

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ ZATÍŽENÍ NOHY PŘI CHŮZI
U ORIENTAČNÍCH BĚŽCŮ

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Radka Čapková
Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Obor: Specializace ve zdravotnictví – fyzioterapie
Olomouc 2015

Jméno a příjmení autora: Bc. Radka Čapková

Název diplomové práce: Hodnocení zatížení nohy při chůzi u orientačních běžců

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2015

Abstrakt: : Orientační běh je charakteristický volným pohybem v terénu, který klade vyšší nároky na celkovou koordinaci těla a také schopnost zajištění stability kloubů především dolních končetin. Cílem této práce bylo posoudit vliv terénního běžeckého tréninku na rozložení tlaku na chodidle v průběhu stojné fáze chůzového cyklu.

Výzkumný soubor tvořilo 13 členů oddílu orientačního běhu SK Žabovřesky Brno (7 žen a 6 mužů) ve věku $23,69 \pm 3,6$ let, o hmotnosti $65,08 \pm 8,92$ kg a výšce $175,77 \pm 9,48$ cm. Jedním z hlavních kritérií pro zařazení do skupiny probandů byla minimální frekvence běžeckých tréninků v terénu, a to 2krát týdně po dobu alespoň 1 roku před zahájením studie.

Tlakové parametry jsme získávali prostřednictvím systému Footscan® 7.97 (RSscan International, Olen, Belgie). U každého účastníka se měřilo 5 platných pokusů bosé chůze, kterým předcházela jeden pokus na otestování podmínek. Statisticky významné rozdíly mezi orientačními běžci a kontrolní skupinou ($p < 0,05$) jsme prokázali v zatížení prstů nohy (vč. palce), dále pak u metatarzů mediálního paprsku (tedy I. až III.), středonoží a v mediální části paty. Výsledky ukazují na dynamičtější průběh odvalení chodidla od podložky u orientačních běžců a také na menší tlakové působení v mediální části nohy.

Klíčová slova: zatížení nohy, chůzový cyklus, orientační běh, dynamická plantografie

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Radka Čapková

Title of the master thesis: Foot loading during gait in orienteering runners

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of presentation: 2015

Abstract: Orienteering is specific discipline due to movement in rough terrain, which places greater demands on the overall body coordination and the ability to ensure stability of joints, especially of the lower limbs. The aim of this research was to determine the impact of the cross-country running on foot loading during stance phase of the gait cycle.

The research group consisted of 13 members of orienteering group SK Žabovřesky Brno (7 women and 6 men) aged $23,69 \pm 3,6$ years, with weight $65,08 \pm 8,92$ kg and height $175,77 \pm 9,48$ cm. One of the main factors for inclusion in the group of subjects was the minimal frequency of cross-country running – twice a week for at least 1 year before the start of the research.

The dynamic plantography plate Footscan® 7.97 (RSscan International, Olen, Belgium) was used for measurement of foot loading during gait. Five valid attempts of barefoot walking were measured for each participant. These were preceded by one trial test of conditions. Significant differences ($p < 0,05$) were proven in loading of the toes followed by the medial metatarsals (I. to III.), the midfoot and the medial rearfoot. The results show more dynamic foot rollover in the group of orienteering runners and lower pressure in the medial part of the foot.

Keywords: foot loading, gait cycle, orienteering, dynamic plantography

I agree with lending of the thesis paper within the library service.

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

V Olomouci dne 22. 6. 2015

.....

Ráda bych poděkovala především Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za odborné vedení této práce, jeho cenné rady a ochotný přístup jemu vlastní. Dále pak celé své rodině a přátelům, kteří mě v průběhu studia i samotného zpracování následujícího textu podporovali, jmenovitě Mgr. Radce Hájkové a Ing. Michalu Topolovskému za jejich blízkost, neutuchající víru v moje schopnosti a optimismus zvláště ve chvílích, kdy to nebylo jednoduché, RNDr. Janu Vondrovi, Ph. D., za trpělivost a spolupráci při formátování diplomové práce v programu L^AT_EX, Ing. Petru Vondráčkovi za jeho pomoc s grafickou úpravou obrázků.

Obsah

Úvod	9
Kapitola 1. Přehled poznatků	10
1.1 Anatomické a funkční dělení nohy	10
1.2 Posturální stabilita	11
1.2.1 Posturální funkce nohy	12
1.2.2 Význam nohy v širších souvislostech	13
1.3 Chůze	14
1.3.1 Chůzový cyklus	15
1.3.2 Fáze chůzového cyklu	16
1.3.3 Popis jednotlivých fází chůzového cyklu	18
1.3.4 Kineziologie nohy v průběhu stojné fáze	21
1.3.5 Funkce nohy při chůzi	22
1.4 Běh	23
1.4.1 Stojná fáze	25
1.4.2 Švihová fáze	26
1.4.3 Orientační běh a jeho specifika	27
1.5 Zatížení nohy při kontaktu s podložkou	28
1.5.1 Reakční síla podložky	28
1.5.1.1 Složky reakční síly podložky	28
1.5.2 Centre of pressure	33
1.5.3 Tlakové působení v oblasti nohy	34
1.6 Přístrojová analýza pohybu	36
1.6.1 Dynamická plantografie	37
1.6.1.1 Měřicí systém	37
1.6.1.2 Parametry	37
1.6.1.3 Získaná data	38

1.6.2 Měření reakční síly pomocí silových plošin	39
Kapitola 2. Cíle a hypotézy	40
Kapitola 3. Metodika výzkumu	41
3.1 Charakteristika výzkumného a kontrolního souboru	41
3.2 Metoda měření	41
3.3 Průběh měření	42
3.4 Zpracování naměřených dat	42
3.5 Statistická analýza dat	43
Kapitola 4. Výsledky	44
4.1 Výsledky pro jednotlivé oblasti nohy	44
4.1.1 Oblast palce (Toe1)	44
4.1.2 Oblast druhého až pátého prstu (Toe2–5)	45
4.1.3 Oblast I. metatarzu (Meta1)	46
4.1.4 Oblast II. metatarzu (Meta2)	47
4.1.5 Oblast III. metatarzu (Meta3)	48
4.1.6 Oblast IV. metatarzu (Meta4)	49
4.1.7 Oblast V. metatarzu (Meta5)	50
4.1.8 Oblast středonoží (Midfoot)	51
4.1.9 Oblast mediální části paty (Heel Medial)	52
4.1.10 Oblast laterální části paty (Heel Lateral)	53
4.2 Stručné shrnutí výsledků	54
4.3 Vyjádření k formulovaným hypotézám	55
Kapitola 5. Diskuze	57
Závěr	63
Souhrn	64

Summary	65
Referenční seznam	66
Seznam zkratk	71
Seznam obrázků	73
Seznam tabulek	75
Přílohy	76

Úvod

Vzhledem k funkčním vztahům mezi jednotlivými částmi lidského těla je potřeba vnímat význam nohy v širších souvislostech. Jako terminální článek DK ovlivňuje nejen chůzi, ale i další pohybové stereotypy člověka, a zároveň se nemalou měrou podílí na zajištění posturální stability. Správné pochopení její funkce tak může být klíčem k odpovědím na otázky týkající se např. příčiny bolestivých syndromů na DKK nebo určení míry rizika výskytu případných poranění.

Metody biomechanické analýzy pohybu nám umožňují funkci nohy určitým způsobem objektivizovat (Janura et al., 2012). Chůze je však charakteristickým projevem každého jedince, je proto obtížné stanovit přesnou normu, kterou by bylo možné při vyhodnocování naměřených dat použít. S prohlubujícími se znalostmi o vzájemných vztazích mezi klouby nohy i DK jako celku však můžeme získané informace (např. o rozložení tlaku na chodidle v průběhu stojné fáze) lépe interpretovat, což má pro praxi mnohem větší význam, než pouhé rozlišení „dobrého“ od „špatného“ (Rosenbaum & Becker, 1997).

Orientační běh je díky nerovnostem v terénu náročnější z pohledu celkové koordinace těla i zajištění potřebné stability kloubů DKK. Jak píše Janura (2015), opakování sportovního pohybu a s ním související fixace v CNS mohou vést k přenesení daného stereotypu do běžné lokomoce. Tato práce si proto dává za cíl posoudit, zda právě terénní běžecký trénink mění distribuci zatížení nohy při chůzi.

Kapitola 1

Přehled poznatků

1.1 Anatomické a funkční dělení nohy

V anatomické terminologii je noha označením pro oblast nacházející se distálně od hlezenního kloubu, tedy od místa, kde se stýkají kloubní plochy talu s tibií a fibulou. Nohu dělíme díky dvěma liniím, které odpovídají transverzotarzálnímu (Chopartovu) a tarzometatarzálnímu (Lisfrankovu) kloubu, na tři základní části – zánoží, středonoží a předonoží. Zadní oddíl nohy je tvořen kostí hlezenní (talus) spolu s kostí patní (calcaneus), ve středním oddíle se nachází pět malých tarzálních kostí – kost krychlová (os cuboideum), kost loďkovitá (os naviculare) a tři kosti klínové (ossa cuneiformia). K přednímu oddílu pak řadíme kosti nártní (ossa metatarsi) a články jednotlivých prstů (phalanges).

Opodstatněný je i další možný způsob dělení nohy, a to na medioproximální a laterodistální paprsek. K prvnímu z uvedených patří kost hlezenní, loďkovitá, kosti klínové, I. až III. metatarz a příslušné prsty, laterodistální oproti tomu zahrnuje kost patní, krychlovou, IV. a V. metatarz spolu s články laterálních dvou prstů (Vařeka & Vařeková, 2009). Toto členění nohy do dvou základních paprsků má podklad v procesu pronatorního zkrutu, ke kterému došlo v průběhu fylogeneze. V jeho důsledku se původně mediální malíkový okraj, reprezentovaný kalkaneem, dostal v oblasti zánoží pod původně laterální palcový okraj, zastupovaný talem. V distálních částech nohy (středonoží a předonoží) vývojová pronace pokračovala dále, proto jsou zde paprsky v paralelní pozici. Os naviculare spolu s ossa cuneiformia, I. až III. metatarzem a příslušnými prsty se tak nacházejí mediálně od os cuboideum, IV. a V. metatarzu a laterálních dvou prstů. Popsaný proces má výrazný podíl na vzniku nožní klenby (Vařeka, 2003).

Tradiční model nohy vychází právě z konceptu nožní klenby, která je vnímána jako statický útvar tvořený třemi hlavními oblouky – vnitřním, zevním a předním, jež se sbíhají v pilířích opírajících se o podložku v místě hlavičky I. a V. metatarzu a v dorzální části paty. Z funkčního hlediska je ale tento model nedostatečný, protože nevysvětluje schopnost nohy odolávat dyna-

mickým změnám v průběhu jejího zatížení (např. během chůze nebo při kontrole polohy těžiště ve stoji). Integrita klenby totiž závisí nejen na konfiguraci kostí a kloubů nohy, ale také na napětí vazů, které jednotlivé elementy spojují a svalů, jejichž činnost je řízena centrálním nervovým systémem. Role koordinované svalové aktivity je důležitá zejména v průběhu ontogeneze, kdy se podpůrné prvky (tedy kosti a vazy) teprve formují. Se zvýšením tuhosti jednotlivých spojení a omezením pohyblivosti v kloubech nohy pak její význam pro udržení nožní klenby částečně klesá (Vařeka & Vařeková, 2003).

1.2 Posturální stabilita

Posturu (tj. vzpřímené držení) můžeme definovat jako aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, nejčastěji tedy vůči síle tíhové. Na jejím zajištění se podílejí především vnitřní síly generované svalovou aktivitou. Lidské tělo je ve vzpřímeném držení na dolních končetinách velmi nestabilním systémem, který je tvořený množstvím segmentů. Riziko nestability je dáno také tím, že se z pohledu biomechaniky jedná o příklad „obráceného kyvadla“ s malou plochou základny a poměrně vysoko uloženým těžištěm (Vařeka, 2002a).

