového cyklu. Flexe v kyčelním kloubu mírně klesá (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

2.3.4 Základní úkoly během krokového cyklu

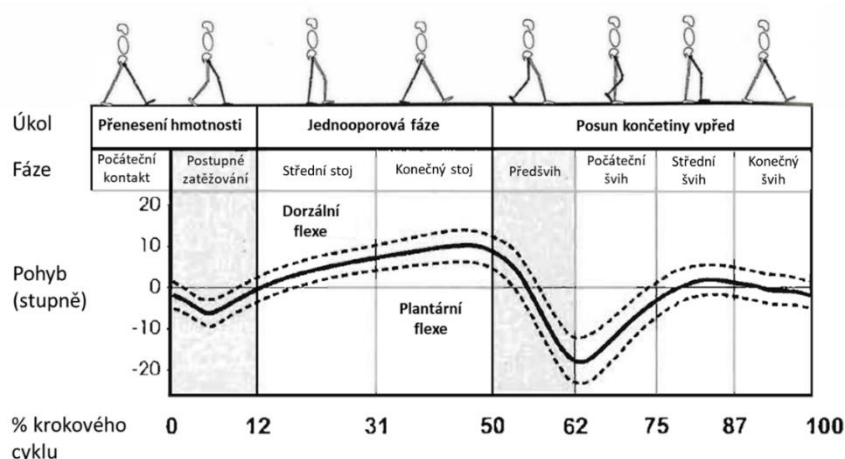
V průběhu chůze jsou řešeny tři základní úkoly. Prvním úkolem je přenos hmotnosti těla vpřed na končetinu, která právě dokončila švih a je nestabilní. Jedná se o nejnáročnější úkol během krokového cyklu, protože musí být splněny tři funkční požadavky a to absorpce nárazu, stabilizace dolní končetiny při zatěžování a udržení postupu těla vpřed. Tyto úkoly nastávají během IC a LR.

Druhým úkolem je zajištění jednooporové fáze stojné končetiny, která je zahájena ISw protilehlé končetiny a ukončena jejím opětovným kontaktem s podložkou, tedy po dobu celé švihové fáze protilehlé končetiny.

Posledním třetím úkolem je posun končetiny vpřed, který nastává v období PSw a pokračuje během celé švihové fáze chůze (Perry & Burnfield, 2010).

2.3.5 Kinematika hlezenního kloubu

Během krokového cyklu dochází v hlezenním kloubu ke střídání plantární a dorzální flexe s celkovým rozsah pohybu asi 25° . Přestože se nejedná o velký pohyb, ve stojné fázi je rozhodující pro tlumení nárazu a postup těla vpřed. Ve švihové fázi přispívá ke zvednutí nohy od podložky. Průběh úhlových změn v hlezenním kloubu během krokového cyklu je znázorněn na Obrázku 10.



Obrázek 10. Průběh úhlových změn v hlezenním kloubu během krokového cyklu (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010).

V okamžiku kontaktu nohy s podložkou je hlezenní kloub v neutrálním postavení nebo dorzální flexi. Kontakt paty s podložkou vyvolá plantární flexi, která pokračuje první polovinu LR do 5°. Dosažení plného kontaktu s podložkou je přerušeno pohybem směrem do dorzální flexe. Na konci LR se hlezenní kloub nachází opět v neutrálním postavení nebo mírné dorzální flexi.

Během MSt dochází k dorzální flexi dosahující 5°. Pata i předonoží jsou v kontaktu s podložkou, což poskytuje stabilitu pro posun působistě reakční síly podložky z paty na předonoží. V průběhu TSt pomalu pokračuje dorzální flexe hlezenního kloubu dosahující maxima 10° ve 45 % krokového cyklu. V této pozici zůstává až do posledních 5 % TSt, kdy se zvedá pata od podložky přibližně o 3,5 cm. V období PSw reaguje hlezenní kloub na odlehčení zadní končetiny plantární flexí 25° (z 10° dorzální flexe do 15° plantární flexe), což přispívá k počáteční rychlosti švihové nohy.

Pro zvednutí nohy od podložky při ISw zahajuje hlezenní kloub náhlou relativní dorzální flexi (5° plantární flexe v 73 % krokového cyklu). Následně je v období MSw dosažena dorzální flexe 2°. Na konci švihové fáze v období TSw se hlezenní kloub dostává zpět do neutrálního postavení, nicméně se můžeme setkat s nepatnou plantární flexí (2° ve 100 % krokového cyklu), což je obecně interpretováno jako příprava pro stoj (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

2.3.6 Kinematika kloubů nohy

Pohyb nohy v sagitální rovině je doplněn pohyby v rovině frontální i transversální. Mezi nejdůležitější klouby nohy během chůze patří kloub subtalární, jehož pohyby jsou významné především během stojné fáze chůze, protože ovlivňují zatěžování celé dolní končetiny (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Dále pohyby v transversotarzálním kloubu přispívají k tlumení nárazu při kontaktu předonoží. A pět kloubů metatarzofalangeálních, které dovolují nastavitelné prodloužení předonoží pro potřebu postupné stability (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

V okamžiku IC je subtalární kloub v mírné supinaci. Metatarzofalangeální klouby se nacházejí ve 25° dorzální flexi. Zatížení končetiny vyvolá pronaci 5°, čímž dojde k odemknutí transversotarzálního kloubu a oploštění podélné klenby umožňující přizpůsobení plosky nohy povrchu terénu (Dungl, 2014; Vařeka et al., 2018). Pronace v subtalárním kloubu vyvolá addukci talu, vnitřní rotaci tibie a flexi kolenního kloubu. Tyto sdružené pohyby vedou k tlumení nárazu při došlapu (Vařeka & Vařeková, 2009).

Vzhledem k výrazně pronujícímu zánoží dochází k relativní supinace předonoží. Prsty klesají směrem k neutrálnímu postavení. Toto postavení nohy zůstává relativně nezměněno během jednooporové fáze. V jejím závěru, jakmile se začne zvedat pata od podložky, dochází v subtalárním kloubu k relativní supinaci (2° pronace). Následuje relativní pronace v transversotarzálním kloubu (Perry & Burnfield, 2010), která kloub uzamkne, čímž zvyšuje stabilitu nohy (Dungl, 2014; Valmassy, 1995). Noha se tak stává pevnou stabilní pákou, kterou lze využít pro odraz (Vařeka & Vařeková, 2009). Na tuto situaci reagují také metatarzofalangeální klouby dorzální flexí (21°), která v období P_{Sw} dosahuje 55° .

Během P_{Sw} se subtalární kloub dostává do mírné supinace a relativní pronace v transversotarzálním kloubu, kterou si s nepatrnou změnou udržují během celé švihové fáze. V průběhu I_{Sw} a M_{Sw} jsou již prsty jenom v lehké dorzální flexi. Na konci T_{Sw} před počátečním kontaktem se subtalární kloub nachází v supinaci, také metatarzofalangeální klouby se připravují na kontakt s podložkou zvyšující se dorzální flexí (Perry & Burnfield, 2010).

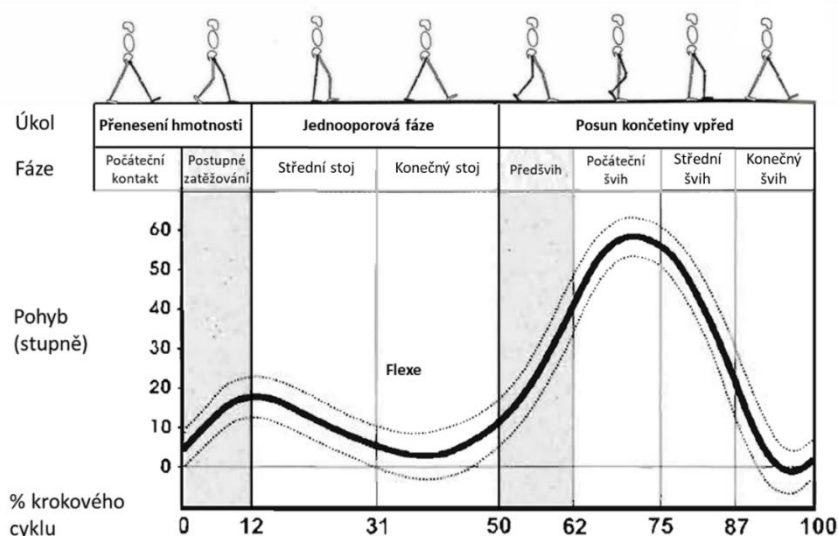
2.3.7 *Kinematika kolenního kloubu*

Pohyb kolenního kloubu během chůze představuje střídání menšího či většího stupně flexe v průběhu celého pohybu 5° – 60° . První maximum (20° flexe) nastává v přechodu mezi LR a M_{St}, jehož cílem je absorpce nárazu, a tedy snížení tlaku na zatěžovanou končetinu. Pozdější maximum (60° flexe) nastává během I_{Sw}. Průběh úhlových změn v kolenním kloubu během krokového cyklu je znázorněn na Obrázku 11.

V okamžiku kontaktu paty s podložkou je koleno v mírné flexi kolem 5° . Na začátku LR dochází k rychlé flexi kolene společně s vnitřní rotací tibie po celou dobu přenosu hmotnosti těla na stojnou dolní končetinu. Rychlost flexe v tuto dobu se téměř rovná rychlosti během švihu. Na konci LR (12 % krokového cyklu) dosahuje flexe kolene 20° . Kloub je maximálně zatížen. Vnitřní rotace tibie dosahuje 4° – 8° . Během LR je flexe kolene významně ovlivněna rychlostí chůze.

Na začátku M_{St} se koleno začíná ihned extendovat. Rychlost pohybu je poloviční v porovnání s předchozí flexí. Během první poloviny T_{St} pohyb pokračuje směrem do extenze. Společně s extenzí kolene dochází k zevní rotaci tibie. Minimum flexe krokového cyklu (průměrně 5°) je dosaženo v polovině T_{St} (39 % krokového cyklu). Přetrvává pouze na krátkou dobu. Následně se koleno znovu flektuje společně s vnitřní

rotací tibie. Na konci TSt v době, kdy protilehlá končetina kontaktuje podložku, dosahuje koleno flexe 10° . Na začátku fáze dvojí opory (PSw) flexe kolene rychle roste a dosahuje až 40° (62 % krokového cyklu), která zvedá chodidlo nad podložku.

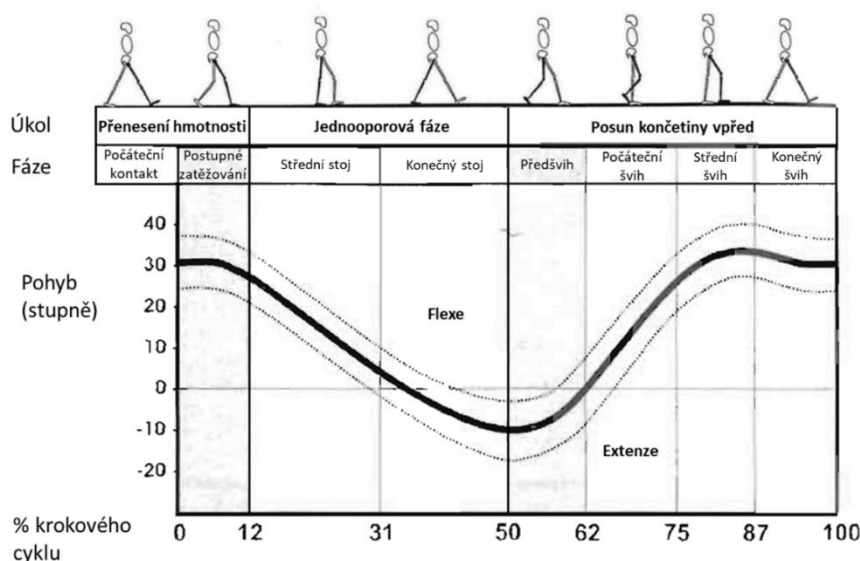


Obrázek 11. Průběh úhlových změn v kolenním kloubu během krokového cyklu (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010).

Stejnou rychlostí pokračuje pohyb kolene během ISw až do doby, kdy je švihová noha na úrovni stojné. V tuto chvíli je dosaženo flexe kolene 60° . Během MSw a TSw se koleno začíná extendovat až do konečného postavení na konci TSw, které je průměrně 5° flexe. Tato relativní extenze dokončuje krok a připravuje končetinu na stojnou fázi (Perry & Burnfield, 2010).

2.3.8 Kinematika kyčelního kloubu

Kyčelní kloub se v průběhu krokového cyklu pohybuje do extenze ve stojné fázi s maximem 20° během TSt a do flexe ve švihové fázi s maximem 25° během MSw. Průběh změn úhlu v kyčelním kloubu v sagitální rovině je popisován úhlem, který v sagitální rovině svírá stehno s vertikální linií. Pro normální chůzi se odečte průměrně 10° ventrální flexe pánve z měření kyčle. Pánev je považována za samostatný segment. Pro klinickou praxi je velmi důležité oddělit pohyb stehna od pohybu pánve, protože reagují odlišně na různé patologie, které mění schopnost pacienta chodit. Průběh úhlových změn v kyčelním kloubu během krokového cyklu je znázorněn na Obrázku 12.



Obrázek 12. Průběh úhlových změn v kyčelním kloubu během krokového cyklu (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010).

Při IC je kyčelní kloub ve flexi 20° a v neutrálním postavení v rovině frontální. Během LR se jeho postavení relativně nemění ($17\text{--}18^\circ$ flexe). Na konci LR se kyčel nachází v 10° addukci. Na začátku MSt se postupně extenduje, až do neutrálního postavení ve 27 % krokového cyklu. V průběhu TSt extenze kyčle pokračuje stejnou rychlostí, dokud nedosáhne maxima 20° zdánlivé hyperextenze v době, kdy protilehlá noha kontaktuje podložku (50 % krokového cyklu). Zdánlivá hyperextenze z důvodu, že kyčel normálně dosahuje ne více než poloviny tohoto rozsahu pohybu. Jedná se tedy o tři vzájemné anatomické pohyby, které nastávají na konci TSt. Patří sem plná extenze kyčle, ventrální flexe (3° až 7°) a zevní rotace (5°) pánve. Během PSw se začíná kyčel flektovat a na konci této fáze se zdánlivá hyperextenze sníží na 10° .

Během období PSw (v 56 % krokového cyklu) se kyčel nachází v neutrálním postavení ve frontální rovině. Maxima 5° abdukce dosahuje kyčel krátce po odrazu palce (65 % krokového cyklu), následně se vrací do neutrálního postavení, ve kterém je po zbytek švihové fáze. Pohyb směrem do flexe pokračuje během prvních dvou fází švihu (ISw, MSw) až do svého maxima 25° . Během TSw dochází k nepatrné extenzi. Konečná pozice kyčle před IC je 20° flexe.

Během krokového cyklu dochází v kyčelním kloubu také k mírné rotaci (v průměru asi 8°). Když je tento pohyb zvýšen o pohyb pánve ($7,7^\circ$) činí celková rotace kyčle asi 15° . Vrcholu vnitřní rotace dosahuje kyčel na konci LR, vrcholu zevní rotace na začátku ISw (Perry & Burnfield, 2010).

2.3.9 Kinematika pánve

Pánev se během krokového cyklu pohybuje asynchronně ve všech 3 rovinách – náklon pánve v rovině sagitální, úklon v rovině frontální, rotace v rovině transverzální. Celkový pohyb je malý, avšak reprezentující nepřetržité posturální změny.

Anatomické postavení pánve v sagitální rovině je 10° ventrální flexe (viz výše). Během chůze se tento náklon zvyšuje o další 4° . Relativní náklon pánve směrem dozadu na stojné dolní končetině nastává časně v průběhu jednooporové fáze, když trup zaujímá napřímené postavení nad stojnou nohou a znovu během ISw, když protilehlá končetina vstoupí do časně jednooporové fáze. Naopak pánev se naklání ventrálně během TSw reakcí na náklon trupu vpřed a znovu během TSt, když stojná dolní končetina dosahuje maximální extenzi v kyčelním kloubu.

Během přenosu hmotnosti těla na stojnou končetinu poklesne protilehlá strana pánve průměrně o 4° ve frontální rovině. Stejný pokles stejnostranné pánve nastává během PSw (Perry & Burnfield, 2010).

V transverzální rovině pánev dosahuje maximální vnitřní rotaci 5° na straně stojné dolní končetiny (pohyb stejnostranné pánve vpřed) v období TSw a v okamžiku IC. Během MSt se pánev vrací do neutrálního postavení (0°) a následuje pohyb do zevní rotace (pohyb stejnostranné pánve dozadu), jejíž maximum 5° je dosaženo v období TSt. V průběhu švihové fáze se opět vrací do neutrálního postavení, kde se nachází v období MSw, aby v období TSw byla zase ve vnitřní rotaci (Dungl, 2014; Perry & Burnfield, 2010).

Rotaci pánve doprovází rotace trupu kolem vertikální osy v opačném směru. Průměrný celkový pohyb trupu je 7° (Whittle, 2007).

2.3.10 Pohyb těžiště těla při chůzi

Těžiště těla člověka (působíště tíhové síly) je ve stoji lokalizováno v pánvi, přibližně v úrovni druhého křížového obratle nebo v 55 % výšky těla nad zemí (Kirtley, 2006).

Při chůzi se tělo chová jako obrácené kyvadlo. Těžiště během každé fáze dvojí opory klesá, během každé jednooporové fáze stoupá. Amplituda pohybu těžiště je úměrná délce kroku a má tendenci se zvyšovat s rychlostí chůze (Kirtley, 2006). Představuje významný faktor pro provedení energeticky úsporného pohybu (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015; Perry & Burnfield, 2010). Velikost výchylek

těžiště během chůze je minimalizována četnými malými posturálními změnami v oblasti pánve (rotace, úklon), kolenního a hlezenního kloubu (Perry & Burnfield, 2010).

V průběhu fyziologické chůze opisuje těžiště těla trajektorii ve tvaru plynulé sinusoidy ve vertikální a horizontální rovině (Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010). V anteroposteriorním směru pohyb těžiště zrychluje v okamžiku, kdy je švihová končetina krátce po odrazu palce, a zpomaluje v počátku jednooporové fáze. V transverzální rovině má posun těžiště dvojnásobnou velikost periody ve srovnání s vertikálním posunem (Kirtley, 2006). Dle Perry a Burnfield (2010) je amplituda vertikálního posunu těžiště průměrně $3,2 \pm 0,8$ cm, v mediolaterálním směru v průměru $3,5 \pm 0,9$ cm. Dungl (2014) uvádí amplitudu vertikálního kolísání těžiště asi 5 cm. Perry a Burnfield (2010) upozorňují, že tyto hodnoty se mohou lišit v závislosti na rychlosti chůze, pohlaví a tělesné konstituci.

2.3.11 Dynamická analýza chůze

Biomechanická analýza chůze využívá různé výzkumné metody. V naší práci jsme se zaměřili na dynamickou analýzu chůze, která se zabývá měřením sil a veličin z těchto sil odvozených.

Měření reakční síly

Základním přístrojem sloužícím pro měření reakční síly podložky (ground reaction force, GRF) je silová plošina. Vektor GRF je určen pomocí devíti parametrů, mezi které patří tři navzájem kolmé složky vektoru GRF (vertikální, mediolaterální, anteroposteriorní), tři souřadnice x, y, z popisující působíště vektoru GRF (centre of pressure, COP) a tři vzájemně kolmé momenty síly (M_x , M_y , M_z), které jsou určeny vzhledem k počátku souřadné soustavy plošiny (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012). Silové plošiny fungují na bázi 3–4 piezoelektrických nebo tenzometrických senzorů, které jsou umístěny v rozích plošiny (Bizovská, Janura, Míková, & Svoboda, 2017).

Pro testování chůze pomocí silových plošin se většinou využívají alespoň dvě silové plošiny řazené v sérii za sebou. Pro minimalizaci rušivých vlivů při měření a z toho plynoucí možnost přirozeného provedení chůze, jsou plošiny zabudovány do několikametrového chodníku nejlépe stejného povrchu a barvy (Janura et al., 2012). V průběhu chůze je možné ze silových plošin získat dvě základní charakteristiky,

a to záznam složek GRF v průběhu stejné fáze krokového cyklu a trajektorii pohybu COP (Bizovská et al., 2017).

Vertikální složka GRF (vGRF) se vyznačuje dvěma maximy (Obrázek 14). První maximum nastává kolem 20 % celkové doby trvání stejné fáze chůze a souvisí s přenosem zatížení během období LR. Druhé maximum nastává kolem 80 % celkové doby trvání stejné fáze chůze, kdy dochází k aktivní propulzi v období TSt. Obě maxima dosahují normálních hodnot v rozmezí 110–120 % tíhové síly měřeného jedince. Přibližně v polovině stejné fáze, mezi oběma maximy, se velikost vGRF sníží na 80–90 % tíhové síly. K tomuto minimu dochází v období MSt, kdy je chodidlo plně v kontaktu s podložkou. Minimum vGRF by se mělo vyskytovat přibližně ve stejném okamžiku jako přechod ze záporných do kladných hodnot anteroposteriorní složky GRF (apGRF) (Richards, 2018; Bizovská et al., 2017).

Anteroposteriorní složka GRF se vyznačuje dvěma specifickými fázemi (Obrázek 14). Decelerační fáze nastává při brždění v období LR a apGRF má posteriorní (záporný) směr. Akcelerační fáze nastává při zvednutí paty v období TSt a apGRF má anteriorní (kladný) směr. Při přechodu ze záporné do kladné fáze v období MSt je síla apGRF nulová. Obvykle nastává v 55 % stejné fáze a přibližně odpovídá minimu vGRF. Obě maxima (v decelerační fázi i v akcelerační fázi) normálně dosahují velikosti přibližně 20 % tíhové síly, v závislosti na rychlosti chůze (Bizovská et al., 2017; Richards, 2018).

Noha se obecně pohybuje ze supinační pozice do pronační. Mediolaterální složka GRF během stejné fáze krokového cyklu běžně dosahuje maximum mediální síly mezi 5–10 % tíhové síly. Maximální laterální síla by měla být obecně nižší, než mediální maximum (Obrázek 14). Vysoká variabilita této složky GRF vede k méně častému využití během analýzy chůze (Bizovská et al., 2017; Richards, 2018; Vaverka, Elfmark, Svoboda, & Janura, 2015).

Jednotlivé složky GRF nám mohou dát informace o funkčních souvislostech celé dolní končetiny během kontaktu nohy s podložkou a během přenosu zatížení na chodidlo (Richards, 2018).

Dynamická plantografie

Dynamická plantografie je metoda měření rozložení tlaku pod ploškou nohy a jeho změn v čase, zpravidla při chůzi. Základním měřicím zařízením dynamické plantografie je tlaková plošina. Měřicí plošina je sestavena z několika vrstev. Svrchní vrstva, která je

vystavena přímému kontaktu. Střední vrstva obsahující vlastní (kapacitní nebo tenzometrické) senzory, které jsou s definovanou hustotou rozloženy po celé ploše tlakové plošiny. Hustota senzorů je specifická pro výrobce a typ plošiny. Poslední spodní vrstva chrání měřicí vrstvy. Šířka měřících plošin je obvykle kolem 40 cm, avšak vlastní měřicí plocha se senzory je vždy o něco menší než celková plocha měřicí plošiny. Délka plošin kolísá mezi 0,5–2 metry (Janura et al., 2012).

Pro testování chůze s využitím tlakových plošin je měřicí plošina, stejně jako silové plošiny, zabudována do středu chodníku délky několik metrů. Primárním výstupem je velikost a rozložení tlaku pod ploskou nohy ve stejné fázi krokového cyklu, trajektorie COP a průběh celkové vertikální síly (Bizovská et al., 2017; Janura et al., 2012). Výhoda dynamické plantografie je v tom, že na rozdíl od silových plošin umožňuje zkoumat dílčí tlaky pod jednotlivými oblastmi chodidla (Bizovská et al., 2017; Janura et al., 2012; Whittle, 2007). Měření tlaku na kontaktu plosky nohy s podložkou je velmi důležité, protože nadměrný tlak může způsobit poškození tkáně, což je důležité nejenom v prevenci vzniku zranění, ale i při jeho léčbě (Richards, 2018).

Tlakové působení v oblasti nohy

V klidném stoji je zatížení nohy rovnoměrně rozloženo mezi zánoží a předonoží. Přibližně polovina působícího tlaku spočívá na patě, druhá část se pak dělí mezi hlavičky prvního a pátého metatarzu. Zatížení mediálního paprsku je vyšší (1/3 celkového tlakového zatížení), než laterálního (1/6 celkového tlakového zatížení) (Kapandji, 2002). Dungl (2014) uvádí, že zatížení předonoží je ve stoji menší, než zatížení paty.

V průběhu chůze se tlakové působení mění s ohledem na to, jaká část nohy je v danou chvíli v kontaktu s podložkou. Kontakt plosky nohy s podložkou nastává v pořadí pata, pata spolu s předonožím a předonoží. Poslední oblastí předonoží v kontaktu s podložkou jsou první metatarz a palec.

Stojná fáze krokového cyklu je běžně zahájena kontaktem paty s podložkou. Pata je v tomto okamžiku jediným kontaktem během období LR trvající prvních 6–12 % krokového cyklu. Následně se do kontaktu s podložkou dostává předonoží. Současný kontakt s podložkou v oblasti paty a předonoží během období MSt trvá přibližně 20 % krokového cyklu. Způsob jakým dojde ke kontaktu předonoží s podložkou je variabilní. Nejčastěji jako první kontaktuje podložku hlavička pátého metatarzu (71 %), dále celé předonoží (22 %) a nejméně časté je zahájení kontaktu předonoží hlavičkou prvního metatarzu (8 %). Bez ohledu na způsob kontaktu předonoží jsou všechny paprsky nohy

do tohoto kontaktu zahrnutý. Poslední studie ukazují rychlý postup zatížení z laterální strany nohy (hlavička pátého a čtvrtého metatarzu) na mediální stranu (hlavička prvního metatarzu). Zvednutí paty od podložky změní způsob kontaktu nohy směrem k předonoží, což nastává v 31 % krokového cyklu v období TSt (předonoží a prsty) a přetrvává až do konce stojné fáze do období PSw, kdy už je v kontaktu s podložkou pouze mediální část předonoží. Kontakt palce s podložkou je velmi variabilní. Palec představuje poslední segment, který se zvedá od podložky na konci stojné fáze, avšak za normální se také považuje současné odlepení prvního metatarzu a palce od podložky (Perry & Burnfield, 2010).

Centre of pressure

Centre of pressure (COP) je označení pro působíště vektoru reakční síly podložky. Představuje vážený průměr všech tlaků působících na kontaktní plochu (Bizovská et al., 2017). Jeho poloha se mění během chůze ze zánoží při kontaktu nohy s podložkou, směrem k předonoží v době zvednutí nohy od podložky. Složením záznamů pohybu COP v anteroposteriorním a mediolaterálním směru v průběhu stojné fáze chůze získáme trajektorii COP (Richards, 2018).

Trajektorie COP má během ideální chůze tvar esovitě zvlněné křivky. Začíná v oblasti laterální paty při počátečním kontaktu s podložkou, následně se krátce vychýlí mediálním směrem. Poté se COP pohybuje delší dobu podél laterální hrany chodidla nohy, až se dostává k hlavičkám metatarzů. V období TSt a PSw se COP pohybuje směrem k mediální části chodidla do oblasti hlaviček prvního a druhého metatarzu až k palci (Kirtley, 2006; Richards, 2018). Výchylky od výše popsané trajektorie COP mohou být využity k rozpoznání patologií (Richards, 2018). Když noha během chůze pronuje, COP směřuje mediálně, zatímco během supinace se přesouvá laterálně (Kirtley, 2006).

V průběhu stojné fáze chůze trajektorie COP obvykle 3x protne osu chodidla. K prvnímu protnutí dochází přibližně v polovině období LR (10 % stojné fáze) směrem mediálním, k dalšímu při přechodu z období MSt do období TSt (okolo 50 % stojné fáze) směrem laterálním. Naposled trajektorie COP protne osu chodidla směrem mediálním asi v polovině TSt (kolem 70–75 % stojné fáze) (Segel & Crawford, 2014).

Je podstatné si uvědomit, že hodnota COP je průměrná, a proto jeho lokalizace nemusí nutně korelovat s maximálně zatíženou oblastí nohy. Dle Janury et al. (2012) je při použití tlakových plošin COP vypočteno z aktuální distribuce tlaku v dané ploše,

což může v některých případech způsobit nepatrně odlišné výsledky v porovnání s použitím silových plošin. Analýza trajektorie COP nám dává informaci o způsobu zatěžování nohy a o stabilitě jedince při chůzi (Richards, 2018).

3 Cíle a hypotézy

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem dizertační práce je posouzení vlivu profesionálního baletního tance na zatížení nohy ve stojné fázi chůze.

3.2 Dílčí cíle

1. Provést dynamickou analýzu stojné fáze chůze u baletních tanečníků a kontrolní skupiny.
2. Analyzovat a interpretovat rozdíly ve sledovaných kinetických parametrech při odvalu chodidla mezi baletními tanečníky a kontrolní skupinou.
3. Posoudit vliv pohlaví na sledované kinetické parametry ve stojné fázi chůze.
4. Posoudit vliv rehabilitační intervence u baletních tanečníků.
5. Posoudit vliv dominance dolních končetin na sledované kinetické parametry ve stojné fázi chůze u baletních tanečníků.
6. Posoudit vybrané kineziologické parametry a jejich působení na sledované kinetické parametry ve stojné fázi chůze.

3.3 Hypotézy – Studie I

H₀₁: Způsob zatížení chodidla se v průběhu stojné fáze krokového cyklu u mužů a žen neliší.

A) u profesionálních baletních tanečníků; B) u kontrolní skupiny

H₀₂: Způsob zatížení chodidla se v průběhu stojné fáze krokového cyklu u baletních tanečníků a kontrolní skupiny neliší.

A) u skupiny žen; B) u skupiny mužů

H₀₃: Trajektorie působení reakční síly podložky při odvalu chodidla se v průběhu stojné fáze krokového cyklu u mužů a žen neliší.

A) u profesionálních baletních tanečníků; B) u kontrolní skupiny

- H₀₄: Trajektorie působíště reakční síly podložky při odvalu chodidla se v průběhu stejné fáze krokového cyklu u baletních tanečníků a kontrolní skupiny neliší.
A) u skupiny žen; B) u skupiny mužů
- H₀₅: Časové parametry průběhu reakční síly podložky ve stejné fázi krokového cyklu se u žen a mužů neliší.
A) u profesionálních baletních tanečníků; B) u kontrolní skupiny
- H₀₆: Časové parametry průběhu reakční síly podložky ve stejné fázi krokového cyklu se u baletních tanečníků a kontrolní skupiny neliší.
A) u skupiny žen; B) u skupiny mužů
- H₀₇: Velikost reakční síly podložky se v průběhu stejné fáze krokového cyklu u žen a mužů neliší.
A) u profesionálních baletních tanečníků; B) u kontrolní skupiny
- H₀₈: Velikost reakční síly podložky se v průběhu stejné fáze krokového cyklu u baletních tanečníků a kontrolní skupiny neliší.
A) u skupiny žen; B) u skupiny mužů

3.4 Hypotézy – Studie II

- H₉: Rehabilitační intervence má vliv na způsob zatížení chodidla v průběhu stejné fáze krokového cyklu u baletních tanečníků.
A) na dominantní DK; B) na nedominantní DK
- H₁₀: Rehabilitační intervence má vliv na trajektorii působíště reakční síly podložky při odvalu chodidla u baletních tanečníků.
A) na dominantní DK; B) na nedominantní DK
- H₁₁: Rehabilitační intervence má vliv na časové parametry průběhu reakční síly podložky ve stejné fázi krokového cyklu u baletních tanečníků.
A) na dominantní DK; B) na nedominantní DK
- H₁₂: Rehabilitační intervence má vliv na velikost reakční síly podložky v průběhu stejné fáze krokového cyklu u baletních tanečníků
A) na dominantní DK; B) na nedominantní DK

4 Metodika práce

Dizertační práce byla zpracována se souhlasem etické komise Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 1).

4.1 Studie I

Tato studie byla zaměřena na vliv profesionálního tance na zatížení nohy ve stojné fázi chůze.

4.1.1 Výzkumný soubor

Výzkumu se zúčastnilo 71 probandů, z toho 38 baletních tanečnicků souboru Národního divadla v Brně (15 mužů, 23 žen) a 33 studentů a zaměstnanců Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (14 mužů, 19 žen), kteří tvořili kontrolní skupinu. Základní antropometrické charakteristiky měřených souborů jsou uvedeny v Tabulce 1. Všichni účastníci výzkumu byli předem seznámeni s průběhem a podmínkami výzkumu a podepsali informovaný souhlas s anonymním použitím získaných dat pro výzkumné účely (Příloha 2). Baletním tanečnickům jsme předložili k vyplnění anketu (Příloha 3), která nám poskytla informace o baletním tréninku, kariéře a zdravotním stavu baletních tanečnicků. Tanečníci byli do studie vybráni podle předem stanovených kritérií, kterými bylo (1) dosažení profesionální úrovně v baletním tanci; (2) absence významných patologických stavů muskuloskeletálního systému, které by způsobily pracovní neschopnost tanečníka 6 měsíců před zahájením výzkumu; (3) absence operačních zákroků na páteři, pánvi a dolních končetinách. Kritériem pro zařazení do kontrolní skupiny bylo neprovozování sportu na vrcholové úrovni a stejně jako u experimentální skupiny absence významných patologií a chirurgických zákroků páteře, pánve a dolních končetin.

Technické problémy při měření a vyhodnocení dat byly důvodem vyřazení 5 baletních tanečnicků (2 muži, 3 ženy) pro měření na tlakové plošině a 4 probandů (2 muži tanečníci, 2 muži z kontrolní skupiny) pro měření na silových plošinách.

