

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**VLIV TANEČNÍHO TRÉNINKU NA ZATÍŽENÍ NOHY U
TANEČNÍKŮ STANDARDNÍCH A LATINSKOAMERICKÝCH
TANCŮ**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Kamila Voňková

Fyzioterapie

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

Olomouc 2014

Jméno a příjmení autora: Bc. Kamila Voňková

Název diplomové práce: Vliv tanečního tréninku na zatížení nohy u tanečnicků standardních a latinskoamerických tanců.

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2014

Abstrakt:

Standardní a latinskoamerické tance jsou sportovní disciplínou spojenou s velkým zatížením dolních končetin. Vyžadují přesné provedení pohybu, stabilitu a neuromuskulární koordinaci. Tanečníci používají speciální typ obuvi, který zejména u žen významně mění postavení těla a zátěž dolních končetin. Tyto skutečnosti vedou k přetěžování muskulárního systému, v jehož důsledku vznikají častá zranění, zejména v oblasti dolních končetin. Cílem této práce bylo posoudit vliv tanečního tréninku na dynamické parametry kontaktu nohy s podložkou při chůzi a jejich změny v průběhu tanečního tréninku. Výzkumný soubor tvořilo 16 tanečnicků skupiny QUICK Olomouc (8 mužů, 8 žen; průměrný věk $21,1 \pm 2,4$ let; hmotnost: muži $71,9 \pm 10,1$ kg, ženy $57,3 \pm 4,3$ kg). Pro měření zatížení nohy při chůzi byla použita plantografická plošina Footscan. Statisticky významné změny měřených parametrů byly zaznamenány pouze ve skupině žen. Po tréninku došlo ke zvýšení zatížení laterálního předonoží a snížení zatížení paty při porovnání s hodnotami před tréninkem. Ze získaných výsledků můžeme konstatovat, že taneční trénink má pro skupinu žen vliv na zatížení nohy při chůzi.

Klíčová slova: tanec, chodidlo, krokový cyklus, dynamická plantografie

Souhlasím s půjčováním diplomové (magisterské) práce v rámci knihovních služeb.

Author's name and surname: Bc. Kamila Voňková

Title of the thesis: The impact of dancing Standard and Latin dances on plantar pressure distribution.

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

The year of the defence of thesis: 2014

Abstract:

Standard and Latin dances are a sport discipline with great demands on lower extremities. These dances require precise execution of movement, stability and neuromuscular coordination. A special type of shoe is used by dancers, that especially by women significantly changes the position of the body and the loading of the lower extremities. These facts contribute to overloading of the musculoskeletal system, which results in frequent injuries occurring especially in the lower extremities. The aim of this study was to assess the effect of dance training on dynamic parameters of the contact between the foot and the floor during walking, and its changes during dance training. The research sample consisted of group of 16 dancers, members of the dance group QUICK Olomouc (8 men, 8 women, mean age 21.1 ± 2.4 years, weight: males 71.9 ± 10.1 kg, females 57.3 ± 4.3 kg). The dynamic plantographic platform Footscan was used to measure the stress placed on feet during walking. Only in the group of women were found statistically significant changes of the measured parameters. The increase of the loading in lateral forefoot area and decrease of loading in the heel area was found while comparing the measurements before and after the training session. Our findings indicate the impact of dance training session on the stress placed on feet of women.

Key words: dance, foot, gait cycle, dynamic plantography

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr. a konzulanta Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

Děkuji prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za odborné vedení mé diplomové práce, za vstřícný přístup, a cenné rady při jejím zpracování. Dále děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. a RNDr. Milanu Efmarkovi za pomoc při vyhodnocování a statistickém zpracování dat a všem osobám, které se zúčastnily výzkumu.

OBSAH

1 ÚVOD.....	8
2 PŘEHLED POZNATKŮ	10
2.1 Noha jako funkční jednotka	10
2.1.1 Funkční anatomie a kineziologie nohy.....	10
2.1.2 Nožní klenba.....	11
2.2 Chůze.....	13
2.2.1 Ontogeneze chůze.....	13
2.2.2 Krokový cyklus	14
2.2.3 Přenos zatížení při chůzi.....	16
2.2.4 Centre of pressure (COP)	17
2.2.5 Zatížení kloubů při chůzi.....	18
2.2.6 Vliv zatížení plosky nohy na vyšší etáže.....	19
2.3 Chůze v botách na vysokých podpatcích	21
2.3.1 Vliv na posturu a páteř	21
2.3.2 Vliv na aktivitu svalů.....	21
2.3.3 Vliv na rozložení zatížení plosky	22
2.4 Biomechanická analýza chůze	23
2.4.1 Dynamická plantografie	23
2.4.2 Příklady využití tlakových plošin.....	26
2.5 Biomechanika tance	28
2.5.1 Vliv tance na rozsahy pohybu (ROM) nohy.....	28
2.5.2 Vliv tance na reaktibilitu svalů.....	28
2.5.3 Vliv tance na chůzi a řízení posturální kontroly.....	28
2.5.4 Vliv tance na vnímání polohy nohy (statestézi)	29
2.6 Sportovní tanec.....	30
2.6.1 Taneční soutěže	30
2.6.2 Věkové a výkonnostní kategorie	31
2.6.3 Taneční kroky.....	31
2.7 Zranění při tanci	33
2.7.1 Zranění jako následek přetížení.....	33
2.7.2 Zranění u dětí a dospívajících.....	33

2.7.3 Hluboký stabilizační systém v souvislosti se zraněním u profesionálních tanečníků.....	33
3 CÍLE A HYPOTÉZY	35
4 METODIKA	36
4.1 Charakteristika měřeného souboru.....	36
4.2 Přístrojová technika.....	36
4.3 Organizace a postup měření	36
4.4 Měřené parametry	37
4.5 Statistické zpracování dat.....	37
5 VÝSLEDKY	38
5.1 Ověření hypotézy H_{01}	38
5.2 Ověření výzkumné otázky.....	43
6 DISKUSE.....	46
7 ZÁVĚR	52
8 SOUHRN	53
9 SUMMARY	55
10 REFERENČNÍ SEZNAM	57
11 SEZNAM ZKRATEK	62
12 SEZNAM OBRÁZKŮ.....	63
11 PŘÍLOHY	64

1 ÚVOD

Standardní a latinskoamerické tance jsou sportovní disciplínou, která klade důraz na kvalitu a estetickou stránku pohybu. Pohybovým základem tance je modifikovaná chůze (Odstrčil, 2004). Technika práce nohou spočívá v zvládnání dynamických sil, přenášení hmotnosti těla a přesných náslapech. Většinu času při tanci se tanečníci pohybují převážně na špičkách a to včetně náslapů. Předonoží tak při tanci absorbuje nárazy výrazně více, než při běžné chůzi.

Tanečníci používají speciální typ obuvi. Boty mají tenkou podrážku, nutnou pro dokonalé vnímání parketu. Podešve jsou zhotoveny ze speciálního materiálu umožňujícího skluz při tanci. Ženy nosí boty na vysokých podpatcích, které významně mění postavení těla a zátěž dolních končetin. Dámská profesionální taneční obuv má podpatek okolo 7 cm a vyšší, zpravidla úzký nebo ve spodní části mírně rozšířený. Podpatky vyšší než 5 cm výrazně zatěžují předonoží. Při stožení v botách na vysokých podpatcích je těžiště umístěno více anteriorně, udržení stability těla proto vyžaduje větší extenzi v lumbální části páteře, která je častou příčinou vzniku bolestí v oblasti dolní části zad. Úzký podpatek při chůzi v botách na vysokém podpatku je spojován s častější incidencí inverzních distorzí hlezna a fraktur 5. metatarzu. Tyto skutečnosti vedou k přetěžování muskuloskeletálního systému (Kapandji, 1987; Lorimer, French, O'Donnel, Burrow, & Wall, 2006), v jehož důsledku vznikají častá zranění. Nejčastějším typem zranění u tanečnicků jsou distorze a distenze, zejména v oblasti hlezenního a kolenního kloubu (Ambegaonkar, Rickman & Cortes, 2012; Roberts, Nelson, & McKenzie, 2013). Tanečníci tráví při trénincích na parketu několik hodin týdně a o víkendech se navíc účastní závodů. Mezi tanečníky standardních a latinskoamerických tanců není běžně navštěvovat fyzioterapeuta preventivně, ten případné zdravotní problémy řeší až po jejich vzniku. Často je proto léčen spíše následek než příčina.

Jednou z biomechanických metod, která umožňuje měření zatížení nohy, je dynamická plantografie. Tato výzkumná metoda sleduje časové a tlakové parametry zatížení pod jednotlivými oblastmi plosky nohy při chůzi nebo jiné činnosti. Tyto poznatky je dále možné využít ve sportovním či medicínském výzkumu, při tvorbě tréninkových plánů nebo pro přímou lékařskou diagnostiku.

V současné době neexistuje mnoho studií informujících o vlivu sportovního tréninku standardních a latinskoamerických tanců na chůzi, fyzické zatížení tanečnicků nebo incidenci zranění. Proto jsme se pokusili využít dynamickou plantografii pro určení vlivu tanečního tréninku na dynamické parametry kontaktu nohy s podložkou při chůzi.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Noha jako funkční jednotka

Noha z anatomického hlediska je část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu (Vařeka & Vařeková, 2003).

Skeletální uspořádání nohy je podobné jako u ruky, ale v závislosti na její oporné a lokomoční funkci došlo v jejím vývoji k četným stavebním i funkčním změnám. Vzhledem k lidsky specifické lokomoční funkci nohy, jsou na kostěné i měkké struktury nohy kladeny vysoké nároky. Noha zajišťuje tlumení nárazů při chůzi a přizpůsobení se terénu, musí tedy být dostatečně pružná a flexibilní. Pro své statické a odrazové funkce je ale důležité, aby byla zároveň dostatečně rigidní a mohla fungovat jako páka při provedení odrazu (Dylevský, 2009).

Přenos hmotnosti těla na nohu zprostředkovává trochlea tali. Ta svým anatomickým uspořádáním pomáhá rozložit hmotnost těla na hrbol patní kosti a přes os naviculare směrem k hlavici prvního metatarzu. Výsledky měření ukazují, že 60 % hmotnosti je ve stoji na zadní části nohy a 40 % na části přední (Dylevský, 2009).

2.1.1 Funkční anatomie a kineziologie nohy

Z funkčního hlediska můžeme nohu rozdělit na tři funkční oddíly: zánoží (os talus, os calcaneus), středonoží (os naviculare, os cuboideum, ossa cuneiformia) a předonoží (ossa metatarsi, phalanges), které jsou od sebe odděleny liniemi Chopartova a Lisfrankova kloubu (Vařeka & Vařeková, 2003).

V průběhu fylogenetického vývoje došlo k pronatornímu zkrutu bérce a nohy. Původně malíkový okraj nohy se dostal pod původně laterální palcový okraj, talus se tak přesunul nad calcaneus. V distální části nohy byl pronatorní zkrut dokončen a paprsky nohy se tak dostaly vedle sebe (Čihák, 2006). Vzhledem k pronatornímu zkrutu je terminologie užívaná pro popis pohybů nohy nejednotná a často se v literatuře setkáváme s užíváním pojmů flexe a extenze, které mohou charakterizovat jak dorsální tak plantární pohyb nohy. Například Kapandji (1987) popisuje flexi nohy jako pohyb dorsa směrem k bérce, tudíž se na tomto pohybu paradoxně podílí extenzory prstů. Vzhledem k možnému nesprávnému výkladu pojmů flexe a extenze nohy, je tedy dle Vařeky a Vařekové (2009) vhodnější používat termín dorsální a plantární flexe.

Osy kloubů nohy neleží v anatomických rovinách, pohyb nohy probíhá nejčastěji v uzavřeném řetězci, tedy ve více kloubech najednou. Pohyb v subtalárním

a transversotalárním kloubu je funkčně spojený, můžeme ho tedy popisovat společnou Henkeho osou, která vede od zevní strany zadního okraje patní kosti šikmo dopředu mediálně do collum tali a nad os naviculare (Kapandji, 1987). Vařeka a Vařeková (2003) dále popisují ovlivnění postavení v subtalárním kloubu na možnost pohybu v kloubu transversotalárním. Při pronaci v subtalárním kloubu dochází k relativní supinaci v kloubu transversotalárním. V této poloze je v transversotalárním kloubu maximální pohyblivost a zároveň malá stabilita. Do tohoto postavení se noha dostává od kontaktu paty s podložkou do období střední opory. Umožňuje tak flexibilitu nohy, její přilnutí k podložce a absorpci nárazu. V období aktivního odrazu se postavení v subtalárním kloubu mění na supinaci, což zapřičiňuje relativní pronaci v kloubu transversotalárním, jeho uzamknutí a stabilizaci. Transversotalární kloub poté umožňuje odraz nohy, která funguje jako rigidní páka.

Supinace/inverze a pronace/everze nohy mohou být vnímány jako komplexní pohyb nebo jednoduchý pohyb kolem dlouhé osy nohy. Jednotliví autoři se v jejich užívání rozcházejí (Vařeka & Vařeková, 2009). Kapandji (1987) charakterizuje inverzi jako supinaci, plantární flexi a addukci, a everzi jako pronaci, dorsální flexi a abdukci. McDonald a Tavener (1999) pro zpřehlednění uvádějí, že pojmy inverze a everze jsou používány pro nohu v otevřeném kinematickém řetězci a popisují pohyb patní kosti v subtalárním kloubu. Pojmy supinace a pronace se užívají spíše v uzavřeném řetězci, pronace přispívá ke zkrutu nohy a supinace jej snižuje.

2.1.2 Nožní klenba

Z anatomického hlediska je nožní klenba rozdělená na příčnou a podélnou. Příčná klenba je nejzřetelnější mezi ossa cuneiformia a os cuboideum. Podélná klenba je vyšší na tibiální straně. Nejvyšším místem na plantě je talus v oblasti fibrocartilago navicularis, kde se upíná šlacha m. tibialis posterior (Čihák 2006).

Obě klenby jsou udržovány jak pasivně – architektonikou kostí, kloubů a vazů, tak aktivně pomocí svalů. Dříve se považovaly svaly za hlavní stabilizátory klenby (Dylevský, 2009). U podélné klenby se jedná o m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus a krátké svaly planty. U příčné klenby je to zejména m. tibialis anterior a m. peroneus longus (Čihák, 2006).

Dylevský (2009) upozorňuje, že v současné době se upouští od této teorie a přestože svaly mají pro udržení klenby rozhodující význam, stále větší význam je věnován kostním strukturám zajištěným pomocí vazů.

Vařeka a Vařeková (2003) uspořádání kosterních struktur a vazů přirovnávají ke střeše, kde jsou krokve udržovány v potřebném postavení kleštinami. Dle Dylevského (2009), svaly představují spíše dynamickou rezervu pro udržování nožní klenby a aktivují se spíše v situacích se zvýšeným namáháním nožní klenby.

Vařeka a Vařeková (2003) zdůrazňují, že význam svalů pro formování nožní klenby je největší v období ontogenetického vývoje, kdy se kosti a vazy teprve formují. Následně po ukončení vývoje jejich význam klesá. Zvýšenou aktivitu svalů poté můžeme pozorovat u osob s porušenou funkcí kostí či vazů nohy. Dochází k přetěžování vazů a hypermobilitě, zvyšují se tedy i nároky na stabilizaci pomocí svalů.

Chang, Hung, Wu, Chiu a Hsu (2010) zjistili, že při skoku do výšky a startu při sprintu, dochází k signifikantně větším změnám rozsahů výšky nožní klenby než při běžné chůzi. Největší rozdíly byly zjištěny při fázi postupného zatěžování, kde byla změna výšky oproti běžné chůzi o 0–50 %, a při konečné odrazové fázi, kde byla změna o 85–100 %.

2.2 Chůze

Chůze je nejběžnější formou lidské lokomoce. Jedná se o individuální pohybový projev charakteristický pro každého jedince (Kolář, 2009). Chůze je komplexní pohyb těla, při kterém je nezbytná dostatečná stabilizace trupu a pevná opora v místě kontaktu se zemí. Propulzní síla svalů při odrazu posouvá těžiště šikmo vzhůru a vpřed. Tato síla spolu s tíhovou silou podporuje pád trupu vpřed, kterému zabraňuje švihová fáze druhé dolní končetiny (Véle, 2006).