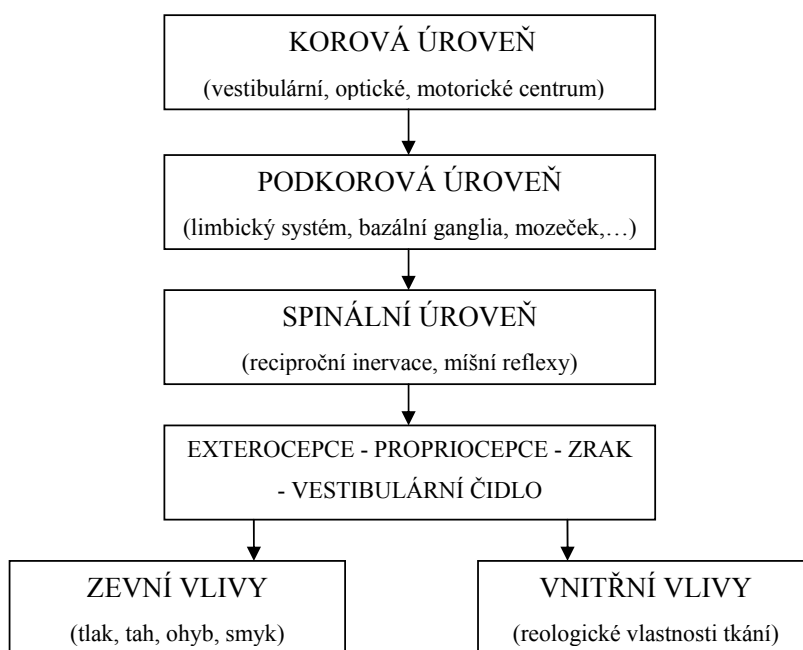
Pro vzpřímené držení těla jsou důležité tři hlavní složky:

- senzorká – propiocepce, zrak a vestibulární aparát,
- řídicí – centrální nervový systém (mozek a mícha, dále jako CNS),
- výkonná – pohybový systém reprezentovaný zejména kosterními svaly.

Kvalitní zaujetí a udržení postury je klíčovou součástí všech motorických programů a zároveň i podmínkou pro optimální provedení pohybu. Na jejím řízení se podílí celá řada struktur, jak ukazuje Obrázek 1.1.

”Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a/nebo vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu” (Vařeka, 2002a, 116).

Celý proces udržení posturální stability zahrnuje několik fází. Nejprve musí dojít k detekci dané situace, při čemž se uplatňuje zejména senzorká složka. CNS získané informace následně



Obrázek 1.1 Řízení stability (podle Kalvasové, 2009)

vyhodnotí a zvolí nejvhodnější program řešení založený na aktivaci příslušných svalových skupin. Generování kontrakční svalové síly a její převedení na momenty sil vede v pákovém systému lidského těla k vyvolání reakčních sil okolí, které napomáhají zajistit potřebnou stabilitu a předcházet tak případným pádům (Vařeka, 2002b).

1.2.1 Posturální funkce nohy

Noha je nedílnou součástí výše popsaného systému posturální stabilizace těla. V první řadě poskytuje řídicí složce cenné exteroceptivní a propioceptivní informace. Skrze ni také dochází v průběhu kontaktu chodidla s podložkou k přenosu tíhové i reakční síly, důležitější je však z pohledu udržení stability těla skutečnost, že se sama podílí na generování sil korigujících celkovou posturu (Vařeka & Vařeková, 2009). Jak uvádí Winter (1995), v klidném stoji je rovnováha v předozadním směru zajišťována téměř výhradně prostřednictvím „hlezenního“ mechanismu, tedy řízenou aktivací plantárních (případně dorzálních) flexorů nohou, které kontrolují pohyb v hlezenních kloubech. Odtud plyne i pojmenování této strategie. Mediolaterální stabilitu pak udržují abduktory a adduktory kyčelních kloubů, tzv. „kyčelní“ mechanismus. Díky tomu, že je volnost pohybu DKK (i trupu) do stran přirozeně více omezena než ve směru předozadním,

je i zajištění mediolaterální stability stoje snazší než té předozadní. Příčinou větší volnosti (a zároveň menší stability) v sagitální rovině může být skutečnost, že v ní z převážné části probíhá lokomoce člověka. Vzhledem k uvedenému je nasnadě, že v situacích, kdy na tělo výrazněji působí zevní síly (typicky při chůzi) se na udržení stability v předozadním směru podílejí obě zmíněné strategie (Vařeka, 2002b).

Noha je zároveň, jak víme, tvořena celou řadou segmentů. Vlivem změn tuhosti dílčích spojení mezi nimi dochází k elastické deformaci, díky které se noha může v procesu zajištění posturální stability těla lépe uplatnit (Vařeka, 2002a).

1.2.2 Význam nohy v širších souvislostech

Díky funkčním vztahům mezi jednotlivými oblastmi lidského těla je důležité uvažovat o významu nohou v širších souvislostech. Jejich postavení a generovaná svalová aktivita v této oblasti totiž ovlivňuje řetězce na DKK, které svým průběhem zasahují až na osový orgán, tj. trup (Palaščíková Špringrová, 2011). Správná funkce chodidla má tedy význam pro stabilizační systém těla a případné poruchy akra DKK (zejm. při blokádách kloubů nohy, přítomnosti spouštěových bodů ve svalech planty či dorza, změnách percepce nebo pohybových stereotypů) mohou díky zmíněnému řetězení vyvolat odezvu na vzdálených místech. Je totiž zřejmé, že změna v jedné struktuře pohybového aparátu je následována změnami ve strukturách dalších (Suchomel, 2006). Tyto vzájemné vazby navíc nejsou náhodné, ale vyskytují se v zákonitých souvislostech (Kolář, 1998).

Typický příklad řetězení funkčních změn z oblasti nohy popisují Lewit a Lepšíková (2008). Hovoří o reakci, při které kromě spouštěových bodů (tzv. trigger points, zkráceně TrPs) ve svalech chodidla nalzáme také blokádu hlavičky fibuly s níž jsou spojené TrPs v m. biceps femoris, příp. m. rectus femoris. V souvislosti s tímto se zhoršuje možnost stabilizovat pánev a kompenzačně tak dochází k přetěžování přímého břišního svalu. Dále mohou vznikat TrPs ve vzpřimovačích trupu a extenzorech krční páteře, jež vedou k blokádám hlavových kloubů s odpovídajícími spouštěovými body v kývačích (mm. sternocleidomastoidei). Pokud je tedy popsáný řetězec vyjádřený kompletně, příčina napětí svalů, které způsobují bolest hlavy, může být v DKK. Hypertonus mm. recti abdominis navíc limituje záklon, což lidé mohou interpretovat jako bolest v křížové oblasti.

Paoletti (2009) uvádí, že kromě svalů hrají v řetězení velmi důležitou roli také fascie. Autor popisuje nejčastěji se vyskytující laterální řetězec, kde se skrze fascie laterální části bérce mohou změny z oblasti nohy šířit ke kolennímu kloubu a dále pak přes tractus iliotibialis a fascia lata ke kyčli a na pánev, příp. do dalších proximálnějších segmentů. Méně časté je řetězení přes anteromediální plochu bérce na mediální část kolena a odtud buď jako v předchozím případě nebo za účasti fascie adduktorů kyčelního kloubu na symfýzu a lig. inguinale, příp. do oblasti pánevního dna.

O vlivu nohy na proximální oblasti těla ale nemusíme uvažovat jen díky řetězení. Jak již bylo řečeno, i pouhá změna nastavení akra ovlivňuje biomechanicky DK jako celek a stejně tak může mít vliv na oblast pánve a bederní páteře, o čemž vypovídají např. výsledky kinematické studie z roku 2010 (Duval, Lam & Sanderson).

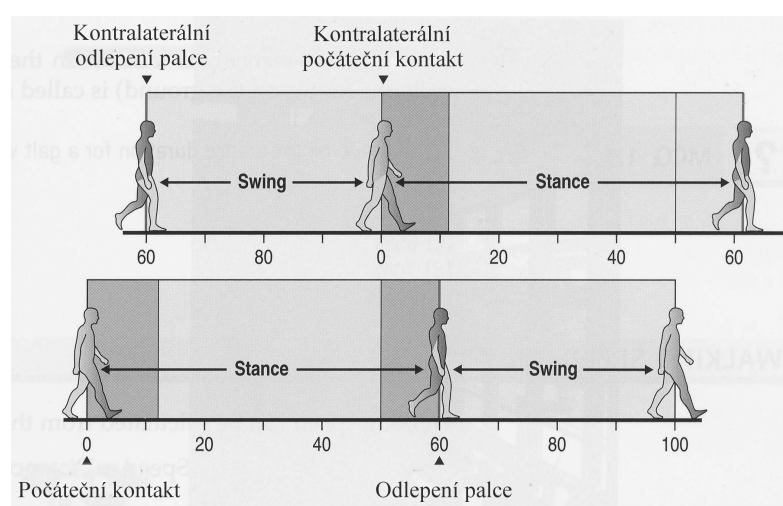
Výše zmíněné principy ještě nabývají na významu při poranění kostí či vazů u poúrazových stavů nebo v situacích, kdy došlo ke změně postavení některé části nohy již v průběhu ontogenetického vývoje. V takových případech se totiž při snaze o zajištění stability kloubů přetěžují pasivní stabilizátory (vazy) a následně rozvíjí lokální hypermobilita, která je provázána navýšením nároků na svalovou aktivitu a koordinaci, což vede k dalšímu přetížení. Postupně se navíc fixují i vznikající odchylky v postavení proximálnějších segmentů (koleno, kyčel, pánev, páteř), které mohou vést k bolesti, hledání kompenzačních mechanismů a k zafixování změněných pohybových stereotypů v CNS (Vařeka & Vařeková, 2003).

1.3 Chůze

Chůze je základním lokomočním stereotypem člověka vybudovaným v průběhu ontogeneze, který je pro každého jedince charakteristický. Jedná se o komplexní pohybovou funkci, která probíhá do jisté míry symetricky, co se týče pohybů v jednotlivých kloubech, vzorců svalové aktivity i způsobu zatěžování dolních končetin (Kolář et al., 2009; Nordin & Frankel, 2001). Při podrobnější analýze chůze vycházíme ze znalosti fází chůzového cyklu.

1.3.1 Chůzový cyklus

Chůzový cyklus (gait cycle – GC) je definován intervalem mezi dvěma po sobě následujícími dopady téhož chodidla na podložku. Jedná se v podstatě o dva kroky, proto je základní jednotkou chůze tzv. dvojkrok. Ten pro podrobnější popis dále dělíme na 100 procentních bodů (100 % GC). Počáteční kontakt nohy s podložkou označujeme jako 0 %, druhý dopad téhož chodidla pak jako 100 %. Jednotlivé fáze chůzového cyklu na sebe navazují a tvoří ustálenou sekvenci dějů, kterou procházejí obě DKK. Jedna je však oproti druhé posunuta o polovinu celého cyklu (Obrázek 1.2). K prvnímu kontaktu kontralaterálního chodidla s podložkou tak dochází v 50 % GC zahajující DK (Rose & Gamble, 2006).



Obrázek 1.2 Průběh chůzového cyklu z pohledu obou DKK (podle Kirtley, 2006)

V průběhu chůzového cyklu popisujeme dvě základní části – fázi stojnou, kdy se noha dotýká podložky a fázi švihovou, při které k tomuto kontaktu nedochází (Richards, 2008). Při průměrné rychlosti chůze $1,37 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ připadá 62 % chůzového cyklu fázi stojné a 38 % fázi švihu (Perry & Burnfield, 2010). Při schematickém vyjádření se často uvádí poměr trvání těchto dvou fází jako 60 % GC vůči 40 %, což lze také vyjádřit vztahem 3 : 2 (Kirtley, 2006).