Tabulka 1 Základní antropometrické charakteristiky měřených souborů ($M \pm SD$)
– Studie I

	Muži			Ženy		
	BT	KS	p	BT	KS	p
Věk (roky)	25,0 ± 5,7	24,8 ± 2,2	0,303	25,4 ± 4,7	23,3 ± 2,3	0,274
Výška (cm)	175,9 ± 5,3	181,1 ± 6,0	0,027	164,1 ± 4,1	165,2 ± 6,1	0,899
Hmotnost (kg)	68,8 ± 5,9	77,9 ± 7,8	0,002	49,6 ± 4,2	58,8 ± 6,3	< 0,001
BMI ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-2}$)	22,2 ± 1,4	23,7 ± 1,9	0,028	18,4 ± 1,3	21,6 ± 2,7	< 0,001
Velikost nohy	8,1 ± 0,9	9,1 ± 1,2	0,017	4,5 ± 0,9	5,3 ± 1,2	0,021
[délka nohy (cm)]	26,1 ± 0,8	27,1 ± 1,2	0,017	23,2 ± 0,7	23,8 ± 1,0	0,024

Poznámka: M – aritmetický průměr; SD – směrodatná odchylka; BT – baletní tanečníci; KS – kontrolní skupina; p – hladina pravděpodobnosti.

4.1.2 Použité metody a přístrojové vybavení

Dynamická plantografie – systém FootScan®

Pro analýzu velikosti a rozložení tlaků na chodidlo v průběhu stejné fáze krokového cyklu a pro záznam trajektorie COP byla použita plantografická plošina FootScan® (RSscan International, Olen, Belgie) délky 2 m, s pracovní plochou 1 952 x 325 mm, hustotou senzorů 2,6 senzoru na 1 cm^2 a frekvencí snímání 126 Hz. Pro měření a následné zpracování naměřených dat byl použit software FootScan Gait (verze 7.97).

Piezoelektrické plošiny Kistler

K měření reakční síly na kontaktu nohy s podložkou ve stejné fázi krokového cyklu byly použity dvě piezoelektrické plošiny Kistler 9286AA (Kistler typ Instrumente, Winterthur, Švýcarsko) se sběrnou frekvencí 200 Hz, každá o rozměrech 600 x 400 x 35 mm. Vzhledem k měření na dvou plošinách bylo možné posuzovat dolní končetiny zvlášť. Pro zaznamenání a přenos dat z plošin do počítače byl použit program BioWare (verze 4, Kistler Instrumente, Winterthur, Švýcarsko).

4.1.3 Průběh měření

Výzkumné měření probíhalo v červnu 2013 v Národním divadle v Brně a v listopadu 2013 na FTK UP v Olomouci v laboratoři Katedry přírodních věd v kinantropologii. Ve všech prostorách, které byly využity pro měření, byl zajištěn dostatečný prostor pro chůzi s minimem rušivých faktorů.

Dynamická plantografie – systém FootScan®

Tlaková plošina FootScan byla umístěna do středu chodníku o celkové délce asi 8 m tak, že její povrch byl ve stejné rovině jako povrch chodníku. Tím byly vytvořeny podmínky pro plynulé provedení chůze přirozenou rychlostí. Na začátku samotného měření bylo účastníkům výzkumu umožněno provedení individuálního počtu zkušebních pokusů, po kterých následovalo vlastní měření. Analýza chůze probíhala naboso. Během měření bylo nasnímano 10 pokusů chůze.

Piezoelektrické plošiny Kistler

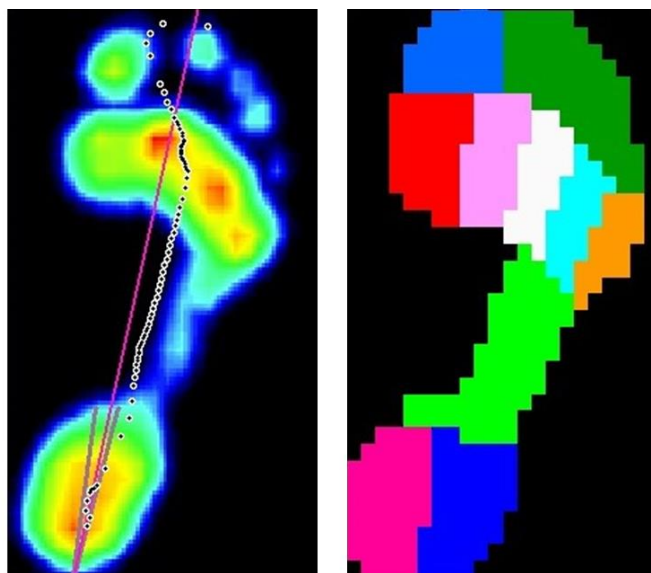
Pro zajištění provedení plynulé chůze bez omezení byly plošiny zasazeny do dřevěného chodníku takovým způsobem, aby jeho rovina splývala s rovinou plošin. Celková délka chodníku byla asi 5 metrů. Testování bylo zahájeno zkušebními pokusy, které sloužily pro seznámení se s podmínkami měření a pro individuální označení místa, ve kterém došlo k zahájení chůze přirozenou rychlostí se správným došlapem na silové plošiny. Toto označení bylo nezbytné k tomu, aby se účastník měření během chůze nemusel soustředit na délku kroku a došlápnul na obě plošiny celou ploskou. Aby byl daný pokus uznán jako platný, bylo potřeba splnit následující kritéria: (1) odpovídající dolní končetina musela vkročit na odpovídající plošinu (pravá dolní končetina na pravou plošinu, levá na levou), (2) na příslušnou plošinu muselo došlápnout celé chodidlo (bez přešlapu anebo nedošlapu). Následovalo vlastní měření. Analýza chůze probíhala naboso. Během měření bylo nasnímano 10 pokusů chůze.

4.1.4 Zpracování a vyhodnocení dat, měřené parametry*Dynamická plantografie – systém FootScan®*

V průběhu stejné fáze krokového cyklu byl pomocí tlakové plošiny FootScan® zaznamenán průběh tlaků na kontaktu chodidla s podložkou. V rámci analýzy byl u každého probanda zpracován jeden krokový cyklus z posledních 5 platných pokusů. Pro měření a následné zpracování naměřených dat byl použit software FootScan gait (verze 7.97), ve kterém bylo chodidlo automaticky rozděleno na 10 anatomických oblastí (Obrázek 13) – oblast mediální (HM) a laterální paty (HL), středonoží (MF), I.–V. metatarz (každý zvlášť) (M1–M5), II.–V. prst (dohromady) (T2–T5) a palec (T1). Následně jsme data exportovali do programu Microsoft Office Excel. Pro určení velikosti a průběhu zatížení byly vybrány tyto parametry:

- relativní doba kontaktu dané oblasti chodidla vzhledem k době trvání stojné fáze chůze (Contact [%]),
- hodnota maximálního tlaku v dané oblasti (maxP [$\text{N}\cdot\text{cm}^{-2}$]),
- relativní doba dosažení hodnoty maximálního tlaku v dané oblasti vzhledem k trvání stojné fáze chůze (t maxP [%]),
- velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy v dané oblasti (Impuls [$\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{cm}^{-2}$]).

Tyto parametry byly vypočítány pro každou ze sledovaných oblastí chodidla. Výpočty byly provedeny pro každou dolní končetinu zvlášť. Před statistickým zpracováním byly výsledky pro každého jedince zprůměrovány.



Obrázek 13. Snímek záznamu z plantografické plošiny FootScan®: vlevo – ploska nohy se záznamem trajektorie COP, vpravo – rozdělení plosky nohy na 10 anatomických oblastí.

Pro analýzu trajektorie COP (Obrázek 13) byl u každého probanda zpracován jeden krokový cyklus u posledních 5 platných pokusů. S využitím software FootScan 7 gait 2nd generation (verze 7.97) byly následně vypočítány tyto parametry:

- maximální výchylka COP od osy chodidla v laterální směru (Lat [% délky nohy]),
- maximální výchylka COP od osy chodidla v mediálním směru (Med [% délky nohy]).

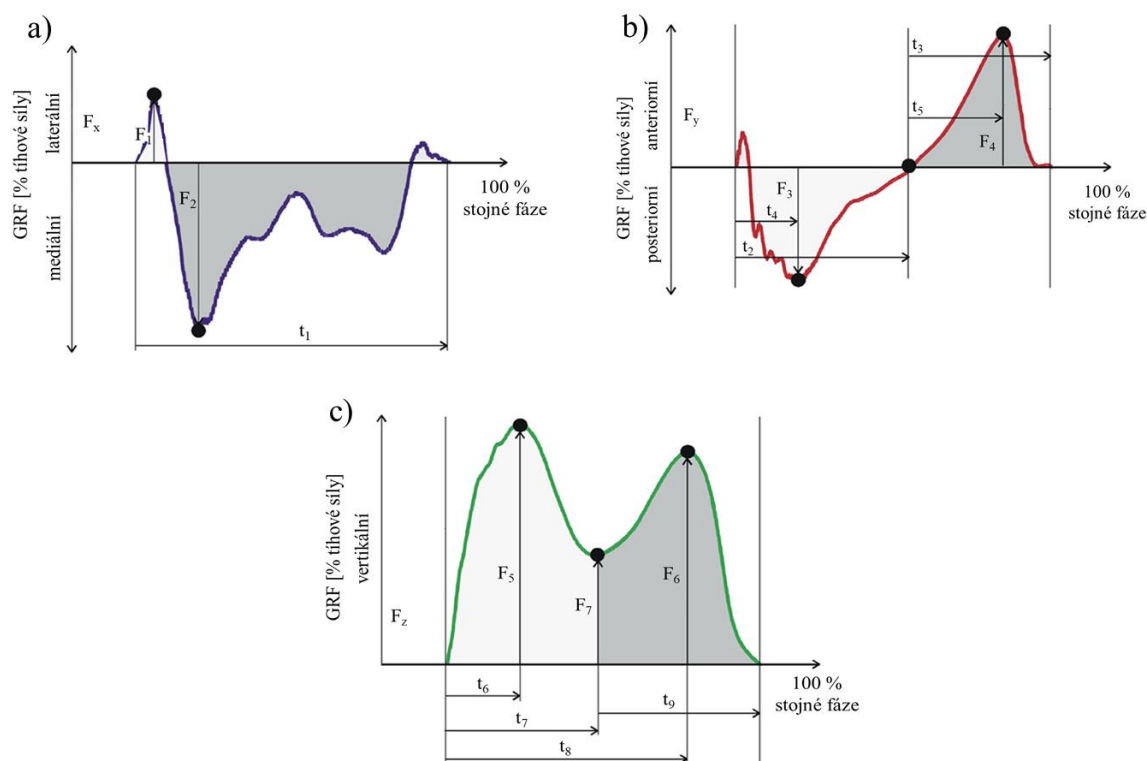
Ze získaných dat byly následně dopočítány v programu Microsoft Office Excel:

- rozsah pohybu COP v mediolaterálním směru (Range [% délky nohy]),
- variabilita parametrů
 - směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v mediolaterálním směru (SD_x [% délky nohy]),
 - směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru (SD_y [% délky nohy]),
- rychlostní parametry pohybu COP
 - rychlost výchylky COP v mediolaterálním směru (V_x [% délky nohy/s]),
 - rychlost výchylky COP v anteroposteriorním směru (V_y [% délky nohy/s]),
 - celková rychlost COP (V [% délky nohy/s]).

Všechna takto získaná data byla následně přepočítána ve vztahu k délce nohy [(parametr polohy (rychlosti) COP/délka nohy) * 100 %] (Resende, Pinheiro, & Ocarino, 2019). Výpočty byly provedeny pro každou dolní končetinu zvlášť. Před statistickým zpracováním byly výsledky jednotlivých pokusů pro každého jedince zprůměrovány.

Piezoelektrické plošiny Kistler

Během zpracování dat bylo pro analýzu chůze použito posledních 5 platných krokových cyklů, ve kterých došlo k došlapu celou ploskou nohy na silovou plošinu. Data získaná ze silových plošin byla zpracována v počítačovém programu MATLAB [verze R2017b, (9.3.0.713579), Mathworks, Inc., Tulsa, OK, USA]. Naměřená data byla upravena pomocí Butterworth filtru 2. řádu s nízkofrekvenční propustí, hraniční frekvence 30 Hz. Stojná fáze byla identifikovaná na základě velikosti vertikální složky reakční síly. Hraniční hodnotou pro zahájení a ukončení stojné fáze bylo dosažení hranice 30 N pro vertikální složku. Poté byla data normalizována – čas byl normalizován na délku trvání stojné fáze, reakční síla na velikost tíhové síly. Grafické znázornění jednotlivých sledovaných proměnných je na Obrázku 14.



Obrázek 14. Složky reakční síly podložky ve stojné fázi chůzového cyklu (upraveno dle Svoboda et al., 2012).

Poznámka: GRF – reakční síla podložky; F_x – mediolaterální složka GRF; F_y – anteroposteriorní složka GRF; F_z – vertikální složka GRF.

Časové proměnné: t_1 – čas stojné fáze (s), t_2 – trvání decelerační fáze, t_3 – trvání akcelerační fáze, t_4 – čas dosažení maxima síly v decelerační fázi, t_5 – čas dosažení maxima síly v akcelerační fázi, t_6 – čas dosažení maxima síly ve fázi postupného zatěžování, t_7 – čas dosažení minima síly ve fázi středního stoje, t_8 – čas dosažení maxima síly ve fázi konečného stoje, t_9 – čas od minima síly po konec stojné fáze.

Reakční síla: F_1 – lokální maximum laterální síly, F_2 – lokální maximum mediální síly, F_3 – lokální maximum síly v decelerační fázi, F_4 – lokální maximum síly v akcelerační fázi, F_5 – lokální maximum síly ve fázi postupného zatěžování, F_6 – lokální maximum síly ve fázi konečného stoje, F_7 – lokální minimum síly ve fázi středního stoje.

Všechny parametry se udávají v relativních jednotkách – čas je normalizován na délku trvání stojné fáze, reakční síla na velikost tíhové síly.

Z důvodu velké variability mediolaterální složky GRF nebudou ve výsledkové části práce hodnoceny parametry F_1 , F_2 . Technické problémy při měření a vyhodnocení dat byly důvodem vyloučení decelerační fáze anteroposteriorní složky GRF (parametry t_2 , t_4 , F_3). Výpočty byly provedeny pro každou dolní končetinu zvlášť. Před statistickým zpracováním byly výsledky jednotlivých pokusů pro každého jedince zprůměrovány.

4.1.5 Statistické zpracování

Ke statistickému zpracování sledovaných dat jsme použili program STATISTICA (verze 12, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Z naměřených dat jsme vypočítali základní statistické veličiny, které charakterizují sledované soubory (aritmetický průměr, směrodatná odchylka, medián, horní a dolní kvartil). Normalitu rozdělení získaných dat jsme ověřili testem Lillieforsova. Vzhledem ke skutečnosti, že naměřená data neměla normální rozložení, použili jsme v práci neparametrické porovnání sledovaných parametrů.

Pro sledování rozdílů mezi baletními tanečníky a kontrolní skupinou jsme použili Mann-Whitney U test. Skupinu žen a skupinu mužů jsme hodnotili zvlášť. Hladinu statistické významnosti pro určení rozdílů mezi měřenými skupinami jsme stanovili na 5 % ($p < 0,05$). K příslušným testům jsme kromě hodnoty pravděpodobnosti vypočítali i věcnou významnost, kterou jsme posuzovali pomocí koeficientu r score (r_{SC}) ($r_{SC} = 0,10$ malý efekt; $r_{SC} = 0,30$ střední efekt; $r_{SC} = 0,50$ velký efekt) (Fritz, Morris, & Richler, 2012).

4.2 Studie II

Tato studie byla zaměřena na posouzení vlivu rehabilitační intervence na zatížení nohy ve stojné fázi chůze u baletních tanečníků.

4.2.1 Výzkumný soubor

Výzkumu se zúčastnilo 9 baletních tanečníků (4 muži, 5 žen) baletního souboru Moravského divadla v Olomouci. Základní antropometrické charakteristiky měřeného souboru jsou uvedeny v Tabulce 2. Všichni účastníci výzkumu byli předem seznámeni s průběhem a podmínkami výzkumu a podepsali informovaný souhlas s anonymním použitím získaných dat pro výzkumné účely (Příloha 2). Baletním tanečníkům jsme předložili k vyplnění anketu (Příloha 3), která nám poskytla informace o baletním tréninku, kariéře, zdravotním stavu a dominanci dolních končetin baletních tanečníků. Vstupní kritéria byla stejná jako ve Studii I pro baletní tanečnice.

Tabulka 2 Základní antropometrické charakteristiky měřených souborů (M±SD)
– Studie II

Věk (roky)	26,0 ± 6,4
Výška (cm)	170,9 ± 9,1
Hmotnost (kg)	60,4 ± 10,9
BMI (kg.m ⁻²)	20,5 ± 1,6
Velikost nohy	5,9 ± 1,9
[Délka nohy (cm)]	(24,3 ± 1,6)

Poznámka: M – aritmetický průměr; SD – směrodatná odchylka.

4.2.2 Použité metody a přístrojové vybavení

Biomechanické metody

Dynamická plantografie – systém FootScan®

Pro analýzu velikosti a rozložení tlaků na chodidle v průběhu stojné fáze krokového cyklu a pro záznam trajektorie působení reakční síly podložky jsme použili stejnou metodu jako ve Studii I.

Piezelektrické plošiny Kistler

K měření reakční síly na kontaktu nohy s podložkou ve stojné fázi krokového cyklu byla použita stejná metoda jako ve Studii I.

Metody klinické

U baletních tanečníků byl proveden kineziologický rozbor.

4.2.3 Průběh měření

Výzkumné měření probíhalo v době od února do června 2012 v prostorách Moravského divadla v Olomouci. Všichni tanečníci podstoupili vstupní měření v celém rozsahu jako ve Studii I. Po vstupním měření následovala 6týdenní rehabilitační intervence (2x týdně 60–75 minut dle časových možností tanečníka). Po ukončení intervence se celé měření opakovalo v celém rozsahu, což platí i pro poslední měření šest týdnů po ukončení intervence. V prostorách, které byly využity pro měření, byl zajištěn dostatečný prostor pro chůzi s minimem rušivých faktorů.

Měření na přístrojovém vybavení bylo shodné jako ve Studii I.

Metody klinické

Během první hodiny rehabilitační intervence byl proveden u baletních tanečníků kineziologický rozbor v tomto pořadí:

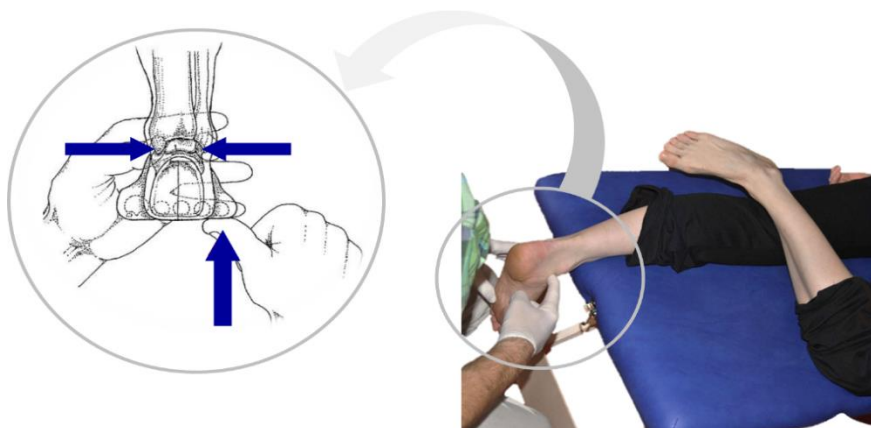
Vyšetření pohledem a pohmatem

Vyšetřovali jsme pohledem zezadu, ze strany a zepředu. Vždy jsme posuzovali postavení dolních končetin, pánve, páteře, lopatek, dále jsme vyšetřili Trendelenburgovu zkoušku, Adamsův test předklonu. Při vyšetření jsme postupovali kaudokraniálním směrem.

Vyšetření chodidla

Vyšetření funkčního typu nohy dle Roota, bylo provedeno doc. MUDr. Ivanem Vařekou. Určení funkčního typu nohy bylo prováděno vleže na břiše. Vyšetřovaná osoba měla nohy volně přes okraj lehátka, následně flektovala kyčelní a kolenní kloub na nevyšetřované dolní končetině a pokusila se vložit patu nevyšetřované končetiny do podkolenní jamky vyšetřované dolní končetiny. Tato poloha měla zajistit neutrální nastavení vyšetřované dolní končetiny v kyčelním kloubu. Špička vyšetřované nohy směřovala kolmo k zemi. Vyšetřující jednou rukou tlačil lehce na pátý metatarz směrem do dorzální flexe, respektive nastavoval předonoží do neutrální polohy, čímž uzamkl transverzotarzální kloub. Druhou rukou palpoval hlavici talu na mediální a laterální straně

tak, aby je necítil a dosáhl tím neutrálního postavení v subtalárním kloubu. Vyšetřující v této poloze sledoval zadní plochu paty a hodnotil její polohu vzhledem k ose dolní třetiny bérce a dále plochu pod metatarzy vzhledem k ploše pod kalkaneem (Obrázek 15). Z tohoto vzájemného nastavení určoval vyšetřující funkční typ nohy.



Obrázek 15. Vyšetření funkčního typu nohy dle Roota (upraveno dle Michaud, 1997, vlastní foto).

Dále bylo provedeno vyšetření příčné a podélné nožní klenby, určení antropologického typu nohy a ověření přítomnosti hallux valgus .

Vyšetření pohyblivosti páteře

Pro vyšetření pohyblivosti páteře jsme použili 5 testů – Thomayerova zkouška, Schoberova distance, Ottova distance, Čepojova vzdálenost, Stiborova distance. Za normální rozsah pohybu páteře jsme považovali výsledky alespoň tří a více testů, které se nacházely v hodnotách normy. Za snížený rozsah pohybu páteře jsme považovali výsledky alespoň tří a více testů, které se nacházely pod normou naměřených hodnot. Při vyšetření byla využita metodika dle Koláře (2009).

Vyšetření hypermobility

Pro vyšetření hypermobility jsme použili 4 zkoušky – zkoušku zapažených paží, zkoušku extendovaných loktů, zkoušku šály a vyšetření rozsahu předklonu trupu (Thomayerova zkouška). Jako hypermobilního jedince jsme označili toho, kdo ve třech a více testech prokázal lehce hypermobilní („B“) nebo výrazně hypermobilní („C“) hodnoty zkoušky. Při vyšetření byla využita metodika dle Lewita (2005) a Jandy (2004).

Vyšetření svalových dysbalancí

Pro vyšetření svalových dysbalancí jsme použili metodiku dle Jandy (Lewit, 2003; Janda, 2004), následně jsme stanovili jeden ze syndromů – dolní zkřížený syndrom, horní zkřížený syndrom a vrstvý syndrom.

Vyšetření sagitální stabilizace trupu

Pro vyšetření sagitální stabilizace trupu jsme použili námi vybraných 5 funkčních testů dle prof. Pavla Koláře – test extenze, test flexe trupu, brániční test, test flexe kyčelního kloubu a test nitrobřišního tlaku v sedě. Za insuficienci sagitální stabilizace trupu jsme považovali opakovaný výskyt jednoho znaku insuficience ve třech a více testech. Při vyšetření byla využita metodika dle Koláře (2009).

Zjištění dominance dolních končetin

Pro zjištění dominance dolních končetin jsme použili námi vybraných 5 úkolů – kop do míče, výstup na schod, znovuzískání stability při vychýlení směrem vpřed, zvolení strany nasednutí na kolo a zvednutí nohy vsedě (Drnková & Syllabová, 1991; Tichý & Běláček, 2009). Za dominantní dolní končetinu jsme považovali tu, kterou tanečník zaznačil pro splnění tří a více úkolů. Pokud tanečník zaznačil u některého z úkolů nevyhraněnost, byla za dominantní dolní končetinu považována ta, kterou zaznačil ve většině úkolů.

Postup rehabilitační intervence

Každý tanečník absolvoval celkem 10 jednotek 6týdenní rehabilitační intervence. Každá jednotka trvala 60 – 75 minut dle časových možností tanečníka. Dle kineziologického rozboru jsme si vydefinovali hlavní cíle rehabilitační intervence, kterými byla úprava svalových dysbalancí a zpevnění trupového korzetu tanečníků. Pro splnění těchto cílů jsme použili:

a) Měkké techniky – Achillovy šlachy, plantární aponeurózy, meziprstních řas, vějíř metatarsů, patního polštáře, fascie bérce; m. triceps surae, hamstringy, m. tensor fascie latae, adduktory kyčelního kloubu, m. piriformis, m. iliopsoas, m. quadratus lumborum, m. latissimus dorsi; pro ošetření měkkých tkání jsme používali techniky presuru, postizometrická relaxace, muscle energy technique.

b) Mobilizace – talocrurálního kloubu, Lisfrankova kloubu, Chopartova kloubu, hlavičky fibuly, patelly, sacroiliacálního kloubu.

c) Bránice – ošetření reflexních změn, aktivace, zapojení ve správné dechové a posturální funkci.

d) Cvičení na neurofyzilogickém podkladu (Obrázek 16) – Dynamická neuromuskulární stabilizace dle prof. Pavla Koláře, Bazální programy a podprogramy dle Jarmily Čákové: 3 měsíční model v poloze na zádech/na břiše, klek na čtyřech, medvěd, atd.

e) Další terapie dle vyšetření a potřeby probandů, např. mobilizace lopatky, ošetření svalů v oblasti krční páteře (m. levator scapulae, m. trapezius), v oblasti ramene (m. subscapularis, m. pectoralis minor et major).

Prvních 30 – 45 minut bylo zaměřeno na ošetření měkkých tkání a kloubů, dalších 30 – 45 minut bylo zaměřeno na aktivaci trupové stabilizace v různých vývojových pozicích. Součástí intervence byla škola zad a instruktáž správného držení těla a aktivace hlubokého stabilizačního systému především při tanci. Rehabilitační intervence byla prováděna dvěma fyzioterapeuty, kteří měli dosažené vysokoškolské vzdělání v oboru fyzioterapie.



Obrázek 16. Ukázka terapie na neurofyzilogickém podkladu (vlastní fotografie).

4.2.4 Zpracování a vyhodnocení dat, pozorované parametry

Dynamická plantografie – systém FootScan®

Data dynamické plantografie byla zpracována stejným způsobem jako ve Studii I. Výpočty byly provedeny pro dominantní a nedominantní dolní končetinu zvlášť.

Piezelektrické plošiny Kistler

Data reakční síly podložky byla zpracována stejným způsobem jako ve Studii I. Výpočty byly provedeny pro dominantní a nedominantní dolní končetinu zvlášť. Z důvodu velké variability mediolaterální složky GRF nebudou ve výsledkové části práce hodnoceny parametry F1, F2.

4.2.5 Statistické zpracování

Ke statistickému zpracování sledovaných dat jsme použili program STATISTICA (verze 12, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Z naměřených dat jsme vypočítali základní statistické veličiny, které charakterizují sledované soubory (aritmetický průměr, směrodatná odchylka, medián, horní a dolní kvartil). Vzhledem k malému počtu probandů v této části výzkumu jsme použili neparametrické porovnání sledovaných parametrů.

Pro sledování rozdílů v různých fázích intervence jsme použili Friedmannovu analýzu pro opakovaná měření, následně jsme jako post hoc test použili Wilcoxonův test. Hladinu statistické významnosti pro určení rozdílů v různých fázích intervence jsme stanovili na 1,67 % ($p < 0,017$). K příslušným testům byla kromě hodnoty pravděpodobnosti vypočítána i věcná významnost, kterou jsme v tomto případě posuzovali pomocí Kendalova koeficientu W.

Dominantní a nedominantní dolní končetina byla posuzována zvlášť. Pro sledování rozdílů mezi končetinami jsme použili Wilcoxonův neparametrický párový test. Hladina statistické významnosti pro určení rozdílů mezi končetinami byla stanovena na 5 % ($p < 0,05$). Pro výpočet věcné významnosti jsme využili koeficient r score (r_{SC}) ($r_{SC} = 0,10$ malý efekt; $r_{SC} = 0,30$ střední efekt; $r_{SC} = 0,50$ velký efekt) (Fritz, Morris, & Richler, 2012).

5 Výsledky

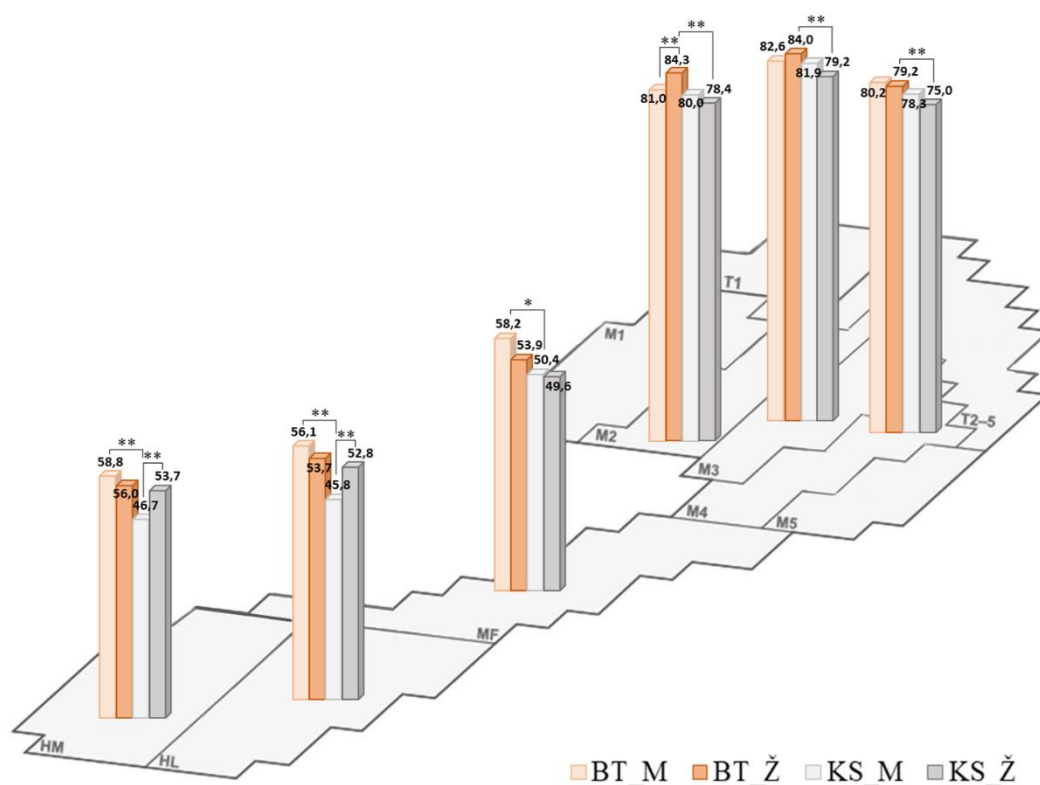
5.1 Studie I

5.1.1 Ověření hypotézy H_{01}

H_{01} : „Způsob zatížení chodidla se v průběhu stejné fáze krokového cyklu u mužů a žen neliší.“

A) u profesionálních baletních tanečnicků; B) u kontrolní skupiny

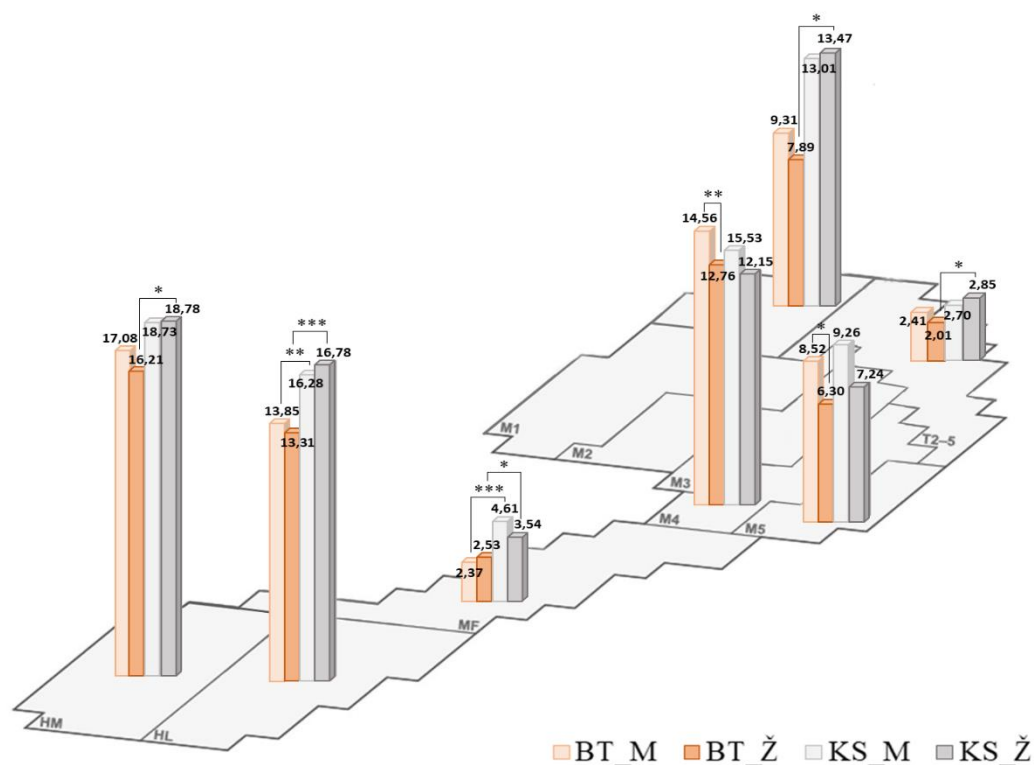
Velikosti a rozložení tlaků v daných oblastech nohy u hodnocených skupin jsou uvedeny v Příloze 6. Statistická a věcná významnost rozdílů mezi skupinami je uvedena v Příloze 7. Průměrné hodnoty velikosti a rozložení tlaků v daných oblastech nohy u hodnocených skupin s označením statisticky významných rozdílů je zobrazeno na Obrázku 17–20.