2.2.1 Ontogeneze chůze

Vědci se při vysvětlování ontogeneze chůze názorově rozcházejí. Stále není zcela objasněno, na jakém principu dochází k podobným motorickým projevům v průběhu psychomotorického vývoje.

Nejčastější vysvětlení udává, že chůze je v ontogenezi vybudována na fylogenetickém podkladě (Kolář, 2009). Toto tvrzení se zakládá na předpokladu existence vrozených motorických programů, které vyžívají spolu s dozráváním centrální nervové soustavy (Vojta & Peters, 1995). Jiný názor představuje ontogenezi jako proces motorického učení. Na základě hledání a nacházení neoptimálnějšího řešení dané posturální situace, vlivem podobných zevních a vnitřních podmínek, nakonec dochází k podobným výsledkům (Vařeka & Vařeková, 2009).

Faladová a Nováková (2009) uvádějí, že základem pro bipedální lokomoci je stabilizace pánve. Stabilní pánev umožňuje další diferenciaci pohybu, postupně se získáváním zkušeností se uvolňují pohyby v jednotlivých kloubech dolních končetin.

Véle (2006) uvádí jako bezpečnou bipedální lokomoci, chůzi bez vnější opory, při které je dítě schopno zastavit, zpomalit nebo změnit směr. Do té doby dítě chodí bez opory rychle a jeho tělo funguje jako setrvačnick, který udržuje vzpřímenou polohu těla. Dítě proto při pokusu o zastavení často padá.

Přestože je za pomyslný vrchol vývoje hrubé motoriky považována samostatná bipedální lokomoce, chůze se vyvíjí ještě mnohem déle. Dítě při prvních krocích našlapuje na celá chodidla, chybí mu dorsální flexe v hlezenním kloubu i odvíjení plosky. Postupně získává zkušenosti a uvolňuje stupně volnosti v jednotlivých kloubech (Faladová & Nováková, 2009).

Diferenciace pohybu na akrech dolních končetin přichází zhruba ve 4 letech věku, při chůzi na rovném povrchu (Kolář, 2001). Při ztížených podmínkách se dítě vrací zpět k omezení stupňů volnosti v kloubech (Faladová & Nováková, 2009).

2.2.2 Krokový cyklus

Při chůzi dochází k střídání opěrné a ná kročné funkce nohy, pohyb se opakuje střídavě pro obě končetiny a posouvá tak tělo vpřed (Kolář, 2009). Krokovým cyklem (gait cycle, KC) nazýváme jednu periodu tohoto recipročního pohybu. Rozdělujeme ho do dvou fází – fáze stojná a fáze švihová.

Stojná fáze zaujímá 60 % z celkové délky KC a obsahuje dvě fáze dvojí opory, při kterých jsou v kontaktu s podložkou obě dolní končetiny. Každá fáze dvojí opory představuje 10 % KC. Švihová fáze zaujímá 40 % KC. Přesné hodnoty stojné a švihové fáze se mění s rychlostí chůze, s vyšší rychlostí se zkracuje doba dvojí opory, až při běhu zcela vymizí (Perry, 1992).

Popis jednotlivých fází KC se často liší. V dalším textu jsou pro srovnání uvedena názvosloví dle Perry (1992) a Whittle (2007).

Názvosloví dle Perry (1992):

1. Počáteční kontakt (Inicial Contact)

Probíhá v intervalu od 0 – 2 % KC. Během této fáze dochází k prvotnímu kontaktu paty s podložkou a absorpci nárazu. Tato fáze KC je doprovázena extenzí v kolenním kloubu a semiflexí v kyčelním kloubu. Hlezenní kloub se nachází v dorzální flexi až neutrálním postavení. Nastavení jednotlivých segmentů udává způsob dalšího zatížení dolní končetiny.

2. Reakce na zatížení (Loading Response)

Probíhá v intervalu od 0 – 10 % KC. Navazuje na počáteční kontakt a končí odrazem protějšího palce, představuje tedy období dvojí opory. Během této fáze dochází k postupnému plnému přenesení hmotnosti těla na stojnou dolní končetinu. Kolenní kloub přechází do semiflexe a tím absorbuje část nárazu.

3. Střed stojné fáze (Mid Stance)

Probíhá v intervalu od 10 – 30 % KC. Představuje první polovinu jednooporové fáze KC. Začíná odrazem protějšího palce a končí, když se těžiště těla přesune nad předonoží. Tato fáze je doprovázena dorzální flexí hlezenního kloubu a extenzí v kyčelním a kolenním kloubu.

4. Konečný stoj (Terminal Stance)

Probíhá v intervalu od 30 – 50 % KC. Ukončuje jednooporovou fázi KC, začíná zdvihem paty a končí počátečním kontaktem protější dolní končetiny. Těžiště těla se během této fáze posouvá před opornou plochu chodidla. Kolenní kloub nejdříve dokončuje svou extenzi a následně přechází do semiflexe, kyčelní kloub je v extenzi.

5. Předšvihová fáze (Pre–Swing)

Probíhá v intervalu od 50 – 60 % KC. Představuje druhou dvouoporovou fázi chůze, začíná počátečním kontaktem protější dolní končetiny a končí odrazem palce. Hlezenní kloub v této fázi přechází do plantární flexe, kolenní kloub zvyšuje svou flexi a kyčelní kloub snižuje extenzi.

6. Počáteční švih (Initial Swing)

Probíhá v intervalu od 60 – 73 % KC. Představuje první třetinu švihové fáze, začíná odrazem palce od podložky a končí ve chvíli, kdy se obě chodidla mýjí. Hlezenní kloub v této fázi přechází do mírné dorzální flexe, kolenní a kyčelní kloub zvyšuje flexi.

7. Střed švihové fáze (Mid Swing)

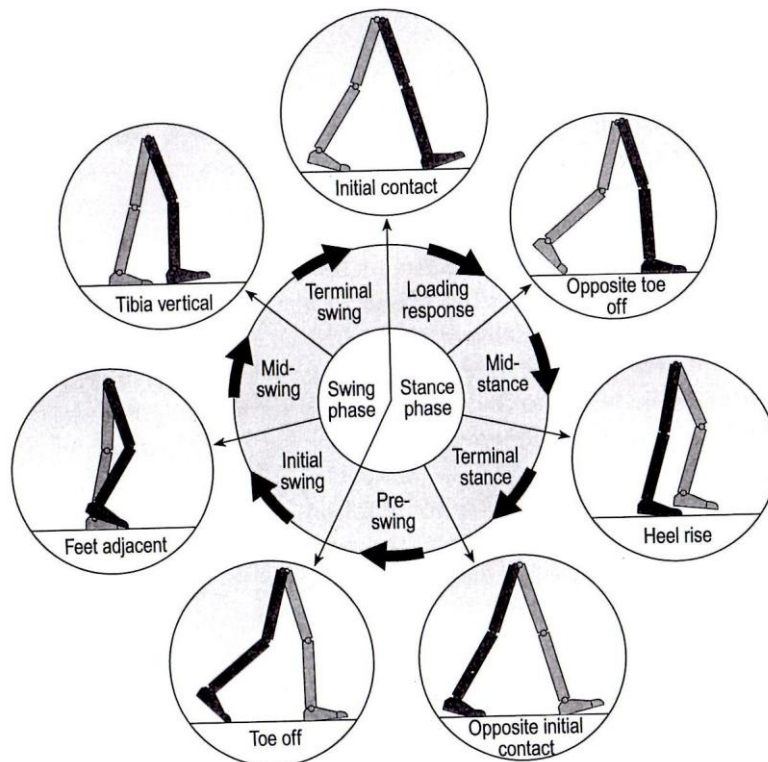
Probíhá v intervalu od 73 – 87 % KC. Při druhé švihové fázi pokračuje dolní končetina vpřed, fáze je ukončena ve chvíli, kdy se tibia dostává do vertikálního postavení. Dochází k zvyšování dorzální flexe v hlezenním kloubu, navyšování stupně extenze v kolenním kloubu a zvyšování flexe v kloubu kyčelním.

8. Konečný švih (Terminal Swing)

Probíhá v intervalu od 87 – 100 % KC. Poslední švihová fáze začíná od vertikálního postavení tibie a končí kontaktem chodidla s podložkou. Hlezenní kloub se nachází v dorzální flexi až neutrálním postavení, kolenní kloub dokončuje extenzi a kyčelní kloub v této fázi již dále nezvyšuje svou flexi.

Názvosloví dle Whittle (2007) – obrázek 1:

stojná fáze	
1. Initial contact (počáteční kontakt)	1. Loading response (reakce na zatížení)
2. Opposite toe off (odraz protějšího palce)	2. Mid–stance (střed stojné fáze)
3. Heel rise (zdvih paty)	3. Terminal stance (konečný stoj)
4. Opposite initial contact (počáteční kontakt protějšího chodidla)	4. Pre–swing (předšvihová fáze)
švihová fáze	
5. Toe off (odraz palce)	5. Initial swing (počáteční švih)
6. Feet adjacent (míjení se nohou)	6. Mid–swing (střed švihové fáze)
7. Tibia vertical (vertikální postavení tibie)	7. Terminal swing (konečný švih)



Obrázek 1 Dělení krokového cyklu dle Whittle (2007)

2.2.3 Přenos zatížení při chůzi

Při přenosu zatížení z fáze dvojí opory pouze na jednu dolní končetinu dochází k přesunu těžiště těla laterálně směrem k oporné dolní končetině. Tento přesun zatížení

vyžaduje aktivní svalovou centraci kyčelního kloubu pro udržení vzpřímeného držení těla (Perry, 1992).

Největší procento zatížení při chůzi nese předonoží, především první a druhý metatarz. Při nerovnoměrném rozložení sil, kdy větší zátěž nese druhý metatarz, může vznikat Mortonova metatarzalgie – bolestivé onemocnění vzniklé na podkladě komprese plantárních digitálních nervů (Hamill & Knutzen, 2003).

Perry (1992) při stojné fázi popisuje tři zhoupnutí, která napomáhají pohybu vpřed a snižují energetickou náročnost chůze.

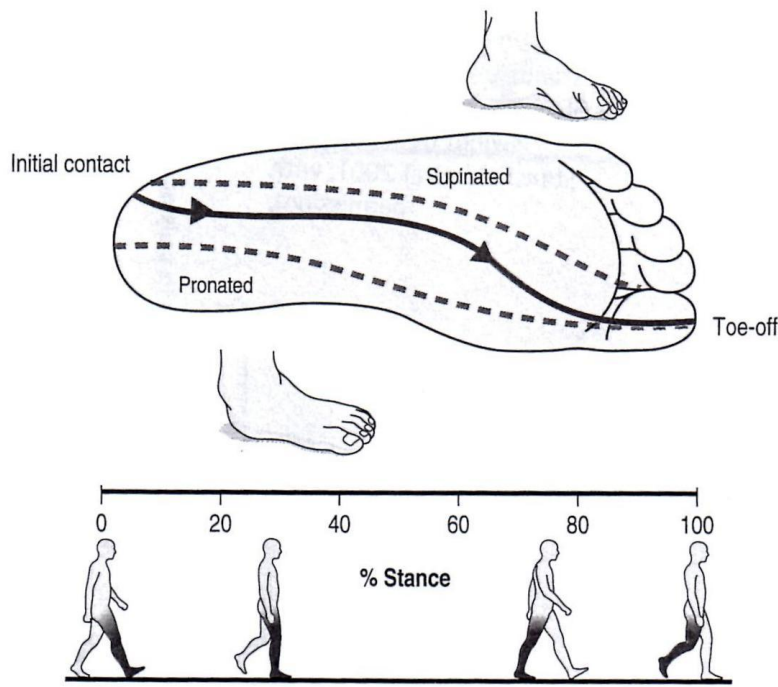
- První zhoupnutí přichází po kontaktu nohy s podložkou, kde pata představuje nestabilní plošku umožňující valivý pohyb vpřed. První zhoupnutí facilituje aktivaci m. tibialis anterior a m. quadriceps femoris, které napomáhají pohybu těžiště vpřed.
- Druhé zhoupnutí se pojí s pasivní dorsiflexí nohy a probíhá v hlezenním kloubu. Toto zhoupnutí facilituje aktivitu m. triceps surae, kde dochází k samostatné aktivaci m. soleus a m. gastrocnemius. Tyto svaly zde umožňují stabilizaci tibie a zároveň její selektivní uvolnění pro pohyb vpřed.
- Třetí zhoupnutí umožňují hlavičky metatarzů, dochází k němu tedy v předonoží. Těžiště těla se v tuto dobu dostává před opěrnou bázi a dochází k pádu vpřed, tento moment je nejsilnější hnací silou během krokového cyklu.

2.2.4 Centre of pressure (COP)

Centre of pressure (COP) je bod, ve kterém působí vektor reakční síly podložky (Vařeka, 2002).

Při stojné fázi krokového cyklu se zatížení plosky mění s časem. COP zpravidla přechází od laterálního okraje paty na os cuboideum, dále na druhý metatarz a palec. Přenos zatížení plosky závisí na mnoha faktorech, například na rychlosti chůze, typu nohy nebo individuální chůzi jedince (Hamill & Knutzen, 2003).

Kirtley (2006) poukazuje na vliv postavení nohy při chůzi na polohu COP. Při pronaci chodidla dochází k přesunu COP směrem mediálně, při supinačním postavení směrem laterálně. Změna polohy COP při odvalu chodidla ve stojné fázi chůze je znázorněna na obrázku 2.



Obrázek 2 Změna polohy Centre of pressure při stojné fázi chůze dle Kirtley (2006)

2.2.5 Zatížení kloubů při chůzi

Na konci švihové fáze pohybu se těžiště těla nachází před opěrnou bází. Vytváří tak krátkou nestabilní situaci, při které tělo padá volným pádem vpřed. Tento volný pád představuje přibližně vzdálenost 1cm. Následuje kontakt paty s podložkou, při kterém dochází k přenosu 60 % hmotnosti těla během 0,02 sekundy. Vzniká vertikální reakční síla podložky, která zatěžuje hlezenní, kolenní a kyčelní kloub (Perry, 1992).

2.2.6 Vliv zatížení plosky nohy na vyšší etáže

Chodidlo je úzce funkčně spjato s celou dolní končetinou, všechny svaly od kolene distálně se podílí na jeho formování. Je významným zdrojem aference, která je ale částečně tlumena nošením bot. Má vliv na rovnováhu ve stoji i při lokomoci (Votava, 2002). Při stojné fázi chůze dochází na stojné dolní končetině k pohybu v uzavřeném kinematickém řetězci. Chodidlo vytváří punctum fixum, tedy pevný bod, od kterého se odvíjí pohyb ostatních kloubů. V řetězci jsou zahrnuty klouby dolní končetiny, páteře i horních končetin. Během chůze se vzájemné postavení kloubů neustále mění (Perry, 1992). Při pohybu v uzavřeném kinematickém řetězci je pohyb prováděn vždy ve více segmentech současně (Kolář, 2009).

Většina spoušťových bodů a blokád kloubů kompenzuje nedostatečnou funkci hlubokého stabilizačního systému. Návikem správné funkce hlubokého stabilizačního systému poté blokády a spoušťové body mizí. Na plosce nohy se neoptimální funkce hlubokého stabilizačního systému projevuje nejčastěji v oblasti hlubokých flexorů prstů, které stabilizují nožní klenbu (Lewit & Lepšíková, 2008). Vysoká koncentrace proprioceptorů v oblasti chodidla, zejména krátkých svalů a kloubů nohy, svědčí o vlivu chodidel na hluboký stabilizační systém (Kolář, 2009).

Chodidla jako „klíč“ ke změně posturálního nastavení osového orgánu využívá technika sensomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové (1992). Cílenou izolovanou kontrakcí m. quadratus plantae mění rozložení tlaků v kloubech nohy a tím příznivě ovlivňuje proprioceptivní signalizaci. Provádí se nácvik tzv. „malé nohy“, při kterém se pacient snaží aktivně zkrátit a zúžit chodidlo pomocí izolované aktivace krátkých flexorů nohy. Zároveň udržuje chodidlo v kontaktu s podložkou ve třech bodech (pod hlavičkou 1. a 5. metatarzu a pod patou) a vytváří tak aktivní oporu. Díky tomuto dráždění dochází k zvýšení přísunu informací z periferie prostřednictvím proprioceptorů a jsou aktivovány podkorové mechanismy podílející se na řízení stoje a koordinaci pohybů.