V rámci dvojkroku však stojnou fází prochází obě dolní končetiny, stejně tak jako fázi švihovou, při celkovém součtu bychom se proto dostali na 124 %, z čehož plyne, že ve 24 % GC jsou v kontaktu s podložkou obě chodidla zároveň. Jedná se o tzv. fázi dvojí opory. Tato situace nastává v průběhu chůzového cyklu hned dvakrát (na každou z nich připadá 12 %), proto rozlišujeme počáteční fázi dvojí opory s přenosem zatížení z kontralaterální DK na ipsilaterální

a konečnou fázi dvojí opory, při níž je tomu opačně. Délka trvání těchto fází je nepřímo úměrná rychlosti chůze. S narůstající rychlostí pohybu se tedy krátí ve prospěch fáze jednooporové, v případě běhu pak vymizí úplně (Kirtley, 2006; Rose & Gamble, 2006). Obdobným způsobem rychlost chůze ovlivňuje i vzájemný poměr trvání stojné fáze chůzového cyklu vůči té švihové. Při pomalejší chůzi se délka švihu krátí, stojná fáze se naopak prodlužuje (Perry, 1992).

1.3.2 Fáze chůzového cyklu

Perry (1992) uvádí osm základních částí chůzového cyklu, které shrnuje do tří větších celků podle cíle, ke kterému směřují (Tabulka 1.1). Jedná se v první řadě o převzetí tělesné hmotnosti, na které navazuje jednooporová fáze, po níž dochází k pohybu dané dolní končetiny vpřed v průběhu fáze švihu, jenž celý cyklus uzavírá.

1) Při **převzetí tělesné hmotnosti** („weight acceptance“) se zatížení náhle přesunuje na dolní končetinu, která právě prošla fází švihu. Pro správný průběh této části dvojkroku je proto důležité zajistit absorpci počátečního nárazu, stabilitu zatěžované končetiny a celkovou kontrolu pohybu vpřed. Z chůzového cyklu k tomuto cíli řadíme 2 fáze – počáteční kontakt („initial contact“) a stadium zatěžování („loading response“), jejichž podrobnější popis bude uveden dále.

2) **Jednooporová fáze** („single limb support“) je typická tím, že tělesná hmotnost spočívá pouze na jedné DK, z čehož vyplývá i její náročnost z pohledu udržení stability při zatížení. Tuto fázi dvojkroku reprezentuje mezistoj („midstance“) spolu s konečným stojem („terminal stance“).

3) **Posun končetiny ve švihové fázi** („limb advancement“) probíhá ve čtyřech po sobě následujících krocích – předšvih („preswing“), počáteční švih („initial swing“), mezišvih („mid-swing“) a konečný švih („terminal swing“). V závěru tohoto pohybu vpřed musí být dolní končetina opět připravena na stojnou fázi, čímž vstupuje do dalšího chůzového cyklu.

V literatuře však můžeme najít i jiná dělení chůzového cyklu. Whittle (2007) například vychází z popisu sedmi konkrétních situací v průběhu cyklu, které od sebe jednotlivé, výše uvedené, fáze oddělují (Obrázek 1.3).

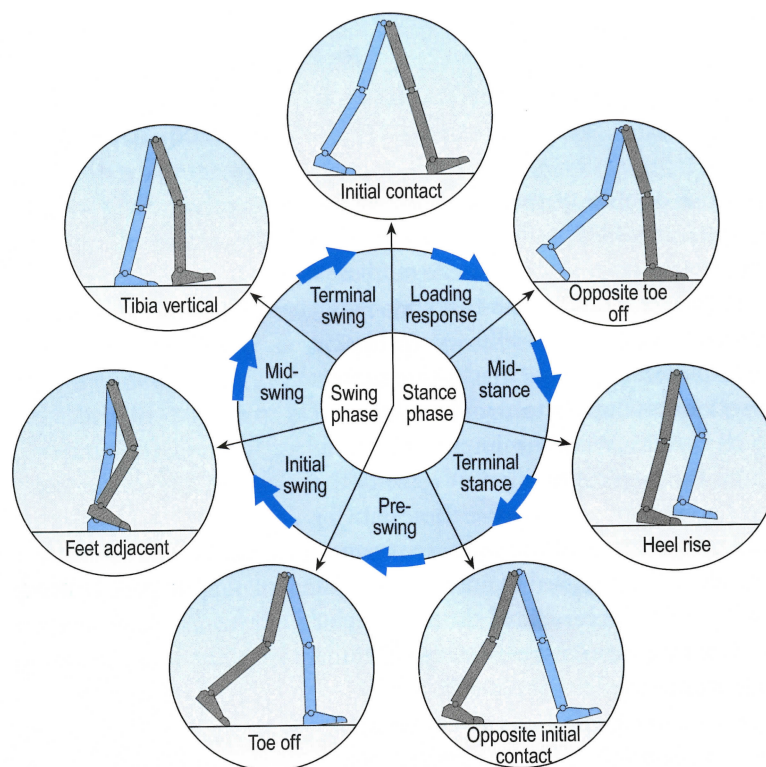
Chůzový cyklus	Fáze kontralaterální DK
Fáze stojná (62 % GC)	
Počáteční fáze dvojí opory (0–12 % GC) Počáteční kontakt (0–2 % GC) Stadium zatěžování (2–12 % GC)	Předšvih
Fáze opory o jednu DK (12–50 % GC) Mezistoj (12–30 % GC) Konečný stoj (30–50 % GC)	Švihová fáze Počáteční švih Mezišvih Konečný švih
Konečná fáze dvojí opory (50–62 % GC) Předšvih (50–62 % GC)	Počáteční kontakt Stadium zatěžování
Fáze švihová (38 % GC)	
Počáteční švih (62–75 % GC) Mezišvih (75–87 % GC) Konečný švih (87–100 % GC)	Fáze opory o jednu DK Mezistoj Konečný stoj

Tabulka 1.1 Fáze chůzového cyklu (podle Rose & Gamble, 2006)

Jedná se o: 1. **Initial contact** (počáteční kontakt) → STADIUM ZATĚŽOVÁNÍ → 2. **opposite toe off** (odlepení kontralaterálního palce od podložky) → MEZISTOJ → 3. **heel rise** (zvednutí paty) → KONEČNÝ STOJ → 4. **opposite initial contact** (počáteční kontakt kontralaterální DK) → PŘEDŠVIH → 5. **toe off** (odlepení palce) → POČÁTEČNÍ ŠVIH → 6. **feet adjacent** (chodidlo švihové DK míjí stojnou končetinu) → MEZIŠVIH → 7. **tibia vertical** (tibia švihové DK je ve vertikálním postavení vůči podložce) → KONEČNÝ ŠVIH → (1. initial contact).

Díky přesnému pojmenování klíčových okamžiků chůzového cyklu poměrně snadno rozpoznáme přechody mezi jednotlivými fázemi, což může přispět i k rychlejší orientaci při hodnocení stereotypu chůze.

Další možné dělení uvádějí Vaughan, Davis a O'Connor (1992). Stojná neboli oporná fáze začíná typicky úderem paty (**heel strike**) a stadiem zatěžování (**loading response**), které končí položením celé plosky na podložku (**foot flat**). Následuje období střední opory (**midstance**, mezistoj), v jehož závěru dochází k odlepení paty (**heel off**). Pro pohyb vpřed je důležité především období aktivního odrazu (**active propulsion**, které odpovídá fázi konečného stoje) a v neposlední řadě také stadium pasivního odlepení (**preswing**, předšvih) ukončené zvednutím



Obrázek 1.3 Znárodnění chůzového cyklu (Whittle, 2007)

špičky od podložky (**toe off**). Švihová fáze se pak skládá ze zahájení švihu (**acceleration**, neboli počátečního švihu), období středního švihu (**midswing**, mezišvihu) a ukončení švihu (**deceleration**, odpovídající konečnému švihu).

1.3.3 Popis jednotlivých fází chůzového cyklu

1) Počáteční kontakt

Chůzový cyklus se při chůzi neustále rytmicky opakuje. Pro usnadnění jeho popisu byl proto vybrán dobře rozpoznatelný moment, který označujeme jako počáteční kontakt nebo také úder paty. Jedná se o velmi krátký interval, kdy se noha dostává do kontaktu s podložkou. Tento okamžik zároveň zahajuje stadium postupného zatěžování DK a společně s ním tvoří iniciální fázi dvojí opory (Perry, 1992).

Pozice DK při počátečním kontaktu se vyznačuje přibližně 30° flexí v kyčelním kloubu, téměř plnou extenzí v kloubu kolenním, která ale poměrně rychle přechází ve flexi a dorzální flexi (příp. neutrálním postavením) a supinací nohy (Vařeka & Vařeková, 2009).

Významná je zde aktivita hamstringů, která narůstá již v průběhu konečného švihu a zabraňuje tím hyperextenzi kolena před dopadem paty na podložku. Při počátečním kontaktu navíc dochází ke koncentrické kontrakci m. gluteus maximus, která spolu se svaly zadní strany stehna zahajuje extenzi v kyčelním kloubu a s ní tedy i pohyb těla dopředu (Whittle, 2007).

2) Stadium zatěžování

Stadium zatěžování je fází chůzového cyklu mezi počátečním kontaktem a odlepením kontralaterálního palce. Noha se v jeho průběhu díky pasivní plantární flexi v hlezenním kloubu dostává celou plochou chodidla na podložku a tělesná hmotnost se vlivem extenze v kyčli postupně přenáší na stojnou DK. Důležitým úkolem je tedy stabilizace kolenního kloubu, na které se podílejí především mm. vasti. Těžiště těla se nachází v nejnižším bodě své trajektorie a trup se ve frontální rovině pohybuje mírně laterálně, směrem k zatěžované noze (Nordin & Frankel, 2001; Rose & Gamble, 2006; Whittle, 2007).

3) Mezistoj

Mezistoj tvoří první polovinu jednooporové fáze chůzového cyklu, začíná tedy v okamžiku, kdy kontralaterální DK opustí podložku a přechází do fáze švihu. Tibie stojné DK se vůči fixovanému chodidlu pohybuje ve směru lokomoce, čímž dochází k dorzální flexi nohy při současné extenzi kyčelního a následně i kolenního kloubu (Perry, 1992). Těžiště se tak nejprve dostává na vrchol své trajektorie, čímž se zároveň snižuje rychlost jeho pohybu vpřed v důsledku přeměny kinetické energie v energii potenciální. Následně ale opět klesá k podložce, což je díky zmíněnému zákonu o zachování energie spojené se zrychlením. Jednooporová fáze klade obecně vyšší nároky na zajištění stability těla, a to především ve frontální rovině. Z toho důvodu dochází v jejím průběhu k nárůstu aktivity abduktorů kyčelního kloubu, zejména m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae (Whittle, 2007). V okamžiku, kdy se pata odlepuje od podložky, vstupujeme do další fáze chůzového cyklu, do fáze konečného stoje.

4) Konečný stoj

S odlepením paty od podložky se zatížení přesouvá nejprve do oblasti předonoží a následně i před něj. V průběhu konečného stoje zároveň vrcholí extenze kolenního kloubu započatá v předchozí fázi. Nárůst aktivity plantárních flexorů (zejm. m. triceps surae), ke kterému zde typicky dochází, proto nezajišťuje pouze pohyb nohy v hlezenním kloubu, ale brání také nadměrné

extenzi kolena. Maximálního rozsahu ve smyslu extenze dosahuje také kloub kyčelní (10–20°), a to právě v okamžiku, kdy na podložku dopadá kontralaterální chodidlo. Tímto momentem se uzavírá konečný stoj i celá jednooporová fáze chůzového cyklu (Whittle, 2007).

5) Předšvih

Fáze předšvihu je ohraničená dopadem kontralaterální nohy na podložku (50 % GC) a odrazem ipsilaterálního palce. Odpovídá tedy konečné fázi dvojí opory. Při pohybu těla vpřed dochází k plantární flexi nohy, za současného nárůstu flexe v kolenním kloubu a zmenšování extenze v kyčli. Zatížení se přesouvá kontralaterálně, směrem k budoucí opěrné noze. Ipsilaterální DK se tak postupně uvolní a je připravena pro nadcházející švihový pohyb (Perry, 1992).

6) Počáteční švih

Při počátečním švihu začíná DK ze své odrazové pozice. Koncentrickou aktivitou m. rectus femoris a m. adductor longus dochází k flexi v kyčelním kloubu, která je doprovázená flexí v kloubu kolenním (do 60–70°). Díky tomu se noha volné DK dostává postupně na úroveň kontralaterálního opěrného chodidla, což je okamžik, který ukončuje první třetinu švihové fáze. Je dobré ještě zmínit, že po odrazu palce narůstá také aktivita m. tibialis anterior, který vede nohu směrem k neutrálnímu postavení v hlezenním kloubu, čímž ji připravuje na nadcházející opětovný kontakt s podložkou (Whittle, 2007).