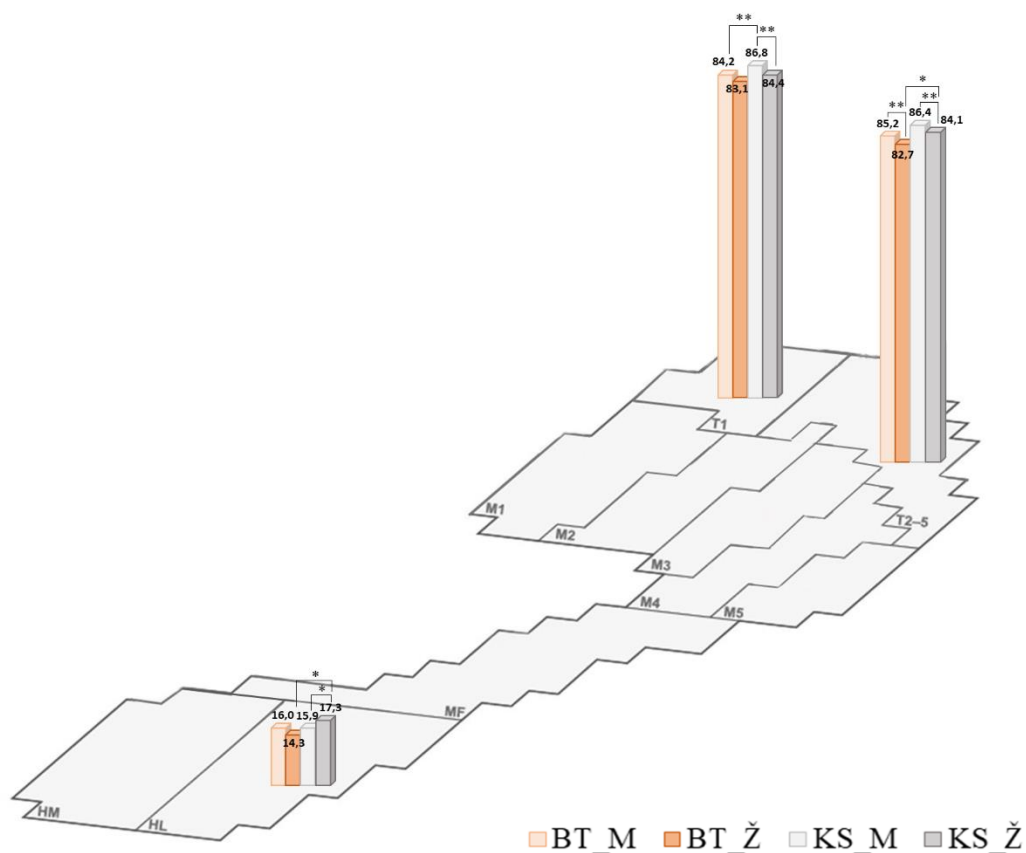
Obrázek 17. Grafické porovnání relativní doby kontaktu vybraných oblastí chodidla mezi hodnocenými skupinami.

Poznámka k Obrázku 17–20: HL – oblast laterální paty; HM – oblast mediální paty; MF – středonoží; M1 až M5 – 1. až 5. metatarz; T2–T5 – 2. až 5. prst; T1 – palec; BT_M – baletní tanečníci, muži; BT_Ž – baletní tanečníci, ženy; KS_M – kontrolní skupina, muži; KS_Ž – kontrolní skupina, ženy.

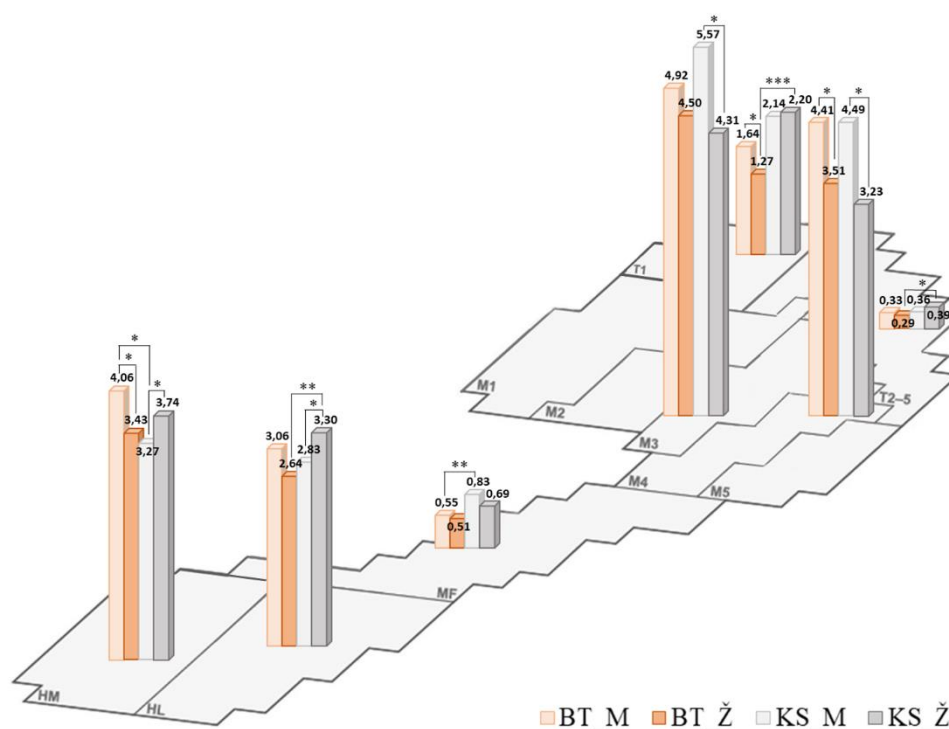
* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$. *** $p < 0,001$.



Obrázek 198. Grafické porovnání hodnot maximálního tlaku vybraných oblastí chodidla mezi hodnocenými skupinami.



Obrázek 189. Grafické porovnání relativní doby dosažení hodnoty maximálního tlaku vybraných oblastí chodidla mezi hodnocenými skupinami.



Obrázek 20. Grafické porovnání velikosti tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy vybraných oblastí chodidla mezi hodnocenými skupinami.

U skupiny mužů baletních tanečníků jsme našli ve srovnání s ženami baletními tanečnicemi významně vyšší hodnotu maximálního tlaku v oblasti M4 ($p = 0,008$; $r_{SC} = 0,46$) a M5 ($p = 0,041$; $r_{SC} = 0,36$). V oblasti T2–5 jsme zaznamenali u skupiny baletních tanečníků významně delší relativní dobu dosažení hodnoty maximálního tlaku ($p = 0,005$; $r_{SC} = 0,49$) v porovnání s baletními tanečnicemi. Významně vyšší velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy v oblasti HM ($p = 0,016$; $r_{SC} = 0,42$), M4 ($p = 0,013$; $r_{SC} = 0,43$) a T1 ($p = 0,031$; $r_{SC} = 0,37$) jsme našli u skupiny tanečníků ve srovnání se skupinou tanečnic. U baletních tanečníků jsme zjistili významně kratší relativní dobu kontaktu v oblasti M2 ($p = 0,007$; $r_{SC} = 0,47$) oproti skupině baletních tanečnic.

U mužů kontrolní skupiny jsme zaznamenali významně kratší relativní dobu kontaktu v obou oblastech paty (shodně $p = 0,002$; $r_{SC} = 0,54$) a významně nižší velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy rovněž v obou oblastech paty (shodně $p = 0,043$; $r_{SC} = 0,35$) ve srovnání s kontrolní skupinou žen. Dále jsme v oblasti HL zjistili významně kratší relativní dobu dosažení hodnoty maximálního tlaku ($p = 0,047$; $r_{SC} = 0,35$) u skupiny mužů v porovnání s ženami téže skupiny. V oblasti M3 ($p = 0,021$; $r_{SC} = 0,40$) a M4 ($p = 0,011$; $r_{SC} = 0,44$) jsme našli významně vyšší velikost tlakového

zatížení v průběhu odvalu nohy u kontrolní skupiny mužů ve srovnání s kontrolní skupinou žen. Významně delší relativní dobu dosažení hodnoty maximálního tlaku jsme zaznamenali u mužů v porovnání s ženami téže skupiny v oblasti T2–5 ($p = 0,003$; $r_{SC} = 0,51$) a T1 ($p = 0,007$; $r_{SC} = 0,47$).

Hypotézu H_{01} zamítáme pro skupinu profesionálních baletních tanečníků pro všechny sledované parametry.

Hypotézu H_{01} zamítáme pro kontrolní skupinu pro relativní dobu kontaktu, relativní dobu dosažení hodnoty maximálního tlaku a velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy. Hypotézu H_{01} nelze zamítnout pro hodnoty maximálního tlaku.

5.1.2 Ověření hypotézy H_{02}

H_{02} : „Způsob zatížení chodidla se v průběhu stejné fáze krokového cyklu u baletních tanečníků a kontrolní skupiny neliší.“

A) u skupiny žen; B) u skupiny mužů

Velikosti a rozložení tlaků v daných oblastech nohy u hodnocených skupin jsou uvedeny v Příloze 6. Statistická a věcná významnost rozdílů mezi skupinami je uvedena v Příloze 7. Průměrné hodnoty velikosti a rozložení tlaků v daných oblastech nohy u hodnocených skupin s označením statisticky významných rozdílů je zobrazeno na Obrázku 17–20.

U skupiny mužů baletních tanečníků jsme našli ve srovnání se skupinou mužů kontrolní skupiny významně delší relativní dobu kontaktu v oblasti HL ($p = 0,004$; $r_{SC} = 0,57$), HM ($p = 0,002$; $r_{SC} = 0,61$) a v oblasti MF ($p = 0,037$; $r_{SC} = 0,41$). Významně menší hodnotu maximálního tlaku v porovnání s kontrolní skupinou mužů jsme zaznamenali u skupiny baletních tanečníků v oblasti HL ($p = 0,008$; $r_{SC} = 0,52$) a MF ($p < 0,001$; $r_{SC} = 0,75$). Významně vyšší velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy v oblasti HM ($p = 0,029$; $r_{SC} = 0,43$) jsme zjistili u skupiny tanečníků ve srovnání s muži kontrolní skupiny, v oblasti MF ($p = 0,008$; $r_{SC} = 0,52$) bylo toto zatížení u tanečníků významně menší ve srovnání s kontrolní skupinou. V oblasti T1 jsme zaznamenali významně kratší relativní dobu dosažení hodnoty maximálního tlaku ($p = 0,001$; $r_{SC} = 0,64$) u mužů tanečníků ve srovnání s muži kontrolní skupiny.

U skupiny žen baletních tanečnic jsme zaznamenali ve srovnání s ženami kontrolní skupiny významně menší hodnotu maximálního tlaku v oblasti HL ($p < 0,001$; $r_{SC} = 0,62$), HM ($p = 0,020$; $r_{SC} = 0,37$), MF ($p = 0,040$; $r_{SC} = 0,33$), T2–5 ($p = 0,011$; $r_{SC} = 0,40$) a T1 ($p < 0,001$; $r_{SC} = 0,63$). Dále jsme našli významně kratší relativní dobu dosažení hodnoty maximálního tlaku u tanečnic v porovnání s kontrolní skupinou žen v oblasti HL ($p = 0,011$; $r_{SC} = 0,40$) a T2–5 ($p = 0,039$; $r_{SC} = 0,33$). V oblasti HL ($p = 0,001$; $r_{SC} = 0,51$), T2–5 ($p = 0,030$; $r_{SC} = 0,34$) a T1 ($p < 0,001$; $r_{SC} = 0,63$) jsme zjistili u tanečnic významně menší velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy ve srovnání s kontrolní skupinou. Významně delší relativní dobu kontaktu v oblasti M2 ($p < 0,001$; $r_{SC} = 0,60$), M3 ($p = 0,001$; $r_{SC} = 0,53$) a M4 ($p = 0,042$; $r_{SC} = 0,32$) jsme zaznamenali u baletních tanečnic v porovnání s ženami kontrolní skupiny.

Hypotézu H_{02} zamítáme pro skupinu mužů pro všechny sledované parametry.

Hypotézu H_{02} zamítáme pro skupinu žen pro všechny sledované parametry.

5.1.3 Ověření hypotézy H_{03}

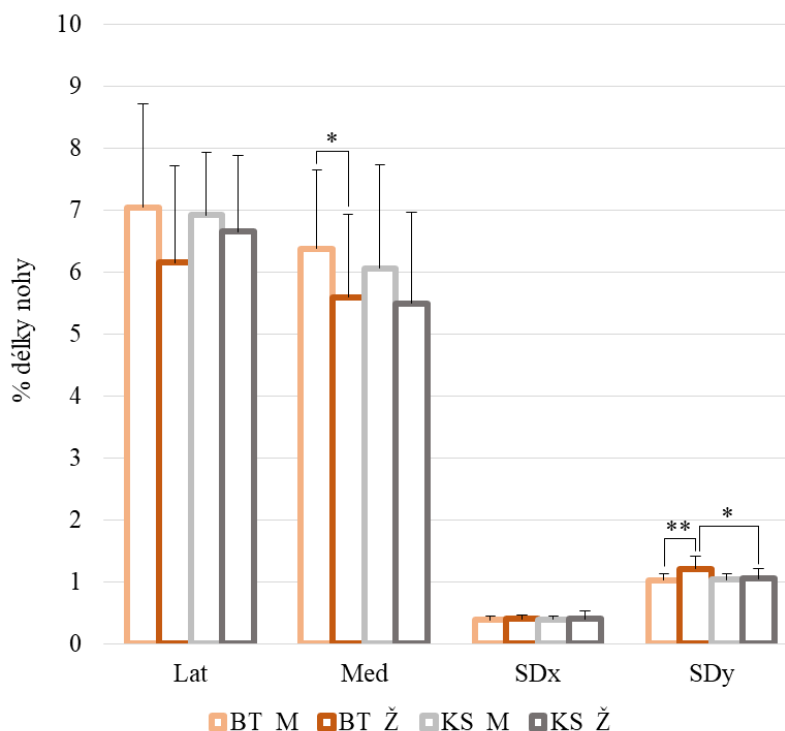
H_{03} : „Trajektorie působistě reakční síly podložky při odvalu chodidla se v průběhu stejné fáze krokového cyklu u mužů a žen neliší.“

A) u profesionálních baletních tanečníků; B) u kontrolní skupiny

Parametry pohybu COP u hodnocených skupin jsou uvedeny v Příloze 8. Statistická a věcná významnost rozdílů mezi skupinami je uvedena v Příloze 9. Průměrné hodnoty vybraných parametrů pohybu COP u hodnocených skupin s označením statisticky významných rozdílů je zobrazeno na Obrázku 21.

U skupiny mužů baletních tanečníků jsme našli ve srovnání s ženami baletními tanečnicemi významně vyšší maximální výchylku COP od osy chodidla v mediálním směru ($p = 0,031$; $r_{SC} = 0,38$). Dále jsme u skupiny baletních tanečníků v porovnání s baletními tanečnicemi zaznamenali významně menší směrodatnou odchylku výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru ($p = 0,005$; $r_{SC} = 0,48$).

Mezi skupinou mužů a žen kontrolní skupiny jsme statisticky významné rozdíly nenalezli.



Obrázek 21. Grafické porovnání vybraných parametrů pohybu COP mezi hodnocenými skupinami.

Poznámka: Lat – maximální výchylka COP od osy chodidla v laterální směru; Med – maximální výchylka COP od osy chodidla v mediálním směru; SDx – směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v mediolaterálním směru; SDy – směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru; uvedené parametry se udávají v relativních hodnotách délky nohy; BT_M – baletní tanečníci, muži; BT_Ž – baletní tanečníci, ženy; KS_M – kontrolní skupina, muži; KS_Ž – kontrolní skupina, ženy.

* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$.

Hypotézu H_{03} zamítáme pro skupinu profesionálních baletních tanečníků.

Hypotézu H_{03} nelze zamítnout pro kontrolní skupinu.

5.1.4 Ověření hypotézy H_{04}

H_{04} : „Trajektorie působíště reakční síly podložky při odvalu chodidla se v průběhu stejné fáze krokového cyklu u baletních tanečníků a kontrolní skupiny neliší.“

A) u skupiny žen; B) u skupiny mužů

Parametry pohybu COP u hodnocených skupin jsou uvedeny v Příloze 8. Statistická a věcná významnost rozdílů mezi skupinami je uvedena v Příloze 9. Průměrné hodnoty vybraných parametrů pohybu COP u hodnocených skupin s označením statisticky významných rozdílů je zobrazeno na Obrázku 21.

Mezi skupinou mužů baletních tanečníků a mužů kontrolní skupiny jsme statisticky významné rozdíly nenalezli.

U skupiny žen baletních tanečnic jsme zaznamenali významně vyšší směrodatnou odchylku výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru ($p = 0,016$; $r_{SC} = 0,38$) ve srovnání s ženami kontrolní skupiny.

Hypotézu H_{04} nelze zamítnout pro skupinu mužů.

Hypotézu H_{04} zamítáme pro skupinu žen.

5.1.5 Ověření hypotézy H_{05}

H_{05} : „Časové parametry průběhu reakční síly podložky ve stojné fázi krokového cyklu se u žen a mužů neliší.“

A) u profesionálních baletních tanečníků; B) u kontrolní skupiny

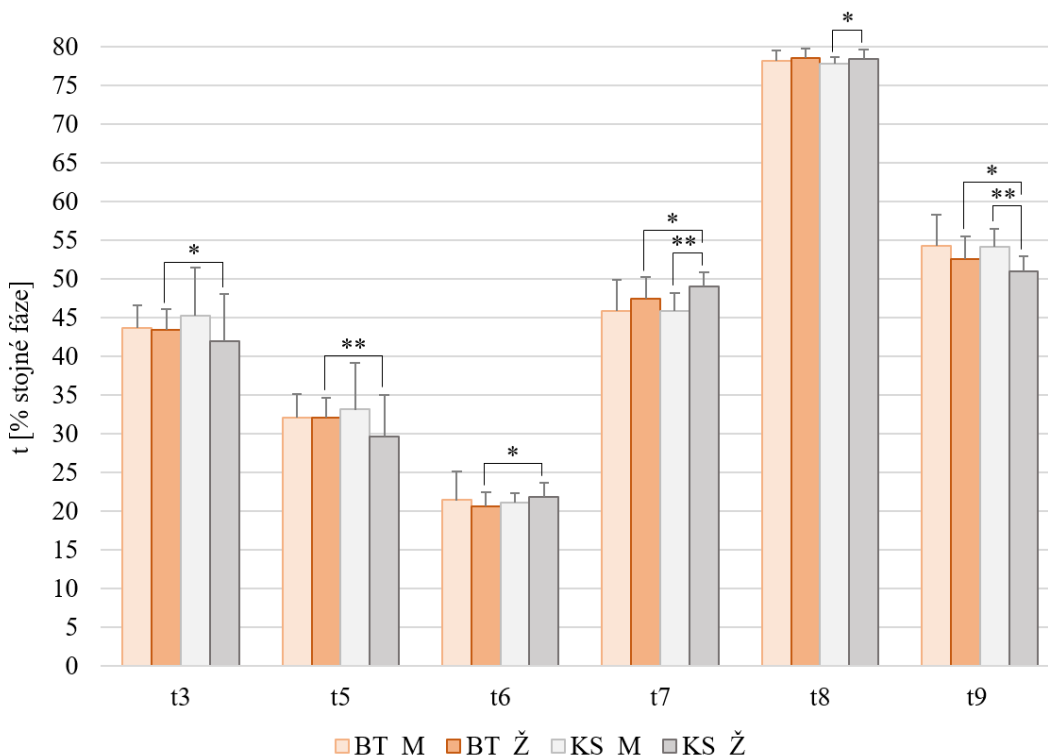
Časové proměnné průběhu reakční síly podložky u hodnocených skupin jsou uvedeny v Příloze 10. Statistická a věcná významnost rozdílů mezi skupinami je uvedena v Příloze 11. Průměrné hodnoty časových proměnných průběhu reakční síly podložky u hodnocených skupin s označením statisticky významných rozdílů je zobrazeno na Obrázku 22.

Mezi skupinou mužů baletních tanečníků a žen baletních tanečnic jsme statisticky významné rozdíly nenalezli.

U mužů kontrolní skupiny jsme ve srovnání s kontrolní skupinou žen zaznamenali významně kratší čas dosažení minima vertikální síly ve fázi středního stoje ($p = 0,001$; $r_{SC} = 0,57$) a významně kratší čas dosažení maxima vertikální síly ve fázi konečného stoje ($p = 0,049$; $r_{SC} = 0,35$). Významně delší čas od minima vertikální síly po konec stojné fáze ($p = 0,001$; $r_{SC} = 0,57$) jsme našli u kontrolní skupiny mužů ve srovnání s kontrolní skupinou žen.

Hypotézu H_{05} nelze zamítnout pro skupinu baletních tanečníků.

Hypotézu H_{05} zamítáme pro kontrolní skupinu.



Obrázek 22. Grafické porovnání časových proměnných průběhu reakční síly podložky mezi hodnocenými skupinami.

Poznámka: t₃ – trvání akcelerační fáze; t₅ – čas dosažení maxima síly v akcelerační fázi; t₆ – čas dosažení maxima síly ve fázi postupného zatěžování; t₇ – čas dosažení minima síly ve fázi středního stoje; t₈ – čas dosažení maxima síly ve fázi konečného stoje; t₉ – čas od minima síly po konec stojné; t₃ až t₉ se udávají v relativních hodnotách délky trvání stojné fáze; BT_M – baletní tanečníci, muži; BT_Ž – baletní tanečníci, ženy; KS_M – kontrolní skupina, muži; KS_Ž – kontrolní skupina, ženy. * p<0,05. ** p<0,01.

5.1.6 Ověření hypotézy H₀₆

H₀₆: „Časové parametry průběhu reakční síly podložky ve stojné fázi krokového cyklu se u baletních tanečníků a kontrolní skupiny neliší.“

A) u skupiny žen; B) u skupiny mužů

Časové proměnné průběhu reakční síly podložky u hodnocených skupin jsou uvedeny v Příloze 10. Statistická a věcná významnost rozdílů mezi skupinami je uvedena v Příloze 11. Průměrné hodnoty časových proměnných průběhu reakční síly podložky u hodnocených skupin s označením statisticky významných rozdílů je zobrazeno na Obrázku 22.

Mezi skupinou mužů baletních tanečníků a mužů kontrolní skupiny jsme statisticky významné rozdíly nenalezli.

U skupiny žen baletních tanečnic jsme zaznamenali ve srovnání s ženami kontrolní skupiny významně delší dobu trvání akcelerační fáze ($p = 0,049$; $r_{SC} = 0,30$) a významně delší čas dosažení maxima síly v akcelerační fázi ($p = 0,005$; $r_{SC} = 0,44$). U baletních tanečnic jsme také ve srovnání s kontrolní skupinou žen zjistili významně kratší čas dosažení maxima vertikální síly ve fázi postupného zatěžování ($p = 0,018$; $r_{SC} = 0,37$) a významně kratší čas dosažení minima vertikální síly ve fázi středního stoje ($p = 0,041$; $r_{SC} = 0,32$). Dále jsme u skupiny tanečnic zaznamenali významně delší čas od minima vertikální síly po konec stojné fáze ($p = 0,041$; $r_{SC} = 0,32$) v porovnání s ženami kontrolní skupiny.

Hypotézu H_{06} nelze zamítnout pro skupinu mužů.

Hypotézu H_{06} zamítáme pro skupinu žen.

5.1.7 Ověření hypotézy H_{07}

H_{07} : „Velikost reakční síly podložky se v průběhu stojné fáze krokového cyklu u žen a mužů neliší.“

A) u profesionálních baletních tanečníků; B) u kontrolní skupiny

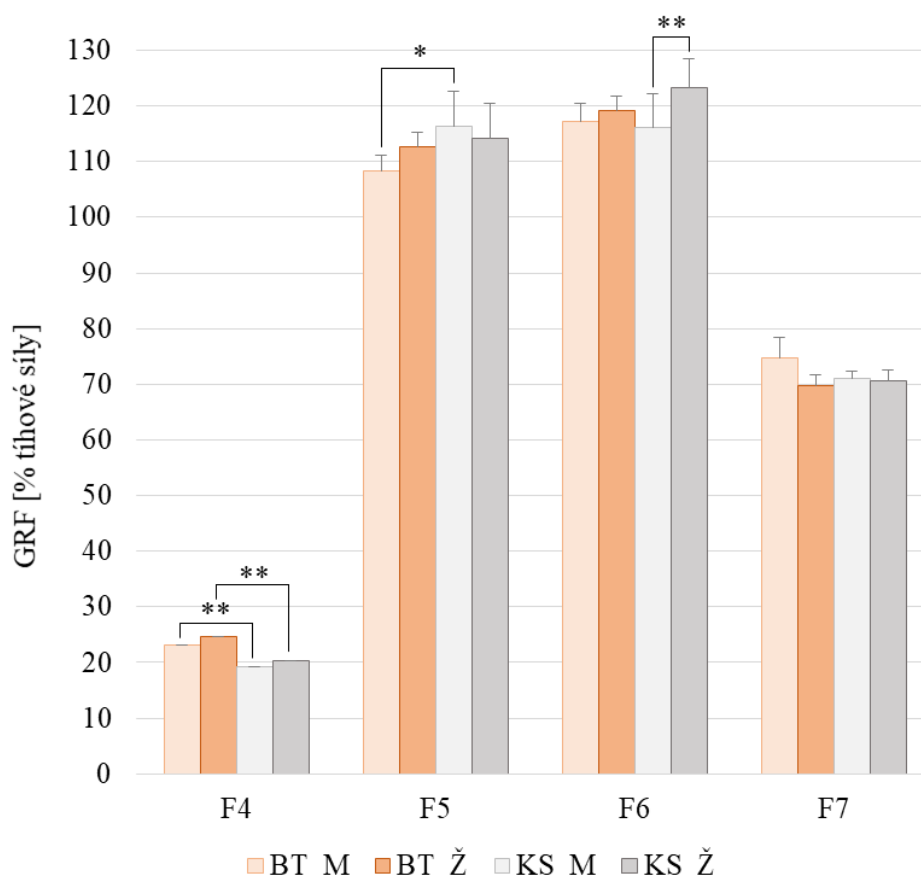
Velikosti reakční síly podložky u hodnocených skupin jsou uvedeny v Příloze 10. Statistická a věcná významnost rozdílů mezi skupinami je uvedena v Příloze 11. Průměrné hodnoty velikosti reakční síly podložky u hodnocených skupin s označením statisticky významných rozdílů je zobrazeno na Obrázku 23.

Mezi skupinou mužů baletních tanečníků a žen baletních tanečnic jsme statisticky významné rozdíly nenalezli.

U mužů kontrolní skupiny jsme zaznamenali významně menší lokální maximum síly ve fázi konečného stoje ($p = 0,010$; $r_{SC} = 0,46$) ve srovnání s kontrolní skupinou žen.

Hypotézu H_{07} nelze zamítnout pro skupinu baletních tanečníků.

Hypotézu H_{07} zamítáme pro kontrolní skupinu.



Obrázek 23. Grafické porovnání velikosti reakční síly podložky mezi hodnocenými skupinami.

Poznámka: F₄ – lokální maximum síly v akcelerační fázi; F₅ – lokální maximum síly ve fázi postupného zatěžování; F₆ – lokální maximum síly ve fázi konečného stoje; F₇ – lokální minimum síly ve fázi středního stoje; F₄ až F₇ se udávají v relativních hodnotách velikost tíhové síly; BT_M – baletní tanečníci, muži; BT_Ž – baletní tanečníci, ženy; KS_M – kontrolní skupina, muži; KS_Ž – kontrolní skupina, ženy.

* p<0,05. ** p<0,01.

5.1.8 Ověření hypotézy H₀₈

H₀₈: „Velikost reakční síly podložky se v průběhu stejné fáze krokového cyklu u baletních tanečníků a kontrolní skupiny neliší.“

A) u skupiny žen; B) u skupiny mužů

Velikosti reakční síly podložky u hodnocených skupin jsou uvedeny v Příloze 10. Statistická a věcná významnost rozdílů mezi skupinami je uvedena v Příloze 11. Průměrné hodnoty velikosti reakční síly podložky u hodnocených skupin s označením statisticky významných rozdílů je zobrazeno na Obrázku 23.

U skupiny mužů baletních tanečníků jsme našli ve srovnání se skupinou mužů kontrolní skupiny významně vyšší lokální maximum síly v akcelerační fázi ($p = 0,003$; $r_{SC} = 0,59$). Významně menší lokální maximum síly ve fázi postupného zatěžování ($p = 0,018$; $r_{SC} = 0,47$) jsme zaznamenali u tanečníků v porovnání s kontrolní skupinou mužů.

U skupiny žen baletních tanečnic jsme zaznamenali významně vyšší lokální maximum síly v akcelerační fázi ($p = 0,001$; $r_{SC} = 0,52$) ve srovnání s ženami kontrolní skupiny.

Hypotézu H_{08} zamítáme pro skupinu mužů.

Hypotézu H_{08} zamítáme pro skupinu žen.

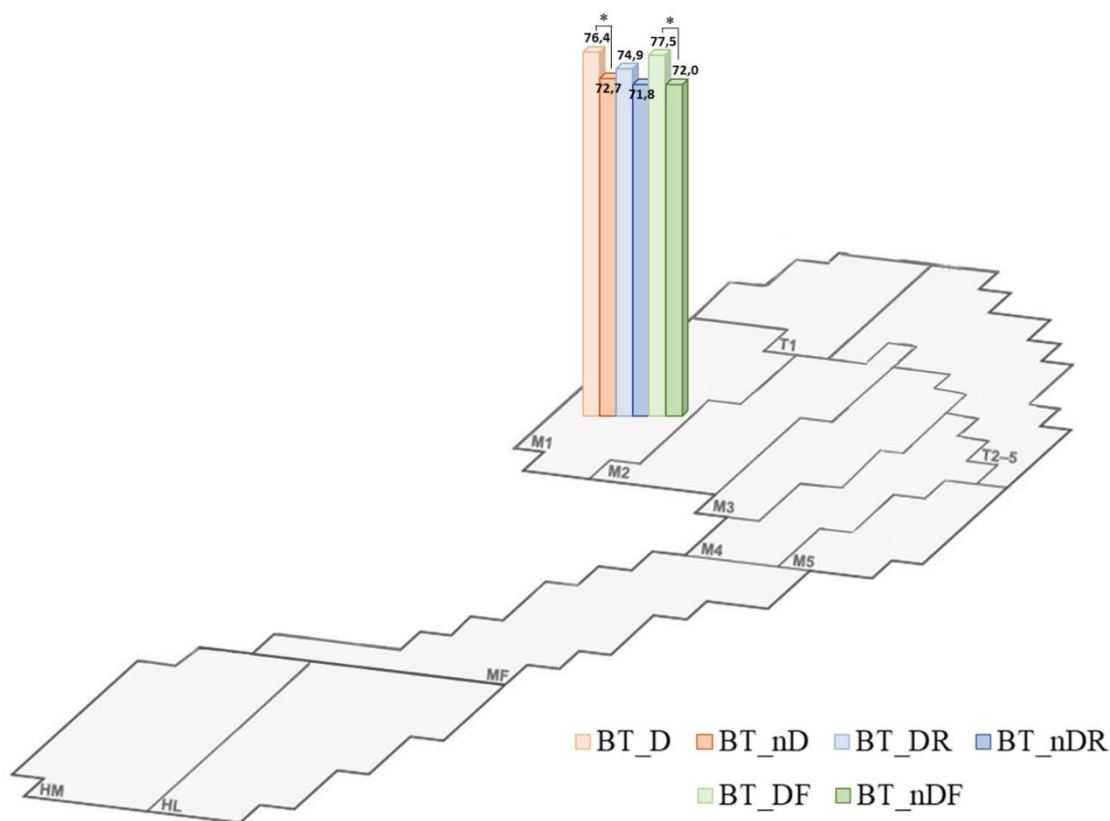
5.2 Studie II

5.2.1 Ověření hypotézy H_9

H_9 : „Rehabilitační intervence má vliv na způsob zatížení chodidla v průběhu stojné fáze krokového cyklu u baletních tanečníků.“

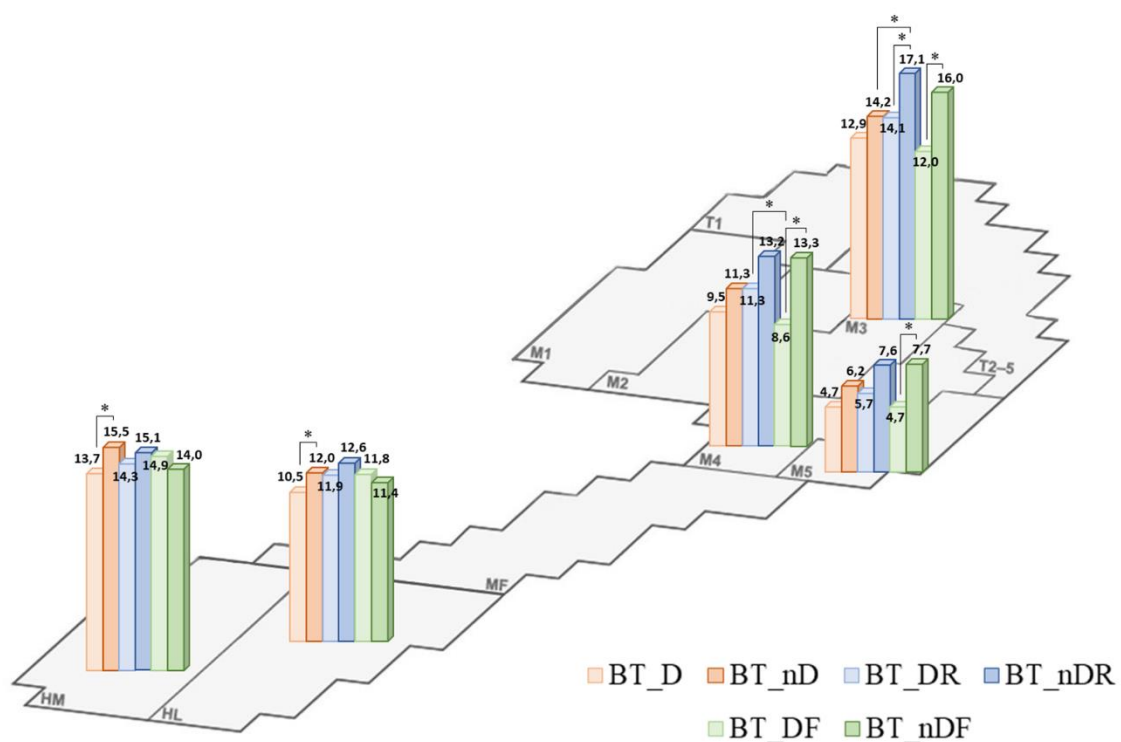
A) na dominantní DK; B) na nedominantní DK

Velikosti a rozložení tlaků v daných oblastech nohy u hodnocených skupin jsou uvedeny v Příloze 13. Statistická a věcná významnost rozdílů mezi skupinami a mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou je uvedena v Příloze 14–15. Průměrné hodnoty velikosti a rozložení tlaků v daných oblastech nohy u hodnocených skupin s označením statisticky významných rozdílů je zobrazeno na Obrázku 24–27.