Metoda dynamické neuromuskulární stabilizace dle Koláře (2009) se zaměřuje na posturálně lokomoční funkce svalů a terapii posturální instability. Při nácviku posturálních funkcí využívá také centrovaní opory. V případě nohy a chodidla to znamená centrované postavení subtalárního kloubu, kontakt nohy s podložkou ve třech bodech, prsty volně položeny na podložce, příčná klenby aktivně nadzvednuta jako při úchopu nohou. Pacient se učí vnímat i vzdálené změny držení těla při aktivaci centrované opory. Dochází k napřímení páteře, změně dechového stereotypu a zapojení bránice.

Decentrování postavení nohy a blokády v oblasti chodidla mohou způsobovat zřetězení funkčních dysfunkcí do vzdálenějších oblastí. Například při předsunutém držení hlavy nacházíme zřetězení funkčních změn přes napětí šíjového a zádového svalstva, spouštěcí body v přímých břišních svalech, hypertonus m. gluteus maximus a m. biceps femoris, blokádu hlavičky fibuly a dysfunkci chodidla. Zajímavé je doporučení terapie přes nejdálší článek řetězce, tedy plosku nohy. Při odstranění dysfunkce chodidla dojde k následné úpravě zbylých částí řetězce včetně hlavových kloubů (Lewit, 1998). Lewit a Lepšíková (2008) považují za nejdůležitější část tohoto řetězce právě chodidlo, které může být i primární příčinou vzniku blokády hlavových kloubů a zvýšeného napětí šíjových svalů. Toto tvrzení vysvětlují faktem, že pokud se ve stoji palpačně projeví napětí šíjových svalů, které mizí po posazení, pravděpodobnou příčinou tohoto fenoménu je vyřazení dolních končetin, tudíž i příčina problémů je v oblasti dolních končetin, nejčastěji na chodidle.

2.3 Chůze v botách na vysokých podpatcích

Chůze na podpatcích se liší od běžné chůze zvýšením nároků na stabilitu a vynucenou změnou postury. Dochází při ní ke změně pohybových stereotypů, při dlouhodobém nošení bot na podpatku také ke zkrácení a oslabení některých svalových skupin.

Hamill a Knutzen (2003) uvádějí, že u žen pravidelně nosících boty na vysokém podpatku dochází k snížení pružnosti plantárních flexorů. Tato skutečnost vede k nadměrné pronaci nohy při chůzi a k předčasnému nadzvednutí paty.

2.3.1 Vliv na posturu a páteř

Lee, Jeong a Freivalds (2001) ve své studii zjistili, že chůze na podpatcích ovlivňuje stupeň flexe v bederní páteři. Čím vyšší byly podpatky (0, 4 a 8 cm), tím menší byl stupeň flexe v bederní páteři. Došlo ke zvýšení bederní lordózy, kompenzačně zvýšené aktivitě erektor spinae a tím současně ke vzniku větších kompresivních sil v této oblasti. Přesunem těžiště těla více nahoru se také snížila celková stabilita. Chůze na vysokých podpatcích celkově zvýšila unavitelnost a diskomfort měřených subjektů.

2.3.2 Vliv na aktivitu svalů

Gefen, Megido–Ravid, Itzchak a Arkan (2002) porovnávali unavitelnost svalů a mediolaterální instabilitu nohy při chůzi na vysokém podpatku. Studie proběhla u žen pravidelně nosících boty s vysokými podpatky a u žen pravidelně nosících boty bez podpatku. Bylo zjištěno, že m. peroneus longus a m. gastrocnemius lateralis jsou u žen pravidelně nosících boty na vysokém podpatku více unavitelné než u žen běžně nosících boty bez podpatku. U žen nosících boty na podpatku byla zjištěna nerovnováha mezi aktivitou laterální a mediální hlavy m. gastrocnemius. Tato nerovnováha může způsobovat také zjištěný posun výchylek COP při únavě více laterálně u žen nosících vysoké podpatky. Autoři se shodují, že změny funkce stabilizačních svalů nohy a změna výchylek COP snižují stabilitu při chůzi. Spolu s nižší stabilitou boty na vysokém podpatku mohou tyto změny přispívat k vyšší incidenci náhodných zranění.

1.3.3 Vliv na rozložení zatížení plosky

Autoři Gu, Rong a Ruan (2011) ve své studii posuzovali změnu rozložení tlaků při chůzi v botách bez podpatku, s nízkým a vysokým podpatkem. Studie se zúčastnilo 12 žen pravidelně nosících boty na vysokém podpatku. Analýza chůze byla provedena pomocí tlakové plošiny Novel Emed (novel GmbH, Mnichov, SRN). Při chůzi na vysokých podpatcích byl zaznamenán výrazně vyšší impuls síly v oblasti paty (až o 467 %), než při chůzi v botách bez podpatku. Zajímavým zjištěním byla také absence zatížení středonoží při chůzi na vysokých podpatcích. Dle autorů může tato změna zatížení mít vliv na celkovou stabilitu při chůzi na vysokých podpatcích a přispívat k vyšší incidenci úrazů nohy.

Na zatížení plosky při chůzi na vysokých podpatcích má vliv rychlost chůze a šíře podpatku (Guo et al., 2012). Studie se zúčastnilo 13 žen, zatížení plosky bylo sledováno pomocí tlakových senzorů umístěných pod chodidlem (systém Pedar-X, novel GmbH, Mnichov, SRN). Rozměry úzkého a širokého podpatku byly 1,2 x 1,2 cm a 2,2 x 3,5 cm, výška podpatku byla v obou případech 7,8 cm. Bylo zjištěno, že při chůzi na úzkém podpatku je zatížení předonoží signifikantně větší (321,2 kPa), než při chůzi na širokém podpatku (312,9 kPa). Při chůzi v běžné obuvi bylo zatížení nižší (225,5 kPa). Při chůzi na úzkém podpatku bylo zaznamenáno výrazné větší zatížení mediálního předonoží a palce než při chůzi na širokém podpatku. Větší zatížení palce může vést k následným deformitám předonoží typu hallux valgus.

2.4 Biomechanická analýza chůze

Biomechanika nám spolu s dalšími vědními obory umožňuje komplexní pohled na problematiku chůze. Úloha biomechanické analýzy spočívá v kvantifikaci výstupních veličin, což dále umožňuje jejich další porovnání (Janura et al., 2012).

Základní rozdělení biomechanických přístupů k analýze chůze, je na přístupy kinematické a kinetické. Kinematika popisuje a hodnotí pohyb těla v prostoru, bez ohledu na příčiny pohybu. Hodnocené parametry jsou například čas, dráha, rychlost, zrychlení, úhlové změny apod. Kinetika se naopak zabývá příčinou samotného pohybu, tedy působící silou. Hodnocenými parametry jsou například reakční síly podložky, momenty sil, impuls síly a tlakové síly (Dainty & Norman, 1987).

V této diplomové práci byla použita kinetická analýza formou dynamické plantografie, pomocí měřicího systému Footscan (RS Scan International, Olen, Belgie).

2.4.1 Dynamická plantografie

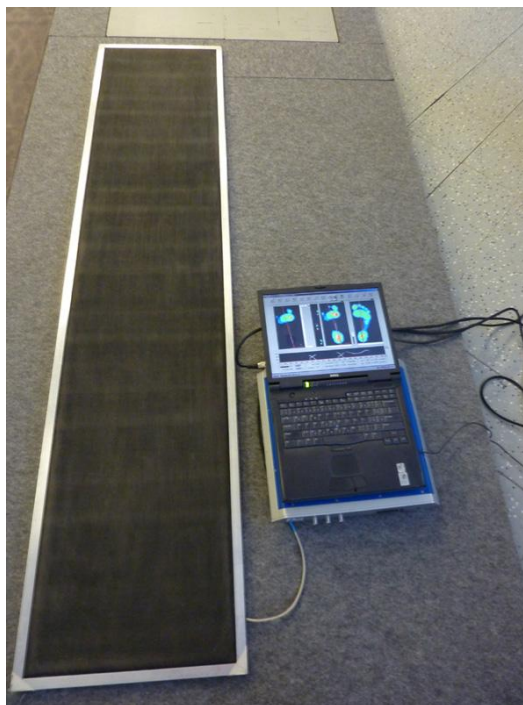
Dynamická plantografie, v anglosaské literatuře nazývaná převážně “pedobarography“, je metoda zaznamenávající rozložení tlaku pod ploškou nohy v závislosti na čase. Sleduje také trajektorii působíště reakční síly a jeho vztah k jednotlivým oblastem nohy. Využívá se především pro analýzu chůze a dynamických modifikací stoje, uplatnění nachází například v ortopedii, rehabilitaci, neurologii případně sportovní medicíně (Janura et al., 2012).

2.4.1.1 Měřicí systémy

Měřicí systém je soubor komponentů zahrnující vlastní snímací / měřicí zařízení, propojovací 3D box pro spojení s dalším snímacím/měřicím zařízením, počítač a software dalšího určení (vědecká analýza, výroba vložek a jiné).

Jednotlivé komerčně dodávané systémy se liší technickými parametry: typem snímače, plochou měřenou jedním senzorem, citlivostí rozlišení a rozsahem měření. Měřicí zařízení je nejčastěji tlaková plošina (obrázek 3) nebo stélka do bot, alternativou mohou být i jednotlivé tlakové senzory, které se ale v současnosti již téměř nevyužívají (Janura et al., 2012).

Příkladem měřicích systémů jsou plošiny Footscan (RS Scan International, Olen, Belgie), Emed (Novel GmbH, Mnichov, SRN) nebo Walkway (Tecscan, Boston, USA).



Obrázek 3 Měřicí plošina Footscan (Anonymous, 2014a)

2.4.1.2 Technické parametry

Měřicí plošina je složena ze tří vrstev, svrchní vrstva je elastická umožňující přenos tlaku a zároveň dostatečně pevná, aby ochránila prostřední vrstvu, ve které jsou uloženy tlakové senzory. Spodní vrstva je pevná a chrání prostřední měřicí vrstvu. Šířka plošiny je přibližně 40 cm, délka základního modulu u plošiny footscan je 50 cm, u plošiny Emed-x 69 cm. Základní měřicí moduly se skládají za sebou a vznikají tak plošiny o délce 1 m nebo 2 m. Měřicí plocha je u těchto plošin vždy menší než plocha celková (Anonymous, 2014a).

Tlak je fyzikální veličina (N/m^2) vyjadřující poměr velikosti síly F a obsah plochy S , na kterou tato síla působí. Rozložení tlaku je možné zaznamenat pomocí tlakových senzorů (Robertson et al., 2004). Sensory používané v plantografických metodách jsou nejčastěji kapacitní nebo odporové. Kapacitní senzory používá například systém Emed. Jejich výhodou je vysoká přesnost, nevýhodou je nízká maximální frekvence snímání (100 Hz), daná zpomalenou reakcí materiálu dielektrika na změny tlaku (Anonymous, 2014a). Odporové senzory používá systém Footscan. Jsou to velmi tenké senzory, které tvoří dvojice plochých kruhových vodičů, mezi nimiž je vrstva s odlišnou vodivostí. Nejčastěji se jedná o vrstvu vodivého uhlíkového prachu nebo

inkoustu. Při stlačení dojde k přiblížení obou vodičů, čímž klesá odpor v závislosti na tlaku. Opakovaným použitím klesá citlivost těchto senzorů (Janura et al., 2012, Robertson et al., 2004). Plošiny Footscan využívají senzory o velikosti 7,6 x 5,1 mm, hustota senzorů je přibližně 2,6/cm². Citlivost senzorů se vztahuje nejen k senzorům samotným, ale také k použitému softwaru, u systému Footscan 7.x je udávána citlivost 0,27 –127 N/cm² (Anonymous, 2014a; Anonymous, 2014b).

Snímkovací frekvence je u systému Footscan až 500 Hz, je nutné ji ale přizpůsobit účelu snímkování. Takto vysoká frekvence je vhodná pro snímkování rychlého pohybu, méně vhodná již pro sledování stoje. Vysoká frekvence klade vyšší nároky na přenos a třídění dat, při použití frekvence 500 Hz je proto možné snímkovat pouze po dobu 2 s. V případě, že potřebujeme sledovat změny tlaku po delší časový úsek, je nutné snížit snímkovací frekvenci například na 100 Hz. Tato frekvence umožňuje sledovat změny tlaku po dobu 10 s (Anonymous, 2014b; Janura et al., 2012).

2.4.1.3 Měřené parametry

Výsledky měření jsou u systému Footscan zobrazovány v 2D barevném modelu rozložení tlaků, kde jsou přechody mezi jednotlivými senzory barevně odlišeny a rozostřeny, jak je ukázáno na obrázku 4. Současně systém zobrazuje číselné parametry v grafech nebo tabulkách (Janura et al., 2012).

Systém Footscan automaticky rozděluje nohu do několika anatomických oddílů. Toto rozdělení lze dále manuálně upravit.

Zmíněné oddíly jsou: HM = mediální část paty

HL = laterální část paty

MF = středonoží

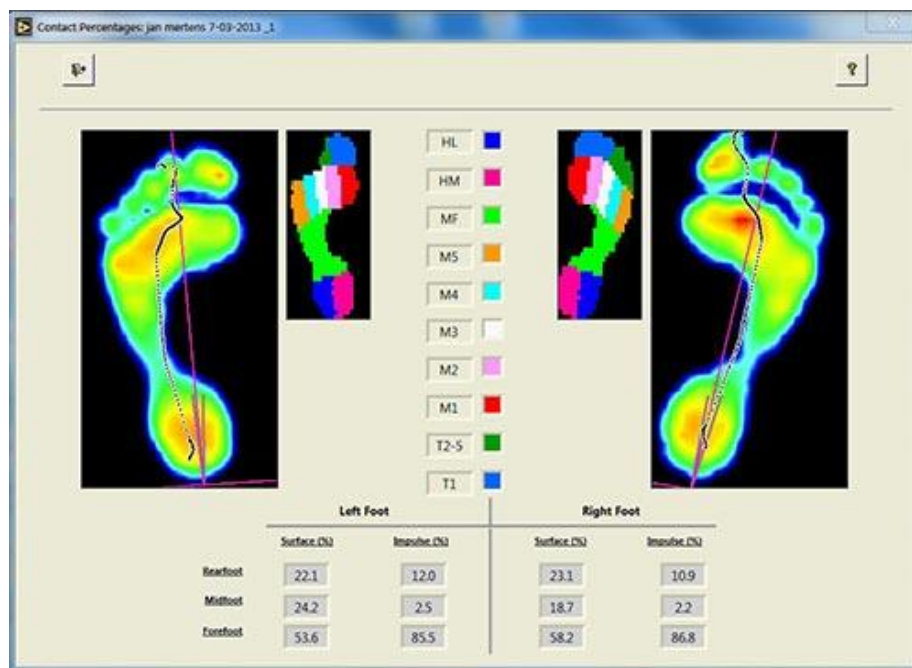
M1–M5 = I.–V. metatarz (každý metatarz tvoří jeden oddíl)

T1 = palec

T2–T5 = II.–V. prst

Mezi hodnocené parametry patří tlak (N.cm⁻²) a jeho změny v čase, celková vertikální síla (N) a působiště vektoru reakční síly (COP), zatížení ve vztahu k času (% trvání oporné fáze), rozměry kontaktní plochy (cm²).

- Parametry: „Start time“ – okamžik začátku zatížení určité oblasti
 „End time“ – okamžik ukončení zatížení určité oblasti
 „% Contact“ – celková doba zatížení oblasti vzhledem k trvání oporné fáze
 „Max P“ – maximální zatížení dané oblasti (N)
 „Time max P“ – okamžik maximálního zatížení oblasti (% oporné fáze)
 „Load rate“ – rychlost změny zatížení ($\Delta p/\Delta t$)
 „Impulse“ – silový impulz (N.s), charakterizuje celkové zatížení oblasti
 „Contact area“ – plocha kontaktu určité oblasti (cm²)
 „Active contact area“ – plocha aktivního kontaktu určité oblasti (cm²)
 „Max peak sensor value“ – maximální tlak na jednom senzoru v oblasti



Obrázek 4 Zobrazení tlaku u systému Footscan (Anonymous, 2014b)

2.4.2 Příklady využití tlakových plošin

Při hodnocení maximálního tlaku v oblasti je důležité sledovat jeho nadměrné zvýšení. Nadměrné zvýšení tlaku v jakékoliv části plošky nohy snižuje průtok krve danou oblastí a může vést k její ischemii. Při dlouhodobém působení tlaku může zejména u pacientů s periferní neuropatií dojít k ulceraci až gangréně této oblasti. V podobných

případech může hodnocení tlaku napomoci diagnóze a včasné terapii (Lorimer, French, O'Donnel, Burrow, & Wall, 2006).