7) Mezišvih

Mezišvih tvoří druhou část švihové fáze chůzového cyklu. Je popisován od okamžiku, kdy chodidlo volné DK mívá končetinu stojnou a probíhá až do chvíle, kdy se tibie dostává vůči podložce do vertikálního postavení (87 % GC). Díky výraznějšímu zapojení m. ilipsoas pokračuje v této fázi flekční pohyb v kyčli (přibližně do 25°) a vlivem gravitace dochází k postupné extenzi v kolenním kloubu (Perry, 1992; Whittle, 2007).

8) Konečný švih

Závěr chůzového cyklu připadá na fázi konečného švihu, kdy se DK připravuje k opětovnému počátečnímu kontaktu s podložkou. Flexe kyčelního kloubu se již příliš nemění, koleno je vlivem setrvačnosti extendováno a na jeho stabilizaci se před dalším zatížením podílí m. quadriceps femoris. Poměrně výrazná je v této fázi také excentrická aktivita hamstringů, které

chrání kolenní kloub před hyperextenzí, jak bylo zmíněno výše (Rose & Gamble, 2006). Noha dosahuje neutrálního postavení v hlezenním kloubu. Chůzový cyklus poté končí dopadem paty ipsilaterální DK na podložku, čímž se zároveň otevírá cyklus následující (Whittle, 2007).

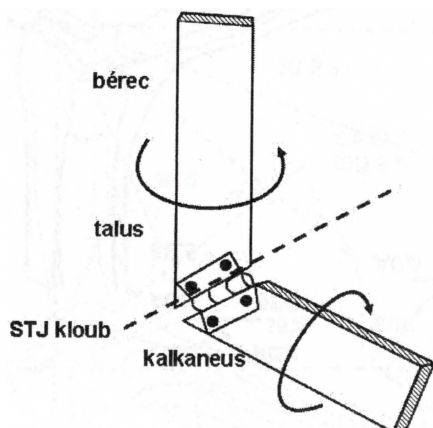
Při chůzi samozřejmě v klíčových kloubech nedochází k pohybu pouze v sagitální rovině, na kterou jsme se vzhledem k tomu, že odpovídá směru lokomoce, zaměřili nejvíce, ale i v rovině frontální a transverzální. Pro doplnění informací uvedených v tomto přehledu proto poslouží grafické znázornění kinematiky chůzového cyklu (Příloha, Obrázek 5.1), spolu se zobrazením svalové aktivity, která je pro jednotlivé fáze typická (Příloha, Obrázky 5.2–5.4). Kineziologie nohy bude probrána podrobněji v následujícím textu.

1.3.4 Kineziologie nohy v průběhu stojné fáze

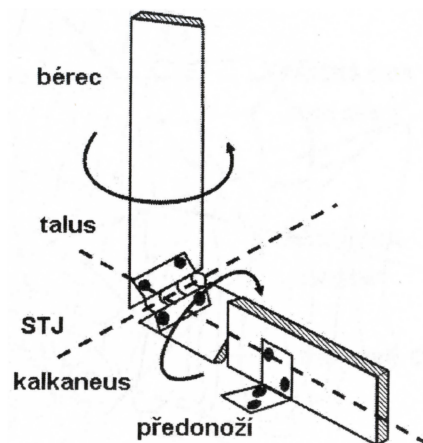
Pro pochopení kineziologie nohy mají zásadní význam dva hlavní principy. Prvním z nich je existence dvou základních paprsků tvořících nohu, jak bylo uvedeno v podkapitole 1.1, druhým je pak vliv, který má postavení v subtalárním kloubu na volnost pohybu v kloubu Chopartově při uzavřeném kinetickém řetězci, tedy v situaci, kdy je noha v kontaktu s podložkou (Vařeka & Vařeková, 2005).

Do chůzového cyklu vstupuje hlezenní kloub v mírně dorziflekčním či neutrálním postavení. V průběhu stadia zatěžování se pak díky jeho pasivní plantární flexi dostává na podložku postupně celé chodidlo a v původně supinovaném subtalárním kloubu dochází k pronaci. Vzhledem k třecím silám však patní kost nemůže následovat vnitřní rotaci talu, která je spojená s vnitřní rotací bérce, a v subtalárním kloubu se tak uplatňuje mechanismus „pantu“ (Obrázek 1.4). Uvedené pronaci zároveň napomáhá skutečnost, že patní kost kontaktuje podklad nejprve v oblasti svého laterálního hrbole, což díky směru působení reakční síly vyvolá potřebný pronační moment. Vzhledem k opření předonoží o podložku zde není možná pronace ve stejném rozsahu jako u zánoží. V Chopartově kloubu proto pozorujeme relativní supinaci (mechanismus „pivotu“, Obrázek 1.5).

Vzájemné postavení talu a kalkaneu při pronaci v subtalárním kloubu přispívá k rovnoběžné orientaci os kloubních ploch pro spojení s kostí loďkovitou a krychlovou, a tím i k odemknutí Chopartova kloubu (Vařeka & Vařeková, 2003). Toto postavení znamená maximální rozsah po-



Obrázek 1.4 Funkce subtalárního kloubu – mechanismus pantu (Vařeka & Vařeková, 2009)



Obrázek 1.5 Funkce Chopartova kloubu – model pívotu (Vařeka & Vařeková, 2009)

hybu v kloubu při jeho současné malé stabilitě, což jsou dobré podmínky pro přizpůsobení se povrchu, na který ploska dopadá (Perry, 1992; Vařeka & Vařeková, 2009).

V období mezistojce probíhá dorzální flexe v hlezenním kloubu, v subtalárním pak supinace, při které se opět uplatňuje „pantový“ mechanismus (ovšem v opačném směru). Ani tentokrát nemůže předonoží sledovat celý pohyb zánoží směrem do supinace vzhledem ke svému kontaktu s podložkou, v Chopartově kloubu tak dochází k relativní pronaci. Postavení v subtalárním kloubu uzamyká a zároveň stabilizuje Chopartův kloub. Z nohy se stává rigidní páka, která se s úspěchem uplatňuje při odrazu. Napomáhá totiž lepšímu využití aktivity lýtkových svalů, které tělu poskytují potřebnou kinetickou energii pro pohyb dopředu. Důležitá je v této fázi tedy možnost plantární flexe v hlezenním kloubu. Subtalární a Chopartův kloub navazují na pohyb započatý během mezistojce. Zatížení nohy se postupně posouvá dopředu a mediálně až do oblasti palce, kde se stojná fáze uzavírá (Vařeka & Vařeková, 2003).

1.3.5 Funkce nohy při chůzi

Noha plní v průběhu chůzového cyklu tři základní funkce. Zajišťuje tlumení počátečního nárazu (tedy absorpci energie) při dopadu paty na podložku, dále pak stabilitu stojné DK na níž je přenášena tělesná hmotnost a v neposlední řadě také odraz a kontrolu pohybu těla vpřed (Perry & Burnfield, 2010). Pro splnění těchto poměrně rozličných úkolů musí noha začínat

každý krok jako pružná a přizpůsobivá struktura, končí jej však jako rigidní páka (Anonymous, 2015c).

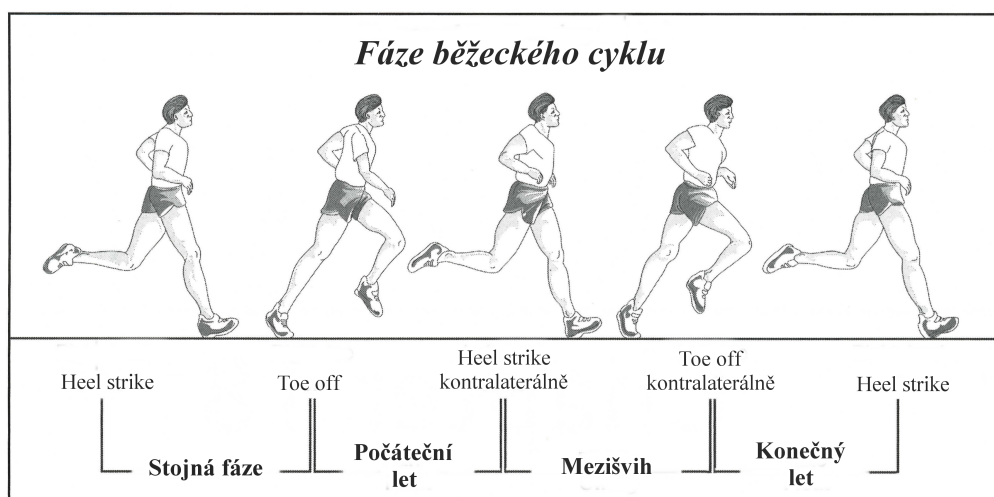
Pro tlumení počátečního nárazu je kromě tukového tělesa pod patou důležitá zejména možnost pronace v subtalárním kloubu (spojená s flexí kolena), která vede k odemknutí Chopartova kloubu. Toto postavení zajišťuje volnost, díky níž se noha může lépe přizpůsobit podložce, jak bylo zmíněno výše. V celém procesu se uplatňuje excentrická svalová aktivita antagonistů těchto pohybů, především m. tibialis anterior (případně dalších dorziflektorů), jež brzdí pasivní plantární flexi nohy a probíhající pronaci (Kirtley, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009). Dále se jedná o zapojení m. soleus, který hraje roli při stabilizaci hlezenního kloubu. Chopartův kloub pak svou aktivitou kontrolují m. tibialis posterior a dlouhé flexory prstů, vč. palce (Perry, 1992).

V jednooporové fázi chůzového cyklu spočívá na dané DK hmotnost celého těla, je tedy potřeba zajistit dostatečnou stabilitu všech jejích článků, vč. nohy. V první řadě se k tomu využívá uzamčení Chopartova kloubu, na kterém se vyjma m. tibialis anterior podílí všechny svaly uvedené o odstavec výše. Nadměrné supinaci v subtalárním kloubu pak brání synergická aktivita mm. peroneales (Perry, 1992).

Správné odvalení chodidla při odrazu je podmíněno především hybností v metatarzophalangeálních kloubech. Jakmile se ve fázi konečného stoje začne pata odlepovat od podložky a zatížení se přesouvá do oblasti předonoží, mění se postavení v těchto kloubech z neutrálního (typického pro mezistoj) na dorziflekční. Pro samotný odraz je pak kromě aktivity plantárních flexorů, vč. flexorů prstů a m. peroneus longus, který svým zapojením navyšuje možnost zatížení I. metatarzu, důležitá také plantární aponeuróza, která se zde uplatňuje jako pasivní stabilizátor nohy (Perry & Burnfield, 2010).

1.4 Běh

Běžecský cyklus se od toho chůzového poměrně značně liší. Rozdíly vidíme nejen v průběhu jednotlivých fází, ale například i v absenci fáze dvojí opory. Základní dělení cyklu na fázi stojnou a švihovou můžeme zachovat i zde, ovšem oproti chůzi jej dále členíme pouze do 4 na sebe vzájemně navazujících částí. Kromě stoje se jedná o počáteční let, mezišvih a konečný let, které dohromady tvoří švihovou fázi (Obrázek 1.6).



Obrázek 1.6 Fáze běžeckého cyklu (podle Perry, 2010)

Typickým znakem běhu je již zmíněný let, tedy úsek, při němž nedochází ke kontaktu žádné DK s podložkou. Nastává po každém stoji (tj. dvakrát v průběhu cyklu), kdy se palec jedné DK odrazí od podložky dříve, než na ni dopadne kontralaterální chodidlo. Ze stejného důvodu se při běhu neobjevuje ani vzpomínaná fáze dvojí opory.

Odlišné je i procentuální zastoupení základních fází běžeckého cyklu. Stoj se totiž v závislosti na rychlosti pohybu krátí ve prospěch fáze švihové, čímž se dostáváme na poměr 35 % vůči 65 % (Tabulka 1.2), oproti typickému 60 : 40, jak je tomu u chůze (Perry & Burnfield, 2010).