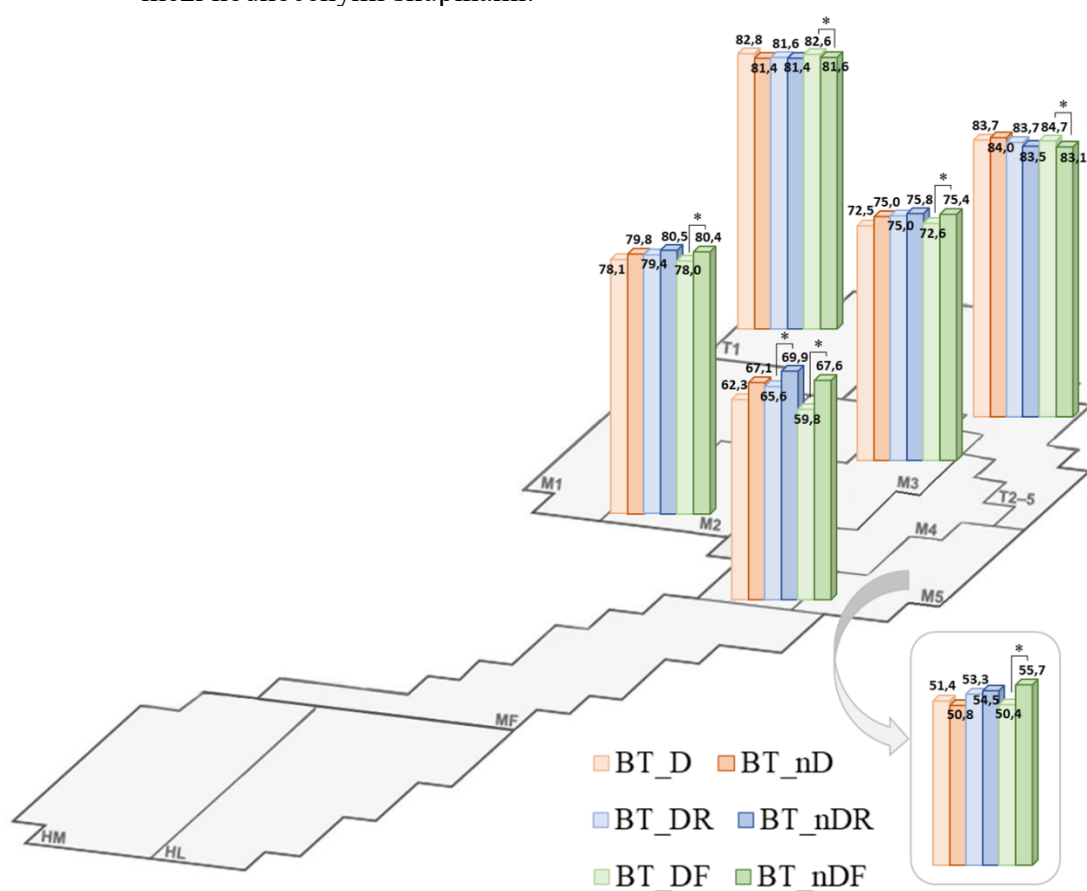


Obrázek 24. Grafické porovnání relativní doby kontaktu vybraných oblastí chodidla mezi hodnocenými skupinami.

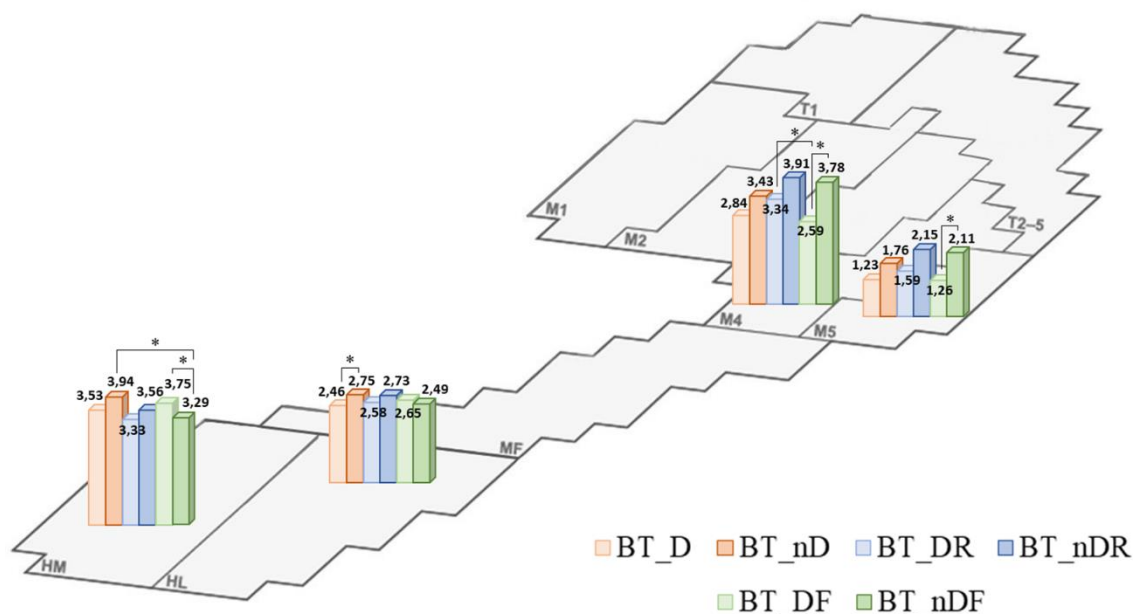
Poznámka k Obrázku 24–27: HL – oblast laterální paty; HM – oblast mediální paty; MF – středonoží; M1 až M5 – 1. až 5. metatarz; T2–T5 – 2. až 5. prst; T1 – palec; BT_D – baletní tanečníci před rehabilitační intervencí, dominantní dolní končetina; BT_nD – baletní tanečníci před rehabilitační intervencí, nedominantní dolní končetina; BT_DR – baletní tanečníci po rehabilitační intervenci, dominantní dolní končetina; BT_nDR – baletní tanečníci po rehabilitační intervenci, nedominantní dolní končetina; BT_DF – baletní tanečníci, následný efekt rehabilitační intervence, dominantní dolní končetina; BT_nDF – baletní tanečníci, následný efekt rehabilitační intervence, nedominantní dolní končetina; * $p < 0,05$.



Obrázek 265. Grafické porovnání hodnot maximálního tlaku vybraných oblastí chodidla mezi hodnocenými skupinami.



Obrázek 256. Grafické porovnání relativní doby dosažení hodnoty maximálního tlaku vybraných oblastí chodidla mezi hodnocenými skupinami.



Obrázek 27. Grafické porovnání velikosti tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy vybraných oblastí chodidla mezi hodnocenými skupinami.

Ihned po intervenci jsme našli na nedominantní dolní končetině významně vyšší hodnotu maximálního tlaku v oblasti M3 ($p = 0,011$; $W = 0,60$) ve srovnání s hodnotou před intervencí. Významně nižší velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy v oblasti HM ($p = 0,011$; $W = 0,60$) jsme zaznamenali 6 týdnů po skončení intervence na nedominantní dolní končetině v porovnání s měřením před intervencí. V oblasti M4 jsme našli 6 týdnů po skončení intervence na dominantní dolní končetině významně nižší hodnotu maximálního tlaku ($p = 0,011$; $W = 0,60$) i velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy ($p = 0,015$; $W = 0,57$) v porovnání s hodnotami naměřenými ihned po intervenci.

Významně delší relativní dobu kontaktu na dominantní dolní končetině ve srovnání s nedominantní dolní končetinou jsme zjistili v oblasti M1 před intervencí ($p = 0,015$; $r_{SC} = 0,81$) i 6 týdnů po skončení intervence ($p = 0,011$; $r_{SC} = 0,85$). Významně nižší hodnotu maximálního tlaku na dominantní dolní končetině ve srovnání s nedominantní dolní končetinou jsme zaznamenali v oblastech HL ($p = 0,038$; $r_{SC} = 0,69$) a HM ($p = 0,021$; $r_{SC} = 0,77$) před intervencí, v oblasti M3 ($p = 0,038$; $r_{SC} = 0,69$) ihned po intervenci, v oblastech M3 ($p = 0,015$; $r_{SC} = 0,81$), M4 ($p = 0,021$; $r_{SC} = 0,77$) a M5 ($p = 0,028$; $r_{SC} = 0,73$) 6 týdnů po skončení intervence. Významně delší relativní dobu dosažení hodnoty maximálního tlaku na dominantní dolní končetině ve srovnání s nedominantní dolní končetinou jsme našli v oblasti T1 ($p = 0,021$; $r_{SC} = 0,77$)

před intervencí a v oblasti T2–5 ($p = 0,030$; $r_{SC} = 0,77$) 6 týdnů po skončení intervence. Naopak významně kratší relativní dobu dosažení hodnoty maximálního tlaku na dominantní dolní končetině ve srovnání s nedominantní dolní končetinou jsme našli v oblasti M4 ($p = 0,021$; $r_{SC} = 0,77$) ihned po intervenci, v oblastech M2 ($p = 0,028$; $r_{SC} = 0,73$), M3 ($p = 0,011$; $r_{SC} = 0,85$), M4 ($p = 0,011$; $r_{SC} = 0,85$) a M5 ($p = 0,021$; $r_{SC} = 0,77$) 6 týdnů po skončení intervence. Významně nižší velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy na dominantní dolní končetině ve srovnání s nedominantní dolní končetinou jsme zaznamenali v oblasti HL ($p = 0,021$; $r_{SC} = 0,77$) před intervencí, v oblastech M4 ($p = 0,028$; $r_{SC} = 0,73$) a M5 ($p = 0,021$; $r_{SC} = 0,77$) 6 týdnů po skončení intervence. V oblasti HM ($p = 0,028$; $r_{SC} = 0,73$) jsme zaznamenali významně vyšší velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy na dominantní dolní končetině ve srovnání s nedominantní dolní končetinou 6 týdnů po skončení intervence.

Hypotézu H_9 zamítáme pro dominantní dolní končetinu pro všechny sledované parametry.

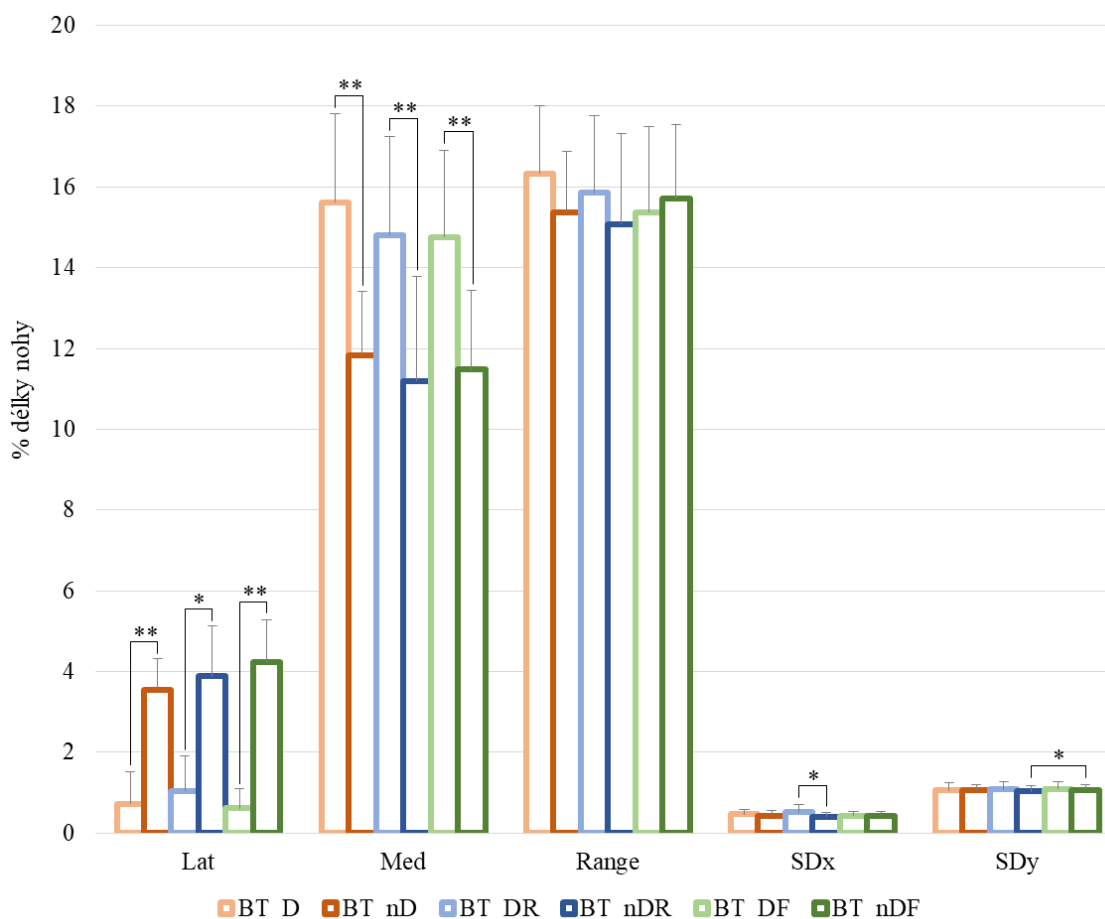
Hypotézu H_9 zamítáme pro nedominantní dolní končetinu pro všechny sledované parametry.

5.2.2 Ověření hypotézy H_{10}

H_{10} : „Rehabilitační intervence má vliv na trajektorii působišť reakční síly podložky při odvalu chodidla u baletních tanečníků.“

A) na dominantní DK; B) na nedominantní DK

Parametry pohybu COP u hodnocených skupin jsou uvedeny v Příloze 16. Statistická a věcná významnost rozdílů mezi skupinami a mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou je uvedena v Příloze 17–18. Průměrné hodnoty vybraných parametrů pohybu COP u hodnocených skupin s označením statisticky významných rozdílů je zobrazeno na Obrázku 28.



Obrázek 28 Grafické porovnání vybraných délkových parametrů pohybu COP mezi hodnocenými skupinami.

Poznámka: Lat – maximální výchylka COP od osy chodidla v laterální směru; Med – maximální výchylka COP od osy chodidla v mediální směru; Range – rozsah pohybu COP v mediolaterálním směru; SDx – směrodatná odchylka výchylky CoP od osy chodidla v mediolaterálním směru; SDy – směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru; uvedené parametry se udávají v relativních hodnotách délky nohy; BT_D – baletní tanečníci před rehabilitační intervencí, dominantní dolní končetina; BT_nD – baletní tanečníci před rehabilitační intervencí, nedominantní dolní končetina; BT_DR – baletní tanečníci po rehabilitační intervenci, dominantní dolní končetina; BT_nDR – baletní tanečníci po rehabilitační intervenci, nedominantní dolní končetina; BT_DF – baletní tanečníci, následný efekt rehabilitační intervence, dominantní dolní končetina; BT_nDF – baletní tanečníci, následný efekt rehabilitační intervence, nedominantní dolní končetina. * $p < 0,05$. ** $p < 0,01$.

Šest týdnů po skončení intervence jsme zaznamenali na nedominantní dolní končetině významně vyšší směrodatnou odchylku výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru ($p = 0,015$; $W = 0,57$) ve srovnání s měřením ihned po intervenci.

Významně nižší maximální výchylku COP od osy chodidla v laterálním směru na dominantní dolní končetině ve srovnání s nedominantní dolní končetinou jsme zjistili před intervencí ($p = 0,008$; $r_{SC} = 0,89$), ihned po intervenci ($p = 0,008$; $r_{SC} = 0,89$) i 6 týdnů po skončení intervence ($p = 0,008$; $r_{SC} = 0,89$). Naopak významně vyšší maximální výchylku COP od osy chodidla v mediálním směru na dominantní dolní končetině ve srovnání s nedominantní dolní končetinou jsme zjistili před intervencí ($p = 0,008$; $r_{SC} = 0,89$), ihned po intervenci ($p = 0,021$; $r_{SC} = 0,77$) i 6 týdnů po skončení intervence ($p = 0,008$; $r_{SC} = 0,89$). Ihned po intervenci jsme našli na dominantní dolní končetině ve srovnání s nedominantní dolní končetinou významně vyšší směrodatnou odchylku výchylky COP od osy chodidla v mediolaterálním směru ($p = 0,021$; $r_{SC} = 0,77$) a významně vyšší rychlost výchylky COP v mediolaterálním směru ($p = 0,021$; $r_{SC} = 0,77$).

Hypotézu H_{10} zamítáme pro dominantní dolní končetinu.

Hypotézu H_{10} nelze zamítnout pro nedominantní dolní končetinu.

5.2.3 Ověření hypotézy H_{11}

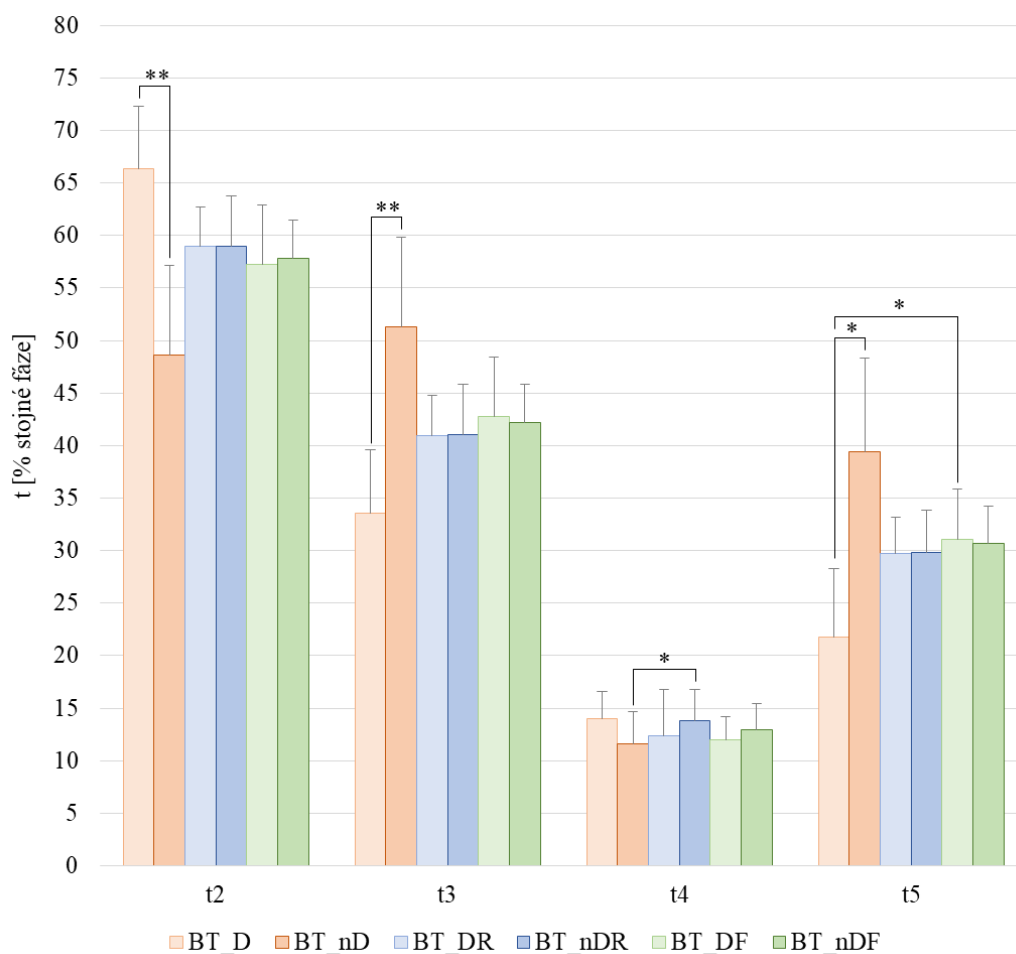
H_{11} : „*Rehabilitační intervence má vliv na časové parametry průběhu reakční síly podložky ve stejné fázi krokového cyklu u baletních tanečnic.*“

A) na dominantní DK; B) na nedominantní DK

Časové proměnné průběhu reakční síly podložky u hodnocených skupin jsou uvedeny v Příloze 19. Statistická a věcná významnost rozdílů mezi skupinami a mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou je uvedena v Příloze 20–21. Průměrné hodnoty časových proměnných průběhu reakční síly podložky u hodnocených skupin s označením statisticky významných rozdílů je zobrazeno na Obrázku 29.

Významně delší čas dosažení maxima síly v decelerační fázi ($p = 0,015$; $W = 0,57$) jsme zjistili na nedominantní dolní končetině ihned po intervenci ve srovnání s měřením před intervencí. Šest týdnů po skončení intervence jsme zaznamenali na dominantní dolní končetině významně kratší čas stejné fáze ($p = 0,008$; $W = 0,63$) a významně delší čas dosažení maxima síly v akcelerační fázi ($p = 0,015$; $W = 0,57$) ve srovnání s měřením před intervencí.

Před intervencí jsme našli významně delší čas stojné fáze ($p = 0,021$; $r_{SC} = 0,77$) a významně delší dobu trvání decelerační fáze ($p = 0,008$; $r_{SC} = 0,89$) na dominantní dolní končetině ve srovnání s nedominantní dolní končetinou. Naopak významně kratší dobu trvání akcelerační fáze ($p = 0,008$; $r_{SC} = 0,89$) a významně kratší čas dosažení maxima síly v akcelerační fázi ($p = 0,011$; $r_{SC} = 0,85$) jsme našli před intervencí na dominantní dolní končetině ve srovnání s nedominantní dolní končetinou.



Obrázek 29. Grafické porovnání časových proměnných průběhu reakční síly podložky mezi hodnocenými skupinami.

Poznámka: t_2 – trvání decelerační fáze; t_3 – trvání akcelerační fáze; t_4 – čas dosažení maxima síly v decelerační fázi; t_5 – čas dosažení maxima síly v akcelerační fázi; t_2 až t_5 se udávají v relativních hodnotách délky trvání stojné fáze; BT_D – baletní tanečníci před rehabilitační intervencí, dominantní dolní končetina; BT_nD – baletní tanečníci před rehabilitační intervencí, nedominantní dolní končetina; BT_DR – baletní tanečníci po rehabilitační intervenci, dominantní dolní končetina; BT_nDR – baletní tanečníci po rehabilitační intervenci, nedominantní dolní končetina; BT_DF – baletní tanečníci, následný efekt rehabilitační intervence, dominantní dolní končetina; BT_nDF – baletní tanečníci, následný efekt rehabilitační intervence, nedominantní dolní končetina. * $p < 0,05$. ** $p < 0,01$.

Kritériem pro zamítnutí hypotézy H_{11} je nalezení méně než jednoho statisticky významného rozdílu včetně v některém z parametrů.

Hypotézu H_{11} nelze zamítnout pro dominantní dolní končetinu.

Hypotézu H_{11} nelze zamítnout pro nedominantní dolní končetinu.

5.2.4 Ověření hypotézy H_{12}

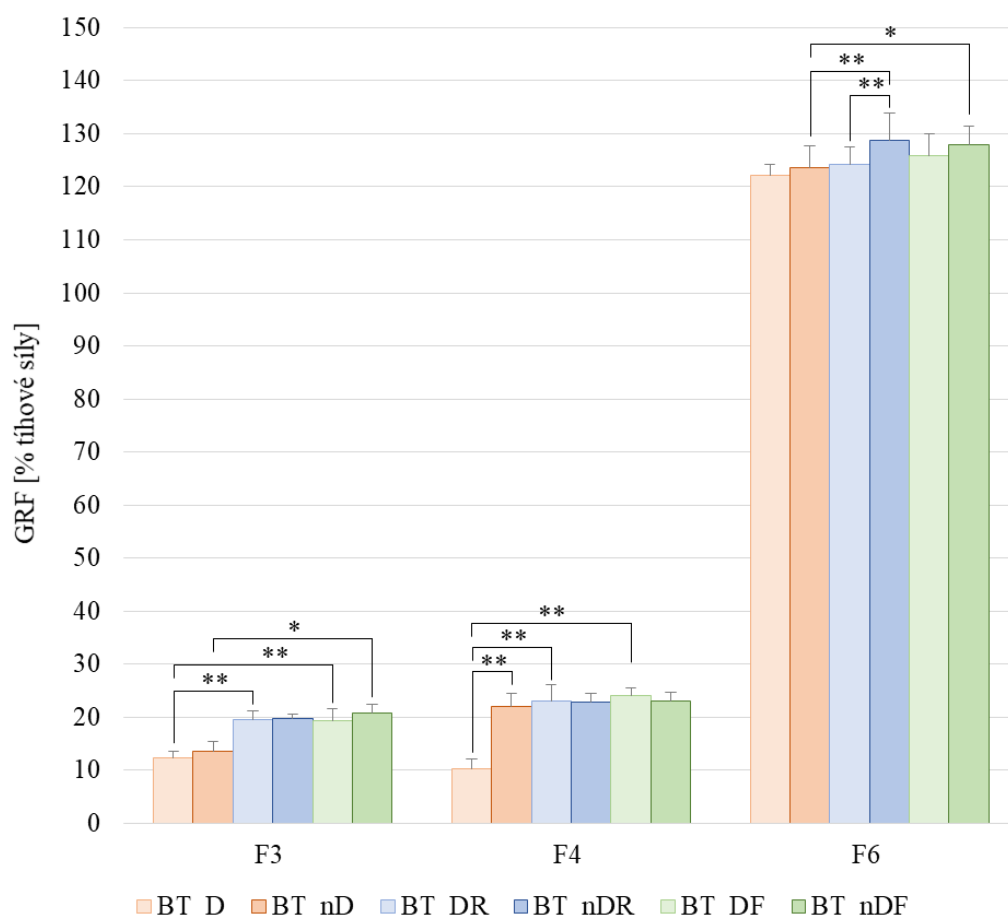
H_{12} : „Rehabilitační intervence má vliv na velikost reakční síly podložky v průběhu stojné fáze krokového cyklu u baletních tanečnic.“

A) na dominantní DK; B) na nedominantní DK

Velikosti reakční síly podložky u hodnocených skupin jsou uvedeny v Příloze 19. Statistická a věcná významnost rozdílů mezi skupinami a mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou je uvedena v Příloze 20–21. Průměrné hodnoty velikosti reakční síly podložky u hodnocených skupin s označením statisticky významných rozdílů je zobrazeno na Obrázku 30.

Ihned po intervenci jsme zaznamenali na dominantní dolní končetině ve srovnání s měřením před intervencí významně větší lokální maximum síly v decelerační fázi ($p = 0,008$; $W = 0,63$) a lokální maximum síly v akcelerační fázi ($p = 0,008$; $W = 0,63$), na nedominantní dolní končetině jsme v tomto porovnání zaznamenali významně větší lokální maximum síly ve fázi konečného stoje ($p = 0,008$; $W = 0,63$). Šest týdnů po skončení intervence jsme našli na dominantní dolní končetině ve srovnání s měřením před intervencí významně větší lokální maximum síly v decelerační fázi ($p = 0,008$; $W = 0,63$) a lokální maximum síly v akcelerační fázi ($p = 0,008$; $W = 0,63$), na nedominantní dolní končetině jsme našli významně větší lokální maximum síly v decelerační fázi ($p = 0,015$; $W = 0,57$) a lokální maximum síly ve fázi konečného stoje ($p = 0,015$; $W = 0,57$).

Před intervencí jsme zjistili významně menší lokální maximum síly v akcelerační fázi ($p = 0,008$; $r_{SC} = 0,89$) na dominantní dolní končetině ve srovnání s nedominantní dolní končetinou. Významně menší lokální maximum síly ve fázi konečného stoje ($p = 0,008$; $r_{SC} = 0,89$) jsme zaznamenali ihned po intervenci na dominantní dolní končetině ve srovnání s nedominantní dolní končetinou.



Obrázek 30 Grafické porovnání velikosti reakční síly podložky mezi hodnocenými skupinami.

Poznámka: F₃ – lokální maximum síly v decelerační fázi; F₄ – lokální maximum síly v akcelerační fázi; F₆ – lokální maximum síly ve fázi konečného stoje; F₄ až F₇ se udávají v relativních hodnotách velikost tíhové síly; BT_D – baletní tanečníci před rehabilitační intervencí, dominantní dolní končetina; BT_nD – baletní tanečníci před rehabilitační intervencí, nedominantní dolní končetina; BT_DR – baletní tanečníci po rehabilitační intervenci, dominantní dolní končetina; BT_nDR – baletní tanečníci po rehabilitační intervenci, nedominantní dolní končetina; BT_DF – baletní tanečníci, následný efekt rehabilitační intervence, dominantní dolní končetina; BT_nDF – baletní tanečníci, následný efekt rehabilitační intervence, nedominantní dolní končetina. * p<0,05. ** p<0,01.

Hypotézu H₁₂ nelze zamítnout pro dominantní dolní končetinu.

Hypotézu H₁₂ nelze zamítnout pro nedominantní dolní končetinu.

6 Diskuze

6.1 Rozdíly parametrů stojné fáze chůze baletních tanečníků a kontrolní skupiny

Velikost a rozložení tlaků na chodidlo

Stojná fáze chůze je ve většině případů zahájena kontaktem paty s podložkou v oblasti laterálního okraje patní kosti. Postupným zatěžováním se do kontaktu s podložkou dostává celé chodidlo. Následně zvednutí paty od podložky přenese hmotnost těla na předonoží. Na konci stojné fáze chůze je v kontaktu s podložkou pouze mediální část předonoží. Palec představuje poslední segment, přes který je ukončen kontakt s podložkou na konci stojné fáze (Perry & Burnfield, 2010).

Výsledky naší práce ukazují, že doba kontaktu chodidla s podložkou v oblasti zánoží a středonoží je u mužů baletních tanečníků významně delší v porovnání s kontrolní skupinou. Ke shodným výsledkům dospěl Nyska et al. (2003) u pacientů s chronickou nestabilitou hlezenního kloubu. V praxi má toto zjištění za následek zpomalení přenosu hmotnosti těla v období od počátečního kontaktu nohy s podložkou až po odraz palce. Možným vysvětlením je, že pozice nohy na konci stojné fáze, která je v plantární flexi, je méně stabilní než na začátku stoje, když je noha dorzálně flektovaná. To je mimo jiné způsobeno tvarem talu. Zpomalení pohybu směrem k přední části chodidla může být vyjádřením kompenzačního mechanismu, který noze poskytuje dostatek času ke stabilizaci při přenosu hmotnosti těla na předonoží (Nyska et al., 2003). Nedostatečná stabilita hlezna u tanečníků může být způsobena opakovaným výskytem distorze kotníku (u námi sledovaného souboru byl výskyt distorze kotníku 36 %), které jsou nejčastějším úrazem baletních tanečníků vedoucím k poruše propiocepce v oblasti nohy (Clippinger, 2007; Leanderson, Erikson, Nilsson, & Wykman, 1996; Lung, Chern, Hsieh, & Yang, 2008; Nyska et al., 2003; Russell, 2010). Dochází k nim především v pozicích *demi-pointe* a *en pointe*, když je noha v maximální plantární flexi. Tanečníci v těchto pozicích nejsou schopni eliminovat působení sil a tím nadměrně zatěžují vazy laterální strany hlezenního kloubu a laterální metatarzy, což predisponuje tanečníka ke zvýšení rizika podvrtnutí tohoto kloubu (Simmel, 2013). To potvrzují i naše výsledky, kdy setrvání baletních tanečníků v období středního stoje, během něhož je působení sil na neustále přetěžovanou nohu tanečníka nejmenší, bylo delší.

Baletní špičky nejsou schopny absorbovat nárazy a jen velmi málo chrání strukturu chodidla (Bickle et al., 2018; Bryan & Smith, 1992; Nowacki et al., 2012; Stretanski & Weber, 2002). Chůze v baletních špičkách zdvojnásobuje zatížení nohy ve srovnání s bosou chůzí, během doskoků je to až 60násobně vyšší zatížení (Shah, 2010). V důsledku tohoto opakovaného extrémního zatížení prstů nohou během tance na špičkách může docházet u baletních tanečníků ke vzniku deformit prstů nohy, ale také i plantární fascitidy. Phillips a McClinton (2017) došli ve svojí práci ke zjištění, že jedinci trpící bolestí v oblasti plantární části paty používali jako kompenzační mechanismus pro vyvarování se bolesti během chůze zvýšenou dobu kontaktu v oblasti středonoží a předonoží. Více jak polovinu těchto bolestí tvořil zánět plantární fascie, dále pak atrofie patního tukového polštáře, plantární fibromatóza a patní ostruha. Shodné výsledky jsme našli u žen, kdy profesionální tanečnice zatěžovaly významně déle chodidlo v oblasti metatarzů v porovnání s ženami kontrolní skupiny. Bolest v oblasti plantární části paty je v klinické praxi často spojována s pronací nohy (Phillips & McClinton, 2017).

Buldt, Allan, Landorf a Menz (2018) pozorovali dobu kontaktu chodidla s podložkou u klasických klinických typů nohy. Zjistili, že plochá noha se projevuje delší dobou kontaktu v oblasti mediálního středonoží ve srovnání s normální a vysokou nohou. Naopak jedinci s nohou vysokou trávili více času na laterálním předonoží ve srovnání s normální a plochou nohou.

Z našich výsledků je zřejmé, že baletní tanečníci tráví delší dobu v období středního stoje v porovnání s muži kontrolní skupiny. Naopak baletní tanečnice tráví delší dobu v období konečného stoje v porovnání s kontrolní skupinou. Tato zjištění vedou k závěru, že baletní tanec má vliv na plynulost odvalu chodidla během chůze, když muži déle zatěžují oblast zánoží a středonoží, ženy oblast předonoží.

Rozdíly jsme také pozorovali mezi muži a ženami. Ženy tanečnice v porovnání s tanečnicí setrvaly delší dobu v kontaktu s podložkou v oblasti druhého metatarzu. Příčinu tohoto rozdílu můžeme hledat v rozdílných ženských a mužských baletních prvcích a rozdílném způsobu tance. Žena by měla působit křehce a něžně, nosí baletní špičky, proto v jejich tanci převládá pozice na špičkách (*en pointe*). Pro muže je důležitá především svalová síla, kterou využívají nejen pro zvládnutí dostatečné výšky skoků, ale také pro zvedání tanečních partnerek. Jejich projev by měl působit dynamičtěji a agresivněji. Tanečníci baletní špičky obouvají pouze velmi zřídka (Yau et al., 2017).