Při sledování rozdílů tlaků pod ploskou nohy u žen a mužů, byly zjištěny signifikantní rozdíly v celkové ploše kontaktu (Contact area) a maximálním zatížení některých oblastí (Max P). Studie se účastnilo 20 zdravých probandů, byla použita technologie tlakových vložek do bot měřícího systému Pedar-M (Novel GmbH, Mnichov, SRN). Výsledky studie ukazují, že u mužů dochází k vyššímu maximálnímu zatížení oblasti paty, prvního a třetího metatarzu, než u žen. U mužů byla také zjištěna signifikantně větší celková plocha kontaktu ve všech oblastech plosky nohy (Putti, Arnold, & Abboud, 2010).

Některé parametry dynamické plantografie mohou být spojovány se zvýšenou nožní klenbou. Mezi tyto parametry řadíme zvýšení tlaku v oblasti laterálního předonoží (M3–M5), vyšší silový impuls v laterální části paty a větší odchylky COP laterálním směrem. Pomocí těchto ukazatelů a dále změřením délky chodidla a šířky předonoží a porovnáním těchto hodnot s výškou a hmotností probanda, lze odhadnout index výšky statické nožní klenby. Extrémní zvýšení statické výšky nožní klenby bývá spojováno se zvýšenou pravděpodobností úrazu nohy, této skutečnosti může být využito při klinickém vyšetření nohy (Teyhen et al., 2009).

Hallux valgus je jedna z nejčastějších deformit nohy, která je často spojena s poklesem příčné klenby nohy. Při sledování rozložení tlaku pod ploskou nohy bylo zjištěno, že u pacientů s bolestmi nohy dochází k vyššímu zatížení druhého a třetího metatarzu a k nižšímu zatížení palce. Dochází také k pozdějšímu dosažení maximálních tlaků v jednotlivých oblastech a k celkovému zkrácení doby kontaktu předonoží. Dynamická stabilita byla hodnocena dle pozice COP, přičemž u pacientů s hallux valgus došlo k posunutí COP směrem mediálním, což může způsobit nestabilitu při chůzi (Weng, Ding, Yu, Sun, Wang, & Wei, 2012).

2.5 Biomechanika tance

Tanec je způsob komunikace pomocí pohybu. Aby tanečník dosáhl co největší rozmanitosti pohybu, potřebuje udržet optimální stupeň flexibility a rozsahu pohybu v kloubech. Biomechanická analýza pohybu a zátěže může tanečníkům napomoci v odhalení deficitu v rozsahu pohybu v kloubech, stabilitě a řízení pohybu. Je tak nástrojem prevence zranění a optimalizace zatížení (Koutedakis, Owolabi & Apostolos, 2008).

2.5.1 Vliv tance na rozsahy pohybu (ROM) nohy

U profesionálních tanečníků nacházíme signifikantně vyšší stupeň aktivní plantární flexe, než u tanečníků amatérů. Dále u tanečníků amatérů byl zjištěn signifikantně vyšší stupeň plantární flexe než u kontrolní skupiny. Naměřené hodnoty u tanečníků profesionálů byly pro pravou nohu $79 \pm 12^\circ$; pro levou nohu $78 \pm 13^\circ$, u tanečníků amatérů pro pravou nohu $66 \pm 11^\circ$; pro levou nohu $62 \pm 11^\circ$ a u kontrolní skupiny pro pravou nohu $54 \pm 11^\circ$; pro levou nohu $55 \pm 9^\circ$. U amatérských tanečníků byl také zjištěn signifikantně vyšší stupeň aktivní pronace na pravé noze, v porovnání s kontrolní skupinou. Naměřené hodnoty byly u tanečníků amatérů $24 \pm 9^\circ$, oproti kontrolní skupině, kde bylo naměřeno $18 \pm 8^\circ$ (Rein, Fabian, Zwipp, Rammelt & Weindel, 2011).

2.5.2 Vliv tance na reaktivitu svalů

U profesionálních ani amatérských tanečníků nebyla zjištěna změna reaktivity svalů (m. peroneus longus a m. peroneus brevis) oproti kontrolní skupině. Hodnoty byly měřeny pomocí elektromyografie při stožení s hmotností na jedné noze. Proband stál na podložce, která nečekaně měnila úhel ve frontální rovině o třicet stupňů – laterální hrana směrem dolů (Rein, Fabian, Zwipp, Rammelt, & Weindel, 2011).

2.5.3 Vliv tance na chůzi a řízení posturální kontroly

Kontrolovaná studie (Granacher et al., 2012) sledovala efekt latinskoamerického tance Salsa na statickou a dynamickou posturální stabilitu u 28 probandů ve věku od 62 do 83 let. Salsa je dynamický tanec, při kterém se často mění směr pohybu a zatížení při tanci je téměř výhradně na předonoží. Měření probíhalo na 10 m dlouhé tlakové plošině, sledované parametry byly rychlost chůze a délka dvojkroku. Bylo zjištěno, že tančení salsy u starších osob vede k zrychlení chůze a prodloužení délky kroku. Na

základě těchto zjištění autoři uvádějí, že tanec Salsa může u starších osob zlepšit dynamickou posturální stabilitu a snížit tak riziko pádu.

Rein, Fabian, Zwipp, Rammelt a Weindel (2011) uvádějí, že profesionální tanečníci dosahují signifikantně lepších výsledků při testování řízení posturální kontroly. Testování probíhalo ve stoji na plošině Biodex Stability Systém, která se naklání ve všech směrech, přístroj vyhodnocuje schopnost probanda udržet plošinu rovně. Stoj na obou nohách i jedné noze byl u profesionálních tanečníků signifikantně stabilnější než u tanečníků amatérů a kontrolní skupiny. U profesionálních tanečníků bylo zjištěno charakteristické posturální zatížení převážně anterolaterální a malé zatížení posteromediální ve srovnání s tanečníky amatéry a kontrolní skupinou.

Gerbino, Griffin a Zurakowski (2007) popisují větší posturální stabilitu u univerzitních tanečnic než u univerzitních hráček fotbalu. Tanečnice skórovali signifikantně lépe v 5 z 20 testů posturální stability. Lepší výsledky měly při hodnocení výchylek působiště reakční síly (CoP) ve stoji a otevřenýma očima, stoji na pěnové podložce a při dopadu po výskoku. To platí také při hodnocení rychlosti ustálení průmětu těžiště těla při stoji s otevřenýma očima a při návratu po přenesení hmotnosti.

2.5.4 Vliv tance na vnímání polohy nohy (statestézií)

Rein, Fabian, Zwipp, Rammelt a Weindel (2011) uvádějí, že profesionální taneční trénink, dle jejich výzkumu, nezpůsobuje změny ve vnímání polohy nohy oproti kontrolním subjektům.

2.6 Sportovní tanec

Tanec jako výkonnostní sport představuje náročnou disciplínu, v které je kladen důraz také na kvalitu a estetickou stránku celkového provedení. Stejně jako jiné sporty vyžaduje kondici, psychickou a fyzickou odolnost, ale má i svá specifika. Základním rozdílem v porovnání s individuálními disciplínami je práce v páru a orientace na hudbu, která zde nepředstavuje pouhý rytmus, ale je především inspirací pro pohyb (Odstrčil, 2004).

2.6.1 Taneční soutěže

Všechny společenské tance zahrnuté do mezinárodního soutěžního programu můžeme rozdělit do dvou skupin – standardní a latinskoamerické. Standardní tance pocházejí především z Evropy z období 30. let minulého století, kdy byly popsány jednotlivé figury. Jsou charakteristické uzavřeným párovým držením a švihovým pohybem po celém parketu.

Řadíme mezi ně:

waltz – pomalý, romantický tanec původem z Anglie, charakteristický zdvihy a snižováním těžiště, plynulý, s přenášením hmotnosti těla a častou změnou rotace;

tango – dynamický tanec bez švihových pohybů, rytmus se udává zastavením pohybu nezatížené nohy, jediný standardní tanec pocházející z Latinské Ameriky;

valčík – rychlý rotační tanec v $\frac{3}{4}$ taktu;

slowfoxtrot – pomalý technicky náročný tanec, charakteristický klouzavými kroky a náklony těla do stran;

quickstep – pochází ze swingové a jazzové hudby, rychlý tanec, ve kterém jsou zakomponovány skoky a rychlé kroky (Skotáková, Šimberová, Svobodová, & Hedvábný, 2014).

Latinskoamerické tance byly popsány v období 60. let minulého století a pocházejí především z Jižní Ameriky. Je pro ně charakteristická rytmická pestrost, temperament, smyslnost a citový náboj. Držení páru je uvolněnější a pohyb je možné vést i do prostoru.

Do této skupiny patří:

samba – brazilský tanec s charakteristickým houpavým pohybem v bocích, podřepem v kolenou a rychlými triolovými kroky;

chacha – kubánský tanec jehož pohyb vychází z kyčlí, základní krok je obsažen ve zpívaném cha–cha–cha;

rumba – tanec náročný na rytmus, klade důraz netypicky na 1., 4. a 7. dobu;

paso doble – původem španělský tanec, inspirovaný pohyby toreadorů;

jive – afroamerický tanec v rychlém rytmu, náročný na fyzickou kondici, inspirovaný jazzem a swingem (Skotáková, Šimberová, Svobodová, & Hedvábný, 2014).

Soutěžní disciplíny pro páry jsou:

- standardní tance – 5 tanců (waltz, tango, valčík, slowfoxtrot, quickstep),
- latinskoamerické tance – 5 tanců (samba, chacha, rumba, paso doble, jive),
- kombinace – všech 10 tanců.

Páry při soutěži tančí ve skupině, ze které z každého kola postupuje část párů do dalšího kola. Fyzicky nejnáročnější jsou soutěže v 10 tancích, které jsou nejvýše tříkolové. Doprovodná hudba má pro jednotlivé tance předepsanou rychlost, délka skladby je od 1 do 2 minut (Odstrčil, 2004).

2.6.2 Věkové a výkonnostní kategorie

Do věkových kategorií se páry zařazují dle roku narození staršího člena páru, partner může být mladší. Věkové kategorie dle Odstrčila (2004) jsou: děti (do 12 let), junioři (do 15 let), mládež (do 18 let), dospělí (nad 18 let) a senioři (nad 35 let)

Dále rozdělujeme páry do výkonnostních kategorií, řazeno od nejnižší D, C, B, A, M (mezinárodní nejvyšší kategorie). Do vyšší výkonnostní kategorie se pár dostane po pětinasobné účasti ve finále soutěže a po zisku 200 bodů, kterými se hodnotí počet poražených soupeřů a umístění v soutěžích (Odstrčil, 2004).

2.6.3 Taneční kroky

Taneční kroky je možné považovat za stylizovanou chůzi. Hlavní rozdíl mezi chůzí a tancem spočívá ve způsobu odvalu chodidla. Při tanci dochází k tzv. „rolování“, tedy využití chodidla již od prvního doteku se zemí až po konečný odraz palce. Je při něm

nutné ovládat chůzi přes špičky, přes paty, přes celé chodidlo, chůzi po oblouku s obousměrným točením a především chůzi vzad. Chůze vzad není přirozenou chůzí, je specifická tím, že nášlap je při ní možný jen přes špičku, u žen je navíc komplikovaná vysokými podpatky. Chůzi vzad tanečník nemůže kontrolovat pohledem, vyžaduje proto překonání psychického strachu z neznáma a určitou schopnost „vycítit“ prostor za tělem (Odstrčil, 2004).

2.7 Zranění při tanci

Zranění při tanci vznikají na podkladě vnitřních (anatomické faktory) i vnějších (typ pohybu, podklad) vlivů. Významným faktorem pro vznik zranění je také vadné držení těla, které vede k přetěžování kostních i ligamentózních struktur (Koutedakis, Owolabi & Apostopolos, 2008).

2.7.1 Zranění jako následek přetížení

Inouye, Nichols, Maskarinec a Tseng (2013), sledovali frekvenci zranění u tanečniců Zumbly. Studie se zúčastnila 49 tanečniců z 5 různých fitness center.

Autoři zjistili, že u tanečniců, kteří dochází na lekce Zumbly čtyři a vícekrát za týden, je větší frekvence zranění oproti těm, kteří cvičí Zumbu tři a méněkrát za týden. První skupina měla 16 probandů a zraněných bylo 9 (56 %), druhá skupina měla 33 probandů a zraněných bylo 5 (16 %). Nejčastější bylo poranění kolene (42 %), nohy a kotníku (14 %) a ramene (14 %).

2.7.2 Zranění u dětí a dospívajících

Roberts, Nelson a Mc Kenzie (2013) sledovali frekvenci a výskyt zranění mladých tanečniců do 19 let ve Spojených státech amerických. Zkoumaný vzorek byl vybrán v lékařské databázi, záznamy zranění pocházely z let 1991–2007, celkový počet případů zahrnutých v studii byl 2876.

Přes 40 % zraněných byli dospívající ve věku od 15 do 19 let, nejčastějším typem zranění byly distorze a distenze (52,4 %) přičemž v 90 % těchto případů se jednalo o poranění kotníku. Nejčastěji zraněnou částí těla byl kotník v 21,4 % případů, poté koleno v 16,6 % případů a oblast nohy v 11,9 % případů.

2.7.3 Hluboký stabilizační systém v souvislosti se zraněním u profesionálních tanečniců

Ambegaonkar, Rickman a Cortes (2012) upozorňují na možnou souvislost zranění u profesionálních tanečniců s nedostatečnou funkcí hlubokého stabilizačního systému. U profesionálních tanečniců nacházíme především zranění z přetížení, jako jsou mikrotraumata měkkých tkání, distenze ligament, únavové zlomeniny, bolesti bederní oblasti, patelofemorální syndrom, plantární fasciitida a další. Podobné zdravotní problémy se vyskytují také u lidí s nedostatečnou funkcí hlubokého stabilizačního

systemu. Autoři poukazují na podobnost zranění a na důležitost dalšího výzkumu v této oblasti.

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Cíle

Hlavní cíl:

Posouzení vlivu tanečního tréninku na dynamické parametry na kontaktu nohy s podložkou při chůzi u profesionálních tanečnicků.

Dílčí cíle:

- Analyzovat dynamický záznam chůze a vybrat vhodné parametry pro možnost hodnocení zatížení nohy.
- Posoudit rozdíly v zatížení nohy při chůzi u profesionálních tanečnicků před, v průběhu a po ukončení tréninku.

Hypotézy

H_{01} : Taneční trénink nemá vliv na zatížení nohy ve stejné fázi chůze u profesionálních tanečnicků před a po ukončení tréninku.

- a) u souboru žen
- b) u souboru mužů

Výzkumná otázka:

Dochází ke změnám zatížení nohy při chůzi v různých fázích tanečního tréninku?

- a) u souboru žen
- b) u souboru mužů

Poznámka:

Každá hypotéza bude ověřována pro čtyři (2 časové a 2 tlakové) parametry a pro různé oblasti plosky nohy.

4 METODIKA

Výzkumné měření proběhlo v červnu roku 2012 v prostorách tréninkové tělocvičny taneční skupiny QUICK Dance Olomouc během standardních tanečních tréninků.

4.1 Charakteristika měřeného souboru

Na výzkumu se podílelo 8 smíšených tanečních párů (8 mužů, 8 žen; průměrný věk $21,1 \pm 2,4$ let; hmotnost: muži $71,9 \pm 10,1$ kg, ženy $57,3 \pm 4,3$ kg). Všichni účastníci měření byli členy tanečního sdružení QUICK Dance Olomouc a aktivně se účastnili tanečních soutěží standardních a latinskoamerických tanců v kategoriích C a B. Ženy, které se účastnily výzkumu, tančily při tréninku i během soutěží ve stejné obuvi, s průměrnou výškou podpatků 7 cm. Podmínkou pro účast na výzkumu byla absence patologických stavů muskuloskeletálního systému. Všichni účastníci výzkumu byli předem seznámeni s průběhem a účelem výzkumu a souhlasili s využitím získaných dat pro zpracování této diplomové práce.