Běžecký cyklus	Stručný popis fáze
Fáze stojná (35 % GC)	Počáteční kontakt nohy s podložkou → odraz ipsilaterálního palce
Fáze švih (65 % GC)	3 části – viz níže
Počáteční let (35–50 % GC)	Odraz palce → dopad kontralaterálního chodidla na podložku
Mezišvih (50–85 % GC)	Fáze opory o kontralaterální DK
Konečný let (85–100 % GC)	Odraz kontralaterálního palce → dopad ipsilaterálního chodidla na podložku

Tabulka 1.2 Běžecký cyklus (podle Perry & Burnfield, 2010)

1.4.1 Stojná fáze

V rámci stojné fáze běžeckého cyklu je důležité zajistit dva klíčové úkoly. Podobně jako u chůze se jedná o tlumení nárazu při dopadu a dále o stabilizaci DK, na níž má být přenesena tělesná hmotnost běžce. Vzhledem k vyšší rychlosti pohybu popisujeme u běhu po počátečním kontaktu pouze tři další části (oproti čtyřem v chůzovém cyklu), a to stadium zatěžování, mezistoj a konečný stoj. Ve většině případů (u 75–90 % běžců) dochází k prvnímu kontaktu nohy s podložkou v oblasti paty, méně často pak na předonoží či plochou celého chodidla (Perry & Burnfield, 2010).

V počátku stojné fáze dochází k rychlému pohybu nohy v hlezenním kloubu směrem do plantární flexe, díky které se chodidlo dostává na podložku. Jakmile je v kontaktu s ní i předonoží, situace se mění a noha směřuje opět do dorziflexe. Maximálního flekčního úhlu v klíčových kloubech dosahuje opěrná DK v průběhu mezistoje. U hlezenního kloubu se jedná o 20° dorzální flexi, v kolenním o 40° a v kyčelním o 25° flexi. Tělo následně přechází přes opěrnou nohu, flexe DK se postupně zmenšuje, a to až do fáze konečného stoje, kdy je kyčel v extenzi (10°), koleno v 15° flexi a hlezenní kloub je na vrcholu plantární flexe (cca 30°). Jak ukázala studie hodnotící kinematiku DKK při běhu, rychlost pohybu nemá zásadní vliv na úhel plantární flexe nohy při odrazu. Z toho lze usuzovat, že zmíněná oblast není jedinou, která se podílí na generování sil potřebných pro pohyb vpřed, jak bude uvedeno i dále (Pink, Perry, Houglum & Devine, 1994).

Při zatěžování DK významně narůstá aktivita lýtkových svalů, které prostřednictvím excentrické kontrakce kontrolují pohyb tibie vpřed. Jedná se zejména o m. soleus, který svým zapojením ve stojné fázi mírně předchází aktivitu mm. gastrocnemii. Důležitá je také izometrická kontrakce m. tibialis posterior, který spolu s m. peroneus brevis stabilizuje subtalární kloub. Všechny zmíněné svaly dosahují vrcholu své aktivity již v první polovině stojné fáze (Perry & Burnfield, 2010). Následně dochází k poklesu, který by mohl ovlivnit schopnost odrazu. Svou roli zde ale sehrají zejména šlachy lýtkových svalů, ze kterých se uvolňuje energie z předchozího protažení, čímž napomáhají pohybu těla vpřed (Perry & Burnfield, 2010; Reber et al., 1993). Při přenášení hmotnosti na stojnou DK má význam také aktivita mm. vasti (mediálního a laterálního), které zprvu svou excentrickou kontrakcí tlumí náraz při počátečním kontaktu nohy s podložkou a poté stabilizují česku kolenního kloubu. Extenzory kyčle (zejm.

m. gluteus maximus a dlouhá hlava m. biceps femoris) se spolu s m. adductor magnus výrazně podílejí na stabilizaci pánve, ke které přispívají i abduktory kyčelního kloubu (např. m. tensor fasciae latae). V závěru stojné fáze narůstá aktivita m. iliacus (oproti m. rectus femoris), čímž se DK připravuje na fázi švihů (Montgomery, Pink & Perry, 1994).

1.4.2 Švihová fáze

Jak již bylo zmíněno dříve, švihová fáze se skládá ze tří na sebe navazujících částí a jako celek tvoří téměř 2/3 běžeckého cyklu. Začíná počátečním letem, který je označením pro úsek mezi odrazem palce a dopadem kontralaterálního chodidla na podložku. Následuje mezišvih, který je v podstatě fází opory o kontralaterální DK a závěrem je pak konečný let, tedy fáze mezi odrazem kontralaterálního palce a dopadem ipsilaterálního chodidla, při němž se otevírá další běžecký cyklus.

Kinematická analýza švihové DK ukazuje, že v hlezenním kloubu dochází k pohybu z výchozí plantární flexe do flexe dorzální, díky níž je noha v závěru švihů připravena na další kontakt s podložkou. V kolenním kloubu nejprve narůstá úhel flexe k maximu (cca 103°) při mezišvihů, aby v konečném letu mohlo dojít k opětovné extenzi. Kyčelní kloub setrvává na počátku v extenčním postavení, rychlý přechodu do flexe je vázaný na fázi mezišvihů. Konečný let pak kyčel uzavírá v cca 30° flexi (Perry & Burnfield, 2010). Při ověřování vlivu rychlosti běhu na uvedené úhlové změny vyšlo najevo, že větší rychlost pohybu je spojená s výraznější extenzí kyčle v počátečním letu a také větší mírou flexe v kolenním i kyčelním kloubu v druhé a třetí části švihové fáze (Pink et al., 1994).

Po odrazu palce od podložky narůstá aktivita m. tibialis anterior, která vede nohu do dorzální flexe. Pohyb DK vpřed zajišťují v počáteční a střední části švihů především flexory kyčle (m. iliacus a m. rectus femoris), v konečném letu se pak výrazněji zapojují extenzory kolenního kloubu (zejm. mm. vasti). Svaly DK v průběhu švihů ale nepracují pouze v koncentrickém režimu. Excentrický typ kontrakce je také jeho důležitou součástí, protože brzdí prováděný pohyb. M. vastus intermedius a m. rectus femoris tímto způsobem kontrolují průběh flexe v kolenním kloubu, hamstringy zase flexi v kyčli (Montgomery et al, 1994). Správným timingem svalových koaktivací tak může CNS docílit plynulého a zároveň bezpečného provedení pohybu.

1.4.3 Orientační běh a jeho specifika

Orientační běh je sport, který spojuje vlastní pohyb s orientací v neznámém terénu. Závodníci při něm za pomoci mapy a buzoly absolvují trať, která je určena startem, kontrolami a cílem. Běžec se pohybuje terénem libovolně, může být ale omezen příkázanými povinnými úseky, příp. zakázanými prostory. Jeho cílem je absolvovat stanovenou trať v co nejkratším možném čase (Anonymous, 2015d).

Jak vyplývá z předchozího popisu, orientační běh patří do sekce outdoorových sportů. Je možné jej provozovat na rekreační nebo závodní úrovni. Na sportovních akcích bývají běžci zpravidla rozděleni do kategorií podle věku a pohlaví, čímž se sport stává vhodným a dostupným téměř pro každého (Ferguson & Turbyfill, 2013).

Závodní tratě jsou navrhovány tak, aby prověřily fyzickou zdatnost a orientační dovednost běžců, musí tedy odpovídat výkonnostní a věkové úrovni příslušných kategorií. Délky tratí se v jednotlivých závodech liší i podle charakteru terénu. Kromě klasických distancí se běhají také sprinty, krátké a dlouhé tratě (Anonymous, 2015d). Běh v terénu je do jisté míry specifický. Klade vyšší nároky na koordinaci pohybu těla a také schopnost stabilizace kloubů především DKK. I to je jedna z možných příčin nejčastějšího zranění orientačních běžců, kterým bývá distorze hlezenního kloubu s distenzí až rupturou laterálních (příp. mediálních) kolaterálních ligament (Dungl, 2005). Rychlost běhu musí tedy závodníci uzpůsobovat podle členitosti a propustnosti terénu. Z toho důvodu je jejich pohyb obvykle pomalejší, než bychom očekávali. Za dobrý výkon se považuje průměrná rychlost pod 10 minut na kilometr, elitní běžci ale zvládají kilometr i pod 6 minut (Ferguson & Turbyfill, 2013).

Mezi základní vybavení, které závodník potřebuje, patří především vhodné sportovní oblečení a obutí, a dále pak buzola (kompas), která napomáhá v orientaci. Od pořadatelů akce pak zpravidla dostává mapu se zakreslenou tratí (vč. popisu kontrol) a průkaz, na který značí průchod předepsanými stanovišti, příp. k tomu může použít elektronický čip.

Mapy pro orientační běh zobrazují obvykle poměrně malá území. Mají tedy větší měřítko, než na které jsme zvyklí u map turistických. Nejčastěji se jedná o poměr zobrazení 1:10 000 nebo 1:15 000. Hlavním důvodem pro takováto měřítko je možnost zachytit detaily, které jsou pro přesnou orientaci důležité. Vzhledem k tomu, že se situace v terénu poměrně často mění, je nutné mapy pravidelně aktualizovat, aby odpovídaly skutečnosti (Ferguson & Turbyfill, 2013).

1.5 Zatížení nohy při kontaktu s podložkou

Noha je segmentem dolní končetiny, který bývá nejčastěji v přímém kontaktu s podložkou. Díky tomu zde dochází k přenosu tíhové síly i reakční síly podložky (Vařeka & Vařeková, 2009). V následujícím textu se budeme věnovat právě těmto působícím silám a veličinám z nich odvozených, to vše s cílem nabídnout základní popis dat, která můžeme v průběhu tohoto kontaktu získat. Podkapitola slouží zároveň jako úvod k části 1.6 Přístrojová analýza pohybu. Je tedy sestavený s ohledem na to, jaké metody měření budeme dále zmiňovat.

1.5.1 Reakční síla podložky

Reakční sílu podložky (ground reaction force – GRF) můžeme charakterizovat jako sílu, která působí na tělo při jeho kontaktu s podložkou. Popisujeme ji na základě Newtonových pohybových zákonů, přičemž u klidného stoje se jedná o sílu konstantní velikosti, která odpovídá síle tíhové, mající ovšem opačný směr. Při chůzi se pak reakční síla podložky mění v závislosti na jednotlivých fázích chůzového cyklu. Po úderu paty má ve výsledku mírně dorzální směr a díky zatěžování stojné DK její velikost postupně narůstá. V průběhu mezistoje dochází k poklesu GRF, přičemž výsledný vektor směřuje vertikálně. V závěru stojné fáze se velikost reakční síly opět zvětšuje a výsledný směr působení se mění v mírně anteriorní (Richards, 2008).

1.5.1.1 Složky reakční síly podložky

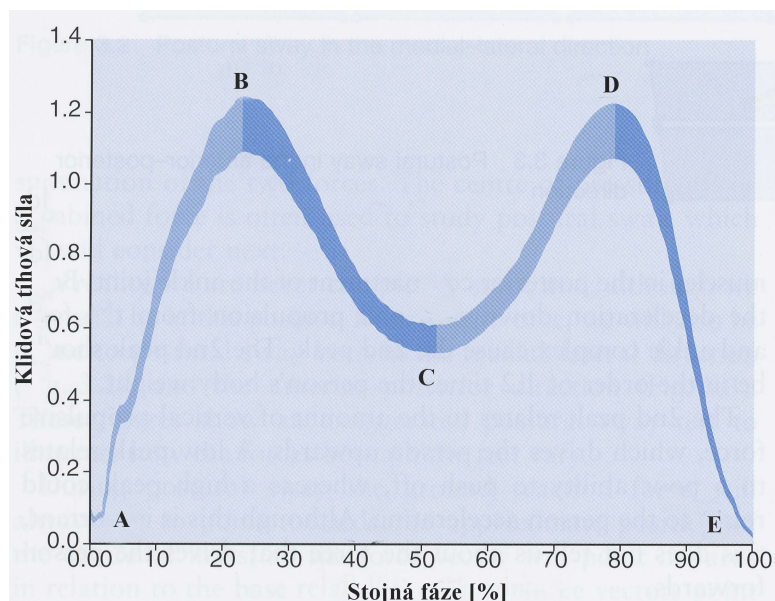
Reakční síla podložky se skládá ze tří základních komponent. V první řadě se jedná o složku vertikální, která odráží působení tíhové síly a také průběh pohybu těla přes stojnou DK. Tato nejvýraznější komponenta je pak doplněna dvěma složkami horizontálními (smykovými) – anteroposteriorní, která je ovlivněna fázemi zrychlení a zpomalení pohybu těla při chůzi a medio-laterální, která zobrazuje reakci na silové působení ze strany (Richards, 2008).