Naše práce dále potvrzuje odlišný průběh odvalu chodidla u baletních tanečníků, s rychlejším nárůstem maximálního tlaku v oblasti prstů ve srovnání s kontrolní

skupinou. Rychlejší dosažení maxima tlaku dosáhly ženy baletní tanečnice v porovnání s kontrolní skupinou také v oblasti zánoží. Také velikost těchto maxim se u žen tanečnic významně lišila s kontrolní skupinou.

Ženy v obou skupinách v porovnání s muži dosahovaly hodnot maxima tlaku v oblasti palce a prstů dříve. Studie Chiu et al. (2013) uvádí, že ženy a muži používají rozdílné strategie pro kontrolu hlezenního kloubu a nohy během normální chůze. Z výsledků jejich práce vyplývá, že ženy mají větší pohyblivost předonoží během propulze než muži. To však může znamenat, že chodidlo není schopno svojí funkce rigidní páky pro odraz, což by mohlo vést k prodloužení doby odvalu chodidla během chůze. Naše výsledky však vedou ke zjištění, že ženy mají rychlejší odval chodidla v porovnání s muži. Toto zjištění mohlo být ovlivněno rychlostí chůze, kterou jsme neměřili.

Významně nižší hodnotu maximálního tlaku jsme našli u mužů tanečníků v porovnání s kontrolní skupinou v oblasti laterální paty a středonoží. U žen tanečnic jsme významně nižší tlak v porovnání s kontrolní skupinou našli v oblasti zánoží, středonoží a v oblasti palce a prstů.

Vzhledem k častým distorzím kotníku u tanečníků, bychom mohli hledat vysvětlení těchto výsledků v nestabilitě hlezenního kloubu. Tanečníci snižují maximum tlaku v oblasti zánoží a středonoží, které je v kontaktu s podložkou v první polovině krokového cyklu, kdy je noha méně stabilní. Maximálním tlakem při kontaktu chodidla s podložkou u jedinců s chronickou nestabilitou hlezenního kloubu se zabývali autoři Koldenhoven, Feger, Fraser, Saliba a Hertel (in Moisan, Descarreaux, & Cantin, 2017), kteří u těchto osob pozorovali zvýšený maximální tlak v oblasti laterálního předonoží během stojné fáze chůze. Nicméně dodávají, že tyto biomechanické změny nemusí být následkem, ale příčinou chronické nestability kotníku. Buldt et al. (2018) došli k závěrům, že vyšší maximální hodnota tlaku v oblasti paty a laterálního předonoží se vyskytuje u nohy vysoké, v oblasti druhého metatarzu, palce a druhého prstu u nohy ploché.

Ženy tanečnice dosahovaly významně nižší hodnoty maximálního tlaku v oblasti laterálních metatarzů v porovnání s muži. Toto zjištění přisuzujeme rozdílu ve způsobu tance, jelikož rozdíly mezi muži a ženami u kontrolní skupiny jsme nenašli.

Výsledky naší práce prokázaly větší celkové zatížení v oblasti mediální paty u tanečníků mužů v porovnání s muži kontrolní skupiny. Zvýšené zatížení mediální části

paty uvádí Vařeka a Vařeková (2009) jako důsledek jejího valgózního postavení. V oblasti středonoží bylo celkové zatížení u tanečnicků menší ve srovnání s kontrolní skupinou. U žen tanečnic bylo celkové zatížení menší v oblasti laterální paty v porovnání s kontrolní skupinou.

Možné vysvětlení tohoto zjištění můžeme hledat ve skutečnosti, že tanečníci mají everzní postavení paty. Na výskyt maximální everze kosti patní vzhledem k ose bérce ve všech základních klasických baletních pozicích u tanečnicků poukazuje Kravitz et al. (1987), kteří hodnotili vztah mezi everzí kosti patní a intenzitou síly vykonání pozice *turnout*. Současně pozorovali inverzní pozici nohy na podložce. Výsledky jejich práce naznačují, že čím více se tanečníci snaží zaujmout maximální postavení v kyčelních kloubech v pozici *turnout*, tím více dochází k everzi kosti patní. Tento kompenzační mechanismus si uvědomují, proto se o zmírnění pronačního postavení nohy intenzivně snaží aktivitou supinátorů nohy, aby došlo k inverze calcanea, vzhledem k relativní everzi předonoží. Tato vědomá korekce postavení nohy vede opět k obnově stability mediálního oblouku nohy (Kravitz et al., 1987). Kröschlová (1956) v rámci správné techniky chůze uvádí vědomou korekci hyperpronace nohy tanečnicků přenosem hmotnosti těla na třetí a čtvrtý metatarz.

Fakt, že pro dosažení extrémních baletních pozic využívají tanečníci kompenzační strategie, potvrzují i další práce (Ahonen, 2008; Grossman & Wilmerding, 2000; Nowacki, Air, & Rietveld, 2013; Quanbeck et al., 2017). Nejdůležitějším pohybem pro dosažení požadovaných pozic je již zmíněná zevní rotace, především kyčelního kloubu, nejčastěji pro dosažení ideální pozice *turnout*. Tanečníci ji nahrazují předním klopením pánve, rotací tibie nebo postavením nohy – hyperpronací. Hyperpronace nohy (tzv. *rolling in*) může vést k hypermobilitě prvního paprsku a následně ke kolapsu mediálního oblouku nohy způsobující porušení mediální stability nohy (Kravitz et al., 1987). Výsledky naší práce prokazují, že tato kompenzační strategie ovlivňuje funkci nohy nejenom během tance, ale tanečníci si ji přenášejí i do běžné lokomoce.

Pronační postavení nohy způsobuje další problémy na úrovni proximálních kloubů dolní končetiny, pánve a páteře. Dochází k valgotizaci kolenního kloubu, nadměrné vnitřní rotaci tibie a femuru. Vnitřní rotace femuru dále způsobuje ventrální postavení pánve, v jejímž důsledku následně vzniká bederní hyperlordóza. Nadměrná pronace tedy představuje rizikový faktor vzniku četných poranění v průběhu celé dolní končetiny a páteře, způsobených především z přetížení (Barwick, Smith, & Chuter, 2012; Hillstrom et al., 2013; Chuter & Janse de Jonge, 2012; Mitchell et al., 2008; Nowacki et al., 2012;

Resende, Deluzio, Kirkwood, Hassan, & Fonseca, 2015; Vařeka & Vařeková, 2009). Bryant, Tinley a Singer (1999) upozorňují, že nadměrná pronace nohy je důležitým etiologickým faktorem ve vývoji hallux valgus, představující nejčastější deformitu v oblasti nohy u baletních tanečníků. Dále může hyperpronace vyvolávat působení vysokého tlaku na nohu, především na mediální stranu nohy a hlezenního kloubu, tahové napětí na šlachy m. flexor hallucis longus a m. tibialis posterior a kompresní napětí na sezamské kůstky. Vysoké torzní napětí Achillovy šlachy vede k zánětu a mikrorupturám, které mohou vést k jejímu kompletnímu přetržení (Hardaker in Lung et al., 2008).

Studie, které se zabývaly výskytem hyperpronace nohy, uvádějí souvislost se vznikem plochonoží, které v souvislosti s everzí kosti patní potvrzuje u baletních tanečníků Kravitz et al. (1987). Mezi autory těchto studií patří Lung et al. (2008), který ve svojí práci také uvádí, že tanečníci vykazují stejné vlastnostmi jako lidé s plochou nohou, kteří trpí hypermobilitou nohy během chůze. Na základě pozorování analýzy chůze zaznamenali u baletních tanečníků a jedinců s plochonožím zvýšenou mediální složku GRF, rovnější COP trajektorii v oblasti předonoží a významně nižší COP rychlost. Významně nižší celkové zatížení středonoží, které u tanečníků prokázaly naše výsledky, naopak uvádí Rodgers (2012) u rigidní nohy s vysokou klenbou. Hillstrom et al. (2013) ve svojí práci pozorovali vyšší celkové zatížení v oblasti druhého metatarzu ve srovnání s prvním metatarzem u jedinců s hypermobilitou prvního paprsku. Buldt et al. (2018b) dodává, že větší zatížení pod palcem, které našel u jedinců s plochou nohou, podporuje teorii zvýšené mobility prvního paprsku u ploché nohy. Tito autoři také prokázali u jedinců s plochou nohou nižší celkové zatížení v oblasti čtvrtého a pátého metatarzu, naopak vyšší celkové zatížení našli v oblasti druhého metatarzu a palce. Druhý metatarz se tím stává rizikovým pro vznik stresové zlomeniny. K potvrzení těchto výsledků jsme u pozorovaného souboru tanečníků naší práce nedospěli.

Nižší celkové zatížení v laterální oblasti paty a středonoží u tanečníků v porovnání s kontrolní skupinou si také můžeme vysvětlit skutečností, že taneční chůze je charakteristická vzorcem „palec – pata“, kdy prsty nohy kloužou podél podlahy. Provedením techniky chůze, kdy by nemělo dojít k přerušení kontaktu předonoží s podložkou, dochází k posílení informací z proprioreceptorů plosky nohy (Lung et al., 2008). Taneční typ chůze se tedy liší od běžné každodenní chůze popisované v literatuře (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007). Můžeme tedy dodat, že svůj podíl na našich

výsledcích má také každodenní trénink techniky baletní chůze, jejíž prvky si tanečníci osvojují i do chůze běžné.

Autoři Koldenhoven et al. (in Moisan et al., 2017) pozorovali u jedinců s chronickou nestabilitou hlezenního kloubu zvýšený tlakový impulz v oblasti laterálního předonoží během stojné fáze chůze. Přestože můžeme u tanečníků nestabilitu hlezenního kloubu předpokládat, výsledky naší práce v tomto případě neprokázaly stejné zjištění.

U žen tanečnic bylo dále celkové zatížení menší v oblasti palce a prstů v porovnání s kontrolní skupinou. Vysvětlení můžeme opět hledat v dlouhodobé a extrémní zátěži nohy baletních tanečnic, když v pozici *en pointe* je noha nadměrně plantárně flektovaná a špička palce musí nést hmotnost celého těla (Jarvis & Kulig, 2016; Lung et al., 2008). To může způsobovat nadměrnou zátěž prstů, které se tanečnice mimo tanec snaží vyhýbat.

Ke shodným rozdílům celkového zatížení nohy v oblasti předonoží jsme dospěli mezi muži a ženami ve skupině profesionálních tanečníků i ve skupině kontrolní. Naopak odlišné rozdíly jsme našli v oblasti zánoží. Muži kontrolní skupiny prokazovaly významně vyšší celkové zatížení v oblasti zánoží, naopak muži baletní tanečníci dosahovali významně nižších hodnot zatížení v porovnání s ženami. Zjištěné rozdíly celkového zatížení nohy můžeme opět přisuzovat rozdílným rolím mužů a žen v baletním tanci.

Trajektorie působíště reakční síly podložky při odvalu chodidla

V doposud publikované odborné literatuře není mnoho studií, které by se zabývaly zkoumáním průběhu trajektorie COP během chůze, a už vůbec ne u profesionálních baletních tanečníků. Většina odborných studií se zabývá posturální stabilitou a tedy pohybem COP především ve statických situacích.

Výzkumy prokazující excelentní stabilitu u profesionálních baletních tanečníků (Bronner, 2012; Kiefer, Cummins-Sebree, Riley, & Hass, 2007; Rein, Fabian, Zwipp, Rammelt, & Weindel, 2011) se většinou provádí mezi baletními tanečníky samotnými, například při posouzení vlivu zkušeností v tanci za použití baletních prvků a pozic. Jde tedy o testování vysoce komplexních a náročných poloh. Nicméně v odborné literatuře se uvádí, že specifický trénink rovnováhy tanečníků může mít efekt jenom během náročných balančních podmínek během tance a nemůže se přenést na méně náročné balanční podmínky, tedy do posturální kontroly každodenní lokomoce (Costa, Ferreira, & Felicio, 2013; Schmit, Regis & Riley, 2005; Vuillerne et al., 2001). Dokladem

toho je potvrzení Henryho hypotézy z roku 1958, která říká, že tzv. automatický transfer mezi některými schopnostmi neexistuje nebo je velmi nízký, protože se specificky vztahují na konkrétní úkol (Vuillerne et al., 2001; Zemkova, 2008).

V naší práci jsme našli významně větší variabilitu výchylky COP od osy chodidla v předozadním směru u baletních tanečnic v porovnání s kontrolní skupinou žen, a také mužů baletních tanečníků. Zjištění, ke kterému jsme dospěli, si můžeme vysvětlit jako dynamickou nestabilitu baletních tanečnic v sagitální rovině během stojné fáze chůze v důsledku neideálního odvalu chodidla a narušení dynamické funkce nohy a hlezenního kloubu.

Příčinu této změny můžeme hledat v již zmíněné chronické nestabilitě hlezenního kloubu, která mění posturální kontrolu, nervosvalový přenos a vnímání pozice v kloubu (kinestezie) během různých úkolů zahrnujících běžně prováděné aktivity jako je chůze (Moisan et al., 2017). Skutečnost, že kotníková strategie je zodpovědná za udržování rovnováhy v posturálně méně náročných situacích (Horak, 2006), je jedním z možných vysvětlení našich výsledků posturální dynamické nestability tanečníků během chůze.

Autoři studií zabývajících se pohybem COP u pacientů s chronickou nestabilitou hlezenního kloubu zjistili odlišný vzor chůze a to především v laterálním posunu COP (Nyska et al., 2003; Kros, Keijsers, van Ochten, Bierma-Zeinstra, & van Middelkoop, 2016). Nyska et al. (2003) si výsledky vysvětlují tím, že tito pacienti ke konci stojné fáze chůze „vážají“, a proto mají tendenci více zatížit laterální stranu předonoží. Kros et al. (2016) tento posun COP trajektorie u jedinců s neustálými potížemi po laterální distorzi kotníku v porovnání s jedinci po laterální distorzi kotníku bez dalších potíží interpretují větší opatrností odvalu chodidla během chůze, jako kompenzačního mechanismu vyvarování se opětovné bolesti. Buldt et al. (2018a) došli ve svojí práci k závěrům, že vychýlení pohybu COP více laterálně se vyskytuje u nohy vysoké, naopak více mediálně u nohy ploché.

Lung et al. (2008) u tanečníků prokázali menší rozsah trajektorie COP v oblasti předonoží, což považují za důkaz nedostatku inverze nohy u tanečníků během období předšvihů a který je charakteristický pro jedince s plochou nohou. Za příčinu, která vyvolává změny pohybu COP u jedinců s plochou nohou, považují Lung et al. (2008) nadměrnou pohyblivost středonoží během chůze. Vzhledem k výskytu hyperpronace nohy u baletních tanečníků můžeme tento předpoklad potvrdit i u souboru baletních tanečníků, které jsme sledovali v naší práci. Tito autoři dále u tanečníků pozorovali významně nižší rychlost změn trajektorie COP. Pravděpodobný důvod svých zjištění vidí

v neideální opěrné funkci prvního metatarzu, který u tanečníků disponuje větší pohyblivostí do extenze (Lung et al., 2008).

Časové parametry průběhu reakční síly podložky

Nadměrná pronace, která je u baletních tanečníků v literatuře hojně popisována (Ahonen, 2008; Kravitz et al., 1987; Nowacki et al., 2013; A. E. Quanbeck et al., 2017) a kterou výsledky naší práce potvrzují během stojné fáze chůze, je kromě nestability klenby nožní spojena také s rostoucí zátěží kladenou na nosné struktury a se změnou rozložení zatížení na chodidle. Následná nestabilita předonoží může vyvolat dysfunkci prvního metatarzofalangeálního skloubení. Noha není schopna plnit funkci rigidní páky v závěru stojné fáze, což může způsobit neefektivní propulzivní fázi a tím vznik kompenzačních modelů chůze (Barwick et al., 2012; Chuter & Janse de Jonge, 2012; Lung et al., 2008; Resende, Pinheiro, & Ocarino, 2019). Závěry těchto autorů se shodují se zjištěním předložené práce.

U žen baletních tanečnic byla prokázána pomalejší akcelerační fáze anteroposteriorní i vertikální složky reakční síly podložky, naopak rychlejší brzdící fáze vertikální složky reakční síly podložky v porovnání s kontrolní skupinou. Maximální hodnota anteroposteriorní složky reakční síly v akcelerační fázi nastává u baletních tanečnic později v porovnání s kontrolní skupinou, kdežto maximální hodnota vertikální složky reakční síly v brzdící fázi nastává dříve. Tato zjištění nás také informují o tom, že u baletních tanečnic dochází k rychlejšímu přenosu zatížení na stojnou dolní končetinu, tedy zatížení končetiny je dynamičtější s rychlejším nárůstem a poklesem maximálních hodnot.

Ahonen (2008) uvádí, že narušení adekvátního odvíjení chodidla během krokového cyklu je způsobeno hypermobilitou středonoží s následným vznikem pronačního postavení nohy. Tento mechanismus odvíjení chodidla byl pozorován u jedinců s plochonožím. Ke shodným výsledkům dospěl Nyska et al. (2003), kteří pozorovali u pacientů s chronickou nestabilitou hlezenního kloubu zpomalení odvalu směrem ke konci stojné fáze, což může představovat kompenzační mechanismus, který dává noze dostatečný čas pro její stabilizaci.

Naše výsledky ukazují narušení adekvátního odvíjení chodidla během krokového cyklu u profesionálních baletních tanečníků. Delší akcelerační fázi si můžeme vysvětlit také valgózní deformitou palce, ke které dochází následkem baletních pozic a baletní obuvi. Dysfunkce prvního kloubu palce vede k insuficienci propulzní složky chůze. Takto

vzniklou nedostatečnou odrazovou schopnost palce kompenzují tanečníci větší plantární flexí (Parijat & Lockhart, 2008). Prodloužená doba odrazu chodidla zvyšuje riziko vzniku poranění předonoží (Richards, 2008). Navíc narušená propulzní schopnost stojné dolní končetiny snižuje i akceleraci ostatních segmentů těla a zvyšuje tak riziko posturální nestability (Parijat, & Lockhart, 2008).

Ke změně propulzní fáze chůze došli také autoři Menz, Auhl, Tan, Buldt a Munteanu (2018), kteří se zabývali parametry COP během chůze u pacientů s osteoartrózou prvního metatarzofalangeálního kloubu. Autoři došli k závěru, že tato změna je způsobená omezenou dorzální flexí prvního metatarzofalangeálního kloubu. Vzhledem k neustálému přetěžování hlavního kloubu palce u baletních tanečníků, můžeme předpokládat preartrotické změny a následně artrózu tohoto kloubu. Klinické příznaky se mohou objevovat dříve, než objektivní nález na rentgenovém snímku. Proto můžeme pozorovat dřívější klinické příznaky, tedy narušení adekvátního odvíjení chodidla, před samotným stanovením diagnózy. Naopak práce Phillips a McClinton (2017) uvádí jako kompenzační strategii delší dobu brzdící fáze vertikální složky reakční síly podložky u pacientů s bolestí v oblasti plantární části paty.

Velikost reakční síly podložky

Autoři Resende et al. (2019) došli ve svojí práci k závěru, že hyperpronace nohy snižuje anteriorní posun COP. Jako kompenzační mechanismus pro udržení rychlosti chůze zvyšují jedinci s hyperpronací nohy moment síly plantární flexe hlezna a tím se také zvyšuje velikost GRF v anteriorním směru během konečného stoje. Stejně zjištění potvrzují i naše výsledky, když jsme našli u skupiny baletních tanečníků významně vyšší maximum síly v akcelerační fázi chůze v porovnání s kontrolní skupinou.

Tato zjištění mohou být vysvětlena skutečností, že hyperpronace zvyšuje flexibilitu segmentů nohy a ohrožuje tak funkci rigidní páky nohy. Následně může omezit moment síly plantární flexe hlezenního kloubu během středního a konečného stoje stojné fáze chůze. Vzhledem k tomu, že primárními generátory síly vpřed během konečného stoje jsou plantární flexory nohy, pronace nohy může omezit tvorbu jejich síly a následně redukovat předšvih a tedy akceleraci těžiště těla vpřed. Zvýšená pohyblivost předonoží během chůze vlivem pronace nohy přispívá ke vzniku plantární fascitidy.

K pohybu těla vpřed během konečného stoje v menší míře přispívají flexory kyčle. Pokud je síla vytvářená hlezenním kloubem redukována zvýšenou pronací nohy, dochází ke zvýšení momentu síly flexe kyčle, což udržuje propulzi těžiště vpřed. Dlouhodobě tato

kompenzace může vést k přetěžování kyčelního kloubu a tudíž přispívat ke vzniku jeho patologií, např. femoroacetabulárnímu impingement syndromu.

Také v oblasti kolenního kloubu způsobuje pronace nohy problémy, když na počátku středního stoje může zpozdit zahájení extenze kolenního kloubu. Následkem může být přetěžování měkkých tkání v okolí kloubu (Resende et al., 2019; Vařeka & Vařeková, 2009).

Lung et al. (2008) zjistili u tanečnicků významně vyšší maximum mediální složky GFR během období předšvihů. Také změnu této složky síly si autoři vysvětlují pronačním postavením nohy během fáze předšvihu.

U skupiny mužů baletních tanečnicků jsme našli významně menší maximum síly ve fázi postupného zatěžování vertikální složky GRF v porovnání s kontrolní skupinou. Stejně zjištění zaznamenali autoři Phillips a McClinton (2017) u pacientů s bolestí v oblasti plantární části paty, kde více jak polovina jedinců trpěla zánětem plantární fascie. Naměřené rozdíly si můžeme vysvětlit jako pozvolné pokládání chodidla, méně razantní “měkký” nášlap. Důvodem může být fakt, že baletní tanečníci nejsou zvyklí během tance zatěžovat oblast zánoží, většinu času zatěžují oblast předonoží.

Výsledky naší práce ukazují, že kompenzační strategie, které tanečníci využívají pro ideální techniku tance, a následky častých úrazů především v oblasti nohy a hlezenního kloubu ovlivňují zatížení chodidla nohy a dynamiku jeho odvalu. Funkční změna nohy může ovlivnit ideální pohybový vzorec celé dolní končetiny. Je také známo, že noha má zásadní význam pro mechaniku chůze. Na základě našich zjištění můžeme tedy říci, že vlivem tance může dojít ke změně mechaniky lokomoce – chůze baletních tanečnicků, která je příčinou vzniku zranění nejenom během tance, ale i mimo divadelní zázemí. Tato zranění muskuloskeletálního systému mohou v některých případech tanečníky vyřadit z profesionální kariéry.

6.2 Rozdíly parametrů stejné fáze chůze před a po rehabilitační intervenci u baletních tanečníků

Stejně jako u jiných vrcholových sportovců, vysoké fyzické nároky kladené na baletní tanečníky by měly být kompenzovány adekvátní zdravotní péčí o pohybový aparát. Absence studií zabývajících se problematikou rehabilitační intervence u jedinců se specifickým tréninkem tance nás přiměl k provedení výzkumu, který by určil vliv rehabilitační intervence na provedení každodenní lokomoce – chůze, a podal nám tak informace o možném způsobu diagnostiky a terapie u této skupiny osob.

Velikost a rozložení tlaků na chodidle před a po rehabilitační intervenci

Po námi zvolené intervenci došlo v oblasti třetího a čtvrtého metatarzu ke zvýšení maximálního tlaku, z čehož můžeme usuzovat, že baletní tanečníci po absolvování intervenci zatěžovali více laterální stranu chodidla. Tento efekt však nepřetrval v následném období po ukončení intervence. Stejný výsledek jsme pozorovali u celkového zatížení v oblasti čtvrtého metatarzu.

Celkové zatížení v oblasti mediální části paty se ihned po intervenci snížilo. Tato změna se trvala i v období po ukončení intervence. Domníváme se, že vlivem intervence došlo k ovlivnění hyperpronačního postavení nohy tanečníků, které používají během tance i během každodenních pohybových vzorů. Můžeme tedy říci, že po absolvování intervence došlo k normalizaci zatížení chodidla v průběhu krokového cyklu. Naše vysvětlení dokládá i fakt, že při pozorování celkového zatížení mezi tanečníky a kontrolní skupinou jsme u tanečníků našli vyšší hodnoty tlakového impulsu v oblasti mediální paty, u tanečnic jsme zaznamenali nižší hodnoty v oblasti laterální paty.

Po rehabilitační intervenci došlo k téměř plné úpravě rozdílů mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou, avšak 6 týdnů po ukončení intervence došlo k velkému nárůstu významných rozdílů mezi končetinami ve všech parametrech, především v oblasti metatarzů. Tento výsledek si můžeme vysvětlovat příznivým efektem intervence na lepší symetrizaci zatížení mezi nohama ihned po intervenci. Vzhledem ke krátké době jejího trvání nebylo dosaženo takových změn v pohybovém chování, aby měla intervence dlouhodobější účinek.

Od baletních tanečníků se očekává, že během tance zapojují dolní končetiny rovnoměrně. Během zkoušek by měli tedy být obě nohy uplatňovány ve stejné míře. Nicméně je známo, že baletní prvky se trénují s vyšším počtem opakování na jedné noze,

tedy častým použitím jedné končetiny jako švihové, druhé končetiny jako oporné. Preference, známá jako *lateral bias*, může přispět k funkčním a fyzickým rozdílům mezi končetinami, a proto by mohla mít pro tanečníky negativní důsledky, kterými jsou zranění nebo chronická bolest (Mertz & Docherty, 2012). V dostupné literatuře je nedostatek informací o přítomnosti asymetrie před zahájením tanečních tréninků, nebo zda je to výsledkem taneční praxe v kombinaci s funkční dominancí tanečníka (Kimmerle, 2010). Určitý stupeň asymetrie je však považován za fyziologický (Vařeka, 2001).

Trajektorie působistě reakční síly podložky při odvalu chodidla před a po rehabilitační intervenci

Po rehabilitační intervenci došlo u tanečníků ke snížení variability výchylky COP od osy chodidla na nedominantní dolní končetině v předozadním směru. Tento efekt však v delším časovém horizontu od intervence nepřetrval. Jelikož bylo cvičení mimo jiné zaměřeno také na stabilitu trupu, můžeme předpokládat, že snížení této výchylky a tedy předpokládané zlepšení dynamické stability tanečníků v sagitální rovině, můžeme připisovat pozitivnímu efektu terapie. V tomto směru se také potvrzuje funkční souvislost zlepšení stability na proximálním segmentu, která ovlivňuje stabilitu také na distálním segmentu, během uplatnění kotníkové strategie při řešení stability těla (Horak, 2006).

Rozdíly maximálních výchylek COP od osy chodidla v laterální a mediální směru mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou se vlivem intervence nezměnily. Zjištěné rozdíly potvrzují jistou preferenci funkce končetiny.

Časové parametry průběhu reakční síly podložky před a po rehabilitační intervenci

Intervence vedla ke zkrácení doby stojné fáze, která se i nadále významně zkracovala v následném období po jejím ukončení. Dále došlo k významnému prodloužení doby dosažení maxima v decelerační fázi na nedominantní dolní končetině, na dominantní dolní končetině k prodloužení doby dosažení maxima v akcelerační fázi, které se nadále významně zvyšovalo v následném období po ukončení intervence. Výsledky naší práce ukazují, že provedená intervence by mohla vést k ovlivnění dynamických vlastností nohy, což by mohlo přispívat k adekvátnímu odvíjení chodidla.

Významné rozdíly, kterých bylo vlivem intervence dosaženo, vedly k úpravě významných rozdílů mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. Domníváme se, že provedená intervence měla vliv na zlepšení symetrizace rozdílů mezi dolními

končetinami a tedy na zlepšení dynamiky chůze odstraněním těchto rozdílů mezi končetinami.

Velikost reakční síly podložky před a po rehabilitační intervenci

Vlivem intervence došlo k významnému zvýšení maxima síly v decelerační fázi anteroposteriorní složky GRF na dominantní dolní končetině a to jak ihned po intervenci, tak i v období 6 týdnů po jejím ukončení. K podobným výsledkům jsme také dospěli na nedominantní dolní končetině.

Dále došlo k významnému zvýšení maxima síly v akcelerační fázi na dominantní dolní končetině po intervenci, což mohlo být způsobeno efektivnější prací plantárních flexorů a pronátorů nohy, ve kterých jsme nacházeli velké množství reflexních změn, které jsme po celou dobu intervence ošetřovali. Tento výsledek měl také pozitivní vliv na rozdíly mezi končetinami, které se vyskytovaly před intervencí, kdežto po intervenci zaznamenány již nebyly.

Poslední významné rozdíly byly pozorovány u maxima síly v konečném stoji na nedominantní dolní končetině. Vlivem intervence mohlo dojít ke zvýšení dynamiky odrazu na nedominantní dolní končetině, což způsobilo významné rozdíly mezi končetinami po intervenci, v následném období 6 týdnů po ukončení intervence se stav navrátil zpět.

Autoři Wu, Lou, Lee, Chen a You (2014) se ve svojí práci zabývali vlivem zkrácení mm. gastrocnemii na úhel odvíjení nohy a kinetiku během chůze. Aby nedošlo k narušení stereotypu chůze, uvádí Gross (in Wu et al., 2014) kompenzační strategie, jako například zkrácení délky kroku, zvýšená hypermobilita předonoží a pronace nohy. Autoři práce došli k závěrům, že pacienti se zkratem mm. gastrocnemii mají větší maximum síly mediální složky GRF a minimum síly vertikální složky GRF ve srovnání s kontrolní skupinou. Vzhledem k vysokým nárokům, které jsou kladeny na celou skupinu plantárních flexorů hlezenního kloubu při tanci v pozicích *demi-pointe* a *en pointe*, mají tendenci se zkracovat. Přestože jsme nedospěli ke stejným závěrům jako autoři Wu et al. (2014), zkrácení v oblasti tohoto svalu jsme také našli u souboru tanečníků.

Předchozí studie naznačují, že v redukci rizikových faktorů vzniku zranění u tanečníků je důležitá strategie prevence, přesněji trénink propriocepce a schopností core stability (Russell, 2013, Smith et al., 2016), který by měl být považován za základní součást tréninku tanečníka (Russell, 2013).

Neadekvátní zdravotní péče u tanečníků, o které jsme se sami přesvědčili, je také proto, že většina tanečníků nemá možnost specializovaného ošetření, které by odpovídalo standardům péče o vrcholové sportovce. Pokud však zdravotnický personál navštíví, odpověď, která je jim sdělena, není často věcná, objektivně nehodnotí problém, není reálná až dokonce pro tanečníka odrazující (Russell, 2013). Další důležitou skutečností je to, že mnoho tanečníků zcela nedokončí kompletní léčbu (potřebná doba rekonvalescence, rehabilitace) ve smyslu obnovy funkce poškozené tkáně. Například rehabilitační léčba senzomotorického deficitu po distorzi kotníku trvá v řádech měsíců, dokonce i let (Simpson, Stewart, Macias, Chander, & Knight, 2018)

Profesionální kariéra baletního tanečníka není příliš dlouhá. Ukončena je především z důvodu nadměrného poškození pohybového aparátu. Vzhledem k tomuto faktu by mělo být hlavní prioritou komplexní terapie u tanečníků odstranění pohybových kompenzačních mechanismů a zajištění správného provedení technik choreografie. Pro ucelení informací o patologických změnách v oblasti nohy by mohla být vhodnou doplňující částí klinického vyšetření dynamická analýza chůze.

Subjektivní hodnocení efektu rehabilitační intervence tanečnice, bylo i s odstupem času velmi pozitivní. Tanečnice uváděly, že u nich došlo k rapidnímu snížení únavy, a i když se blížil konec divadelní sezóny, jejich vyčerpání nebylo takové, na které byli zvyklí z předchozích let. Právě období konce divadelní sezóny je rizikové pro vznik úrazů v důsledku fyzické únavy členů baletního souboru (Motta-Valencia, 2006; Russell, 2013). Studie Lohra a Schmidta (2017) došla ke shodným subjektivním výsledkům, když ověřovali použití myofasciální léčby k funkčnímu zlepšení pozice *turnout*. Objektivní příznivý vliv léčby ověřen nebyl, avšak tanečnice jejich studie uváděly významně větší subjektivní vnímání pocitu pružnosti měkkých tkání na těle a volnost pohybu. Můžeme se tedy domnívat, že se nám podařilo docílit lepší koordinace svalů na těle tanečníků během vykonávání baletních prvků a tím mohlo dojít ke snížení velikosti jejich úsilí při tanci.

Rehabilitační intervence, kterou jsme u baletních tanečníků vykonali, ve většině případů vedla k pozitivním změnám zatížení chodidla. Vzhledem ke krátkému trvání této intervence se většina pozitivních změn v brzké době po ukončení intervence navrátila do stavu před jejím zahájením. Domníváme se, že námi zvolená intervence měla pozitivní vliv na zatížení chodidla během chůze, avšak aby došlo k déletrvajícím účinkům,

vzhledem k nadměrné každodenní zátěži tanečníků, je nutné tuto intervenci vést dlouhodoběji, i řadu měsíců, v nejlepším případě by se mohla stát každodenní součástí režimu tanečníka.

Vzhledem k zaměření rehabilitační intervence v naší práci by inspirací pro další výzkum mohlo být sledování vlivu proprioceptivního tréninku u baletních tanečníků na dynamickou analýzu chůze, který by byl vzhledem k velkým nárokům na nohu a hlezenní kloub tanečníka velmi vhodný a který v námi zvolené rehabilitační intervenci chyběl.

6.3 Limity práce

Jedním z limitů práce je sestavení výzkumného souboru. Skupiny nebyly vytvořeny na základě randomizovaného výběru, ale na základě dobrovolnosti. Osloveni byli profesionální tanečníci dvou baletních souborů České republiky, kteří se chtěli dozvědět informace o stavu jejich nohy a o případném nastínění léčby jejich problémů pohybového aparátu. Nízký počet tanečníků, kteří podstoupili rehabilitační intervenci, byl dále způsoben časovou náročností této části výzkumu, kterou ne všichni tanečníci byli v jejich náročném divadelním rozvrhu ochotni podstoupit. Soubor kontrolní skupiny se skládal především ze studentů a zaměstnanců FTK UP v Olomouci. Výsledky disertační práce tedy odrážejí stav výběrové skupiny tanečníků a nelze je zcela zobecnit. Můžeme v nich však nalézt informace, které lze uplatnit při hodnocení chůze tanečníků v klinické praxi a při návrhu rehabilitační léčby.