4.2 Přístrojová technika

Pro určení dynamického rozložení tlaků pod ploškou nohy při chůzi byla použita kinetická analýza formou dynamické plantografie, pomocí měřicího systému Footscan (RSScan, Olen, Belgie). Pro analýzu byla použita plošina o délce 2 m, která byla zakomponována do 6 m dlouhého chodníku tak, aby povrch jednotlivých částí chodníku byl ve stejné výšce. Přístroj snímá tlaky pod ploškou nohy během stojné fáze chůze a vyhodnocuje je na základě změn elektrického odporu mezi jednotlivými vodivými vrstvami senzorů. Aktivní plocha, na které jsou umístěny senzory, je $2\,070 \times 460 \times 20$ mm s celkovým počtem 16 384 snímačů, hustota senzorů o velikosti $7,6 \times 5,1$ mm, je tedy přibližně $2,6/\text{cm}^2$. Citlivost snímačů se pohybuje v rozmezí $0,27 - 127 \text{ N}/\text{cm}^2$. Byla použita snímkovací frekvence 100 a 126,1 Hz, při délce měření 2,5 a 2 s.

4.3 Organizace a postup měření

Měření proběhlo během jednoho tanečního tréninku. Před vlastním měřením měli účastníci možnost si vyzkoušet chůzi po plošině a seznámit se s jejím povrchem. Všechna měření byla prováděna bez obuvi. Účastníci měření byli instruováni k chůzi dle vlastního

tempa. Snaha byla docílit co nejpřirozenější chůze, při které se účastník nezaměřuje na umístění plošiny.

Měřicí jednotka byla rozdělena na tři části:

1. část: probíhala před tréninkem po rozcvičení, čítala celkem 6 pokusů přechodů přes plošinu
2. část: probíhala ve středu tréninku 20 minut od prvního měření, čítala celkem 6 pokusů přechodů přes plošinu
3. část: probíhala 60 minut od prvního měření po ukončení tréninku, čítala celkem 6 pokusů přechodů přes plošinu

Z každé měřené části byly vybrány 3 pokusy pro další zpracování. To bylo provedeno pomocí Footscan gait software (verze 7.97). Tento software automaticky rozděljuje otisk chodidla do 10 anatomických oddílů, které byly ještě dále manuálně upraveny.

4.4 Měřené parametry

Naměřené hodnoty byly dále zpracovány v programu Microsoft Office Excel 2007 (OS Windows). Ze získaných dat byly dopočítány hodnoty zatížení dané oblasti. Hodnocené parametry byly: %Contact [%] vyjadřující dobu zatížení dané oblasti vzhledem k trvání fáze opory; MaxP [$\text{N}\cdot\text{cm}^{-2}$] vyjadřující maximální okamžité zatížení dané oblasti Impuls [$\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{cm}^{-2}$] vyjadřující celkové zatížení dané oblasti; t MaxP [%] vyjadřující okamžik maximálního zatížení v dané oblasti.

4.5 Statistické zpracování dat

Získaná data byla statisticky zpracována pomocí programu STATISTICA (10.0, Stat-Soft, Inc., Tulsa, OK, USA). Byly vypočítány základní popisné statistické veličiny (průměr, medián a směrodatná odchylka). K porovnání získaných dat mezi tanečnický před tréninkem, ve středu tréninku a po tréninku byla použita analýza rozptylu (ANOVA) a Fisherův LSD post-hoc test. Skupina žen a skupina mužů byly hodnoceny zvlášť. Pro testování hypotéz byla stanovena hladina statistické významnosti $\alpha < 0,05$.

5 VÝSLEDKY

Základní statistické charakteristiky sledovaných parametrů jsou uvedeny v tabulkách 1 – 8 (Příloha 1). Parametry byly vyhodnocovány zvlášť pro skupinu žen a skupinu mužů.

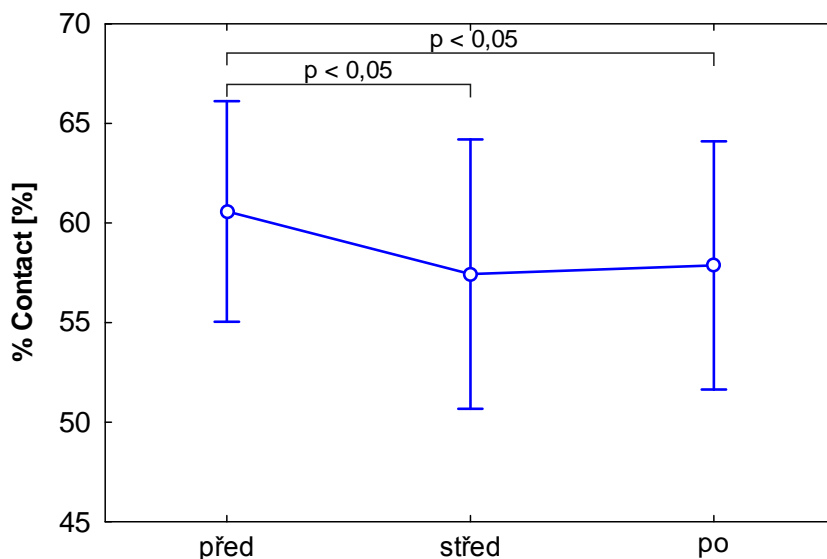
5.1 Ověření hypotézy H_{01}

H_{01} : *Taneční trénink nemá vliv na zatížení nohy ve stojné fázi chůze u profesionálních tanečnicků před a po ukončení tréninku.*

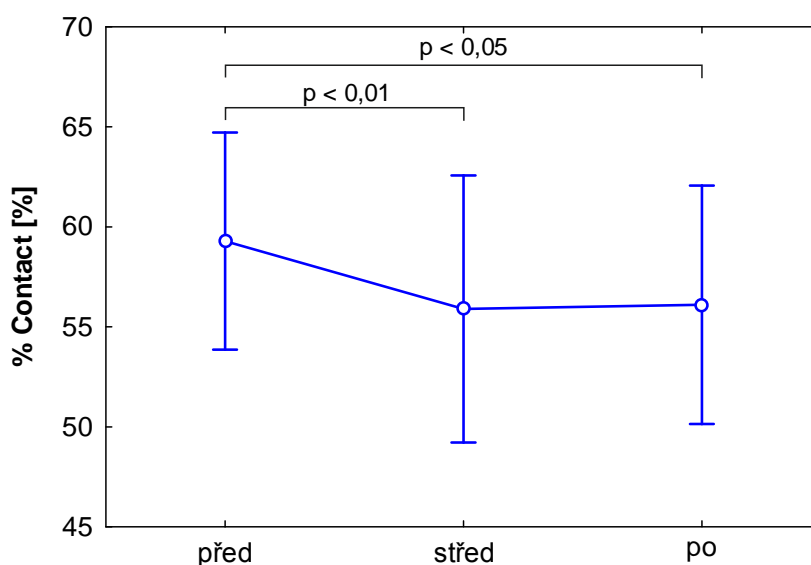
Ženy

% Contact

Pro parametr % Contact existuje statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) ve skupině žen pro mediální (obr. 5) a laterální (obr. 6) oblast paty při porovnání hodnot před, ve středu a po tréninku. Pro mediální oblast paty byly hodnoty před tréninkem vyšší (60,6 %) než po tréninku (57,9 %). To platí také pro laterální oblast paty, s hodnotami 59,3 % před tréninkem a 56,1 % po tréninku.



Obrázek 5 Porovnání relativní doby zatížení pro mediální oblast paty u skupiny žen před tréninkem, ve středu tréninku a po ukončení tanečního tréninku

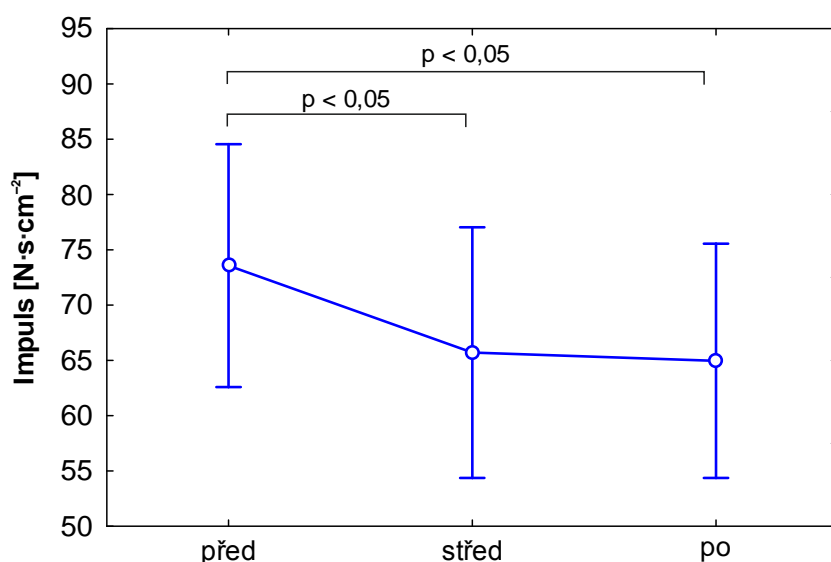


Obrázek 6 Porovnání relativní doby zatížení pro laterální oblast paty u skupiny žen před tréninkem, ve středu tréninku a po ukončení tanečního tréninku

Také v oblasti 4. a 5. metatarzu byl pro parametr %Contact zjištěn statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$). Pro oblast pod hlavičkou 4. metatarzu byly zjištěny signifikantní změny mezi hodnotami před tréninkem (84,6 %) a po tréninku (85,9 %). Pro oblast pod hlavičkou 5. metatarzu byl zjištěn statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) mezi hodnotami ve středu tréninku (70,5 %) a po tréninku (74,3 %), (obr. 11).

Impuls

Pro parametr Impuls existuje statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) ve skupině žen pro laterální oblast paty (obr. 7) při porovnání hodnot před tréninkem (73,6 N.s.cm⁻²) a po tréninku (65,0 N.s.cm⁻²). Pro oblast pod hlavičkou 3. metatarzu u skupiny žen byl zjištěn statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) při porovnání hodnot před tréninkem (120,0 N.s.cm⁻²) a uprostřed tréninku (110,2 N.s.cm⁻²). Při porovnání s hodnotami po tréninku nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl.



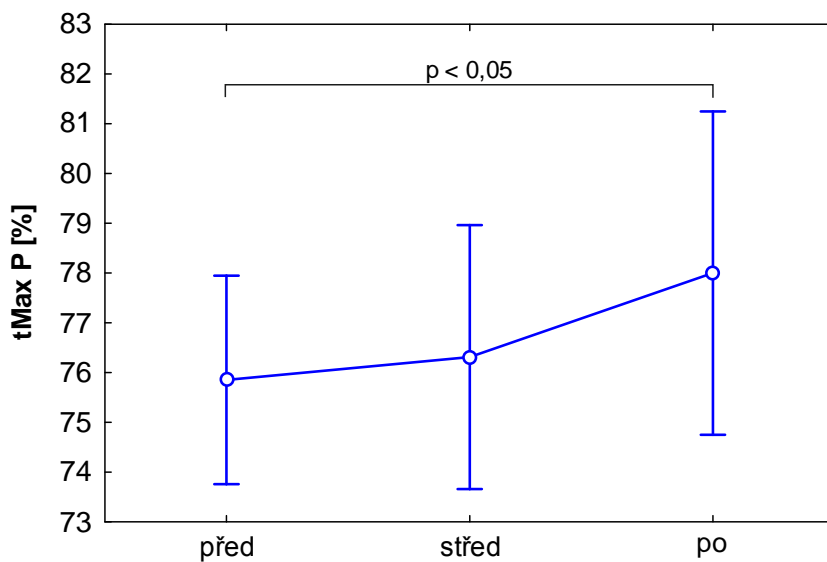
Obrázek 7 Porovnání velikosti silového impulsu pro laterální oblast paty u skupiny žen před tréninkem, ve středu tréninku a po ukončení tanečního tréninku

Max P

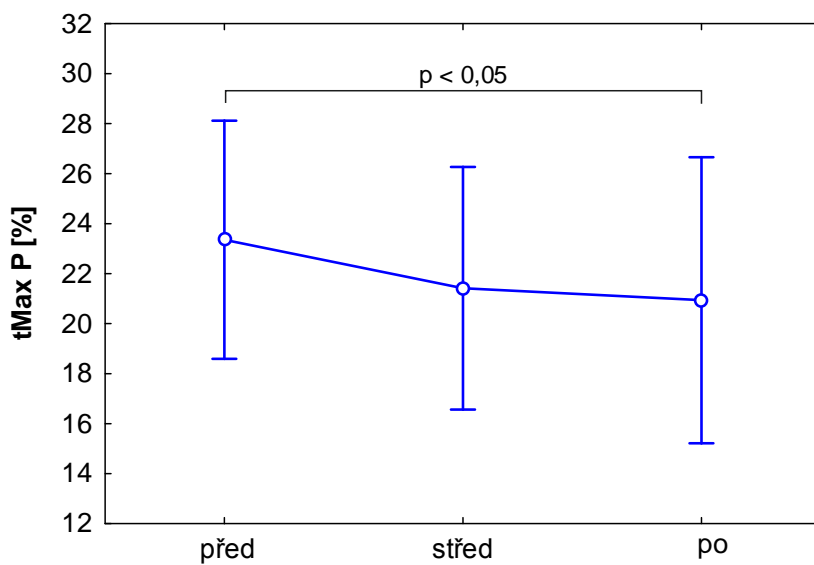
Pro parametr Max P byl zjištěn statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) ve skupině žen pouze pro oblast pod hlavičkou 3. metatarzu (obr. 10). Zjištěné hodnoty byly před tréninkem vyšší ($2,83 \text{ N}\cdot\text{cm}^{-2}$) než uprostřed tréninku ($2,50 \text{ N}\cdot\text{cm}^{-2}$) a po tréninku ($2,74 \text{ N}\cdot\text{cm}^{-2}$).

tMax P

Pro parametr tMax P byly zjištěny statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) měřených hodnot ve skupině žen pro oblast Toe 2 – 5, Meta 3, Midfoot a Heel lateral. Pro oblast pod 2. – 5. prstem byly naměřené hodnoty před tréninkem vyšší (85,5 %) než po tréninku (82,8 %). Naopak pro oblast pod hlavičkou 3. metatarzu (obr. 8) byly hodnoty před tréninkem nižší (75,9 %) než po tréninku (78,0 %). Pro oblast středonoží byly hodnoty před tréninkem (38,8 %) vyšší než po tréninku (33,4 %). Pro laterální oblast paty (obr. 9) byly hodnoty před tréninkem (23,4 %) také vyšší než po tréninku (20,9 %).



Obrázek 8 Porovnání okamžiku dosažení maxima tlaku pro oblast pod hlavičkou 3. metatarzu u skupiny žen před tréninkem, ve středu tréninku a po ukončení tanečního tréninku



Obrázek 9 Porovnání okamžiku dosažení maxima tlaku pro oblast laterální části paty u skupiny žen před tréninkem, ve středu tréninku a po ukončení tanečního tréninku

Hypotézu H_{01} pro parametry “%Contact”, “Impuls”, “Max P” a “tMax P” ve skupině žen zamítáme.

Muži

U skupiny mužů nebyly pro žádný z měřených parametrů ve vybraných oblastech chodidla zjištěny statisticky významné rozdíly mezi hodnotami naměřenými před tréninkem, v jeho středu a po jeho ukončení.

Hypotézu H_{01} nelze pro skupinu mužů zamítnout pro žádný z měřených parametrů.

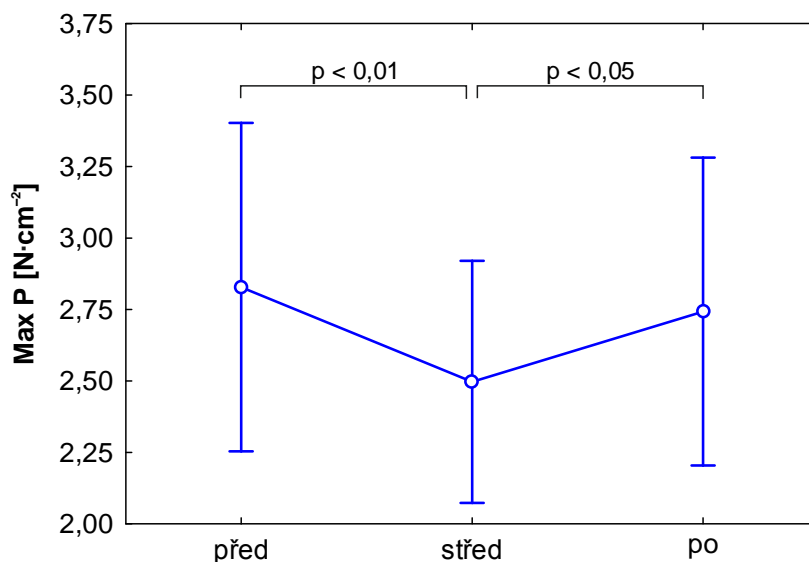
5.2 Ověření výzkumné otázky

Dochází ke změnám zatížení nohy při chůzi v různých fázích tanečního tréninku?