Jak již bylo zmíněno výše, ve stoji je dominantní působení ve vertikálním směru. Vzhledem k tomu, že však ani stoj není zcela statickou pozicí, můžeme i u něj zaznamenávat horizontální složky reakční síly. Jejich hodnoty jsou ale minimální a vypovídají o drobných výchylkách těla v předozadním směru, resp. ze strany na stranu (Richards, 2008). V průběhu stojné fáze chůzového cyklu dochází ke změnám všech tří komponent GRF, které souvisí především s od-

valením chodidla od podložky a budou podrobněji rozebrány dále (Janura et al., 2012).

Vertikální složka

Vertikální složka reakční síly podložky má při grafickém znázornění závislosti zatížení na průběhu stojné fáze typický tvar písmene „M“ (Kirtley, 2006). Průběh jejích změn můžeme pro přehlednější popis rozdělit do čtyř základních částí (Obrázek 1.7).



Obrázek 1.7 Vertikální složka reakční síly podložky (podle Richards, 2008)

1) Dopad paty (A) → první vrchol (B)

Od počátečního kontaktu paty s podložkou a dále pak při postupném zatěžování dané DK, dochází k prudkému nárůstu vertikální složky, která záhy dosahuje svého prvního vrcholu. Její velikost v tomto bodě převyšuje klidovou tíhovou sílu až 1,2krát. Pokud však není nárůst tak výrazný, můžeme usuzovat na přítomnost bolesti, omezení rozsahu pohybu v některém z kloubů dolní končetiny nebo na pomalejší rychlost chůze. Naopak vysoká míra zatížení, které je dáno poměrem změny vertikální složky reakční síly a času, za který k dané změně došlo, značí sníženou schopnost absorpce nárazu při počátečním dopadu paty na podložku (Richards, 2008).

2) První vrchol (B) → „sedlo“ (C)

Druhá část grafického znázornění je charakteristická poklesem vertikálně působící složky reakční síly v průběhu mezistoje, při němž se díky postupné extenzi kolenního kloubu dostává

těžiště těla do nejvyššího bodu své trajektorie. Tento pohyb má za následek „nadlehčení“ těla a zároveň tak i snížení působící síly podložky přibližně na úroveň 70 % klidové tíhové síly. Uvedený pokles vertikální složky GRF je tedy ovlivněn přechodem těla přes stojnou DK. V případě, že není oproti prvnímu vrcholu tak výrazný, bývá to obvykle způsobeno bolestivostí či dysfunkcí kloubů DK, případně nízkou rychlostí chůze. Větší výchylky těžiště vertikální směrem a rychlejší chůze naopak pokles prohlubují (Whittle, 2007; Richards, 2008).

3) „Sedlo“ (C) → druhý vrchol (D)

Přibližně v polovině stojné fáze těžiště opouští nejvyšší bod své trajektorie a začíná klesat. Chodidlo je současně vlivem aktivity svalů zajišťujících pohyb těla vpřed více tlačeno do podložky. Díky těmto dějům dochází k opětovnému nárůstu vertikální složky GRF, a to až ke druhému vrcholu, který velikostí přibližně odpovídá tomu prvnímu. V případě, že je nižší, než očekáváme, můžeme usuzovat na sníženou schopnost odrazu z dané DK, pokud je naopak vyšší, vypovídá to většinou o zrychlení pohybu v průběhu konečného stoje (Richards, 2008).

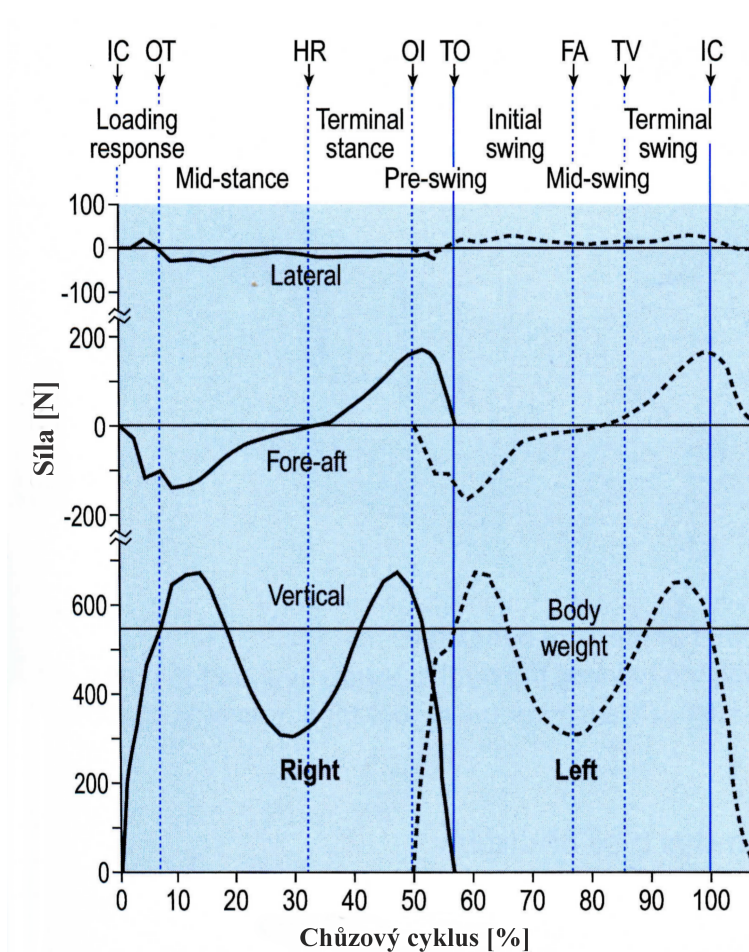
4) Druhý vrchol (D) → závěr stojné fáze chůzového cyklu (E)

V poslední části grafického znázornění dochází typicky k poklesu křivky, který je spojený s postupným zatěžováním kontralaterální DK ve fázi předšvihů. Faktorem, který sklon křivky v tomto úseku nejvíce ovlivňuje, je právě rychlost zmíněného přenosu zatížení. Popis vertikální složky GRF pro danou DK končí v okamžiku odrazu palce. Poté již noha není v kontaktu s podložkou a vzájemné silové působení je nulové (Kirtley, 2006).

Pokud bychom chtěli znázornit průběh jednotlivých složek GRF pro celý chůzový cyklus, tedy pro obě DKK, v této části, která odpovídá konečné fázi dvojí opory, by se křivky pro pravou a levou nohu částečně překrývaly (Obrázek 1.8).

Anteroposteriorní složka

Obdobně jako vertikální komponenta nám může i anteroposteriorní složka GRF poskytnout cenné informace o funkci DK během stojné fáze chůzového cyklu. Vzniká na podkladě třecích sil při kontaktu nohy s podložkou a je důležitá pro pohyb těla vpřed (Kirtley, 2006). V rámci popisu křivky znázorňující průběh změn této složky v čase se opět zaměříme na čtyři hlavní části (viz dále, Obrázek 1.9). Ty v některých případech ještě předchází krátký úsek s převahou anteriorního silového působení, který je reakcí na dopad paty na podložku (Richards, 2008).



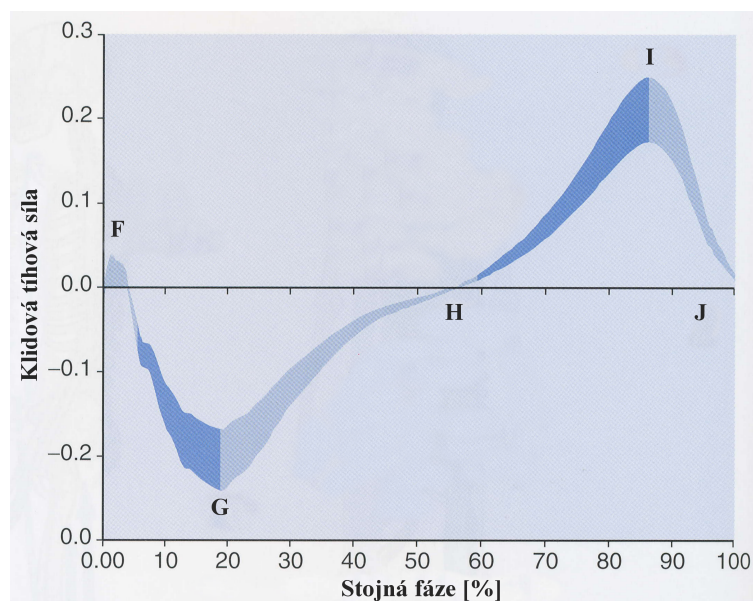
Obrázek 1.8 Znáornění jednotlivých složek reakční síly podložky v průběhu celého chůzového cyklu (podle Whittle, 2007)

1) Dopad paty (F) → posteriorní vrchol (G)

Po počátečním kontaktu dochází k postupnému zatěžování stojné DK, čímž se mění směr jejího silového působení do podložky. Díky tomu se v horizontální rovině stává dominantní nejprve posteriorní složka GRF. Při dosažení svého vrcholu má hodnotu přibližně 20 % klidové tíhové síly, ale její velikost může být ovlivněna rychlostí chůze, celkovou stabilitou a mírou jistoty, kterou člověk při pohybu má, stejně tak jako již zmíněnou třecí silou, která tuto složku podmiňuje (Richards, 2008).

2) Posteriorní vrchol (G) → nulová osa (H)

S pohybem těla vpřed vůči stojné DK se posteriorně působící reakční síla začne postupně zmenšovat, a to až na nulovou hodnotu, které dosahuje ve fázi mezistoje. V tu chvíli se trup



Obrázek 1.9 Anteroposteriorní složka reakční síly podložky (podle Richards, 2008)

nachází přesně nad opěrným chodidlem, tíhová síla tak působí kolmo do podložky a výslednici GRF ovlivňuje především její vertikální složka.

3) Nulová osa (H) → anteriorní vrchol (I)

S odlepením paty od podložky je část chodidla, která zůstává v kontaktu se zemí, tlačena aktivitou lýtkových svalů dozadu a dolů. Díky tomu se dostává do převahy anteriorní složka GRF, která postupně narůstá a ve svém maximu dosahuje přibližně 20 % klidové tíhové síly.

4) Anteriorní vrchol (I) → odraz palce (J)

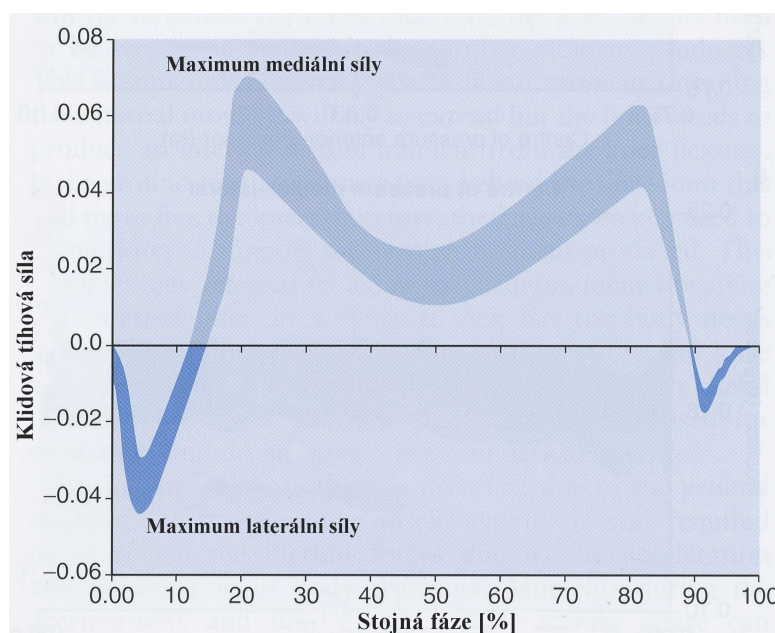
Poslední ze čtyř hlavních částí znázorňuje konečnou fázi dvojí opory, kdy se hmotnost těla přenáší na kontralaterální DK. Anteriorní působení se tak postupně snižuje až na nulovou hodnotu, která je spojená s odrazem palce od podložky. Délka trvání tohoto úseku může ovlivnit fázi postupného zatěžování kontralaterální nohy (Richards, 2008).