Rehabilitační intervence byla prováděna dvěma fyzioterapeuty, kteří měli dosažené vysokoškolské vzdělání v navazujícím magisterském oboru Fyzioterapie. Praktické zkušenosti obou fyzioterapeutů nebyly velké, vzhledem ke krátké době praxe od ukončení studia. Také techniky, kterými probandy ošetřovaly, byly pouze v rozsahu vysokoškolského pregraduálního studia, vzhledem ke krátké době praxe nemohly fyzioterapeutky toto postgraduální zdravotnické vzdělání absolvovat. Sami jsme se přesvědčili, že doba trvání rehabilitační intervence byla příliš krátká.

Posledním limitem práce bylo nedostatečné množství studií, které by se zabývaly hodnocením dynamické analýzy chůze, dynamickou rovnováhou, případně intervenčním programem u profesionálních baletních tanečníků. Proto diskuze obsahuje kromě závěrů odborných vědeckých prací, také větší množství úvah, které podporují námi dosažené výsledky.

7 Závěry

Provedení chůze profesionálních baletních tanečníků se liší od chůze běžné populace. Základní rozdíly v dynamických parametrech chůze mezi tanečníky a kontrolní skupinou jsme formulovali do těchto závěrů:

- Při přenosu hmotnosti těla vpřed na předonoží setrvávají tanečníci významně delší dobu v kontaktu chodidla s podložkou v oblasti zánoží a středonoží.
- Tanečníci snižují maximum tlaku v oblasti zánoží a středonoží, které je v kontaktu s podložkou v první polovině krokového cyklu, kdy je noha méně stabilní.
- Tanečníci přetěžují mediální část zánoží, naopak odlehčují laterální části chodidla.
- U baletních tanečnic se objevuje narušení plynulosti odvalu chodidla, čímž by mohla být ovlivněna dynamická stability v průběhu stejné fáze chůze.
- Tanečníci rychleji přenášejí zatížení na stojnou dolní končetinu v první polovině stejné fáze chůze, naopak odval chodidla v druhé polovině stejné fáze chůze je pomalejší.
- Velikost odrazové síly při chůzi je u baletních tanečníků větší.

Pohlaví i rozdílný způsob tance ovlivňuje provedení stejné fáze chůze. V této oblasti jsou nejvýznamnější tyto závěry:

- Ženy tanečnice v porovnání s muži dosahovaly dříve maximum tlaku v oblasti palce a prstů, odval chodidla byl rychlejší.
- Baletní tanečnice v porovnání s tanečníky setrávaly delší dobu v kontaktu chodidla s podložkou v oblasti druhého metatarzu.
- U žen tanečnic v porovnání s tanečníky se ukazuje narušení plynulosti odvalu chodidla, což může mít vliv na dynamickou stabilitu během stejné fáze chůze.

Rehabilitační intervence, kterou baletní tanečníci podstoupili, měla vliv na provedení stojné fáze chůze. Před intervencí a po intervenci existují tyto rozdíly v kinetických parametrech stojné fáze chůze:

- Vlivem intervence došlo ke snížení zatížení v mediální oblasti zánoží a zvýšení zatížení na laterální části předonoží v průběhu krokového cyklu.
- Intervence vedla ke zkrácení doby stojné fáze.
- Intervence vedla ke zlepšení dynamických vlastností nohy, což by mohlo přispívat k adekvátnímu odvíjení chodidla a zlepšení dynamické stability během stojné fáze chůze.

Rehabilitační intervence vedla také k ovlivnění rozdílů kinetických parametrů během stojné fáze chůze mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou:

- Rehabilitační intervence měla vliv na zmenšení rozdílů v rozložení a velikosti tlaků mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou, efekt však v období 6 týdnů po ukončení intervence nepřetrval.

Přínos pro praxi

Závěry disertační práce ukazují, že dlouhodobé intenzivní a extrémní přetěžování pohybového aparátu klasickým tancem má vliv na zatížení a dynamiku odvalu chodidla během stojné fáze chůze. Je známo, že noha má zásadní význam pro mechaniku chůze. Proto funkční změny nohy mohou ovlivnit ideální pohybový vzorec celé dolní končetiny i páteře. Na základě našich zjištění můžeme tedy říci, že vlivem tance může docházet ke vzniku změn v muskuloskeletálním systému, a tedy ke změnám mechaniky chůze. Tyto změny mohou být příčinou přetížení a přinášet tak potenciální rizika vzniku poranění. Zranění muskuloskeletálního systému mohou v některých případech tanečnický vyřadit z profesionální kariéry. Proto by této profesní skupině měla být věnována zvýšená pozornost při léčbě následků způsobených opakovaným přetěžováním pohybového systému. Jedině tak lze docílit snížení počtu úrazů.

Rehabilitační intervence, kterou tanečníci absolvovali, vedla k optimalizaci některých kinetických parametrů krokového cyklu, proto se můžeme domnívat, že námi zvolená intervence, která byla zaměřena na trupovou stabilizaci a ošetření měkkých tkání především v oblasti dolních končetin, může zlepšit schopnost chodidla plnit svoji funkci,

a to nejenom v průběhu chůze, ale také při tanci. Naše práce naznačuje možný výběr technik pro vytvoření kompenzačního cvičení pro prevenci úrazů u baletních tanečníků.

Nové poznatky, které předkládaná práce přináší, mohou pomoci doplnit dosud chybějící informace týkající se dynamické analýzy chůze u profesionálních baletních tanečníků a lépe pochopit charakter pohybových stereotypů, které vedou k vysokému výskytu zranění a vzniku deformit nejenom v oblasti nohy u tanečníků. Na základě výsledků naší práce považujeme dynamickou analýzu chůze za přínosnou metodu při poskytování informací pro diagnostiku potíží v oblasti nohy.

8 Souhrn

Klasický tanec představuje směs umění a tělesného výkonu, což vyžaduje mimořádné fyzické předpoklady. Technika baletních pozic klade vysoké nároky na extrémní postavení kloubů především v oblasti nohy, které způsobují zvýšené zatížení struktur v této oblasti. Pro splnění technických požadavků používají tanečníci náhradní strategie během tance, které vedou k ještě většímu přetěžování pohybového aparátu, které může být příčinou řady zranění. Cílem této práce bylo posoudit vliv profesionálního baletního tance a vliv rehabilitační intervence na dynamické parametry stojné fáze chůze.

Zkoumaný soubor pro hodnocení vlivu baletního tance (Studie I) tvořilo 38 baletních tanečníků souboru Národního divadla v Brně (15 mužů – věk $25,0 \pm 5,7$ let, BMI $22,2 \pm 1,4 \text{ kg.m}^{-2}$ a 23 žen – věk $25,4 \pm 4,7$ let, BMI $18,4 \pm 1,3 \text{ kg.m}^{-2}$) a 33 studentů a zaměstnanců Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (14 mužů – věk $24,8 \pm 2,2$ let, BMI $23,7 \pm 1,9 \text{ kg.m}^{-2}$ a 19 žen – věk $23,3 \pm 2,3$ let, BMI $21,6 \pm 2,7 \text{ kg.m}^{-2}$). Pro potřeby dynamické analýzy chůze jsme použili dynamickou plantografii a měření reakční síly na kontaktu chodidla ve stojné fázi chůze.

Efekt rehabilitační intervence (Studie II) jsme sledovali u skupiny 9 baletních tanečníků baletního souboru Moravského divadla v Olomouci (4 muži, 5 žen; věk $26,0 \pm 6,4$ let, BMI $20,5 \pm 1,6 \text{ kg.m}^{-2}$). Stojnou fázi chůze jsme analyzovali pomocí stejného měřicího zařízení jako ve Studii I. Tanečníci této studie absolvovali měření ve stejném rozsahu třikrát, a to před intervencí, ihned po intervenci a 6 týdnů od ukončení intervence. Intervence probíhala po dobu 6 týdnů 2x týdně 60–75 minut dle časových možností tanečníka. Obsahovala měkké techniky především v oblasti dolních končetin pro úpravu svalových dysbalancí a cvičení na neurofyzilogickém podkladu ke zpevnění trupového korzetu tanečníka.

Provedení chůze profesionálních baletních tanečníků se liší od chůze běžné populace. V první polovině stojné fáze chůze tanečníci dříve přenášejí zatížení na stojnou dolní končetinu. V tomto období také snižují maximum tlaku v oblasti zánoží a středonoží, které je v kontaktu s podložkou v první polovině krokového cyklu, kdy je noha v plantární flexi a je méně stabilní. Naopak odval chodidla v druhé polovině stojné fáze chůze mají tanečníci pomalejší, s větší silou odrazu. Tanečníci přetěžují mediální část zánoží, naopak odlehčují laterální část chodidla.

Pohlaví i rozdílný způsob tance ovlivňují provedení stojné fáze chůze. Ženy tanečnice v porovnání s muži dosahovaly hodnot maxima tlaku v oblasti palce a prstů dříve, což může znamenat rychlejší odval chodidla. Baletní tanečnice v porovnání s tanečnicí setrvaly delší dobu v kontaktu chodidla s podložkou v oblasti druhého metatarzu. U baletních tanečnic jsme také zjistili narušení plynulosti odvalu chodidla, což by mohlo ovlivňovat dynamickou stabilitu v průběhu stojné fáze chůze.

Rehabilitační intervence, kterou baletní tanečníci podstoupili, měla vliv na provedení stojné fáze chůze. Po intervenci došlo ke zlepšení dynamických vlastností nohy, což by mohlo přispívat k adekvátnímu odvíjení chodidla. Dále se vlivem intervence zlepšila dynamická stabilita během stojné fáze chůze. Rehabilitační intervence vedla k symetrizaci dynamiky odvalu chodidla mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.

9 Summary

Classical dance is a combination of art and physical performance, which requires extraordinary physical assumptions. The technique of ballet positions requires high demands on the extreme positions of the joints, especially in the area of the leg, causing an increased load on the structures in this area. To meet the technical requirements, dancers use substitute strategies during the dance, leading to an even greater overload of the musculoskeletal system, which can be the cause of number of injuries. The aim of this study was to assess the influence of professional ballet dancing and the influence of rehabilitation intervention on the dynamic parameters of the stance phase of gait.

The sample for evaluation of the influence of ballet dancing (Study I) included 38 ballet dancers from the National Theatre in Brno (15 men – age 25.0 ± 5.7 years, BMI $22.2 \pm 1.4 \text{ kg.m}^{-2}$ and 23 females – age 25.4 ± 4.7 years, BMI $18.4 \pm 1.3 \text{ kg.m}^{-2}$) and 33 students and employees of the Faculty of Physical Culture Palacký University Olomouc (14 men – age 24.8 ± 2.2 years, BMI $23.7 \pm 1.9 \text{ kg.m}^{-2}$ and 19 females – age 23.3 ± 2.3 years, BMI $21.6 \pm 2.7 \text{ kg.m}^{-2}$). For the dynamic analysis of the stance phase of gait, dynamic plantography and the measurement of the reaction force on the contact of the foot were used.

The effect of rehabilitation intervention (Study II) was monitored in a group of 9 ballet dancers of the Moravian Theatre in Olomouc (4 men, 5 women, 26.0 ± 6.4 years, BMI $20.5 \pm 1.6 \text{ kg.m}^{-2}$). The stance phase of the gait was analysed by using the same measuring instrument as in Study I. The dancers were measured three times to the same extent; before the intervention, immediately after the intervention and 6 weeks after the procedure. The intervention was being implemented for 6 weeks twice a week for 60–75 minutes according to the dancer's schedule. Soft techniques, mainly in the lower limb area, for the treatment of muscular imbalances and exercises on the neurophysiological basis for strengthening the dancer's trunk corset, were included.

The walk of professional ballet dancers differs from the walk of the common population. In the first half of the stance phase of gait, the dancers transfer the load to the standing lower limb more quickly. In this period, they also reduce the maximum pressure in the area of the rearfoot and the midfoot that is in contact with the ground

in the first half of the gait cycle when the leg is in the plantar flexion and is less stable. On the contrary, the foot load transfer in the second half of the stance phase of gait is slower with greater force of the push off. The dancers overload the medial rearfoot, on the other hand, the lateral part of the foot is lightened.

Gender and the different ways of dancing affect the stance phase performance. The female dancers, in comparison to the male ones, reached values of maximum pressure in the area of a thumb and fingers earlier, which could be the cause of the faster foot load transfer. Additionally, the women stayed longer in contact with the ground in the area of the second metatarsal bone and they were characterized by disrupt of foot load transfer fluency, which could affect dynamic stability during the stance phase of the gait.

The rehabilitation interventions experienced by the ballet dancers had an effect on the realization of a stance phase of gait. After the intervention, the dynamics of the foot improved, which could contribute to adequate foot load transfer. Furthermore, their dynamic stability during stance phase of gait improved due to the intervention. The rehabilitation intervention led to symmetrise the dynamics of the foot load transfer between the dominant and non-dominant lower limb.

10 Referenční seznam

Referenční seznam:

- Anonymous (2018a). Retrieved 22. 9. 2018 from World Wide Web
blog.strazcenter.org/tag/pierre-beauchamp/
- Anonymous (2018b). Retrieved 13. 10. 2018 from World Wide Web
www.decathlon.cz/damske-a-divci-spicky-id_8327866.html
- Anonymous (2018c). Retrieved 13. 10. 2018 from World Wide Web
www.decathlon.cz/latkove-piskoty-id_8380728.html
- Aalten, A. (2005). In the Presence of the Body: Theorizing Training, Injuries and Pain in Ballet. *Dance Research Journal*, 37(2), 55-72. doi: 10.1017/S0149767700008561
- Ahonen, J. (2008). Biomechanics of the Foot in Dance. A Literature Review. *Journal of Dance Medicine & Science*, 12(3), 99-108.
- Albert, S. F., & Curran, S. A. (2018). *Lower Extremity Biomechanics: Theory and Practice. Volume 1*. Colorado, USA: Bipedmed.
- Barwick, A., Smith, J., & Chuter, V. (2012). The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip function. A review of the literature. *The Foot*, 22(3), 224-231.
- Bickle, C., Deighan, M., & Theis, N. (2018). The effect of pointe shoe deterioration on foot and ankle kinematics and kinetics in professional ballet dancers. *Human Movement Science*, 60(Aug.), 72-77. doi: 10.1016/j.humov.2018.05.011
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého. ISBN 978-80-244-5259-3
- Bracilović, A. (2009). *Essential dance medicine*. New York: Humana Press. ISBN 978-1-934115-67-1
- Brodská, B. (2007). *Romantický balet*. Praha, Česká republika: Akademie múzických umění. ISBN 9788073311087
- Bronner, S. (2012). Differences in segmental coordination and postural control in a multi-joint dance movement: développé arabesque. *Journal of Dance Medicine & Science*, 16(1), 26-35.

- Bryant, A., Tinley, P., & Singer, K. (1999). Plantar Pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux limitus feet. *The Foot*, 9(3), 115-119.
- Bryan, N., & Smith, B. M. (1992). Back school programs. The ballet dancers. *Occupational Medicine*, 7(1), 67-75.
- Buldt, A. K., Allan, J. J., Landorf, K. B., & Menz, H. B. (2018a). The relationship between foot posture and plantar pressure during walking in adults: A systematic review. *Gait & Posture*, 62(May), 56-67. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.02.026
- Buldt, A. K., Forghany, S., Landorf, K. B., Murley, G. S., Levinger, P., & Menz, H. B. (2018b). Centre of pressure characteristics in normal, planus and cavus feet. *Journal of Foot and Ankle Research*, 11(3), 1-9. doi: 10.1186/s13047-018-0245-6
- Clippinger, K. (2007). *Dance anatomy and kinesiology*. Champaign, USA: Human Kinetics.
- Coplan, J. A. (2002). Ballet dancer's turnout and its relationship to self-reported injury. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32(11), 579-584. doi: 10.2519/jospt.2002.32.11.579
- Costa, M. S., Ferreira, A. S., & Felicio, L. R. (2013). Static and dynamic balance in ballet dancers: a literature review. *Fisioterapia e Pesquisa*, 20(3), 292-298.
- Drnková, Z., & Syllabová, R. (1991). *Záhada leváctví a praváctví*. 2. doplněné vydání. Praha, Česká republika: Avicenum. ISBN 80-201-0113-6
- Dungl, P. (2014) *Ortopedie*. 2. přepracované a doplněné vydání. Praha, Česká republika: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-4357-8
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha, Česká republika: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-1648-0
- Elias, I., Zoga, A. C., Raikin, S. M., Peterson, J. R., Besser, M. P., Morrison, W. B., & Schweitzer, M. E. (2008). Bone stress injury of the ankle in professional ballet dancers seen on MRI. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 39(9).
- Fritz, C. O., Morris, P. E., & Richler, J. J. (2012). Effect size estimates: current use, calculations, and interpretation. *Journal of Experimental Psychology. General*, 141(1), 2-18. doi: 10.1037/a0024338
- Gamboa, J. M., Roberts, L. A., Maring, J., & Fergus, A. (2008). Injury patterns in elite preprofessional ballet dancers and the utility of screening programs to identify risk characteristics. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(3), 126-136. doi: 10.2519/jospt.2008.2390

- Gross, J. M., Fetto, J. & Supnick, E. R. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Přeložil Martina Zemanová a Jan Vacek. Praha, Česká republika: Triton. ISBN 80-7254-720-8
- Grossman, G., & Wilmerding, V. (2000). Dance Physical Therapy for the Leg and Foot: Plantar Fasciitis and Achilles Tendinopathy. *Journal of Dance Medicine & Science*, 4(2), 66-72.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (1995). *Biomechanical basis of human movement*. Batlimore, USA: Williams & Wilkins. ISBN 068303863X.
- Hillstrom, H. J., Song, J., Kraszewski, A. P., Hafer, J. F., Mootanah, R., Dufour, A. B., ... & Deland, J. T. 3rd. (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
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, 35 Suppl 2:ii7–ii11.
- Champion, L. M., & Chatfield, S. J. (2008). Measurement of turnout in dance research: a critical review. *Journal of Dance Medicine & Science*, 12(4), 121-135.
- Chiu, M. C., Wu, H. C., & Chang, L. Y. (2013). Gait speed and gender effects on center of pressure progression during normal walking. *Gait & Posture*, 37(1), 43-48. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.05.030
- Chuter, V. H., & Janse de Jonge, X. A. (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
- Ivanenko, Y. P., Dominici, N., & Lacquaniti, F. (2007). Development of independent walking in toddlers. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 35(2), 67-73. doi: 10.1249/JES.0b013e31803eafa8
- Janda, V. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha, Česká republika: Grada Publishing. ISBN 80-247-0722-5.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., & Svoboda, Z. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého. ISBN 978-80-244-3261-8
- 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

- Junck, E., Richardson, M., Dilgen, F., & Liederbach, M. (2017). A Retrospective Assessment of Return to Function in Dance After Physical Therapy for Common Dance Injuries. *Journal of Dance Medicine & Science*, 21(4), 156-167. doi: 10.12678/1089-313X.21.4.156.
- Kapandji, I. A. (2002). *The Physiology of the Joints. Volume 2. Lower Limb*. London, Great Britain: Churchill Livingstone.
- 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.
- Kimmerle, M. (2010). Lateral bias, functional asymmetry, dance training and dance injuries. *Journal of Dance Medicine & Science*, 14(2), 58-66.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh, Great Britain: Elsevier Churchill Livingstone. ISBN 0-4431-0009-8
- Kolář, P., et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha, Česká republika: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1
- Kračmar, B., Chrástkova, M., Bačáková, R., et al. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha, Česká republika: Karolinum. ISBN 978-80-246-3379-4
- Kravitz, R. R., Huber, S., Ruziskey, J. A., & Murgia, C. J. (1987). Biomechanical analysis of maximal pedal stress during ballet stance. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 77(9), 484-9. doi: 10.7547/87507315-77-9-484
- Králíček, P. (2004). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha, Česká republika: Karolinum.
- Kros, W., Keijsers, N. L. W., van Ochten, J. M., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & van Middelkoop, M. (2016). Center of pressure during stance and gait in subjects with or without persistent complaints after a lateral ankle sprain. *Gait & Posture*, 48(Jul.), 24-29. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.04.022
- Kröschlová, E. (2003). *Jevištní pohyb. Herecká pohybová výchova*. 4. doplněné vydání. Praha, Česká republika: Akademie múzických umění, divadelní fakulta. ISBN 8073319101
- Kröschlová, J. (1956). *Základy pohybové přípravy tanečníka a herce*. Praha, Česká republika: Orbis.
- Kučera, M., Korbelař, P., Kolář, P. & Linz, R. (1994). Noha – jeden z limitujících faktorů výkonnosti. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 3, 114-119.

- Lacquaniti, F., Ivanenko, Y. P., & Zago, M. (2012). Development of human locomotion. *Current Opinion in Neurobiology*, 22(5), 822-828. doi: 10.1016/j.conb.2012.03.012
- La Scaleia, V., Ivanenko, Y., Fabiano, A., Sylos-Labini, F., Cappellini, G., Picone, S., ... & Lacquaniti, F. (2018). Early manifestation of arm-leg coordination during stepping on a surface in human neonates. *Experimental Brain Research* 236(4), 1105-1115. doi: 10.1007/s00221-018-5201-y
- Leanderson, J., Eriksson, E., Nilsson, C., & Wykman, A. (1996). Proprioception in classical ballet dancers: A prospective study of the influence of an ankle sprain on proprioception in the ankle joint. *American Journal of Sports Medicine*, 24(3), 370-374. doi: 10.1177/036354659602400320
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. vydání. Praha, Česká republika: Sdělovací technika, spol. s r. o. ve spolupráci s Českou lékařskou společností J. E. Purkyně. ISBN 80-86645-04-5
- Liederbach, M. (2010). Perspectives on dance science rehabilitation. Understanding whole body mechanics and four key principles of motor control as a basis for healthy movement. *Journal of Dance Medicine & Science*, 14(3), 114-124.
- Lin, C. F., Su, F. C., & Wu, H. W. (2005). Ankle biomechanics of ballet dancers in relevé en pointé dance. *Research in Sports Medicine*, 13(1), 23-35. doi: 10.1080/15438620590922068
- Lohr, C., & Schmidt, T. (2017). Turnout in Classical Dance: Is It Possible to Enhance the External Rotation of the Lower Limb by a Myofascial Manipulation? A Pilot Study. *Journal of Dance Medicine & Science*, 21(4), 168-178. doi: 10.12678/1089-313X.21.4.168
- 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
- Macintyre, J. J. (2000). Foot and ankle injuries in dance. *Clinics in Sports Medicine*, 19(2), 351-368.
- McEwen, K., & Young, K. (2011). Ballet and pain: Reflections on a risk-dance culture. *Qualitative Research in Sport, Exercise and Health*, 3(2), 152-173. [Abstract]. doi: 10.1080/2159676X.2011.572181
- Menz, H. B., Auhl, M., Tan, J. M., Buldt, A. K., & Munteanu, S. E. (2018). Centre of pressure characteristics during walking in individuals with and without first

- metatarsophalangeal joint osteoarthritis. *Gait & Posture*, 63(Jun.), 91-96. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.04.032
- Mertz, L., Docherty, c. (2012). Self-described differences between legs in ballet dancers. Do they relate to postural stability and ground reaction force measures? *Journal of Dance Medicine & Science*, 16(4), 154–160.
- Michaud, T. C. (1997). *Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care*. Newton Massachusetts, USA: Thomas C. Michaud. ISBN 0683059742
- Miller, C. (2006). Dance medicine: Current concepts. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 17(4), 803-811. doi: 10.1016/j.pmr.2006.06.005
- Mitchell, L. C., Ford, K. R., Minning, S., Myer, G. D., Mangine, R. E., & Hewett, T. E. (2008). Medial foot loading on ankle and knee biomechanics. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 3(3), 133-140.
- Moisan, G., Descarreaux, M., Cantin, V. (2017). Effects of chronic ankle instability on kinetics, kinematics and muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait & Posture*, 52(Feb.), 381-399. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.11.037
- Motta-Valencia, K. (2006). Dance-related injury. *Physical Medicine and Rehabilitation clinics of North America*, 17(3), 697-723. doi: 10.1016/j.pmr.2006.06.001
- 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. ISBN 978-80-244-4704-9.
- Nowacki, R. M., Air, M. E., Rietveld, A. B. (2013). Use and effectiveness of orthotics in hyperpronated dancers. *Journal of Dance Medicine & Science*, 17(1), 3-10.
- 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.
- 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.
- 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

- Opavský, J. (2015). Algeziologické, neurologické a rehabilitační aspekty v diagnostice a terapii pacientů s chronickými nespecifickými bolestmi bederního úseku páteře. *Neurologie pro praxi*, 16(5), 262-265.
- Opavský, J. (2010). Specifika a rozdíly ve vyšetřování a v přístupu k pacientům s akutní nebo chronickou bolestí. *Medicína pro praxi*, 7(2), 76-79.
- 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
- Pearson, S. J., & Whitaker, A. F. (2012). Footwear in classical ballet: a study of pressure distribution and related foot injury in the adolescent dancer. *Journal of Dance Medicine and Science*, 16(2), 51-56.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Thorofare: SLACK Incorporated. ISBN 978-1-55642-766-4.
- Phillips, A., McClinton, S. (2017). Gait deviations associated with plantar heel pain: A systematic review. *Clinical biomechanics*, 42(Feb.), 55-64. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2016.12.012
- 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
- Rein, S, Fabian, T, Zwipp, H, Rammelt, S, & Weindel, S. (2011). Postural control and functional ankle stability in professional and amateur dancers. *Clinical neurophysiology*, 122(8), 1602–1610. doi: 10.1016/j.clinph.2011.01.004
- Resende, R. A., Pinheiro, L. S. P., & Ocarino, J. M. (2019). Effects of foot pronation on the lower limb sagittal plane biomechanics during gait. *Gait & Posture*, 68(Feb.), 130-135. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.10.025
- 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
- Riegerová, J., Přidalová, M. & Ulbrichová, M. (2006). *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu: (příručka funkční antropologie)*. 3. vydání. Olomouc, Česká republika: Hanex. ISBN 80-85783-52-5
- 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 learning course*. New York: Churchill Livingstone. ISBN 978-0443101700
- Richards, J. (2018) *The comprehensive textbook of clinical biomechanics*. 2nd ed. Amsterdam, Netherlands: Elsevier. ISBN 978-0-7020-5490-7
- Rodgers, M. M. (2012). Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Physical Therapy*, 68(12), 1822-1830.
- Rosenbaum, D., & Becker, H.-P. (1997). Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*, 3, 1-14. doi: 10.1046/j.1460-9584.1997.00043.x
- Russell, J. A. (2013). Preventing dance injuries: current perspectives. *Open Access Journal of Sports Medicine*, 4(Sep.), 199-210. doi: 10.2147/OAJSM.S36529
- Russell, J. A., Kruse, D. W., Koutedakis, Y., & Wyon, M. A. (2012). Pathoanatomy of Anterior Ankle Impingement in Dancers. *Journal of Dance Medicine and Science*, 16(3), 101-108.
- Russell, J. A. (2010). Acute Ankle Sprain in Dance. *Journal of Dance Medicine & Science*, 14(3), 89-96.
- Russell, J. A., McEwan, I. M., Koutedakis, Y., & Wyon, M. A. (2008). Clinical anatomy and biomechanics of the ankle in dance. *Journal of Dance Medicine & Science*, 12(3), 75-82.
- Segel, J. D., & Crawford, S. (2014). Anatomy of the COP Gait Line and Computer-Aided Gait Analysis. *Podiatry management*, 33(7), 151-158.
- Shah, S. (2010). Pointe shoes complicate biomechanics of ballet. Retrieved 5. 10. 2018 from World Wide Web lowerextremityreview.com/article/pointe-shoes-complicate-biomechanics-of-ballet
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 9780781766913
- Schmit, J.M., Regis, D.I., Riley, M.A. (2005). Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes. *Experimental Brain Research*, 163(3), 370-378. doi: 10.1007/s00221-004-2185-6
- Simmel, L. (2013). *Dance Medicine in Practice: anatomy, injury prevention, training*. London, Great Britain: Abington. ISBN 9781136483752

- Simpson, J. D., Stewart, E. M., Macias, D. M., Chander, H., & Knight, A. C. (2018). Individuals with chronic ankle instability exhibit dynamic postural stability deficits and altered unilateral landing biomechanics: A systematic review. *Physical Therapy in Sport*, 13(Jun.), 1-10, article in press. doi: 10.1016/j.ptsp.2018.06.003
- Skaličková-Kováčiková, V. (2017). Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty. 1. vydání. Olomouc: RL-Corpus s.r.o. ISBN 978-80-270-2292-2
- Smith, T. O., Davies, L., de Medici, A., Hakim, A., Haddad, F., & Macgregor, A. (2016). Prevalence and profile of musculoskeletal injuries in ballet dancers: A systematic review and meta-analysis. *Physical Therapy in Sport*, 19(May), 50-56. doi: 10.1016/j.ptsp.2015.12.007
- Sobrinho, F. J., de la Cuadra, C., & Guillén, P. (2015). Overuse Injuries in Professional Ballet: Injury-Based Differences Among Ballet Disciplines. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 3(6), 1-7. doi: 10.1177/2325967115590114
- Spector, D. (2009). The Pressure Pointe. Retrieved 3. 11. 2018 from World Wide Web www.sensorprod.com/news/white-papers/2009-12_pp/wp_pp-2009-12.pdf
- Stretanski, M. F., Weber, G. J. (2002). Medical and Rehabilitation Issues in Classical Ballet. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 81(5), 383-391.
- Svoboda, Z., Janura, M., Cabell, L., & Elfmark, M. (2012). Variability of kinetic variables during gait in unilateral transtibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 36(2), 225-230. doi: 10.1177/0309364612439572
- Tichý, J., & Běláček, J. (2008). Pravo/levorukost a preference druhostranné dolní končetiny. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 71/104(5), 552-558.
- Thomas, H., & Tarr, J. (2009). Dancers' perceptions of pain and injury: positive and negative effects. *Journal of Dance Medicine & Science*, 13(2), 51-59.
- Valmassy, R. L. (1995) *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis, USA: C.V. Mosby. ISBN 0801679869
- Vařeka, I. (2001). Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(4), 92-98.
- Vařeka, I., Janura, M., Vařeková, R. (2018). Kineziologie chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 25(2), 81-86.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého. ISBN 9788024424323

- Vaverka, F., Elfmark, M., Svoboda, Z., & Janura, M. (2015) Systém of gait analysis based on ground reaction forces assessment. *Acta Gymnica* 45(4), 187-193. doi: 10.5507/ag.2015.022
- Véle, F. (2006). *Kineziologie pro klinickou praxi*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha, Česká republika: Avicenum. ISBN 80-7254-837-9
- de Mello Viero, C. C., Kessler, L. P., Pinto, C., Gontijo, K. N. S., da Rosa, R. G., Kleiner, A., ... & de Souza Pagnussat, A. (2017). Height of the Medial Longitudinal Arch During Classical Ballet Steps. *Journal of Dance Medicine & Science*, 21(3), 109-114. doi: 10.12678/1089-313X.21.3.109
- Vuillerme, N., Danion, F., Marin, L., Boyadjian, A., Prieur, J.M., Weise, I., & Nougier, V. (2001). The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neuroscience Letters*, 303(2), 83-86. 10.1016/j.gaitpost.2018.05.034
- Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction*. 4th ed. Edinburgh, Great Britain: Elsevier Butterworth-Heinemann. ISBN 978-0-7506-8883-3
- Wu, S. K., Lou, S. Z., Lee, H. M., Chen, H. Y., & You, J. Y. (2014). Gastrocnemius inflexibility on foot progression angle and ankle kinetics during walking. *Clinical Biomechanics*, 29(5), 556-563. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.03.004
- Xu, Ch., Wen, X. X., Huang, L. Y., Shang, L., Cheng, X. X., Yan, Y. B., & Lei, W. (2017). Normal foot loading parameters and repeatability of the Footscan® platform systém. *Journal of Foot and Ankle Research*, 10(30), 1-10. doi: 10.1186/s13047-017-0209-2
- Yau, R. K., Golightly, Y. M., Richardson, D. B., Runfola, C. D., Waller, A. E., & Marshall, S. W. (2017). Potential Predictors of Injury Among Pre-Professional Ballet and Contemporary Dancers. *Journal of Dance Medicine & Science*, 21(2), 53-63. doi: 10.12678/1089-313X.21.2.53.
- Zemkova, E. (2008). *Coordination skills diagnosis*. Peter Mačura – PEEM, Bratislava.