Ženy

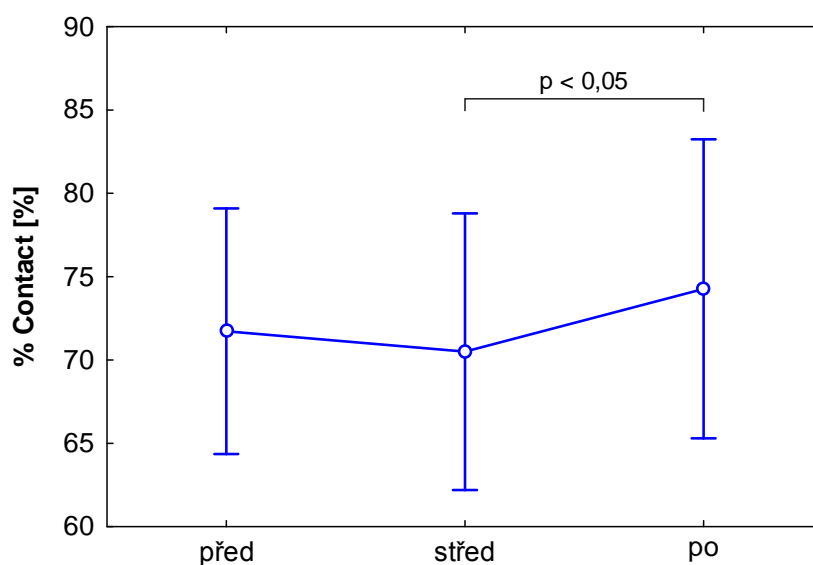
U skupiny žen byly zjištěny statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) měřených parametrů zejména mezi hodnotami před tréninkem a po tréninku (číselné vyjádření těchto hodnot bylo uvedeno v kapitole 4.1). Pro parametr %Contact byly zjištěny změny v oblasti pod hlavičkou 4. metatarzu ve smyslu zvýšení relativní doby zatížení na konci tréninku, v mediální (obr. 5) a laterální (obr. 6) oblasti paty byly hodnoty relativní doby zatížení po tréninku nižší než před tréninkem. Pro parametr Impuls bylo zaznamenáno snížení velikosti silového impulsu v laterální oblasti paty (obr. 7) na konci tréninku. Pro parametr tMax P byly zjištěny statisticky významné rozdíly pro oblast Toe 2 – 5, Meta 3, Midfoot a Heel Lateral. V oblasti pod hlavičkou 3. metatarzu (obr. 8) došlo k pozdějšímu dosažení maxima tlaku po tréninku oproti hodnotám před tréninkem. Naopak v oblasti pod 2. – 5. prstem, středonoží a laterální oblasti paty (obr. 9) bylo naměřeno na konci tréninku dřívější dosažení hodnot maxima tlaku oproti hodnotám před tréninkem. Pro parametr Max P nebyly zjištěny změny mezi hodnotami před tréninkem a po tréninku v žádné sledované oblasti.

Mezi hodnotami před tréninkem a ve středu tréninku byly zjištěny statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) pro parametr %Contact v mediální oblasti paty (obr. 5) ve smyslu zkrácení relativní doby zatížení ve středu tréninku (57,4 %) oproti hodnotám před tréninkem (60,6 %). To platí také pro laterální oblast paty (obr. 6), kde byly hodnoty ve středu tréninku (55,9 %) nižší než před tréninkem (59,3 %). Pro parametr Impuls byla zaznamenána změna velikosti silového impulsu v laterální oblasti paty (obr. 7), kdy hodnoty před tréninkem byly vyšší ($73,6 \text{ N.s.cm}^{-2}$) než ve středu tréninku ($65,7 \text{ N.s.cm}^{-2}$). To platí také pro oblast pod hlavičkou 3. metatarzu, kde hodnoty před tréninkem byly signifikantně vyšší ($120,0 \text{ N.s.cm}^{-2}$) než ve středu tréninku ($110,2 \text{ N.s.cm}^{-2}$). Pro parametr Max P bylo zaznamenáno snížení maximálního zatížení v oblasti pod hlavičkou 3. metatarzu (obr. 10) ve středu tréninku ($2,50 \text{ N.cm}^{-2}$) oproti hodnotám před tréninkem ($2,83 \text{ N.cm}^{-2}$).



Obrázek 10 Porovnání maximálního zatížení pro oblast pod hlavičkou 3. metatarzu u skupiny žen před tréninkem, ve středu tréninku a po ukončení tanečního tréninku

Mezi hodnotami ve středu tréninku a po tréninku byly zjištěny statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) pro parametr %Contact v oblasti pod hlavičkou 5. metatarzu (obr. 11) ve smyslu zvýšení relativní doby zatížení na konci tréninku (74,3 %) oproti hodnotám ve středu tréninku (70,5 %).



Obrázek 11 Porovnání relativní doby zatížení pro oblast pod hlavičkou 5. metatarzu u skupiny žen před tréninkem, ve středu tréninku a po ukončení tanečního tréninku

Mezi hodnotami ve středu tréninku a po tréninku bylo pro parametr Max P zaznamenáno zvýšení maximálního zatížení v oblasti pod hlavičkou 3. metatarzu (obr. 8) po tréninku ($2,74 \text{ N.cm}^{-2}$) oproti hodnotám ve středu tréninku ($2,50 \text{ N.cm}^{-2}$). Pro parametr Impuls a tMax P nebyly zjištěny změny mezi hodnotami ve středu tréninku a po tréninku v žádné sledované oblasti.

U skupiny žen dochází ke změnám zatížení nohy při chůzi v různých fázích tanečního tréninku.

Muži

U skupiny mužů nebyly pro žádný z měřených parametrů ve vybraných sektorech chodidla zjištěny statisticky významné rozdíly mezi hodnotami naměřenými před tréninkem, v jeho středu a po jeho ukončení.

U skupiny mužů nedochází ke změnám zatížení nohy při chůzi v různých fázích tanečního tréninku.

6 DISKUSE

Standardní a latinskoamerické tance jsou sportovní disciplínou, která vyžaduje přesné provedení pohybu, stabilitu a neuromuskulární koordinaci. Přestože dostupná data nejsou jednotná, můžeme s jistotou říci, že taneční sport přináší řadu zranění. Nejčastěji zraněnou částí těla jsou dolní končetiny, převážně kotník a kolena (Ynouye, Nichols, Maskarinec, & Tseng, 2013; Russell, 2013; Russell, McEwan, Koutedakis, & Wyon, 2008). Většina v současnosti dostupných studií se věnuje především problematice baletu, spíše než standardním tancům. Nízký počet studií zabývajících se touto problematikou nás inspiroval k provedení výzkumu, který by určil vliv standardních a latinskoamerických tanců na zatížení nohy v průběhu tanečního tréninku.

Taneční sport vyžaduje nejen fyzickou kondici, ale také kvalitní a estetické provedení pohybu (Odstrčil, 2004). Nedílnou součástí tance jsou standardizované kostýmy, v rámci kterých je předepsán také typ obuvi. Ženy nosí boty na vysokém podpatku, které používají jak pro taneční soutěže, tak pro tréninky. Chůze v botách na vysokém podpatku se liší od běžné chůze v botách s nízkým nebo žádným podpatkem. Během tance na podpatcích je noha dlouhodobě držena v plantární flexi se zatížením převážně na předonoží. Guo et al. (2012) upozorňují, že úzký podpatek, který tanečnice standardních tanců používají nejčastěji, ještě více zvyšuje zátěž v oblasti palce a mediálního předonoží. Tanec se podobá chůzi (Odstrčil, 2004), taneční kroky vycházejí z běžných modifikací chůze, jako je chůze vzad, po oblouku a chůze po špičkách. Pohybová energie páru při tanci vzniká kyvadlovým nebo rotačním švihovým pohybem (Odstrčil, 2004). Pohyb při tanci proto může generovat větší tlakové impulzy než je tomu při běžné chůzi. Taneční trénink tak může mít na zatížení plosky při chůzi jiný vliv než běh nebo běžná chůze.

Při porovnání výsledků našich měření jsme zjistili, že statisticky významné změny zatížení plosky v průběhu tanečního tréninku byly naměřeny pouze ve skupině žen. Tyto výsledky pravděpodobně vyplývají z rozdílné taneční obuvi mužů a žen a z vlivu chůze na vysokých podpatcích na postavení a funkci nohy.

Z námi získaných výsledků a z biomechanického pohledu na zatížení nohy při chůzi na vysokých podpatcích se potvrdilo zvýšené zatížení pro oblast předonoží. Dřívější studie poukazují na zvýšení celkového zatížení (parametr Impuls) zejména v oblasti

mediálního předonoží a palce. Guo et al. (2012) zjistili, že toto zatížení dále narůstá při chůzi s úzkým podpatkem (použité šíře podpatku byly 1,2 x 1,2 cm a 2,2 x 3,5 cm). Vyšší zatížení mediálního předonoží a palce může vést při dlouhodobé zátěži k oploštění příčné klenby nohy a k deformitám typu hallux valgus. Speksnijder, Muckhof, Moonen a Walenkamp (2005) uvádějí, že výška podpatku má vliv na zvýšení celkového zatížení v mediální a centrální části předonoží a v oblasti palce. Vyšší podpatek také snižuje celkovou zátěž středonoží, což může být vysvětleno napínáním plantární fascie díky dorsální flexi prstů a současné svalové kontrakce m. triceps surae.

Při našich měřeních bylo na předonoží u skupiny žen zaznamenáno zvýšení relativní doby zatížení (parametr %Contact) v oblastech pod 4. a 5. metatarzem po ukončení tréninku v porovnání s hodnotami před tréninkem. Tyto hodnoty mohou značit přesun zatížení při tanci v botách na vysokém podpatku směrem k laterálnímu předonoží a přetrvání této zátěže také bezprostředně po tréninku. Zejména při latinskoamerických tancích se tanečníci pohybují převážně na špičkách a kroky jsou doprovázeny stranovým posunem a rotací pánve (Odstrčil, 2004). Přestože jiné studie (Gu, Rong, & Ruan, 2011; Guo et al., 2012; Speksnijder, Muckhof, Moonen, & Walenkamp, 2005) uvádějí při chůzi v botách na vysokém podpatku nárůst zatížení v oblasti mediálního předonoží, při tanci může vlivem zvýšených nároků na stabilizaci nohy docházet k přesunu tohoto zatížení směrem laterálně.

Naše měření ukázala změny hodnot parametrů Impuls a Max P také v oblasti pod hlavičkou 3. metatarzu u skupiny žen. Přestože hodnoty v oblasti pod hlavičkou 4. a 5. metatarzu poukazují na zvýšení relativní doby zatížení v oblastech laterálního předonoží, v oblasti centrálního středonoží dochází naopak k signifikantnímu snížení silového impulsu a maximálního tlaku, a to zejména v první polovině tréninku. Snížení tlaku v oblasti pod hlavičkou 3. metatarzu může být dáno napínáním plantární fascie díky pákovému mechanismu (Vařeka & Vařeková, 2009), který vzniká při dorzální flexi prstů a palce a současné aktivace m. triceps surae. Příčná klenba, s jejímž poklesem bývá často spojováno zvýšené zatížení pod hlavičkami metatarzů a metatarzalgie (Lorimer, French, O'Donnel, Burrow, & Wall, 2006), může být během tance podpořena vyšší aktivitou krátkých svalů planty. U hodnot parametru Max P pro oblast pod hlavičkou 3. metatarzu můžeme sledovat výrazné snížení maximálního tlaku ve středu tanečního tréninku oproti hodnotám na začátku tréninku. Po ukončení tréninku jsme naopak zaznamenali

signifikantní zvýšení maximálního tlaku pod hlavičkou 3. metatarzu. Tato změna tlaku během tréninku může vypovídat o zvýšené aktivitě krátkých svalů planty v první polovině tréninku. Zvýšení maximálního tlaku po druhé polovině tréninku mohlo být způsobeno únavou a z toho vyplývající sníženou aktivitou krátkých svalů planty. Z našich měření je možné předpokládat, že krátký trénink v botách na podpatcích může být pro klenbu přínosem (s přihlédnutím k trénovanosti jedince), déle trávající může způsobovat přetížení předonoží a pokles příčné klenby nohy.

Přesun zatížení směrem k předonoží potvrzují také hodnoty zjištěné v oblasti paty u skupiny žen. V mediální i laterální oblasti paty jsme zaznamenali signifikantní snížení relativní doby zatížení po tréninku v porovnání s hodnotami před tréninkem. V laterální oblasti paty došlo po ukončení tréninku také ke změnám v parametrech Impuls a tMax P. V této oblasti bylo zjištěno dřívější dosažení hodnot maximálního tlaku a zároveň postupné snižování velikosti silového impulzu v průběhu tanečního tréninku.

Počáteční kontakt paty s podložkou ve stejné fázi krokového cyklu je zpravidla uskutečněn v laterální oblasti paty (Perry, 1992). Toto nestejně zatížení paty na počátku stejné fáze zahajuje a napomáhá pronaci talu. Pronace v subtalárním kloubu je následována relativní supinací v transversotalárním kloubu a vnitřní rotací bérce (Vařeka & Vařeková, 2009). Toto nastavení umožňuje přilnutí a přizpůsobení se nohy podložce, vnitřní rotace bérce umožňuje flexi v kolenním kloubu. Hlavní význam těchto pohybů spočívá v tlumení nárazu při kontaktu paty s podložkou.

Zjištěné hodnoty parametrů Impuls a tMax P v laterální oblasti paty u skupiny žen mohou naznačovat nejen přesun zatížení směrem k předonoží, ale také nedostatečnou pronaci v subtalárním kloubu a tím pádem menší tlumení nárazů při chůzi. Samotné nastavení nohy při chůzi na vysokých podpatcích připomíná situaci známou u deformity typu pes cavus. Pro tuto deformitu je dle Valmassy (1996) charakteristické nadměrné zvýšení mediální podélné klenby nohy, plantární flexe nohy, supinace v subtalárním kloubu, zkrácení Achilovy šlachy a bolesti dolní části zad. Dochází ke snížení stupně pronace a zvyšuje se incidence distorzí hlezna a jeho laterální instabilita.

Zdvih paty při stejné fázi chůze je vlivem kontrakce m. gastrocnemius a m. soleus spojen se supinací v subtalárním kloubu. Supinace v subtalárním kloubu snižuje pohyb v transversotalárním kloubu a zvyšuje jeho stabilitu. Noha tak funguje jako rigidní páka

pro odraz v konečné fázi stojné fáze (Kirby, 2000; Vařeka & Vařeková, 2009). Při tanci je v této poloze noha často udržována v konečné fázi stojné fáze. Taneční postavení ale zároveň vyžaduje určitý stupeň pohyblivosti a přizpůsobení se nohy podložce. Je proto otázkou, v jakém postavení se nachází subtalární kloub při tanci a nakolik dochází k snížení pohybu v transversotalárním kloubu. Kirby (2000) uvádí, že pronace v subtalárním kloubu v konečné stojné fázi může způsobovat některé patologie spojované s abnormální biomechanikou nohy. Mezi ně patří například plantární fasciitida, mortonova neuralgie, hallux limitus a hallux valgus.

M. triceps surae je nejsilnějším svalem nohy. Podílí se na akceleraci i deceleraci při chůzi, ovlivňuje kolenní i hlezenní kloub. Zvýšené napětí některé části tohoto svalového komplexu může vést k abnormálním pohybům kloubů nohy a dolní končetiny, které mohou vyústit v patologické symptomy. Kirby (2002) udává, že u 50 % pacientů s patologickými symptomy v oblasti nohy, které vznikly na podkladě mechanického poškození, se nachází zvýšené napětí v oblasti m. triceps surae.