Na průběh změn zatížení v čase má vliv i rychlost chůze. Obdobně jako je tomu u vertikální složky GRF, kde vyšší rychlost pohybu vede k nárůstu prvního vrcholu a prohloubení „sedla“, i zde, u anteroposteriorní složky, můžeme pozorovat obdobný trend. Vzhledem k odlišnému tvaru křivky se v tomto případě jedná o nárůst velikosti obou vrcholů – tedy jak posteriorního, tak anteriorního (Kirtley, 2006).

Mediolaterální složka

Mediolaterální složka je poměrně variabilní a může být ovlivněna i volbou obuvi. Má však nezanedbatelný vliv na způsob zatěžování chodidla a tím i na stabilitu nohy, příp. kolenního kloubu ve frontální rovině.

Po dopadu paty na podložku a ve stadiu zatěžování se nejprve krátce uplatňuje laterálně působící reakční síla. Noha se postupně adaptuje na povrch, s nímž se dostává do kontaktu, což je spojeno s přechodem ze supinace do pronace. V souvislosti s tím a zároveň i díky následnému pohybu těla přes stojnou DK, který provází výraznější laterální působení tíhové síly do podložky, se orientace reakční síly poměrně záhy mění v mediální (Kirtley, 2006). Ta pak přetrvává až do samého závěru stojné fáze, přičemž v posledních 10 % jejího průběhu vidáme ještě krátký úsek, kdy převažuje opět laterální složka GRF (Obrázek 1.10). Co se týče velikosti, maximum mediálně působící síly se pohybuje mezi 5–10 % klidové tíhové síly, laterální maximum bývá obvykle nižší (Richards, 2008).



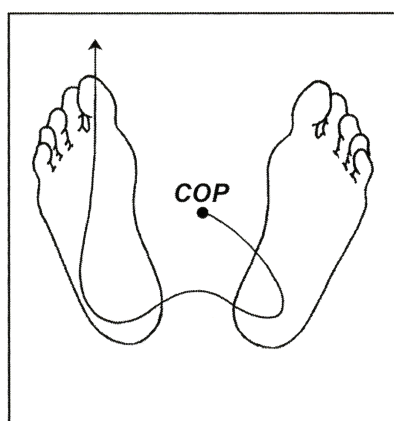
Obrázek 1.10 Mediolaterální složka reakční síly podložky (podle Richards, 2008)

1.5.2 Centre of pressure

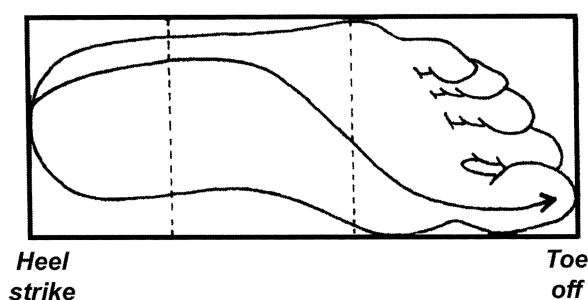
„Centre of pressure“ (zkráceně COP) je označení pro působiště vektoru reakční síly podložky. COP je ovlivněno jednak polohou těžiště, ale také aktivitou svalů v oblasti bérce vy-

volávajících svým působením změny reakční síly podložky. Zvýšením aktivity plantárních flexorů dochází k posunu COP anteriorně, zapojením svalů podílejících se na supinaci nohy pak laterálním směrem. Vliv dorziflexorů a pronátorů nohy bývá méně výrazný vzhledem k jejich nižší kontrakční síle a nepříliš výhodným pákovým poměrům (Vařeka, 2002a). Výchylky COP dorzálním a mediálním směrem jsou dobře patrné např. při testování stability člověka ve stoji.

Trajektorii COP v průběhu stojné fáze chůzového cyklu získáme složením záznamů pohybu COP v obou zmíněných směrech (tj. anteroposteriorně a mediolaterálně). Typicky se jedná o esovitě zvlněnou křivku, která začíná v laterální části paty při počátečním kontaktu nohy s podložkou, dále pokračuje krátce mediálně, a poté po laterální straně chodidla téměř až k linii procházející hlavičkami metatarzů, kde se stáčí mediálně, aby mohla před dokončením odrazu přejít pod oblast palce, viz Obrázek 1.11 a 1.12 (Kirtley, 2006; Whittle, 2007; Richards, 2008).



Obrázek 1.11 Trajektorie COP při přechodu ze stoje do chůze: LDK se stává stojnou, PDK vstupuje do fáze švihu (Michaud, 2011)

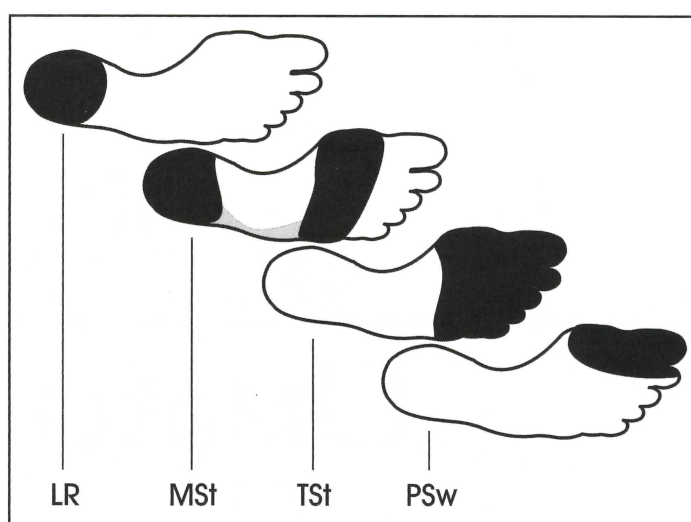


Obrázek 1.12 Trajektorie COP v průběhu stojné fáze chůzového cyklu (podle Michaud, 2011)

1.5.3 Tlakové působení v oblasti nohy

V klidném stoji je dle Kapandjiho (1987) zatížení nohy rovnoměrně rozloženo mezi zánoží a předonoží. Přibližně polovina působícího tlaku spočívá na patě reprezentované kalkaneem, druhá část se pak dělí mezi hlavičky I. a V. metatarzu, přičemž zatížení mediálního paprsku je vyšší (odpovídá 1/3 celkového tlakového působení), na laterální pak zbývá přibližně 1/6 zatížení.

V průběhu chůzového cyklu se tlakové působení mění s ohledem na to, jaká část nohy je v danou chvíli v kontaktu s podložkou. Obvykle se jedná o sekvenci, při níž k prvnímu zatížení dochází v oblasti paty, následně se přidává laterální část středonoží, aby se ve fázi mezistojce mohlo tlakové působení rozložit mezi zánoží a předonoží. Při odrazu se kontakt postupně přesouvá na přední část nohy, vč. prstů a v závěru stojné fáze pak spočívá pouze na I. metatarzu a palci, viz Obrázek 1.13 (Perry, 1992; Kirtley, 2006).



Obrázek 1.13 Zatěžování nohy v průběhu stojné fáze (Perry, 2010)

Vysvětlivky: LR – stadium zatěžování, MSt – mezistoj, TSt – konečný stoj, PSw – předšvih

Podrobnější analýza ukazuje, že pata je hlavním místem opory při chůzi pouze v průběhu prvních 6–12 % chůzového cyklu (Perry & Burnfield, 2010). Díky tomu usuzujeme na poměrně rychlý přesun zatížení ze zadního okraje nohy, kde k němu dochází nejdříve, na střed paty a následně na celé chodidlo. Předonoží se do kontaktu s podložkou dostává nejčastěji (v 71 % případů) prostřednictvím V. metatarzu, méně často (z 22 %) pak celou svou plochou, tedy současným položením I. i V. metatarzu. Jen v malém procentu případů dopadá na podložku nejprve I. metatarz, který je následovaný dalšími částmi nártu (Perry, 1992). S odlepením paty se zatížení v druhé polovině stojné fáze přesouvá z velké části právě do oblasti předonoží. Vytvořená opora zahrnující původně hlavičky všech pěti metatarzů se postupně koncentruje mediálně, aby se v posledních chvílích stoje mohla realizovat skrze palec (Perry & Burnfield, 2010).

Tlak je jako fyzikální veličina definován poměrem síly a velikosti plochy, na kterou daná síla

působí. Vzhledem k tomu, že počáteční kontakt se týká pouze malého okrsku v dorzolaterální části paty a působící síla má v danou chvíli díky pohybu těla vpřed poměrně velkou razanci, dosahuje zde zatížení při porovnání s dalšími fázemi chůzového cyklu maximálních hodnot (na úrovni 70–100 % klidové tíhové síly). Jakmile se působiště přesouvá ke středu paty, hodnoty tlaku klesají i vzhledem k větší ploše kontaktu přibližně na třetinu počátečního maxima. Kontakt laterální části středonoží s podložkou odpovídá 10 % maximálního zatížení. V oblasti předonoží obvykle hodnoty tlaku přesahují hranici 60 %, přičemž nejvíce jsou zatíženy hlavičky II. a III. metatarzu, nejméně pak V. metatarzu. Z prstů má vzhledem k odrazové funkci nejvyšší hodnoty působícího tlaku palec, a to v rozmezí 30 až 55 % maxima (Perry, 1992).

Rozložení tlaku na chodidle je beze sporu ovlivněno také rychlostí chůze, jak o tom hovoří Rosenbaum, Hautmann, Gold a Claes ve své studii z roku 1994. Při hodnocení výsledků došli autoři k závěru, že vyšší rychlost chůze vede k nárůstu tlaku v oblasti palce, mediálních metatarzů (I. až III.) a paty, a současně ke snížení hodnot v laterální části předonoží a v regionu středonoží. Z uvedeného je patrná tendence k výraznějšímu mediálnímu zatížení. Kirtley (2006) však uvádí, že rychlejší chůze je obecně provázena navýšením tlaku, a to ve všech oblastech nohy, ovšem ne zcela stejnoměrně. Nárůst se podle něj týká především paty, I. metatarzu a palce, stejně tak ale i laterálního předonoží, čímž se liší oproti výsledkům výše zmíněné studie.

1.6 Přístrojová analýza pohybu

Metody, které se v biomechanice nejčastěji využívají k analýze pohybu, můžeme rozdělit do dvou základních kategorií podle charakteru měřených veličin. Jedná se o metody kinematické, u nichž hodnotíme pohyb bez ohledu na jeho příčiny a dynamické (kinetické), které jsou založeny na měření silových parametrů a veličin z nich odvozených. Výběr vhodné metody se odvíjí především od cíle, kterého chceme analýzou dosáhnout. V následujícím textu se zaměříme na podrobnější popis dynamické plantografie a na měření reakční síly podložky, které se mohou vzájemně dobře doplňovat. Obě zmíněné metody získávají informace v průběhu stejné fáze chůzového cyklu a patří ke kinetické analýze pohybu (Janura et al., 2012).

1.6.1 Dynamická plantografie

Dynamická plantografie je metodou, která měří rozložení tlaku pod ploškou nohy a registruje také případné tlakové změny v čase. Typicky se využívá pro hodnocení chůze a různých modifikací stoje. Kromě snímání zatížení chodidla umožňuje mimo jiné sledovat i vztah trajektorie COP k jednotlivým oblastem nohy.