11 Seznam obrázků

Obrázek 1.	Základní pozice nohou (upraveno dle Anonymous, 2018a)	14
Obrázek 2.	“Rolling in“ vedoucí k funkční hyperpronaci nohy (upraveno dle Simmel, 2013).....	16
Obrázek 3.	Cambré derrière – riziko lokálního přetížení (vlevo), plynulý pohyb celé páteře (vpravo) (upraveno dle Simmel, 2013).	18
Obrázek 4.	Arabesque – hyperlordóza bederní páteře s rizikem lokálního přetížení (vlevo), správné provedení (vpravo) (upraveno dle Simmel, 2013).	19
Obrázek 5.	Baletní piškoty (vlevo), baletní špičky (vpravo) (upraveno dle Anonymous 2018b, 2018c).	20
Obrázek 6.	Funkce subtalárního kloubu – mechanismus pantu (vlevo), funkce transverzotarzálního kloubu – model pivotu (vpravo) (upraveno dle Valmassy, 1995).....	35
Obrázek 7.	Mediální oblouk nohy (upraveno dle Kapandji, 2002).	36
Obrázek 8.	Laterální oblouk nohy (upraveno dle Kapandji, 2002).	37
Obrázek 9.	Příčné oblouky nohy (upraveno dle Kapandji, 2002).	39
Obrázek 10.	Průběh úhlových změn v hlezenním kloubu během krokového cyklu (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010).	49
Obrázek 11.	Průběh úhlových změn v kolenním kloubu během krokového cyklu (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010).	52
Obrázek 12.	Průběh úhlových změn v kyčelním kloubu během krokového cyklu (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010).	53
Obrázek 13.	Snímek záznamu z plantografické plošiny FootScan®: vlevo – ploška nohy se záznamem trajektorie COP, vpravo – rozdělení plosky nohy na 10 anatomických oblastí.....	65
Obrázek 14.	Složky reakční síly podložky ve stejné fázi chůzového cyklu (upraveno dle Svoboda et al., 2012).....	67
Obrázek 15.	Vyšetření funkčního typu nohy dle Roota (upraveno dle Michaud, 1997, vlastní foto).	71
Obrázek 16.	Ukázka terapie na neurofyziologickém podkladu (vlastní fotografie)....	73
Obrázek 17.	Grafické porovnání relativní doby kontaktu vybraných oblastí chodidla mezi hodnocenými skupinami.....	75

Obrázek 19.	Grafické porovnání relativní doby dosažení hodnoty maximálního tlaku vybraných oblastí chodidla mezi hodnocenými skupinami.	76
Obrázek 18.	Grafické porovnání hodnot maximálního tlaku vybraných oblastí chodidla mezi hodnocenými skupinami.....	76
Obrázek 20.	Grafické porovnání velikosti tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy vybraných oblastí chodidla mezi hodnocenými skupinami.	77
Obrázek 21.	Grafické porovnání vybraných parametrů pohybu COP mezi hodnocenými skupinami.	80
Obrázek 22.	Grafické porovnání časových proměnných průběhu reakční síly podložky mezi hodnocenými skupinami.....	82
Obrázek 23.	Grafické porovnání velikosti reakční síly podložky mezi hodnocenými skupinami.	84
Obrázek 24.	Grafické porovnání relativní doby kontaktu vybraných oblastí chodidla mezi hodnocenými skupinami.....	86
Obrázek 26.	Grafické porovnání relativní doby dosažení hodnoty maximálního tlaku vybraných oblastí chodidla mezi hodnocenými skupinami.	87
Obrázek 25.	Grafické porovnání hodnot maximálního tlaku vybraných oblastí chodidla mezi hodnocenými skupinami.....	87
Obrázek 27.	Grafické porovnání velikosti tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy vybraných oblastí chodidla mezi hodnocenými skupinami.	88
Obrázek 28	Grafické porovnání vybraných délkových parametrů pohybu COP mezi hodnocenými skupinami.	90
Obrázek 29.	Grafické porovnání časových proměnných průběhu reakční síly podložky mezi hodnocenými skupinami.....	92
Obrázek 30	Grafické porovnání velikosti reakční síly podložky mezi hodnocenými skupinami.	94

12 Seznam tabulek

- Tabulka 1 Základní antropometrické charakteristiky měřených souborů ($M \pm SD$)
 – Studie I
- Tabulka 2 Základní antropometrické charakteristiky měřených souborů ($M \pm SD$)
 – Studie II

13 Seznam příloh

Příloha 1	Souhlas etické komise
Příloha 2	Informovaný souhlas
Příloha 3	Anketa
Příloha 4	Výsledky ankety – baletní trénink, kariéra (absolutní a relativní četnost)
Příloha 5	Výsledky ankety – zdravotní stav (absolutní a relativní četnost)
Příloha 6	Hodnoty sledovaných parametrů ($M \pm SD$) velikosti a rozložení tlaků v daných oblastech nohy u hodnocených skupin (Studie I)
Příloha 7	Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných parametrů velikosti a rozložení tlaků daných oblastí nohy mezi hodnocenými skupinami (Studie I)
Příloha 8	Hodnoty sledovaných parametrů ($M \pm SD$) pohybu COP u hodnocených skupin (Studie I)
Příloha 9	Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných parametrů pohybu COP mezi hodnocenými skupinami (Studie I)
Příloha 10	Hodnoty sledovaných časových proměnných ($M \pm SD$) průběhu reakční síly podložky a hodnot velikosti reakční síly podložky u hodnocených skupin (Studie I)
Příloha 11	Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných časových proměnných průběhu reakční síly podložky a hodnot velikosti reakční síly podložky mezi hodnocenými skupinami (Studie I)
Příloha 12	Výskyt positivity/negativity klinických testů a klinických znaků (absolutní a relativní četnost)
Příloha 13	Hodnoty sledovaných parametrů ($M \pm SD$) velikosti a rozložení tlaků v daných oblastech nohy u hodnocených skupin (Studie II)
Příloha 14	Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných parametrů velikosti a rozložení tlaků daných oblastí nohy mezi hodnocenými skupinami (Studie II)
Příloha 15	Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných parametrů velikosti a rozložení tlaků daných oblastí nohy mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou (Studie II)

Příloha 16	Hodnoty sledovaných parametrů ($M \pm SD$) pohybu COP u hodnocených skupin (Studie II)
Příloha 17	Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných parametrů pohybu COP mezi hodnocenými skupinami (Studie II)
Příloha 18	Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných parametrů pohybu COP mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou (Studie II)
Příloha 19	Hodnoty sledovaných časových proměnných ($M \pm SD$) průběhu reakční síly podložky a hodnot velikosti reakční síly podložky u hodnocených skupin (Studie II)
Příloha 20	Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných časových proměnných průběhu reakční síly podložky a hodnot velikosti reakční síly podložky mezi hodnocenými skupinami (Studie II)
Příloha 21	Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných časových proměnných průběhu reakční síly podložky a hodnot velikosti reakční síly podložky mezi hodnocenými skupinami (Studie II)

14 Přílohy

Příloha 1 Souhlas etické komise



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

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

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

s názvem

Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečníků

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

dne: 27.12.2011.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními 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

razítko fakulty

Příloha 2 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Název projektu: **Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečníků**

Osoby pověřené touto studií: Mgr. Markéta Procházková, Mgr. Lucie Teplá,
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

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 České republiky. Je zaručena ochrana důvěrnosti osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.

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

Datum:

Datum:

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Příloha 3 Anketa

Anketa

Tato anketa je určena pouze pro profesionální baletní tanečníky a je anonymní. Poskytuje nám informace o baletním tréninku, kariéře a zdravotním stavu každého z vás. Děkujeme za pečlivé vyplnění.

Pohlaví: muž / žena

Národnost:

Rok narození: __. __. ____

1. V kolika letech jste začal/a s baletem?

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

2. Máte vystudovanou konzervatoř?

Ano / Ne

3. Průměrná frekvence tréninků (za týden)?

1 – 2 3 – 4 5 – 6 7

4. Průměrná frekvence tréninků (počet hodin za den)?

1 – 2 3 – 4 5 – 6 7 – 8 9 – 10 11 – 12

5. Počet vystoupení měsíčně?

1 – 3 3 – 6 7 – 9 10 – 12 13 – 15 16 – 18 19 – 21 22 – 23 24 – 26

6. Byl/a jste někdy v péči fyzioterapeuta nebo dlouhodobě jste navštěvoval/a rehabilitaci?

Ano / Ne

Pokud ano, proč?

7. Používáte nějaké ortopedické pomůcky (ortézy, tejpovací pásy...)?

Ano / Ne

V běžném denním životě / při tanci

Pokud ano, jaké?

8. Používáte k tanci baletní obuv „špičky“?

Ano / Ne

9. Věnujete se nějakému kompenzační cvičení (jóga, pilates, plavání, aj.)? Věnujete se regeneraci (wellness, aj.)?

Ano / Ne

Pokud ano, jaké?

10. Navštěvujete posilovnu?

Ano / Ne

Pokud ano, jak často (frekvence týdně)

11. Jakou nosíte obuv na běžnou chůzi (např. po městě, do přírody...)?

Kvalitní Spíše kvalitní Obyčejnou Podpatky Sportovní

S úzkou špičkou (*možnost více odpovědí*)

.....

12. Pečujete o svou nohu?

Ano / Ne

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

.....

13. Navštěvujete masáže?

Ano / Ne

Pokud ano, jak často (frekvence měsíčně)?

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, aj.):

.....

2. Deformity dolních končetin (DKK)

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

Koleno (varózní = do tvaru "O" postavení / valgózní = do tvaru "X"):

.....

Kyčel (valgózní / varózní kyčel, dysplazie kyčle, aj.):

.....

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

.....

4. Bolestivé stavy?

dolní končetiny / horní končetiny / páteř (bederní, hrudní, krční) / pánev / kloub palce, Achillova šlacha, kyčelní / kolenní / 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 / aj.)
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, jaké potíže a 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)

ročně: 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, aj.)

.....

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 bolest zad / bolesti hlezna / atrofie kloubu palce /...)

.....

14. Při problémech s pohybovým aparátem byste dal/a přednost? lékaři – fyzioterapeutovi – masérovi?

.....

15. Jaké terapie byste dal/a přednost: pasivní terapii (masáže, ošetření svalů,...) nebo aktivní terapii (cvičení specificky sestavená pro váš pohybový problém)?

.....

16. Podstoupil jste při léčbě pohybových potíží nárazovou manipulační mobilizaci nebo obstríků kloubů (kortikosteroidy)?

.....

Testy laterality

Poznámka autora: Tato část ankety byla použita pouze u souboru tanečníků Moravského divadla v Olomouci.

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

Příloha 4 Výsledky ankety – baletní trénink, kariéra (absolutní a relativní četnost)

	Možnosti	Studie I	Studie II
Jsem profesionální tanečník.		38 (100 %)	9 (100 %)
S baletem jsem začal/la. (roky)	3–5 let	11 (29,0 %)	–
	6–10 let	17 (44,7 %)	7 (77,8 %)
	11–13 let	10 (26,3 %)	2 (22,2 %)
Průměrná frekvence tréninků. (za týden)	5–6 tréninků	35 (92,1 %)	9 (100 %)
	7 tréninků	3 (7,9 %)	–
Průměrná frekvence tréninků. (hodin/den)	3–4 hodiny	2 (5,3 %)	–
	5–6 hodin	19 (50,0 %)	3 (33,3 %)
	7–8 hodin	15 (39,5 %)	6 (66,7 %)
	9–10 hodin	2 (5,3 %)	–
Počet vystoupení za 1 měsíc.	1–3	3 (7,9 %)	–
	3–6	21 (55,3 %)	–
	7–9	14 (36,8 %)	2 (22,2 %)
	10–12	–	2 (22,2 %)
	13–15	–	3 (33,3 %)
	16–18	–	1 (11,1 %)
	19–21	–	1 (11,1 %)
Používám k tanci baletní špičky.		24 (63,2 %)	5 (55,6 %)
Byl jste někdy v péči fyzioterapeuta/chodil jste někdy na rehabilitaci?	ano, léčba úrazu	10 (26,3 %)	5 (55,6 %)
	ano, pooperační stav	6 (15,8 %)	4 (44,4 %)
	ano, chronické problémy	9 (23,7 %)	–
	ne	13 (34,2 %)	–
Používám nějaké ortopedické pomůcky.		25 (65,8 %)	–
kotníkové ortézy		2 (5,3 %)	–
kinesio tape		12 (31,6 %)	–
vložky do bot		7 (18,4 %)	–
bederní pás		5 (13,2 %)	–
korektor na HV		2 (5,3 %)	–
Provozují kompenzační/regenerační cvičení.		26 (68,4 %)	4 (44,4 %)
pilates		7 (18,4 %)	1 (11,1 %)
jóga		5 (13,2 %)	–
plavání		14 (36,8 %)	4 (44,4 %)
chůze		3 (7,9 %)	–
volejbal		2 (5,3 %)	–
domácí sestava cvičení		6 (15,8 %)	1 (11,1 %)
běh		5 (13,2 %)	–
cyklistika		2 (5,3 %)	1 (11,1 %)
posilovna		9 (23,7 %)	3 (33,3 %)
Navštěvujete masáže?	ano, 1x/týden	21 (55,3 %)	5 (55,6 %)
	ano, 1–2x/měsíc	12 (31,6 %)	3 (33,3 %)
	ne	5 (13,2 %)	1 (11,1 %)
Pečuji o svoje nohy.		28 (73,7 %)	4 (44,4 %)
koupele		14 (36,8 %)	1 (11,1 %)
masáž		25 (65,8 %)	3 (33,3 %)
krémy/masti		5 (13,2 %)	3 (33,3 %)
vířivka		5 (13,2 %)	–
ledové sáčky		12 (31,6 %)	–
cvičení		9 (23,7 %)	–
4–5x týdně		16 (42,1 %)	–
1–2x týdně		9 (23,7 %)	4 (44,4 %)
každý den		3 (7,9 %)	–

Příloha 5 Výsledky ankety – zdravotní stav (absolutní a relativní četnost)

		Studie I, ženy n = 23	Studie I, muži n = 15	Studie II n = 9
Onemocnění/úrazy pohybového aparátu		19 (82,6 %)	15 (100 %)	5 (55,6 %)
ramenní kloub, bez specifikace		–	5 (33,3 %)	–
stresová zlomenina		–	–	–
zlomenina kotníku		2 (8,7 %)	2 (13,3 %)	–
natažení vazů, bez specifikace		2 (8,7 %)	–	–
přetržení vazů, bez specifikace		2 (8,7 %)	–	–
tendinitida šlach zadní strany stehna		3 (13,0 %)	–	–
natržení svalů zadní strany stehna		2 (8,7 %)	–	–
natržení lýtkového svalu		3 (13,0 %)	–	–
plantární fascitida		3 (13,0 %)	–	–
skolióza		3 (13,0 %)	2 (13,3 %)	–
Scheuermannova nemoc		–	2 (13,3 %)	–
zánět Achillovy šlachy		2 (8,7 %)	–	–
diskopatie v oblasti bederní páteře		3 (13,0 %)	6 (40,0 %)	2 (22,2 %)
poranění menisku		2 (8,7 %)	–	1 (11,1 %)
os trigonum		2 (8,7 %)	2 (13,3 %)	–
distorze kotníku, opakované		9 (39,1 %)	6 (40,0 %)	2 (22,2 %)
natažení adduktorů kyčle		–	2 (13,3 %)	–
shin splints		2 (8,7 %)	3 (20,0 %)	–
nestabilita kolenního kloubu		–	2 (13,3 %)	–
artróza hlavního kloubu palce		–	–	1 (11,1 %)
hallux valgus		–	–	2 (22,2 %)
Máte bolesti?		17 (74,0 %)	12 (80,0 %)	7 (77,8 %)
bolest zad, bez specifikace oblasti		2 (8,7 %)	2 (13,3 %)	2 (22,2 %)
oblast krční páteře		2 (8,7 %)	–	1 (11,1 %)
oblast hrudní páteře		–	2 (13,3 %)	2 (22,2 %)
oblast bederní páteře		4 (17,4 %)	5 (33,3 %)	2 (22,2 %)
Achillova šlacha		7 (30,4 %)	2 (13,3 %)	–
kyčelní kloub		6 (26,1 %)	5 (33,3 %)	3 (33,3 %)
kolenní kloub		4 (17,4 %)	5 (33,3 %)	5 (55,6 %)
úponové šlachy zadní strany stehna		2 (8,7 %)	–	–
lýtko		3 (13,0 %)	–	–
hlezenní kloub		4 (17,4 %)	2 (13,3 %)	–
holeň		2 (8,7 %)	3 (20,0 %)	–
hlavní kloub palce		6 (26,1 %)	2 (13,3 %)	1 (11,1 %)
pata		2 (8,7 %)	2 (13,3 %)	–
noha		2 (8,7 %)	2 (13,3 %)	2 (22,2 %)
O jaký charakter bolesti se jedná?				
úponové		3 (13,0 %)	–	–
periostální		2 (8,7 %)	3 (20,0 %)	–
dlouhotrvající		3 (13,0 %)	2 (13,3 %)	1 (11,1 %)
recidivující		3 (13,0 %)	–	–
občasné		6 (26,1 %)	2 (13,3 %)	–
permanentní		3 (13,0 %)	2 (13,3 %)	–
závislá na zátěži		9 (39,1 %)	3 (20,0 %)	–
klidová bolest		3 (13,0 %)	2 (13,3 %)	–

Pokračování tabulky

		Studie I, ženy n = 23	Studie I, muži n = 15	Studie II n = 9
Užíváte léky od bolesti?		16 (69,6 %)	9 (60,0 %)	3 (33,3 %)
Máte bolest při běžných denních aktivitách?		9 (39,1 %)	3 (20,0 %)	4 (44,4 %)
Máte bolest pouze při tanci?		16 (69,6 %)	9 (60,0 %)	1 (11,1 %)
Podstoupili jste někdy operaci pohybového aparátu?		–	–	–
Máte bolesti svalů, svalové křeče, pocit svalové únavy?		22 (95,7 %)	12 (80,0 %)	6 (66,7 %)
Máte pocit oteklých nohou?		19 (82,6 %)	8 (53,3 %)	2 (22,2 %)
Zranili jste se během tanečního tréninku/představení?		13 (56,5 %)	2 (13,3 %)	5 (55,6 %)
Jak často jste v pracovní neschopnosti?	nikdy	10 (43,5 %)	9 (60,0 %)	4 (44,4 %)
	1–2x za kariéru	2 (8,7 %)	2 (13,3 %)	2 (22,2 %)
	1x za rok	7 (30,4 %)	–	2 (22,2 %)
	2x za rok	3 (13,0 %)	3 (20,0 %)	1 (11,1 %)
	1x za 10 let	2 (8,7 %)	2 (13,3 %)	–
Jaké byste volili opatření pro prevenci zranění?				
preventivní rehabilitace		17 (73,9 %)	16 (69,6 %)	1 (11,1 %)
zlepšení taneční techniky		3 (13,0 %)	2 (13,3 %)	–
snížení zatížení pohybového aparátu		6 (26,1 %)	3 (20,0 %)	2 (22,2 %)
Trpíte nyní akutním onemocněním/bolestí pohybového aparátu?		6 (26,1 %)	8 (53,3 %)	–
Trpíte chronickým onemocněním/bolestí pohybového aparátu?		12 (52,2 %)	9 (60,0 %)	4 (44,4 %)
Při problémech s pohybovým aparátem byste navštívil?				
fyzioterapeuta		19 (82,6 %)	11 (47,8 %)	5 (55,6 %)
lékaře		8 (34,8 %)	8 (53,3 %)	1 (11,1 %)
maséra		3 (13,0 %)	9 (60,0 %)	3 (33,3 %)
Jaké terapie byste dali přednost?	aktivní	6 (26,1 %)	2 (13,3 %)	2 (22,2 %)
	pasivní	7 (30,4 %)	2 (13,3 %)	3 (33,3 %)
	pasivní + aktivní	7 (30,4 %)	9 (60,0 %)	3 (33,3 %)
Navštívili jste někdy chiropraktika?		6 (26,1 %)	8 (53,3 %)	2 (22,2 %)
Podstoupili jste někdy obštrik?		9 (39,1 %)	2 (13,3 %)	3 (33,3 %)
Podstoupili jste někdy rázovou vlnu?		–	2 (13,3 %)	–

Poznámka: n – počet probandů.

Příloha 6 Hodnoty sledovaných parametrů ($M \pm SD$) velikosti a rozložení tlaků v daných oblastech nohy u hodnocených skupin (Studie I)

Oblast nohy	Parametr	BT		KS	
		BT_M	BT_Ž	KS_M	KS_Ž
HL	Contact	56,13 $\pm$ 7,50	53,71 $\pm$ 6,30	45,76 $\pm$ 7,70	52,8 $\pm$ 4,28
	maxP	13,85 $\pm$ 1,16	13,31 $\pm$ 2,18	16,28 $\pm$ 2,39	16,78 $\pm$ 2,65
	t maxP	15,98 $\pm$ 4,34	14,32 $\pm$ 4,06	15,88 $\pm$ 2,56	17,34 $\pm$ 3,69
	Impuls	3,06 $\pm$ 0,68	2,64 $\pm$ 0,46	2,83 $\pm$ 0,51	3,30 $\pm$ 0,64
HM	Contact	58,79 $\pm$ 7,62	55,96 $\pm$ 6,57	46,69 $\pm$ 7,40	53,73 $\pm$ 4,39
	maxP	17,08 $\pm$ 2,19	16,21 $\pm$ 2,62	18,73 $\pm$ 3,39	18,78 $\pm$ 3,35
	t maxP	18,63 $\pm$ 3,8	17,86 $\pm$ 3,32	16,43 $\pm$ 2,66	16,86 $\pm$ 3,13
	Impuls	4,06 $\pm$ 0,93	3,43 $\pm$ 0,59	3,27 $\pm$ 0,66	3,74 $\pm$ 0,63
MF	Contact	58,23 $\pm$ 7,50	53,85 $\pm$ 9,51	50,41 $\pm$ 7,71	49,56 $\pm$ 8,72
	maxP	2,37 $\pm$ 0,75	2,53 $\pm$ 1,23	4,61 $\pm$ 1,08	3,54 $\pm$ 1,64
	t maxP	31,48 $\pm$ 8,98	27,87 $\pm$ 6,97	27,26 $\pm$ 3,40	28,43 $\pm$ 3,84
	Impuls	0,55 $\pm$ 0,22	0,51 $\pm$ 0,29	0,83 $\pm$ 0,24	0,69 $\pm$ 0,37
M1	Contact	72,05 $\pm$ 9,08	71,71 $\pm$ 7,21	73,49 $\pm$ 5,26	70,65 $\pm$ 7,87
	maxP	13,75 $\pm$ 2,95	12,65 $\pm$ 2,89	11,87 $\pm$ 3,90	12,00 $\pm$ 2,55
	t maxP	77,98 $\pm$ 2,76	79,02 $\pm$ 3,09	77,79 $\pm$ 3,26	77,24 $\pm$ 4,29
	Impuls	3,22 $\pm$ 0,99	2,58 $\pm$ 0,67	2,69 $\pm$ 0,73	2,56 $\pm$ 0,57
M2	Contact	80,98 $\pm$ 2,87	84,34 $\pm$ 3,58	79,91 $\pm$ 3,23	78,36 $\pm$ 4,30
	maxP	19,20 $\pm$ 4,15	20,58 $\pm$ 3,29	21,82 $\pm$ 5,95	19,39 $\pm$ 5,38
	t maxP	79,19 $\pm$ 2,26	79,90 $\pm$ 3,28	79,43 $\pm$ 3,53	78,28 $\pm$ 4,81
	Impuls	4,90 $\pm$ 1,49	4,86 $\pm$ 1,10	5,41 $\pm$ 1,71	4,43 $\pm$ 1,11
M3	Contact	82,62 $\pm$ 2,45	84,03 $\pm$ 3,71	81,86 $\pm$ 3,71	79,19 $\pm$ 4,46
	maxP	17,49 $\pm$ 2,84	17,28 $\pm$ 3,58	20,65 $\pm$ 5,11	17,48 $\pm$ 4,76
	t maxP	74,14 $\pm$ 3,99	74,50 $\pm$ 3,70	75,32 $\pm$ 3,85	73,91 $\pm$ 6,41
	Impuls	4,92 $\pm$ 1,09	4,50 $\pm$ 1,04	5,57 $\pm$ 1,67	4,31 $\pm$ 1,14
M4	Contact	80,19 $\pm$ 2,27	79,24 $\pm$ 5,39	78,32 $\pm$ 8,07	74,97 $\pm$ 7,66
	maxP	14,56 $\pm$ 3,06	12,76 $\pm$ 4,46	15,53 $\pm$ 4,68	12,15 $\pm$ 3,79
	t maxP	66,39 $\pm$ 7,37	65,92 $\pm$ 6,99	66,24 $\pm$ 7,51	64,04 $\pm$ 8,82
	Impuls	4,41 $\pm$ 1,11	3,51 $\pm$ 1,23	4,49 $\pm$ 1,59	3,23 $\pm$ 1,17
M5	Contact	73,54 $\pm$ 4,28	69,69 $\pm$ 8,86	70,64 $\pm$ 12,98	65,65 $\pm$ 11,61
	maxP	8,52 $\pm$ 3,15	6,30 $\pm$ 2,51	9,26 $\pm$ 3,57	7,24 $\pm$ 3,83
	t maxP	55,63 $\pm$ 10,81	50,70 $\pm$ 10,93	53,67 $\pm$ 11,84	53,39 $\pm$ 9,30
	Impuls	2,46 $\pm$ 1,15	1,63 $\pm$ 0,71	2,57 $\pm$ 1,17	1,80 $\pm$ 1,15
T2–T5	Contact	43,18 $\pm$ 9,73	45,40 $\pm$ 8,95	40,84 $\pm$ 7,82	44,66 $\pm$ 9,85
	maxP	2,41 $\pm$ 1,03	2,01 $\pm$ 0,75	2,70 $\pm$ 0,97	2,85 $\pm$ 1,07
	t maxP	85,2 $\pm$ 2,05	82,67 $\pm$ 2,36	86,40 $\pm$ 1,31	84,12 $\pm$ 2,29
	Impuls	0,33 $\pm$ 0,16	0,29 $\pm$ 0,11	0,36 $\pm$ 0,15	0,39 $\pm$ 0,16
T1	Contact	57,51 $\pm$ 10,24	57,03 $\pm$ 8,64	58,59 $\pm$ 12,99	59,72 $\pm$ 9,66
	maxP	9,31 $\pm$ 1,72	7,89 $\pm$ 2,70	13,01 $\pm$ 5,34	13,47 $\pm$ 3,68
	t maxP	84,16 $\pm$ 1,77	83,13 $\pm$ 3,05	86,79 $\pm$ 1,52	84,42 $\pm$ 2,81
	Impuls	1,64 $\pm$ 0,42	1,27 $\pm$ 0,45	2,14 $\pm$ 0,99	2,20 $\pm$ 0,70

Poznámka k Příloze 6–7: HL – oblast laterální paty; HM – oblast mediální paty; MF – středonoží; M1 až M5 – 1. až 5. metatarz; T2–T5 – 2. až 5. prst; T1 – palec; BT_M – baletní tanečníci, muži; BT_Ž – baletní tanečníci, ženy; KS_M – kontrolní skupina, muži; KS_Ž – kontrolní skupina, ženy; Contact [%] – relativní doba kontaktu dané oblasti chodidla vzhledem k době trvání stojné fáze chůze; maxP [$N \cdot cm^{-2}$] – hodnota maximálního tlaku v dané oblasti; t maxP [%] – relativní doba dosažení hodnoty maximálního tlaku v dané oblasti vzhledem k trvání stojné fáze chůze; Impuls [$N \cdot s \cdot cm^{-2}$] – velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy v dané oblasti; M – aritmetický průměr; SD – směrodatná odchylka; p – hladina pravděpodobnosti; r_{sc} – věcná významnost.

Příloha 7 Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných parametrů velikosti
a rozložení tlaků daných oblastí nohy mezi hodnocenými skupinami
(Studie I)

Oblast nohy	Parametr	BT M x BT Ž		KS M x KS Ž		BT_M x KS_M		BT Ž x KS Ž	
		p	r _{SC}	p	r _{SC}	p	r _{SC}	p	r _{SC}
HL	Contact	0,270	0,19	0,002	0,54	0,004	0,57	0,473	0,11
	maxP	0,210	0,22	0,649	0,08	0,008	0,52	0,000	0,62
	t maxP	0,537	0,11	0,047	0,35	0,777	0,06	0,011	0,40
	Impuls	0,054	0,34	0,043	0,35	0,396	0,17	0,001	0,51
HM	Contact	0,321	0,17	0,002	0,54	0,002	0,61	0,167	0,22
	maxP	0,379	0,15	0,927	0,02	0,269	0,22	0,020	0,37
	t maxP	0,852	0,03	0,689	0,07	0,123	0,30	0,473	0,11
	Impuls	0,016	0,42	0,043	0,35	0,029	0,43	0,159	0,22
MF	Contact	0,184	0,23	0,971	0,01	0,037	0,41	0,184	0,21
	maxP	0,925	0,02	0,051	0,34	0,000	0,75	0,040	0,33
	t maxP	0,359	0,16	0,291	0,18	0,607	0,10	0,507	0,10
	Impuls	0,379	0,15	0,184	0,23	0,008	0,52	0,123	0,24
M1	Contact	0,736	0,06	0,372	0,16	0,918	0,02	0,626	0,08
	maxP	0,359	0,16	0,813	0,04	0,129	0,30	0,343	0,15
	t maxP	0,465	0,13	0,466	0,13	0,837	0,04	0,078	0,28
	Impuls	0,112	0,28	0,623	0,09	0,190	0,26	0,957	0,01
M2	Contact	0,007	0,47	0,316	0,17	0,440	0,15	0,000	0,60
	maxP	0,197	0,22	0,267	0,19	0,247	0,23	0,343	0,15
	t maxP	0,722	0,06	0,675	0,07	0,979	0,01	0,465	0,12
	Impuls	0,667	0,07	0,097	0,29	0,425	0,16	0,255	0,18
M3	Contact	0,120	0,27	0,113	0,28	0,520	0,13	0,001	0,53
	maxP	0,640	0,08	0,071	0,31	0,129	0,30	0,957	0,01
	t maxP	0,955	0,01	0,771	0,05	0,520	0,13	0,850	0,03
	Impuls	0,286	0,19	0,021	0,40	0,269	0,22	0,626	0,08
M4	Contact	0,955	0,01	0,080	0,30	0,662	0,09	0,042	0,32
	maxP	0,008	0,46	0,056	0,33	0,520	0,13	0,871	0,03
	t maxP	0,489	0,12	0,585	0,10	0,700	0,08	0,579	0,09
	Impuls	0,013	0,43	0,011	0,44	0,625	0,10	0,645	0,07
M5	Contact	0,389	0,15	0,084	0,30	0,959	0,01	0,303	0,16
	maxP	0,041	0,36	0,140	0,26	0,456	0,15	0,787	0,04
	t maxP	0,238	0,21	0,636	0,08	0,643	0,09	0,607	0,08
	Impuls	0,075	0,31	0,061	0,33	0,554	0,12	0,978	0,00
T2–T5	Contact	0,379	0,15	0,267	0,19	0,877	0,03	0,776	0,04
	maxP	0,238	0,21	0,729	0,06	0,456	0,15	0,011	0,40
	t maxP	0,005	0,49	0,003	0,51	0,105	0,32	0,039	0,33
	Impuls	0,587	0,09	0,283	0,19	0,456	0,15	0,030	0,34
T1	Contact	0,925	0,02	0,729	0,06	1,000	0,00	0,409	0,13
	maxP	0,070	0,32	0,597	0,09	0,157	0,28	0,000	0,66
	t maxP	0,277	0,19	0,007	0,47	0,001	0,64	0,113	0,25
	Impuls	0,031	0,37	0,757	0,05	0,316	0,20	0,000	0,63

Příloha 8 Hodnoty sledovaných parametrů ($M \pm SD$) pohybu COP u hodnocených skupin (Studie I)

Parametr	BT		KS	
	BT_M	BT_Ž	BT_M	BT_Ž
Lat	7,05 ± 1,68	6,15 ± 1,56	6,92 ± 1,01	6,66 ± 1,24
Med	6,38 ± 1,27	5,60 ± 1,34	6,06 ± 1,67	5,49 ± 1,47
Range	13,43 ± 2,27	11,75 ± 2,44	12,99 ± 2,17	12,15 ± 2,06
SDx	0,38 ± 0,06	0,40 ± 0,06	0,39 ± 0,06	0,40 ± 0,13
SDy	1,03 ± 0,11	1,21 ± 0,22	1,04 ± 0,09	1,05 ± 0,17
Vx	31,46 ± 4,94	32,50 ± 5,04	32,76 ± 3,75	31,45 ± 4,69
Vy	145,57 ± 15,99	157,10 ± 10,71	149,50 ± 8,71	155,93 ± 11,94
V	149,05 ± 16,03	160,55 ± 11,05	153,14 ± 8,80	159,17 ± 12,22

Poznámka k Příloze 8–9: BT_M – baletní tanečníci, muži; BT_Ž – baletní tanečníci, ženy; KS_M – kontrolní skupina, muži; KS_Ž – kontrolní skupina, ženy; Lat – maximální výchylka COP od osy chodidla v laterálním směru; Med – maximální výchylka COP od osy chodidla v mediálním směru; Range – rozsah pohybu COP v mediolaterálním směru; SDx – směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v mediolaterálním směru; SDy – směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru; Vx – rychlost výchylky COP v mediolaterálním směru; Vy – rychlost výchylky COP v anteroposteriorním směru; V – celková rychlost COP; uvedené parametry se udávají v relativních hodnotách délky nohy; M – aritmetický průměr; SD – směrodatná odchylka; p – hladina pravděpodobnosti; r_{sc} – věcná významnost.

Příloha 9 Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných parametrů pohybu COP mezi hodnocenými skupinami (Studie I)

Parametr	BT_M x BT_Ž		KS_M x KS_Ž		BT_M x KS_M		BT_Ž x KS_Ž	
	p	r_{sc}	p	r_{sc}	p	r_{sc}	p	r_{sc}
Lat	0,191	0,23	0,500	0,12	1,000	0,00	0,332	0,16
Med	0,031	0,38	0,251	0,20	0,369	0,17	0,877	0,02
Range	0,058	0,33	0,077	0,31	0,981	0,00	0,747	0,05
SDx	0,495	0,12	0,372	0,16	0,752	0,06	0,201	0,20
SDy	0,005	0,48	0,785	0,05	0,827	0,04	0,016	0,38
Vx	0,726	0,06	0,222	0,21	0,544	0,12	0,319	0,16
Vy	0,068	0,32	0,172	0,24	0,544	0,12	0,474	0,11
V	0,063	0,32	0,299	0,18	0,482	0,14	0,509	0,11

Příloha 10 Hodnoty sledovaných časových proměnných ($M \pm SD$) průběhu reakční síly podložky a hodnot velikosti reakční síly podložky u hodnocených skupin (Studie I)

Parametr	BT		KS	
	BT_M	BT_Ž	BT_M	BT_Ž
t1	0,64 ± 0,08	0,59 ± 0,04	0,63 ± 0,05	0,59 ± 0,04
t3	43,65 ± 2,90	43,42 ± 2,68	45,26 ± 6,25	41,89 ± 6,17
t5	32,02 ± 3,09	32,11 ± 2,56	33,11 ± 6,07	29,69 ± 5,36
t6	21,40 ± 3,78	20,56 ± 1,92	21,07 ± 1,30	21,84 ± 1,87
t7	45,80 ± 4,04	47,43 ± 2,84	45,83 ± 2,30	48,99 ± 1,91
t8	78,09 ± 1,45	78,50 ± 1,22	77,77 ± 0,82	78,39 ± 1,22
t9	54,20 ± 4,04	52,57 ± 2,84	54,17 ± 2,30	51,01 ± 1,91
F4	23,03 ± 2,92	24,71 ± 2,77	19,18 ± 2,20	20,36 ± 3,69
F5	108,22 ± 11,91	112,62 ± 7,70	116,35 ± 8,28	114,27 ± 8,36
F6	117,27 ± 4,74	119,25 ± 5,45	116,20 ± 4,97	123,21 ± 8,50
F7	74,65 ± 8,89	69,78 ± 7,93	71,11 ± 6,50	70,69 ± 6,95

Poznámka k Příloze 10–11: BT_M – baletní tanečníci, muži; BT_Ž – baletní tanečníci, ženy; KS_M – kontrolní skupina, muži; KS_Ž – kontrolní skupina, ženy; t₁ – čas stojné fáze [s]; t₃ – trvání akcelerační fáze; t₅ – čas dosažení maxima síly v akcelerační fázi; t₆ – čas dosažení maxima síly ve fázi postupného zatěžování; t₇ – čas dosažení minima síly ve fázi středního stoje; t₈ – čas dosažení maxima síly ve fázi konečného stoje; t₉ – čas od minima síly po konec stojné fáze; t₃ až t₉ se udávají v relativních hodnotách délky trvání stojné fáze; F₄ – lokální maximum síly v akcelerační fázi; F₅ – lokální maximum síly ve fázi postupného zatěžování; F₆ – lokální maximum síly ve fázi konečného stoje; F₇ – lokální minimum síly ve fázi středního stoje; F₄ až F₇ se udávají v relativních hodnotách velikosti tíhové síly; M – aritmetický průměr; SD – směrodatná odchylka; p – hladina pravděpodobnosti; r_{SC} – věcná významnost.