Při tanci se využívá častěji chůze přes špičky, noha je tedy udržována převážně v aktivní plantární flexi. Zejména u žen je stupeň plantární flexe díky botám na vysokém podpatku vyšší. Dlouhodobá svalová aktivita plantárních flexorů, zejména m. gastrocnemius a m. soleus, může vést k jejich přetížení a k vzniku bolestivých myofasciálních spoušťových bodů. Travel a Simons (1992) uvádějí, že podpatky vyšší než 7,5 cm způsobují bolest prstů na nohou a spoušťové body v m. gastrocnemius. Vyšší podpatky i pod 5 cm výšky mohou být příčinou zkrácení m. gastrocnemius a m. soleus. Taneční boty umožňují skluz podrážky po podložce, tento skluzný pohyb dle autorů přispívá k přetížení m. soleus a vzniku spoušťových bodů.

Změny, které jsme zaznamenali v oblasti mediální a laterální paty, mohou souviset s přetížením m. gastrocnemius a m. triceps surae během tanečního tréninku. Snížení relativní doby zatížení, dřívější dosažení hodnot maximálního tlaku a snížení silového impulzu v této oblasti může mít protektivní vliv na přetížené svaly, které by v důsledku nadměrného excentrického zatížení mohly být poškozeny. Tyto výsledky mohou také poukazovat na funkční zkrácení těchto svalů. V rámci regenerační části tréninku by z tohoto důvodu mělo být doporučeno dostatečné protažení plantárních flexorů nohy a prstů, případně myofasciální techniky určené k uvolnění spoušťových bodů.

V naší práci jsme zjistili, že statisticky významné změny hodnot v zatížení plosky v průběhu tanečního tréninku jsou pozorovatelné již po první polovině tréninkové hodiny. Dochází k zvýšení zátěže laterálního předonoží a snížení relativní doby zatížení paty. V první polovině tréninku dochází také ke snížení maximálního zatížení pod hlavičkou 3. metatarzu, což může značit pozitivní vliv tance na příčnou klenbu nohy. V druhé polovině tanečního tréninku již k tak významným změnám nedochází, měřené hodnoty se mírně zvyšují nebo stagnují. Pouze v oblasti pod hlavičkou 3. metatarzu dochází k nárůstu maximálního tlaku v oblasti oproti hodnotám ve středu tréninku. Toto zjištění může poukazovat na nepříznivý vliv dlouhého tréninkového zatížení na příčnou klenbu nohy. Russell (2013) uvádí, že tanečníci v porovnání s ostatními sportovci věnují tréninku delší časové úseky, často několik dní v týdnu včetně víkendu bez dostatečného odpočinku. Jejich práh bolesti je vyšší oproti běžné populaci a bolest je často přítomna i při tréninku.

Inouye, Nichols, Maskarinec a Tseng (2013) sledovali vztah mezi frekvencí tréninků u tanečnicků Zumby a zraněním těchto tanečnicků. U skupiny tanečnicků, kteří trénovali čtyři a vícekrát za týden, bylo zjištěno zranění u 56 % účastníků studie. U druhé skupiny, která trénovala tři a méněkrát týdně, bylo zraněných pouze 16 %. Nedostatek studií týkajících se standardních a latinskoamerických tanců může vést k nedostatečnému porozumění příčin zranění a možnostem jejich prevence.

Naše studie sledovala změny v zatížení plosky nohy v průběhu taneční hodiny. Její výsledky mohou napomoci porozumět vlivu tance na biomechaniku nohy při chůzi. Můžeme také předpokládat možné zdravotní dopady nadměrného zatížení nohy při tanečním tréninku na frekvenci, výskyt a charakter zranění a těmto zraněním vhodnou rehabilitační péčí předcházet.

Statisticky významné změny hodnocených parametrů jsme zaznamenali pouze u skupiny žen. Ženy mají při tanci změněné vstupní podmínky oproti mužům, jejich boty mají podpatky o výšce okolo 7 cm. Není ale vyloučen ani vliv somatických rozdílů. Putti, Arnold, a Abboud (2010) zkoumali vliv pohlaví na zatížení plosky při chůzi. Zjistili, že muži měli výrazně větší plochu kontaktu než ženy, ve všech oblastech nohy.

Limitou této práce může být nízký počet zúčastněných osob a absence kontrolní skupiny. Určitou limitou je také posuzování vlivu tance ve speciální obuvi na zatížení

plosky při chůzi bez obuvi. Není zcela jisté, zda na zjištěné změny hodnot jednotlivých parametrů u skupiny žen měl vliv tanec samotný nebo by stejný vliv měla i pouhá chůze v botách s vysokými podpatky. V každém případě jsou boty na vysokých podpatcích nedílnou součástí standardních a latinskoamerických tanců.

Další studie zaměřené na problematiku zatížení nohy při tanci by měly směřovat k objasnění dlouhodobého vlivu tance na zatížení nohy a posoudit zatížení nohy přímo v botách na vysokých podpatcích, například pomocí měřících systémů se stélkami do bot. Vhodné by bylo také zjistit, jak dlouho námi naměřené změny v zatížení plosky po tanečním tréninku přetrvávají, což by mohlo napomoci určit potřebnou dobu odpočinku mezi tanečními tréninky. Další studie zabývající se problematikou standardních a latinskoamerických tanců mohou napomoci tanečním trenérům při vytváření tanečního tréninkového plánu a objasnit sportovcům možná rizika tanečního sportu a způsob jak jim předcházet.

7 ZÁVĚR

Diplomová práce byla zaměřena na posouzení vlivu tanečního tréninku na dynamické parametry chůze u tanečnicků standardních a latinskoamerických tanců. Na základě analýzy tlaků na kontaktní ploše chodidla byly zjištěny významné rozdíly při porovnání měřených hodnot před tréninkem, ve středu tréninku a po tréninku. Statistická analýza byla provedena zvlášť pro skupinu žen a pro skupinu mužů.

Z výsledků této studie vyplývá:

- **Statisticky významné změny byly prokázány pouze ve skupině žen.**

Ve skupině ženy byly v průběhu tréninku zaznamenány signifikantní změny všech měřených parametrů. Ve skupině mužů nebyl zjištěn žádný signifikantní rozdíl.

- **V oblasti paty bylo při porovnání hodnot před tréninkem a po tréninku zaznamenáno signifikantní snížení zatížení.**

Došlo ke snížení relativní doby zatížení v celé oblasti paty, v laterální oblasti paty byl dále zaznamenán výrazný pokles silového impulzu a dřívější dosažení maxima tlaku.

- **V oblasti laterálního předonoží bylo po tréninku zjištěno vyšší zatížení**

Zvýšení relativní doby zatížení po tréninku bylo zaznamenáno v oblasti pod hlavičkou 4. a 5. metatarzu.

Byly prokázány změny zatížení nohy při chůzi po tanečním tréninku. Zjištěné rozdíly výsledných hodnot upozorňují na možnost zvýšeného zatížení předonoží u žen trénujících v botách na vysokých podpatcích. Výsledky této práce mohou napomoci trenérům a zdravotnickému personálu při prevenci a ošetření přetěžovaných struktur nohy u tanečnic standardních a latinskoamerických tanců.

8 SOUHRN

Taneční sport představuje náročnou disciplínu, která klade zvýšené nároky především na muskuloskeletální systém dolních končetin. Dlouhodobé přetěžování může vést k vyšší incidenci zranění v této oblasti. Změny zatížení plosky při chůzi mají vliv na nastavení páteře a funkční změny ve vyšších etážích. V současné době není mnoho studií zabývajících se standardními a latinskoamerickými tanci a jejich vlivem na zatížení nohy. Cílem této studie bylo posouzení vlivu tanečního tréninku na dynamické parametry na kontaktu nohy s podložkou při chůzi u profesionálních tanečníků.

Výzkumný soubor tvořilo 16 tanečníků taneční skupiny QUICK Olomouc (8 mužů, 8 žen; průměrný věk $21,1 \pm 2,4$ let; hmotnost: muži $71,9 \pm 10,1$ kg, ženy $57,3 \pm 4,3$ kg). Ženy, které se účastnily výzkumu, tančily při tréninku i během soutěží ve stejné obuvi, s průměrnou výškou podpatků 7 cm. Pro určení dynamického rozložení tlaků pod ploskou nohy při chůzi byla použita metoda dynamické plantografie, pomocí měřicího systému Footscan (RSScan, Olen, Belgie). Měření experimentální skupiny proběhlo ve třech částech, před tréninkem po rozcvičení; ve středu tréninku, 20 minut od prvního měření a po skončení tréninku, 60 minut od prvního měření. Pro srovnání výsledků měření byly použity průměrné hodnoty časových a tlakových parametrů. Statistická analýza dat byla provedena zvlášť pro skupinu žen a pro skupinu mužů.

U skupiny žen byly zjištěny signifikantní rozdíly naměřených hodnot v zatížení plosky nohy při chůzi v průběhu tanečního tréninku. U skupiny mužů nebyly naměřeny signifikantní rozdíly hodnot pro žádný z měřených parametrů.

Při porovnání hodnot před tréninkem a po tréninku byly v oblasti předonoží zjištěny významně větší hodnoty relativní doby zatížení pro oblast pod hlavičkou 4. a 5. metatarzu. V oblasti pod hlavičkou 3. metatarzu došlo v průběhu tréninku ke změnám v zatížení. V této oblasti bylo po první polovině tréninku zaznamenáno signifikantní snížení silového impulzu a maximálního zatížení. Po ukončení tréninku bylo naměřeno zvýšení maximálního zatížení v porovnání s hodnotami ve středu tréninku.

V oblasti středonoží bylo zjištěno dřívější dosažení hodnot maxima tlaku na konci tréninku v porovnání s hodnotami před tréninkem.

V laterální oblasti paty bylo při porovnání hodnot před tréninkem a po tréninku zaznamenáno snížení relativní doby zatížení, snížení silového impulzu a dřívější dosažení hodnot maxima tlaku. V mediální oblasti paty došlo k signifikantnímu snížení relativní doby zatížení.

Taneční trénink standardních a latinskoamerických tanců vede u žen k redistribuci zátěže při chůzi v jednotlivých oblastech plosky nohy. Pravděpodobnou příčinou změny zatížení nohy je změna zatížení plosky při tanci v botách na vysokých podpatcích. Správný výklad a pochopení těchto změn by mohl nastínit případná rizika přetížení a zranění pohybového aparátu u žen při tanci. Může tak napomoci vytvořit adekvátní tréninkový plán a předcházet případným patologiím.

9 SUMMARY

The dance sport is a demanding discipline that lays increased demands primarily on the musculoskeletal system of the lower extremities. Long-term overload may lead to a higher incidence of injuries in this region. Changes in foot loading during walking affect the position of the spine and functional changes in other regions. Currently, there are not many studies focused on Standard and Latin dances and the impact of dancing on the foot loading. The aim of this study was to assess the effect of dance training on dynamic parameters of the contact between the foot and the floor during walking.

The research sample consisted of group of 16 dancers, members of the dance group QUICK Olomouc (8 men, 8 women, mean age 21.1 ± 2.4 years, weight: males 71.9 ± 10.1 kg, females 57.3 ± 4.3 kg). Women that took part in this research use the same shoes for dance trainings and competitions, the average heel height was 7cm. The dynamic plantographic platform Footscan (RSScan, Olen, Belgium) was used to measure the stress placed on feet during walking. The measuring of the experimental group took place in three periods, before the training, 20 minutes after the first measuring and after the training, approximately 60 minutes after the first measuring. Average values of the time and pressure parameters were used to compare the results. Statistical analysis was processed separately for the group of women and the group of men.

During the training session, significant changes of the measured parameters in loading of the foot sole during walking were found in the group of women. There were no significant changes found in the group of men for any of the measured parameters.

When comparing values before training and after training, we found significantly higher values for the time of contact in the forefoot area under the 4th and 5th metatarsal heads. Changes in loading during the training session were found in the area under the 3rd metatarsal head. Significantly lower values for the pressure impulse and pressure peak were found in this area after the first half of training session. An increase of pressure peak values was noted after training session in comparison with the values found in the middle of training session.

A timing advance of pressure peak was found in the mid-foot area, when comparing values before training and after training.

In the area of heel lateral, there were found lower values for the time of contact, pressure impulse and time of pressure peak, when comparing values before training and after training. Significantly lower values for the time of contact were also found in the area of heel medial.

Dance training of Standard and Latin dances leads in the group of women to redistribution of loading of the foot during walking into different areas of the foot.

A probable cause of the found change of loading comes from wearing high heeled shoes during dancing, and its impact on pressure distribution under the foot soles. The correct interpretation and understanding of these changes could show the potential risks of overload and musculoskeletal injuries by women when dancing. It can also help to create an adequate training plan and prevent potential pathologies.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Anonymous (2014a). Dynamická plantografie. Retrieved 20.3.2014 from World Wide Web: www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/dynamicka-plantografie/o-metod
- Anonymous (2014b). Support – Manuals. Retrieved 20.3.2014 from World Wide Web: www.rsscan.com
- Ambegaonkar, J. P., Rickman, A. M., & Cortes, N. (2012). Core stability: Implications for dance injuries. *Medical problems of performing artists*, 27(3), 143–148.
- Čihák, R. (2006). *Anatomie 1*. Praha: Grada Publishing.
- Dainty, D. A., & Norman, R. W. (1987). *Standardizing biomechanical testing in sport*. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Faladová, K., & Nováková, T. (2009). Posturální strategie v průběhu motorického vývoje. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 16(3), 116–119.
- Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzchak, Y., & Arcan, M. (2002). Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait and Posture*, 15(1), 56–63.
- Gerbino, P. G., Griffin, E. D., & Zurawski, D. (2007). Comparison of standing balance between female collegiate dancers and soccer players. *Gait & Posture*, 26, 501–507.
- Grenacher, U., Muehlbauer, T., Bridenbaugh, S. A., Wolf, M., Roth, R., Gschwind, Y., Wolf, I., Mata, R., & Kessig, R. W. (2012). Effects of a salsa dance training on balance and strength performance in older adults. *Gerontology*, 58, 305–312.
- Gu, Y., Rong, M., & Ruan, G. (2011). The outsole pressure distribution character during high-heeled walking. *Procedia environmental sciences*, 8, 464–468.
- Guo, L-Y, Lin, C-F., Yang, C-H., Hou, Y-Y., Liu, H-L., Wu, W-L., & Lin, H-T. (2012). Effect of plantar pressure distribution with wearing different base size of high-heel shoes during walking and slow running. *Journal of mechanics in medicine and biology*, 12(1), 1–11.

- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2003). *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Chang, Y-W., Hung, W., Wu, H-W., Chiu, Y-C., & Hsu, H-C. (2010). Measurements of Foot Arch in Standing, Level Walking, Vertical Jump and Sprint Start. *International journal of sport nad exercise science*, 2(2), 31–38.
- Inouye, J., Nichols, A., Maskarinec, G., & Tseng, C-W. (2013). A Survey of musculoskeletal injuries associated with Zumba. *Hawai'i journal of medicine & Public health*, 72(12), 433–436.
- Janda, V., & Vávrová, M. (1992). Sensomotorická stimulace, základy metodiky proprioceptivního cvičení. *Rehabilitácia*, 25(3), 14–32.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z., a kol. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kapandji, I. A. (1987). *The fysiology of joints – volume two – lower limb*. London: Churchill Livingstone.
- Kirby, K. A. (2000). Biomechanics of the normal and abnormal foot. *Journal of the american podiatric medical association*, 90(1), 1–5.
- Kirby, K. A. (2002). *Foot and lower extremity biomechanics II: Precision intercast newsletters, 1997–2002*. Payson: Precision intercast.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: Theory & practice*. Oxford: Elsevier.
- Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 152–164.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Koutedakis, Y., Owolabi, E. O., & Apostopolos, M. (2008). Dance biomechanics, a tool for controlling health, fitness and training. *Journal of dance medicine & science*. 12(3), 83–90.
- Lee, C-M., Jeong, E-H., & Freivalds, A. (2001). Biomechanical effect of wearing high-heeled shoes. *International journal of industrial ergonomics*, 28, 321–326.