Příloha 11 Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných časových proměnných průběhu reakční síly podložky a hodnot velikosti reakční síly podložky mezi hodnocenými skupinami (Studie I)

Parametr	BT_M x BT_Ž		KS_M x KS_Ž		BT_M x KS_M		BT_Ž x KS_Ž	
	p	r _{SC}	p	r _{SC}	p	r _{SC}	p	r _{SC}
t1	0,060	0,31	0,054	0,35	1,000	0,00	0,733	0,05
t3	0,974	0,01	0,085	0,31	0,807	0,05	0,049	0,30
t5	0,693	0,07	0,071	0,32	0,978	0,01	0,005	0,44
t6	0,895	0,02	0,092	0,30	0,644	0,09	0,018	0,37
t7	0,138	0,25	0,001	0,57	0,935	0,02	0,041	0,32
t8	0,356	0,15	0,049	0,35	0,724	0,07	0,578	0,09
t9	0,138	0,25	0,001	0,57	0,935	0,02	0,041	0,32
F4	0,130	0,25	0,406	0,15	0,003	0,59	0,001	0,52
F5	0,060	0,31	0,429	0,14	0,018	0,47	0,578	0,09
F6	0,392	0,14	0,010	0,46	0,497	0,14	0,111	0,25
F7	0,081	0,29	0,984	0,00	0,221	0,24	0,723	0,05

Příloha 12 Výskyt positivity/negativity klinických testů a klinických znaků
(absolutní a relativní četnost)

Klinický test/vyšetření	Studie II (n = 9)	
Adamsův test	pozitivní	2 (22,2 %)
	negativní	7 (77,8 %)
Vyšetření pohyblivosti páteře	normální rozsah	9 (100 %)
	snížený rozsah	–
Vyšetření hypermobility	lehce hypermobilní	4 (44, 4 %)
	výrazně hypermobilní	5 (55,6 %)
Insuficience sagitální stabilizace trupu		7 (77,8 %)
Funkční vyšetření dle Roota	RFvar+FFvalgR	1 (11,1 %)
	RFvarC	1 (11,1 %)
	RFvarC+FFvarC	1 (11,1 %)
	RFvarC+FFvalgF	1 (11,1 %)
	RFvarC+PF1st	1 (11,1 %)
	FFvarC	1 (11,1 %)
	FFvalgR	3 (33,3 %)
Antropologický typ nohy	Egyptský typ nohy	6 (66,7 %)
	Řecký typ nohy	2 (22,2 %)
	Kvadratický typ nohy	1 (11,1 %)
Klasická klinická typologie nohy	normální noha	1 (11,1 %)
	plochonoží příčné, oboustranně	4 (44,4 %)
	plochonoží příčné i podélné, oboustranně	2 (22,2 %)
	vysoká noha s příčným plochonožím	2 (22,2 %)
Hallux valgus	oboustranně	2 (22,2 %)
	ne	7 (77,8 %)
Trendelenburgova zkouška	negativní	7 (77,8 %)
	pozitivní	2 (22,2 %)
Zkřížené syndromy	dolní zkřížený syndrom	3 (33,3 %)
	horní zkřížený syndrom	–
	vrstvový syndrom	6 (66,7 %)

Poznámka: n – počet probandů; RFvar – varózní zánoží; RFvarC – kompenzovaná varozita zánoží; FFvarC – kompenzovaná varozita předonoží; FFvalgF – flexibilní valgózní předonoží; FFvalgR – rigidní valgózní předonoží; PF1st – plantárně flektovaný první prst.

Příloha 13 Hodnoty sledovaných parametrů ($M \pm SD$) velikosti a rozložení tlaků v daných oblastech nohy u hodnocených skupin (Studie II)

Oblast nohy	Parametr	BT		BT_R		BT_F	
		D	nD	D	nD	D	nD
HL	Contact	58,58 ± 6,45	57,82 ± 6,52	58,40 ± 5,16	57,27 ± 3,71	58,16 ± 5,67	57,31 ± 4,58
	maxP	10,52 ± 2,13	11,98 ± 1,39	11,92 ± 2,59	12,55 ± 1,42	11,84 ± 1,53	11,40 ± 1,60
	t maxP	18,82 ± 4,11	16,87 ± 4,16	17,47 ± 3,38	16,78 ± 4,85	18,87 ± 4,07	18,91 ± 4,56
	Impuls	2,46 ± 0,83	2,75 ± 0,73	2,58 ± 0,51	2,73 ± 0,54	2,65 ± 0,55	2,49 ± 0,49
HM	Contact	61,58 ± 6,12	60,31 ± 6,17	61,00 ± 6,02	59,84 ± 3,54	61,67 ± 5,80	60,00 ± 4,13
	maxP	13,73 ± 2,89	15,51 ± 2,55	14,28 ± 2,96	15,14 ± 3,10	14,91 ± 1,86	14,02 ± 2,47
	t maxP	19,73 ± 3,44	20,56 ± 4,89	18,40 ± 3,78	18,24 ± 3,37	20,58 ± 2,89	18,98 ± 4,63
	Impuls	3,53 ± 1,15	3,94 ± 1,26	3,33 ± 0,74	3,56 ± 1,03	3,75 ± 0,96	3,29 ± 0,80
MF	Contact	56,31 ± 6,67	56,29 ± 8,95	60,31 ± 4,36	59,20 ± 4,65	53,24 ± 9,78	57,47 ± 8,10
	maxP	2,01 ± 0,61	2,58 ± 0,99	2,08 ± 0,70	2,50 ± 0,63	1,82 ± 0,61	2,54 ± 0,76
	t maxP	33,69 ± 11,88	30,09 ± 12,17	31,96 ± 9,68	29,36 ± 10,82	32,58 ± 11,43	31,91 ± 10,47
	Impuls	0,47 ± 0,18	0,59 ± 0,26	0,49 ± 0,18	0,57 ± 0,18	0,40 ± 0,17	0,57 ± 0,20
M1	Contact	76,4 ± 6,44	72,71 ± 6,64	74,91 ± 6,69	71,82 ± 8,43	77,47 ± 4,70	72,00 ± 7,60
	maxP	12,26 ± 3,37	11,56 ± 2,70	11,22 ± 3,39	11,09 ± 1,69	11,78 ± 3,40	11,34 ± 3,25
	t maxP	78,76 ± 2,49	77,82 ± 2,38	78,47 ± 3,76	78,93 ± 3,46	78,38 ± 2,14	79,44 ± 3,01
	Impuls	2,94 ± 0,95	2,67 ± 0,62	2,46 ± 0,93	2,41 ± 0,45	2,71 ± 0,93	2,40 ± 0,76
M2	Contact	82,53 ± 2,12	82,11 ± 4,07	82,58 ± 2,16	82,20 ± 3,52	82,67 ± 2,59	81,47 ± 3,33
	maxP	16,64 ± 3,37	15,91 ± 2,48	18,13 ± 2,03	17,48 ± 2,61	16,08 ± 3,09	16,96 ± 3,62
	t maxP	78,07 ± 4,43	79,78 ± 4,72	79,42 ± 3,44	80,51 ± 4,70	78,02 ± 4,20	80,40 ± 4,27
	Impuls	4,29 ± 0,69	4,00 ± 0,68	4,43 ± 0,69	4,07 ± 0,69	4,23 ± 1,21	4,10 ± 1,22
M3	Contact	82,22 ± 2,71	83,22 ± 3,39	82,91 ± 2,21	83,58 ± 3,38	82,64 ± 2,20	83,33 ± 2,24
	maxP	12,92 ± 2,57	14,22 ± 1,70	14,14 ± 3,73	17,11 ± 2,60	11,99 ± 3,19	15,96 ± 1,87
	t maxP	72,47 ± 7,03	75,04 ± 4,81	74,98 ± 4,74	75,8 ± 4,83	72,64 ± 5,82	75,44 ± 5,34
	Impuls	3,64 ± 0,88	4,01 ± 0,68	3,81 ± 0,80	4,53 ± 0,83	3,41 ± 0,98	4,32 ± 0,79
M4	Contact	79,11 ± 5,54	81,00 ± 5,65	79,93 ± 4,95	81,13 ± 7,21	79,51 ± 5,07	81,58 ± 3,95
	maxP	9,51 ± 2,81	11,29 ± 3,37	11,31 ± 3,56	13,21 ± 3,74	8,61 ± 3,09	13,26 ± 3,22
	t maxP	62,31 ± 16,87	67,11 ± 10,32	65,60 ± 8,38	69,93 ± 4,80	59,78 ± 14,45	67,56 ± 9,33
	Impuls	2,84 ± 1,11	3,43 ± 1,05	3,34 ± 0,97	3,91 ± 1,24	2,59 ± 1,02	3,78 ± 0,84
M5	Contact	70,07 ± 12,78	73,80 ± 9,31	73,56 ± 6,45	75,40 ± 9,31	71,76 ± 7,16	75,38 ± 6,12
	maxP	4,68 ± 2,03	6,24 ± 2,38	5,73 ± 1,62	7,60 ± 2,88	4,71 ± 1,72	7,69 ± 3,10
	t maxP	51,4 ± 18,41	50,78 ± 16,24	53,27 ± 13,76	54,47 ± 14,67	50,40 ± 16,10	55,71 ± 14,54
	Impuls	1,23 ± 0,67	1,76 ± 0,88	1,59 ± 0,55	2,15 ± 0,90	1,26 ± 0,53	2,11 ± 0,91
T2–T5	Contact	55,80 ± 13,60	51,64 ± 10,81	54,00 ± 10,16	50,22 ± 11,67	56,09 ± 12,20	49,58 ± 12,45
	maxP	2,71 ± 1,05	2,43 ± 1,17	2,71 ± 0,90	2,39 ± 1,16	2,81 ± 1,25	2,28 ± 1,07
	t maxP	83,69 ± 3,02	83,96 ± 2,04	83,67 ± 2,82	83,51 ± 1,98	84,71 ± 2,37	83,13 ± 2,63
	Impuls	0,45 ± 0,21	0,38 ± 0,19	0,43 ± 0,16	0,38 ± 0,21	0,45 ± 0,20	0,36 ± 0,19
T1	Contact	61,42 ± 6,73	60,80 ± 9,87	57,27 ± 7,10	59,64 ± 5,84	57,91 ± 7,01	58,87 ± 7,41
	maxP	9,49 ± 2,39	8,00 ± 2,96	9,41 ± 3,15	8,83 ± 2,48	8,90 ± 2,48	8,99 ± 2,83
	t maxP	82,76 ± 2,55	81,36 ± 3,13	81,64 ± 3,43	81,36 ± 3,52	82,60 ± 2,97	81,60 ± 3,51
	Impuls	1,75 ± 0,63	1,49 ± 0,58	1,62 ± 0,62	1,59 ± 0,48	1,59 ± 0,54	1,59 ± 0,49

Poznámka k Příloze 13–15: HL – oblast laterální paty; HM – oblast mediální paty; MF – středonoží; M1 až M5 – 1. až 5. metatarz; T2–T5 – 2. až 5. prst; T1 – palec; M – aritmetický průměr; SD – směrodatná odchylka; Contact [%] – relativní doba kontaktu dané oblasti chodidla vzhledem k době trvání stojné fáze chůze; maxP [$N \cdot cm^{-2}$] – hodnota maximálního tlaku v dané oblasti; t maxP [%] – relativní doba dosažení hodnoty maximálního tlaku v dané oblasti vzhledem k trvání stojné fáze chůze; Impuls [$N \cdot s \cdot cm^{-2}$] – velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy v dané oblasti; BT – baletní tanečníci před rehabilitační intervencí; BT_R – baletní tanečníci ihned po rehabilitační intervenci; BT_F – baletní tanečníci 6 týdnů po skončení intervence; D – dominantní dolní končetina; nD – nedominantní dolní končetina; p – hladina pravděpodobnosti; W – věcná významnost (Kendalův koeficient W); r_{sc} – věcná významnost.

Příloha 14 Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných parametrů velikosti
a rozložení tlaků daných oblastí nohy mezi hodnocenými skupinami
(Studie II)

Oblast nohy	Parametr	BT x BT_R				BT x BT_F				BT_R x BT_F			
		D		nD		D		nD		D		nD	
		p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W
HL	Contact	0,678	0,10	0,813	0,06	0,484	0,18	0,477	0,17	0,813	0,06	0,678	0,10
	maxP	0,110	0,38	0,173	0,32	0,110	0,38	0,441	0,18	0,859	0,04	0,066	0,43
	t maxP	0,193	0,31	0,726	0,06	0,906	0,03	0,044	0,17	0,139	0,35	0,139	0,10
	Impuls	0,374	0,21	0,953	0,01	0,314	0,24	0,110	0,38	0,767	0,07	0,260	0,27
HM	Contact	0,401	0,21	0,678	0,10	0,767	0,07	0,834	0,05	0,678	0,10	0,678	0,10
	maxP	0,441	0,18	0,678	0,10	0,173	0,32	0,214	0,29	0,374	0,21	0,173	0,32
	t maxP	0,086	0,40	0,110	0,10	0,260	0,27	0,314	0,05	0,093	0,42	0,859	0,10
	Impuls	0,374	0,21	0,110	0,38	0,515	0,15	0,011	0,60	0,110	0,38	0,173	0,32
MF	Contact	0,028	0,52	0,477	0,17	0,124	0,36	0,674	0,11	0,042	0,51	0,374	0,21
	maxP	0,678	0,10	0,767	0,07	0,594	0,13	0,859	0,04	0,139	0,35	0,767	0,07
	t maxP	0,214	0,29	0,407	0,17	0,515	0,15	0,678	0,11	0,594	0,13	0,173	0,21
	Impuls	0,594	0,13	0,859	0,04	0,314	0,24	0,767	0,07	0,051	0,46	0,953	0,01
M1	Contact	0,155	0,34	0,767	0,07	0,441	0,18	0,515	0,15	0,038	0,49	0,953	0,01
	maxP	0,066	0,43	0,678	0,10	0,594	0,13	0,767	0,07	0,515	0,15	0,859	0,04
	t maxP	0,636	0,11	0,214	0,07	0,906	0,03	0,069	0,15	0,173	0,32	0,767	0,01
	Impuls	0,038	0,49	0,260	0,27	0,374	0,21	0,374	0,21	0,110	0,38	0,767	0,07
M2	Contact	0,834	0,05	0,859	0,04	0,594	0,13	0,722	0,08	0,735	0,09	0,515	0,15
	maxP	0,110	0,38	0,038	0,49	0,678	0,10	0,260	0,27	0,038	0,49	0,441	0,18
	t maxP	0,139	0,35	0,139	0,04	0,889	0,04	0,363	0,08	0,124	0,36	0,678	0,15
	Impuls	0,314	0,24	0,678	0,10	0,441	0,18	0,953	0,01	0,260	0,27	0,767	0,07
M3	Contact	0,076	0,42	0,374	0,21	0,173	0,32	0,234	0,30	0,398	0,23	0,722	0,08
	maxP	0,214	0,29	0,011	0,60	0,314	0,24	0,051	0,46	0,021	0,54	0,314	0,24
	t maxP	0,161	0,35	0,260	0,21	1,000	0,00	0,484	0,30	0,028	0,52	0,953	0,08
	Impuls	0,374	0,21	0,139	0,35	0,515	0,15	0,139	0,35	0,086	0,40	0,515	0,15
M4	Contact	0,107	0,40	0,374	0,21	0,374	0,21	0,767	0,07	0,374	0,21	0,813	0,06
	maxP	0,028	0,52	0,028	0,52	0,021	0,54	0,086	0,40	0,011	0,60	0,767	0,07
	t maxP	0,407	0,20	0,401	0,21	0,594	0,13	0,636	0,07	0,314	0,24	0,327	0,06
	Impuls	0,038	0,49	0,214	0,29	0,515	0,15	0,260	0,27	0,015	0,57	0,953	0,01
M5	Contact	0,173	0,32	0,173	0,32	0,594	0,13	0,374	0,21	0,234	0,30	0,678	0,10
	maxP	0,139	0,35	0,028	0,52	0,859	0,04	0,086	0,40	0,086	0,40	0,767	0,07
	t maxP	0,515	0,15	0,594	0,32	0,441	0,18	0,236	0,21	0,674	0,11	0,859	0,10
	Impuls	0,086	0,40	0,110	0,38	0,594	0,13	0,214	0,29	0,086	0,40	0,953	0,01
T2–T5	Contact	0,594	0,13	0,441	0,18	0,767	0,07	0,441	0,18	0,374	0,21	0,594	0,13
	maxP	0,767	0,07	0,678	0,10	0,767	0,07	0,260	0,27	0,767	0,07	0,953	0,01
	t maxP	0,859	0,04	0,722	0,18	0,075	0,51	0,141	0,18	0,110	0,38	0,477	0,13
	Impuls	0,515	0,15	0,678	0,10	0,953	0,01	0,214	0,29	0,374	0,21	0,594	0,13
T1	Contact	0,139	0,35	0,767	0,07	0,173	0,32	0,515	0,15	0,529	0,16	0,515	0,15
	maxP	0,767	0,07	0,110	0,38	0,314	0,24	0,110	0,38	0,515	0,15	0,953	0,01
	t maxP	0,080	0,44	0,906	0,07	1,000	0,00	0,374	0,15	0,086	0,40	0,722	0,15
	Impuls	0,374	0,21	0,314	0,24	0,214	0,29	0,314	0,24	0,859	0,04	0,859	0,04

Příloha 15 Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných parametrů velikosti a rozložení tlaků daných oblastí nohy mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou (Studie II)

Oblast nohy	Parametr	BT		BT_R		BT_F	
		D x nD		D x nD		D x nD	
		p	r _{sc}	p	r _{sc}	p	r _{sc}
HL	Contact	0,813	0,08	0,314	0,34	0,441	0,26
	maxP	0,038	0,69	0,515	0,22	0,441	0,26
	t maxP	0,086	0,57	0,674	0,15	0,594	0,18
	Impuls	0,021	0,77	0,314	0,34	0,260	0,38
HM	Contact	0,214	0,41	0,214	0,41	0,093	0,59
	maxP	0,021	0,77	0,515	0,22	0,314	0,34
	t maxP	0,554	0,20	0,314	0,34	0,314	0,34
	Impuls	0,110	0,53	0,214	0,41	0,028	0,73
MF	Contact	0,678	0,14	0,441	0,26	0,051	0,65
	maxP	0,051	0,65	0,110	0,53	0,086	0,57
	t maxP	0,173	0,45	0,058	0,63	0,594	0,18
	Impuls	0,110	0,53	0,086	0,57	0,066	0,61
M1	Contact	0,015	0,81	0,063	0,70	0,011	0,85
	maxP	0,314	0,34	0,594	0,18	0,139	0,49
	t maxP	0,263	0,40	0,636	0,16	0,236	0,39
	Impuls	0,678	0,14	0,859	0,06	0,086	0,57
M2	Contact	0,722	0,12	0,575	0,20	0,214	0,41
	maxP	0,859	0,06	0,314	0,34	0,515	0,22
	t maxP	0,110	0,53	0,314	0,34	0,028	0,73
	Impuls	0,139	0,49	0,173	0,45	0,594	0,18
M3	Contact	0,401	0,30	0,441	0,26	0,484	0,25
	maxP	0,086	0,57	0,038	0,69	0,015	0,81
	t maxP	0,124	0,51	0,374	0,30	0,011	0,85
	Impuls	0,214	0,41	0,086	0,57	0,051	0,65
M4	Contact	0,124	0,51	0,214	0,41	0,214	0,41
	maxP	0,139	0,49	0,173	0,45	0,021	0,77
	t maxP	0,086	0,57	0,021	0,77	0,011	0,85
	Impuls	0,110	0,53	0,139	0,49	0,028	0,73
M5	Contact	0,260	0,38	0,214	0,41	0,139	0,49
	maxP	0,086	0,57	0,066	0,61	0,028	0,73
	t maxP	0,767	0,10	0,859	0,06	0,021	0,77
	Impuls	0,086	0,57	0,110	0,53	0,021	0,77
T2–T5	Contact	0,208	0,45	0,374	0,30	0,066	0,61
	maxP	0,374	0,30	0,214	0,41	0,139	0,49
	t maxP	0,515	0,22	0,859	0,06	0,030	0,77
	Impuls	0,314	0,34	0,374	0,30	0,110	0,53
T1	Contact	0,441	0,26	0,314	0,34	0,183	0,47
	maxP	0,066	0,61	0,515	0,22	0,767	0,10
	t maxP	0,021	0,77	0,575	0,20	0,097	0,55
	Impuls	0,110	0,53	0,767	0,10	0,859	0,06

Příloha 16 Hodnoty sledovaných parametrů ($M \pm SD$) pohybu COP u hodnocených skupin (Studie II)

Parametr	BT		BT_R		BT_F	
	D	nD	D	nD	D	nD
Lat	$0,72 \pm 0,80$	$3,55 \pm 0,76$	$1,04 \pm 0,87$	$3,88 \pm 1,26$	$0,62 \pm 0,47$	$4,23 \pm 1,06$
Med	$15,62 \pm 2,21$	$11,82 \pm 1,59$	$14,81 \pm 2,44$	$11,2 \pm 2,59$	$14,76 \pm 2,15$	$11,48 \pm 1,97$
Range	$16,34 \pm 1,67$	$15,37 \pm 1,51$	$15,85 \pm 1,92$	$15,08 \pm 2,24$	$15,37 \pm 2,12$	$15,71 \pm 1,84$
SDx	$0,46 \pm 0,11$	$0,43 \pm 0,12$	$0,52 \pm 0,19$	$0,41 \pm 0,09$	$0,43 \pm 0,10$	$0,43 \pm 0,11$
SDy	$1,06 \pm 0,19$	$1,06 \pm 0,14$	$1,08 \pm 0,20$	$1,03 \pm 0,15$	$1,09 \pm 0,18$	$1,07 \pm 0,14$
Vx	$35,95 \pm 3,68$	$33,21 \pm 3,60$	$38,48 \pm 5,32$	$33,77 \pm 4,44$	$35,14 \pm 4,29$	$35,00 \pm 4,36$
Vy	$146,21 \pm 12,87$	$147,28 \pm 12,45$	$150,69 \pm 10,99$	$150,89 \pm 12,08$	$150,51 \pm 13,97$	$150,83 \pm 13,13$
V	$150,62 \pm 13,19$	$151,06 \pm 12,66$	$155,64 \pm 11,66$	$154,67 \pm 12,49$	$154,60 \pm 14,36$	$154,91 \pm 13,29$

Poznámka k Příloze 16–18: Lat – maximální výchylka COP od osy chodidla v laterálním směru; Med – maximální výchylka COP od osy chodidla v mediálním směru; Range – rozsah pohybu COP v mediolaterálním směru; SDx – směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v mediolaterálním směru; SDy – směrodatná odchylka výchylky COP od osy chodidla v anteroposteriorním směru; Vx – rychlost výchylky COP v mediolaterálním směru; Vy – rychlost výchylky COP v anteroposteriorním směru; V – celková rychlost COP; uvedené parametry se udávají v relativních hodnotách délky nohy; M – aritmetický průměr; SD – směrodatná odchylka; BT – baletní tanečníci před rehabilitační intervencí; BT_R – baletní tanečníci ihned po rehabilitační intervenci; BT_F – baletní tanečníci 6 týdnů po skončení intervence; D – dominantní dolní končetina; nD – nedominantní dolní končetina; p – hladina pravděpodobnosti; W – věcná významnost (Kendalův koeficient W); r_{SC} – věcná významnost.

Příloha 17 Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných parametrů pohybu COP mezi hodnocenými skupinami (Studie II)

Parametr	BT x BT_R				BT x BT_F				BT_R x BT_F			
	D		nD		D		nD		D		nD	
	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W
Lat	0,139	0,35	0,953	0,01	0,214	0,29	0,066	0,43	0,953	0,01	0,441	0,18
Med	0,515	0,15	0,314	0,24	0,441	0,18	0,515	0,15	0,374	0,21	0,594	0,13
Range	0,214	0,29	0,594	0,13	0,021	0,54	0,314	0,24	0,214	0,29	0,374	0,21
SDx	0,314	0,24	0,515	0,15	0,678	0,10	0,515	0,15	0,021	0,54	0,374	0,21
SDy	0,859	0,04	0,139	0,35	0,086	0,40	0,859	0,04	0,515	0,15	0,015	0,57
Vx	0,110	0,38	0,859	0,04	0,214	0,29	0,214	0,29	0,028	0,52	0,173	0,32
Vy	0,173	0,32	0,139	0,35	0,086	0,40	0,139	0,35	0,953	0,01	0,953	0,01
V	0,110	0,38	0,173	0,32	0,110	0,38	0,139	0,35	0,767	0,07	0,859	0,04

Příloha 18 Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných parametrů pohybu COP mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou (Studie II)

Parametr	BT		BT_R		BT_F	
	D x nD		D x nD		D x nD	
	p	r _{SC}	p	r _{SC}	p	r _{SC}
Lat	0,008	0,89	0,008	0,89	0,008	0,89
Med	0,008	0,89	0,021	0,77	0,008	0,89
Range	0,214	0,41	0,374	0,30	0,859	0,06
SDx	0,441	0,26	0,021	0,77	0,767	0,10
SDy	0,441	0,26	0,139	0,49	0,374	0,30
Vx	0,139	0,49	0,021	0,77	0,953	0,02
Vy	0,260	0,38	0,594	0,18	0,594	0,18
V	0,678	0,14	0,110	0,53	0,767	0,10

Příloha 19 Hodnoty sledovaných časových proměnných (M±SD) průběhu reakční síly podložky a hodnot velikosti reakční síly podložky u hodnocených skupin (Studie II)

Parametr	BT		BT_R		BT_F	
	D	nD	D	nD	D	nD
t1	0,67 ± 0,06	0,65 ± 0,07	0,64 ± 0,05	0,64 ± 0,05	0,63 ± 0,06	0,63 ± 0,06
t2	66,39 ± 5,96	48,66 ± 8,46	59,01 ± 3,76	58,93 ± 4,79	57,24 ± 5,63	57,84 ± 3,64
t3	33,61 ± 5,96	51,34 ± 8,46	40,99 ± 3,76	41,07 ± 4,79	42,76 ± 5,63	42,16 ± 3,64
t4	14,04 ± 2,54	11,58 ± 3,08	12,32 ± 4,44	13,84 ± 2,95	11,98 ± 2,21	12,90 ± 2,55
t5	21,81 ± 6,50	39,43 ± 8,88	29,71 ± 3,45	29,80 ± 4,01	31,12 ± 4,73	30,73 ± 3,47
t6	23,43 ± 5,52	22,81 ± 3,68	21,23 ± 3,44	21,58 ± 1,61	20,68 ± 3,32	20,72 ± 1,92
t7	47,01 ± 5,44	48,00 ± 6,48	46,2 ± 5,28	46,17 ± 7,03	44,76 ± 4,24	44,38 ± 4,25
t8	78,10 ± 1,96	78,41 ± 1,77	78,43 ± 2,29	78,57 ± 2,39	78,16 ± 2,07	78,34 ± 1,90
t9	52,99 ± 5,44	52,00 ± 6,48	53,80 ± 5,28	53,83 ± 7,03	55,24 ± 4,24	55,62 ± 4,25
F3	12,38 ± 2,12	13,65 ± 3,97	19,59 ± 3,30	19,68 ± 5,09	19,25 ± 4,10	20,80 ± 3,59
F4	10,25 ± 2,29	22,09 ± 3,65	23,14 ± 3,80	22,75 ± 4,72	24,11 ± 3,91	23,12 ± 4,50
F5	105,98 ± 5,12	104,63 ± 6,12	106,10 ± 5,39	108,03 ± 7,58	107,13 ± 6,25	108,15 ± 5,61
F6	122,12 ± 6,13	123,67 ± 8,32	124,12 ± 5,53	128,75 ± 7,69	125,94 ± 7,48	127,87 ± 8,32
F7	81,88 ± 5,21	80,24 ± 6,97	80,09 ± 6,53	80,40 ± 7,54	79,68 ± 6,66	79,83 ± 6,03

Poznámka k Příloze 19–21: t₁ – čas stojné fáze [s]; t₂ – trvání decelerační fáze; t₃ – trvání akcelerační fáze; t₄ – čas dosažení maxima síly v decelerační fázi; t₅ – čas dosažení maxima síly v akcelerační fázi; t₆ – čas dosažení maxima síly ve fázi postupného zatěžování; t₇ – čas dosažení minima síly ve fázi středního stoje; t₈ – čas dosažení maxima síly ve fázi konečného stoje; t₉ – čas od minima síly po konec stojné fáze; t₂ až t₉ se udávají v relativních hodnotách délky trvání stojné fáze; F₃ – lokální maximum síly v decelerační fázi; F₄ – lokální maximum síly v akcelerační fázi; F₅ – lokální maximum síly ve fázi postupného zatěžování; F₆ – lokální maximum síly ve fázi konečného stoje; F₇ – lokální minimum síly ve fázi středního stoje; F₁ až F₇ se udávají v relativních hodnotách velikosti tíhové síly; M – aritmetický průměr; SD – směrodatná odchylka; BT – baletní tanečníci před rehabilitační intervencí; BT_R – baletní tanečníci ihned po rehabilitační intervenci; BT_F – baletní tanečníci 6 týdnů po skončení intervence; D – dominantní dolní končetina; nD – nedominantní dolní končetina; p – hladina pravděpodobnosti; W – věcná významnost (Kendalův koeficient W); r_{SC} – věcná významnost.

Příloha 20 Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných časových proměnných průběhu reakční síly podložky a hodnot velikosti reakční síly podložky mezi hodnocenými skupinami (Studie II)

Parametr	BT x BT_R				BT x BT_F				BT_R x BT_F			
	D		nD		D		nD		D		nD	
	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p	W	p
t1	0,52	0,028	0,04	0,859	0,63	0,008	0,21	0,374	0,32	0,173	0,29	0,214
t2	0,52	0,028	0,49	0,038	0,54	0,021	0,52	0,028	0,49	0,038	0,24	0,314
t3	0,52	0,028	0,49	0,038	0,54	0,021	0,52	0,028	0,49	0,038	0,24	0,314
t4	0,29	0,214	0,57	0,015	0,46	0,051	0,29	0,214	0,07	0,767	0,21	0,374
t5	0,52	0,028	0,49	0,038	0,57	0,015	0,52	0,028	0,54	0,021	0,24	0,314
t6	0,38	0,110	0,21	0,374	0,46	0,051	0,38	0,110	0,13	0,594	0,35	0,139
t7	0,07	0,767	0,27	0,260	0,38	0,110	0,38	0,110	0,29	0,214	0,04	0,859
t8	0,10	0,678	0,18	0,441	0,10	0,678	0,10	0,678	0,13	0,594	0,21	0,374
t9	0,07	0,767	0,27	0,260	0,38	0,110	0,38	0,110	0,29	0,214	0,04	0,859
F3	0,63	0,008	0,52	0,028	0,63	0,008	0,57	0,015	0,07	0,767	0,32	0,173
F4	0,63	0,008	0,21	0,374	0,63	0,008	0,38	0,110	0,35	0,139	0,10	0,678
F5	0,07	0,767	0,35	0,139	0,27	0,260	0,40	0,086	0,29	0,214	0,07	0,767
F6	0,40	0,086	0,63	0,008	0,49	0,038	0,57	0,015	0,49	0,038	0,29	0,214
F7	0,29	0,214	0,07	0,767	0,35	0,139	0,07	0,767	0,04	0,859	0,21	0,374

Příloha 21 Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných časových proměnných průběhu reakční síly podložky a hodnot velikosti reakční síly podložky mezi hodnocenými skupinami (Studie II)

Parametr	BT		BT_R		BT_F	
	D x nD		D x nD		D x nD	
	p	r _{sc}	p	r _{sc}	p	r _{sc}
t1	0,021	0,77	0,678	0,14	0,314	0,34
t2	0,008	0,89	0,953	0,02	0,859	0,06
t3	0,008	0,89	0,953	0,02	0,859	0,06
t4	0,086	0,57	0,139	0,49	0,441	0,26
t5	0,011	0,85	0,953	0,02	0,953	0,02
t6	0,767	0,10	0,678	0,14	0,953	0,02
t7	0,767	0,10	0,767	0,10	0,594	0,18
t8	0,594	0,18	0,678	0,14	0,594	0,18
t9	0,767	0,10	0,767	0,10	0,594	0,18
F3	0,441	0,26	0,515	0,22	0,051	0,65
F4	0,008	0,89	0,515	0,22	0,214	0,41
F5	0,515	0,22	0,515	0,22	0,374	0,30
F6	0,515	0,22	0,008	0,89	0,214	0,41
F7	0,214	0,41	0,515	0,22	0,859	0,06