- Lewit, K., (1998). Některá zřetězení funkčních poruch ve světle koaktivačních svalových vzorců na základě vývojové neurologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 148–151.
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 99–104.
- Lorimer, D., French, G., O'Donnel, M., Burrow, J. G., & Wall, B. (2006). *Neale's disorders of the foot. 7th ed.* Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier.
- Magee, D. J. (1992). *Orthopaedic physical Assessment* (2nd ed.). Philadelphia: W. B. Saunders.
- McDonald, S. W., & Tavener, G. (1999). Pronation and supination of the foot: confused terminology. *The Foot*, 9, 6–11.
- Odstrčil, P. (2004). *Sportovní tanec*. Praha: Grada Publishing.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and Pathological Function*. Thorofare, NJ: Slack.
- Putti, A. B., Arnold, G. P., & Abboud, R. J. (2010). Foot pressure differences in men and women. *Foot and ankle surgery*, 16, 21–24.
- 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, 1602–1610.
- Roberts, K., Nelson, N. G., & McKenzie, L. (2013). Dance-related injuries in children and adolescents treated in US emergency departments in 1997–2007. *Journal of physical activity and health*, 10, 143–150.
- Robertson, G., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlessey, S. (2004). *Research methods in biomechanics*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Russell, J. A. (2013). Preventing dance injuries: current perspectives. *Journal of sports medicine*, 4, 199–210.
- Russell, J. A., McEwam, I., Koutedakis, Y., & Wyon, M. A. (2008). Clinical anatomy and biomechanics of the ankle in dance. *Journal of dance medicine & science*, 12(3), 75–82.

- Skotáková, A., Svobodová, L., Šimberová, D., & Hedvábný, P. (2014). Teorie tance. Retrieved 22.3.2014 from World Wide Web: http://is.muni.cz/do/rect/el/estud/fsps/ps09/tanec/web/pages/uvod_spolecenskyTanec.html
- Speksnijder, C. M., Munckhof, R., Moonen, S., & Walenkamp, G. (2005). The higher the heel the higher the forefoot—pressure in ten healthy women. *The foot, 15*, 17–21.
- Teyhen, D. S., Stoltenberg, B. E., Collinsworth, K. M., Giesel, C. L., Williams, D. G., Kardouni, C. H., Molloy, J. M., Goffar, S. L., Christie, D. S., & McPoil, T. (2009). Dynamic plantar pressure parameters associated with static arch height index during gait. *Clinical biomechanics, 24*, 391–396.
- Travell, J. G., & Simons, D. G. (1992). *Myofascial pain and dysfunction. The trigger point manual the lower extremities*. Baltimore: Williams and Wilkins.
- Valmassy, R. L. (1996). *Clinical Biomechanics of the Lower Extremities*. St. Louis: Mosby–Year Book, Inc.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (I. část), Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 4*, 115–121.
- Vařeka, I. & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 3*, 94–102.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2nd ed.). Praha: Triton.
- Votava, J. (2002). Chodidlo a jeho vztahy. Pohled kineziologický, rehabilitační, myoskeletální a jiné. *Pohybové ústrojí, 9(1+2)*, 45–49.
- Weng, J., Ding, Q., Yu, Z., Sun, W., Wang, Q., & Wei, K. (2012). Adaptive changes of foot pressure in hallux valgus patients. *Gait & Posture, 36*, 347–349.

Whittle, M. W. (2007). *Gait Analysis: An Introduction* (4th ed.). Edinburgh: Elsevier Butterworth–Heinemann.

11 SEZNAM ZKRATEK

% Contact – doba kontaktu dané oblasti vzhledem k celkové mu trvání opory [%]

COP – Centre of Pressure, působiště vektoru reakční síly podložky

HM – mediální oblast paty

HM – laterální oblast paty

Impuls – tlakový impuls (plocha pod křivkou závislosti tlaku na čase) [$\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{cm}^{-2}$]

KC – krokový cyklus

m. – z lat. „musculus“ (sval)

M1–M5 – I. – V. metatarz

Max P – maximální hodnota tlaku v určité oblasti [$\text{N}\cdot\text{cm}^{-2}$]

MF – středonoží

p – hladina statistické významnosti

ROM – Range Of Movement, rozsah pohybu v kloubu

SD – směrodatná odchylka

tMax P – časové určení doby působení maximálního tlaku [%]

T2–5 – druhý až pátý prst

Toe 1 – palec

12 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Dělení krokového cyklu dle Whittle (2007)	16
Obrázek 2 Změna polohy Centre of pressure při chůzi dle Kirtley (2006)	18
Obrázek 3 Měřicí plošina Footscan (Anonymous, 2014a)	24
Obrázek 4 Zobrazení tlaku u systému Footscan (Anonymous, 2014b).....	26
Obrázek 5 Porovnání relativní doby zatížení pro mediální oblast paty u skupiny žen před tréninkem, ve středu tréninku a po ukončení tanečního tréninku	38
Obrázek 6 Porovnání relativní doby zatížení pro laterální oblast paty u skupiny žen před tréninkem, ve středu tréninku a po ukončení tanečního tréninku	39
Obrázek 7 Porovnání velikosti silového impulsu pro laterální oblast paty u skupiny žen před tréninkem, ve středu tréninku a po ukončení tanečního tréninku.....	40
Obrázek 8 Porovnání okamžiku dosažení maxima tlaku pro oblast pod hlavičkou 3. metatarzu u skupiny žen před tréninkem, ve středu tréninku a po ukončení tanečního tréninku	41
Obrázek 9 Porovnání okamžiku dosažení maxima tlaku pro oblast laterální části paty u skupiny žen před tréninkem, ve středu tréninku a po ukončení tanečního tréninku.....	41
Obrázek 10 Porovnání maximálního zatížení pro oblast pod hlavičkou 3. metatarzu u skupiny žen před tréninkem, ve středu tréninku a po ukončení tanečního tréninku	44
Obrázek 11 Porovnání relativní doby zatížení pro oblast pod hlavičkou 5. metatarzu u skupiny žen před tréninkem, ve středu tréninku a po ukončení tanečního tréninku.....	44

11 PŘÍLOHY

Příloha 1 Tabulky zjištěných statistických charakteristik sledovaných parametrů pro skupinu žen (tabulky 1 – 4) a skupinu mužů (tabulky 5 – 8)

Tab. 1 Hodnoty parametru % Contact u žen při chůzi před, v polovině a na konci tanečního tréninku

% Contact – ženy									
Oblast	Před			Střed			Po		
	Průměr	Medián	SD	Průměr	Medián	SD	Průměr	Medián	SD
Toe 1	60,0	60,3	10,16	61,6	60,4	10,93	60,9	59,3	10,11
Toe 2–5	44,9	42,8	10,90	40,6	38,2	10,64	40,0	38,6	11,57
Meta 1	79,5	81,1	7,49	81,9	83,8	4,76	81,6	83,7	4,91
Meta 2	87,0	88,5	4,41	86,4	89,0	5,44	86,9	88,3	4,36
Meta 3	88,3	89,3	3,64	88,5	89,6	3,32	88,7	90,1	3,32
Meta 4	84,6	84,2	3,53	85,5	85,0	2,52	85,9	85,9	2,91
Meta 5	71,7	72,4	8,81	70,5	72,7	9,92	74,3	76,0	10,74
Midfoot	64,1	64,8	5,21	61,6	59,2	5,90	63,3	62,5	5,53
Heel Medial	60,6	62,6	6,62	57,4	58,9	8,09	57,9	61,2	7,45
Heel Lateral	59,3	61,3	6,49	55,9	57,0	7,98	56,1	59,5	7,13

Legenda pro tab. 1 – 8: Před – měření chůze před tanečním tréninkem, Střed – měření chůze v polovině tanečního tréninku, Po – měření chůze po ukončení tanečního tréninku, SD – směrodatná odchylka, Toe 1 – oblast pod palcem, Toe 2–5 – oblast pod 2. – 5. prstem, Meta 1 až Meta 5 – oblast pod hlavičkou 1. – 5. metatarzu, Midfoot – oblast středonoží, Heel Medial – mediální oblast paty, Heel Lateral – laterální oblast paty

Tab. 2 Hodnoty parametru Impuls u žen při chůzi před, v polovině a na konci tanečního tréninku

Impuls – ženy									
Oblast	Před			Střed			Po		
	Průměr	Medián	SD	Průměr	Medián	SD	Průměr	Medián	SD
Toe 1	32,8	30,4	10,76	33,3	34,8	11,24	31,1	29,8	9,92
Toe 2–5	9,5	4,9	8,20	6,6	5,4	4,02	9,4	4,7	7,44
Meta 1	65,6	64,8	18,44	70,5	67,3	21,24	65,8	63,4	20,24
Meta 2	108,8	106,2	21,26	110,5	108,5	28,85	104,4	106,5	10,60
Meta 3	120	125,2	27,20	110,2	118,3	20,13	118,2	130,7	25,70
Meta 4	81,7	78,3	22,05	77,7	75,8	16,26	80,7	78,0	17,96
Meta 5	37,0	32,6	20,77	37,5	27,6	29,25	42,6	31,2	29,47
Midfoot	15,1	13,5	6,45	13,6	15,2	4,49	15,7	15,5	4,32
Heel Medial	89,3	87,2	15,23	84,0	83,7	17,33	83,1	78,8	15,18
Heel Lateral	73,6	72,0	13,14	65,7	67,0	13,56	65,0	64,2	12,66

Tab. 3 Hodnoty parametru Max P u žen při chůzi před, v polovině a na konci tanečního tréninku

Max P – ženy									
Oblast	Před			Střed			Po		
	Průměr	Medián	SD	Průměr	Medián	SD	Průměr	Medián	SD
Toe 1	1,21	1,33	0,336	1,19	1,24	0,277	1,11	1,08	0,272
Toe 2–5	0,44	0,29	0,326	0,34	0,32	0,185	0,43	0,27	0,297
Meta 1	1,77	1,81	0,49	1,73	1,70	0,541	1,70	1,60	0,524
Meta 2	2,68	2,56	0,574	2,58	2,41	0,653	2,50	2,53	0,163
Meta 3	2,83	2,96	0,687	2,50	2,65	0,506	2,74	3,05	0,644
Meta 4	1,82	1,79	0,511	1,73	1,52	0,461	1,71	1,57	0,465
Meta 5	0,92	0,84	0,469	0,90	0,70	0,658	1,00	0,66	0,681
Midfoot	0,42	0,39	0,172	0,41	0,40	0,134	0,45	0,44	0,126
Heel Medial	2,31	2,27	0,285	2,33	2,30	0,220	2,31	2,27	0,252
Heel Lateral	2,04	2,04	0,203	1,89	1,79	0,405	1,88	1,73	0,384

Tab. 4 Hodnoty parametru tMax P u žen při chůzi před, v polovině a na konci tanečního tréninku

tMax P – ženy									
Oblast	Před			Střed			Po		
	Průměr	Medián	SD	Průměr	Medián	SD	Průměr	Medián	SD
Toe 1	85,2	86,1	2,11	84,1	84,3	3,06	84,3	84	1,50
Toe 2-5	85,5	85,9	2,11	84,1	85,0	2,33	82,8	83,8	4,21
Meta 1	76,0	76,5	1,66	75,3	75,6	2,54	74,0	74,6	2,52
Meta 2	78,7	80,0	3,24	79,5	80,3	3,37	79,1	79,2	3,12
Meta 3	75,9	76,7	2,51	76,3	76,4	3,17	78,0	79,0	3,89
Meta 4	67,9	70,2	6,24	67,5	66,7	7,49	69,6	72,0	7,08
Meta 5	58,1	57,3	8,23	57,4	51,8	10,80	58,7	57,8	10,25
Midfoot	38,8	39,4	4,95	36,7	33,6	8,75	33,4	32,3	6,89
Heel Medial	22,7	23,3	5,10	20,0	19,8	5,34	19,6	20,5	5,49
Heel Lateral	23,4	23,2	5,69	21,4	22,8	5,80	20,94	22,0	6,84

Tab. 5 Hodnoty parametru % Contact u mužů při chůzi před, v polovině a na konci tanečního tréninku

% Contact – muži									
Oblast	Před			Střed			Po		
	Průměr	Medián	SD	Průměr	Medián	SD	Průměr	Medián	SD
Toe 1	54,4	54,0	10,69	53,4	48,9	10,80	50,8	47,3	11,90
Toe 2-5	51,3	51,8	9,41	48,9	47,8	7,29	47,1	43,6	9,68
Meta 1	71,5	77,3	10,03	71,4	75,2	10,25	70,5	75,3	13,73
Meta 2	80,9	82,0	4,01	80,3	81,7	5,51	79,8	82,7	5,70
Meta 3	85,2	84,9	2,34	85,0	84,7	2,54	84,8	84,6	2,17
Meta 4	83,8	84,4	2,34	84,3	84,5	2,14	84,4	84,0	2,95
Meta 5	74,5	75,6	5,47	74,5	76,5	7,18	74,9	75,5	5,84
Midfoot	62,1	65,8	11,71	63,2	63,8	6,95	64,3	65,7	6,84
Heel Medial	61,3	61,3	6,34	59,1	59,9	8,17	58,5	61,6	9,72
Heel Lateral	59,8	59,7	6,08	57,6	58,8	8,33	57	59,6	9,47

Tab. 6 Hodnoty parametru Impuls u mužů při chůzi před, v polovině a na konci tanečního tréninku

Impuls – muži									
Oblast	Před			Střed			Po		
	Průměr	Medián	SD	Průměr	Medián	SD	Průměr	Medián	SD
Toe 1	24,9	25,4	9,17	22,7	19,2	7,58	21,3	20,7	8,13
Toe 2–5	5,7	4,4	2,99	4,8	4,6	1,87	5,8	4,2	4,21
Meta 1	41,7	44,8	8,31	38,0	40,7	10,00	38,7	42,0	11,25
Meta 2	76,7	67,1	18,64	77,9	76,3	22,63	78,0	66,0	23,17
Meta 3	83,1	84,6	11,06	87,6	85,2	15,87	84,5	86,8	13,13
Meta 4	62,5	64,7	14,03	63,9	64,0	16,22	63,3	58,0	14,46
Meta 5	30,5	27,1	14,48	30,9	24,9	23,47	31,8	22,6	29,86
Midfoot	14,0	15,8	5,98	11,9	12,3	4,77	12,8	14,2	4,07
Heel									
Medial	67,9	68,9	10,29	69,2	71,3	17,41	67,9	71,3	17,41
Heel									
Lateral	55,6	54,3	7,20	53,8	50,9	10,01	54,6	56,2	11,25

Tab. 7 Hodnoty parametru Max P u mužů při chůzi před, v polovině a na konci tanečního tréninku

Max P – muži									
Oblast	Před			Střed			Po		
	Průměr	Medián	SD	Průměr	Medián	SD	Průměr	Medián	SD
Toe 1	0,99	1,05	0,255	0,97	0,97	0,139	0,92	0,92	0,237
Toe 2–5	0,25	0,23	0,082	0,22	0,21	0,074	0,26	0,21	0,171
Meta 1	1,17	1,23	0,195	1,05	1,14	0,198	1,06	1,12	0,268
Meta 2	2,00	1,94	0,472	2,03	2,06	0,539	2,02	1,92	0,420
Meta 3	2,07	2,03	0,365	2,14	2,25	0,395	2,08	2,08	0,413
Meta 4	1,42	1,57	0,354	1,44	1,47	0,387	1,41	1,29	0,363
Meta 5	0,70	0,70	0,262	0,69	0,57	0,434	0,71	0,55	0,570
Midfoot	0,35	0,37	0,130	0,32	0,36	0,116	0,35	0,36	0,084
Heel									
Medial	1,84	1,78	0,316	1,87	1,86	0,265	1,87	1,84	0,350
Heel									
Lateral	1,54	1,59	0,151	1,50	1,49	0,157	1,55	1,62	0,228

Tab. 8 Hodnoty parametru tMax P u mužů při chůzi před, v polovině a na konci tanečního tréninku

tMax P – muži									
Oblast	Před			Střed			Po		
	Průměr	Medián	SD	Průměr	Medián	SD	Průměr	Medián	SD
Toe 1	87,7	88,2	1,58	87,4	87,3	1,72	87,3	87,5	1,81
Toe 2–5	85,8	86,4	1,74	86,0	85,8	2,00	85,9	85,8	2,54
Meta 1	76,3	76,7	3,22	74,6	74,6	4,35	76,4	75,8	2,41
Meta 2	77,1	77,8	2,89	77,8	78,4	2,74	77,8	77,4	3,63
Meta 3	74,8	75,0	4,01	76,0	75,9	2,79	76,0	75,6	4,14
Meta 4	68,8	69,0	5,44	68,3	69,8	7,60	68,5	69,6	7,39
Meta 5	60,3	60,6	9,00	59,2	57,8	7,00	59,5	59,3	10,38
Midfoot	37,7	37,8	6,32	35,8	33,8	9,28	35,4	32,0	11,08
Heel Medial	19,6	19,9	3,95	19,1	20,3	3,40	17,7	18,4	4,98
Heel Lateral	19,7	18,8	4,24	20,0	20,1	4,21	18,5	20,3	5,23