1.6.1.1 Měřicí systém

Měřicí systém se skládá z vlastního snímacího zařízení, které je přes 3D box propojeno s počítačem, na němž musí být nainstalovaný potřebný software. V praxi se využívají různé typy systémů, které se od sebe liší v řadě parametrů. Kromě samotného měřicího zařízení (plošina, vložky do bot, apod.) patří k těm hlavním zvolený typ snímačů (odporové, kapacitní, příp. piezoelektrické), plocha v cm^2 , která je měřená jedním senzorem, dále citlivost rozlišení tlaku a také možný rozsah měření v $kPa \cdot cm^{-2}$ (Janura et al., 2012).

Tlaková plošina se obvykle skládá ze tří základních vrstev. Spodní z nich tvoří pevný základ snímacího zařízení, střední vrstva obsahuje vlastní senzory a svrchní, která je vyrobena z odolného a zároveň elastického materiálu, chrání měřicí vrstvu a umožňuje přenos zatížení na snímací jednotky. Nejčastěji využívané bývají odporové senzory, tvořené dvěma plochými kruhovými vodiči, mezi nimiž je vrstva vodivého uhlíkového prachu nebo kapacitní, složené taktéž ze dvou plochých vodičů, mezi které je však vloženo elastické dielektrikum. Předností odporových snímačů je jejich tenkost, nevýhodou naopak pokles citlivosti, ke kterému dochází opakovaným používáním. Kapacitní senzory oproti tomu vynikají vysokou přesností měření, jsou ale zase limitovány rychlostí reakce dielektrika na změnu tlaku (Anonymous, 2015b; Janura et al., 2012).

Vzhledem k výzkumné části této práce se budeme dále podrobněji věnovat měřicímu systému Footscan® (RSscan International, Olen, Belgie). Nabídneme ale i jeho porovnání se systémem emed® (Novel GmbH, Mnichov, Německo).

1.6.1.2 Parametry

Systém Footscan® používá v základu plošinu o rozměrech 40 x 50 cm, přičemž složením několika těchto modulů můžeme získat snímací chodník o délce 1–2m. Vlastní aktivní plocha

tvorená tlakovými senzory je pak o něco menší než celková plocha měřicí plošiny.

Významnou charakteristikou systému je jeho snímkovací frekvence. Nižší frekvence měření hůře zachycuje rychlé změny signálu (např. při skoku), zároveň však umožňuje snímat po delší časový úsek, vysoká frekvence oproti tomu klade vyšší nároky na rychlost přenosu a zpracování dat. Před každým měřením je proto důležité zvážit specifika snímané aktivity a podle nich zvolit vhodnou frekvenci (Janura et al., 2012). Mezi další důležité parametry plantografických systémů patří hustota rozmístění senzorů, jejich citlivost a podporovaný rozsah měření (Richards, 2008). Přehled těchto charakteristik (vč. snímkovací frekvence) pro systémy Footscan® a emed® uvádíme v následující tabulce (Tabulka 1.3).

Parametr	Footscan® 7.x	emed®-x
hustota senzorů	4 na cm^2	2,6 na cm^2
rozsah měření	0,27–127 $N \cdot cm^{-2}$	1–127 $N \cdot cm^{-2}$
snímkovací frekvence	500 Hz (záznam 2 s), 100 Hz (max. 10 s) 2m plošina: 125 Hz (2 s), 100 Hz (2,5 s)	100 nebo 400 Hz

Tabulka 1.3 Porovnání základních parametrů systémů Footscan® a emed® (podle Anonymous, 2015b; Janura et al., 2012)

1.6.1.3 Získaná data

Pro možnost přesnější interpretace naměřených dat rozděluje systém Footscan® získané „otisky“ nohou do deseti základních oblastí. Jedná se o Heel Medial (mediální část paty), Heel Lateral (laterální oblast paty), Midfoot (středonoží), Meta1–5 (pro jednotlivé metatarzy), Toe2–5 (druhý až pátý prst) a Toe1 (palec). Základním parametrem, který snímá každý senzor aktivní plochy, je tlak ($N \cdot cm^{-2}$, kPa) a jeho změny v čase. Prostřednictvím softwaru se získané hodnoty převádějí do 2D mapy se souřadnicovou sítí, která zobrazuje rozložení tlaku v průběhu měřeného pokusu. Z těchto vstupních údajů se poté vypočítávají další parametry. Typicky jde o celkovou vertikální sílu (v N) a o působiště vektoru reakční síly (COP), vč. jeho trajektorie v určitém časovém úseku. Pro možnost porovnání a vyvození vzájemných vztahů mezi jednotlivými oblastmi nohy nás obvykle zajímá celková doba zatížení dané plochy chodidla vůči trvání oporné fáze („%Contact“), dále pak maximální zatížení („MaxP“), ke kterému v oblasti došlo, spolu s časovým údajem charakterizujícím onen okamžik („t_MaxP“) a v ne-

poslední řadě pak parametr silového („tlakového“) impulzu, který vyjadřuje celkové zatížení dané oblasti („Impuls“). Z naměřených dat je možné určit i některé rozměrové veličiny jako je plocha kontaktu nebo délka či šířka „otisku“ nohy. Při využití dvoumetrových snímacích plošin pak můžeme získat údaje i o průběhu chůzového cyklu (Janura et al., 2012).

1.6.2 Měření reakční síly pomocí silových plošin

K měření reakční síly podložky a jejích tří komponent využíváme silové plošiny, které nám umožňují posoudit posturální stabilitu jedince, a to jak ve statických, tak v dynamických situacích. Kromě toho můžeme pomocí těchto plošin stanovit polohu COP a určit jeho trajektorii v průběhu pohybu (Janura et al., 2012). Limit metody však spočívá v tom, že naměřené silové působení nespojuje s konkrétními oblastmi chodidla, proto nemůžeme odvozovat ani vztah trajektorie COP k jednotlivým částem nohy. Z toho důvodu je vhodné doplnit grafická znázornění složek GRF „butterfly diagramy“, které zobrazují kombinaci vertikální a anteroposteriorní komponenty reakční síly podložky spolu s pohybem COP v předozadním směru (Whittle, 2007). Zmíněnou funkci lze s úspěchem využít např. právě při hodnocení chůzového cyklu.

Podle způsobu snímání GRF dělíme silové plošiny na dva základní typy. Jeden je založený na principu mechanické deformace materiálu, ke které dochází vlivem silového působení. Rozdíl mezi výchozím a deformovaným stavem měřiče se pak převádí na výstupní elektrické napětí (tzv. tenzometrický způsob), druhý oproti tomu využívá piezoelektrického jevu, kdy deformace krystalu některých dielektrických látek vede k elektrické polarizaci a vzniku náboje na povrchu destičky z krystalu vyrobené. Tento náboj se poté také převádí na výstupní napětí, které se snímá (Janura et al., 2012; Richards, 2008).

Piezoelektrické plošiny (např. Kistler) jsou díky své konstrukci citlivější a umožňují snímání s vyšší frekvencí a ve větším rozsahu sledované síly, zároveň jsou však dražší a v porovnání s tenzometrickými snímači (AMTI a další) mají horší vlastnosti pro statická měření (Janura et al., 2012; Richards, 2008).

Kapitola 2

Cíle a hypotézy

Hlavním cílem této práce je posoudit, zda běh po nerovném terénu ovlivňuje rozložení tlaku na chodidle při chůzi u vybrané skupiny orientačních běžců v porovnání s kontrolním souborem, který takovýto typ tréninku pravidelně neabsolvuje.

Hypotézy:

- H₀₁:** Rozložení tlaku v oblasti palce se u orientačních běžců a kontrolního souboru neliší.
- H₀₂:** Rozložení tlaku u druhého až pátého prstu se u porovnávaných skupin probandů neliší.
- H₀₃:** Rozložení tlaku pod metatarzy mediálního paprsku (I., II. a III. metatarzem) se u orientačních běžců a kontrolního souboru neliší.
- H₀₄:** Rozložení tlaku pod metatarzy laterálního paprsku (IV. a V. metatarzem) se u porovnávaných skupin probandů neliší.
- H₀₅:** Rozložení tlaku v oblasti středonoží se u orientačních běžců a kontrolního souboru neliší.
- H₀₆:** Rozložení tlaku v mediální části paty se u porovnávaných skupin probandů neliší.
- H₀₇:** Rozložení tlaku v laterální části paty se u orientačních běžců a kontrolního souboru neliší.

Při nalezení alespoň dvou statisticky významných rozdílů u měřených parametrů v daných oblastech nohy stanovené hypotézy zamítáme.

Kapitola 3

Metodika výzkumu

3.1 Charakteristika výzkumného a kontrolního souboru

Výzkumný soubor tvořilo 13 členů oddílu orientačního běhu SK Žabovřesky Brno (7 žen a 6 mužů). Věk skupiny byl $23,69 \pm 3,6$ let, hmotnost $65,08 \pm 8,92$ kg, výška $175,77 \pm 9,48$ cm a velikost bot (při číslování EU) $40,92 \pm 3,06$. Jako jeden ze zásadních parametrů pro zařazení do souboru jsme stanovili minimální frekvenci běžeckých tréninků v terénu, a to na 2krát týdně v období alespoň 1 roku (před výzkumem). Na základě vstupního dotazníku byli z původního počtu 15 měřených osob vyloučeni 2 běžci pro nesplnění požadovaného věkového kritéria skupiny, které bylo dáno rozmezím 18 až 32 let.

Kontrolní soubor odpovídal počtem probandů výzkumné skupině. Tvořilo ho 13 studentů FTK UP (opět 7 mužů a 6 žen) s průměrným věkem $25,62 \pm 2,59$ let, hmotností $70,92 \pm 10,94$ kg, výškou $174,62 \pm 10,46$ cm a velikostí bot (v číslování EU) $41,39 \pm 2,7$. Kritériem pro zařazení do kontrolní skupiny bylo kromě věku a zdravotního stavu jednotlivých osob také prohlášení, že dotyčný/á neprovozuje žádný sport na závodní úrovni a zároveň, že neabsolvuje pravidelné běžecké tréninky v nerovném terénu.

Před zahájením měření byli všichni testovaní seznámeni s průběhem výzkumu a podepsali informovaný souhlas, výzkum schválila Etická komise FTK UP (Příloha, str. 80).

3.2 Metoda měření

Vstupní tlakové a časové parametry chůze byly získány pomocí tlakové plošiny Footscan® (RSscan International, Olen, Belgie) o rozměrech 2096 x 469 x 18 mm, jejíž pracovní plochu (1950 x 325 mm) tvoří 16 384 snímačů o velikosti 5,1 x 7,6 mm s citlivostí v rozmezí 0,27–127 $N \cdot cm^{-2}$ (Anonymous, 2015a, b).

3.3 Průběh měření

Měření výzkumného souboru probíhalo na Základní škole Kotlářská v Brně v rámci jednoho z tréninků běžeckého oddílu SK Žabovřesky. Kontrolní soubor byl testován v laboratoři Katedry přírodních věd v kinantropologii na FTK UP.

V obou případech jsme dbali na zajištění dostatečného prostoru kolem měřicí plošiny, aby chůze probandů co nejvíce odpovídala jejich přirozenému pohybovému stereotypu. K plynulosti pohybu přispěly i šikmé plochy při nástupu a sestupu, které vyrovnávaly výškový rozdíl mezi snímací deskou Footscan® a podlahou.

Po seznámení se s průběhem výzkumu, jeho podmínkami a vyplnění vstupního dotazníku (spolu s informovaným souhlasem) proběhlo měření každého účastníka studie zvlášť. Data jsme získávaly z bosé chůze, přičemž všichni byli instruováni, aby se přes tlakovou plošinu pohybovali svojí obvyklou rychlostí chůze a v průběhu měření (tedy mezi jednotlivými pokusy) ji pokud možno neměnili. Proband měl k dispozici vždy jeden neměřený pokus na otestování podmínek, dalších pět pokusů se již zaznamenávalo.

3.4 Zpracování naměřených dat

Naměřená data jsme následně zpracovali v programu Footscan Gait (verze 7.97), který byl společností RSscan International (Olen, Belgie) vyvinutý přímo pro tlakovou plošinu Footscan®. Potřebám našeho výzkumu nejvíce vyhovovala možnost dynamické analýzy, při níž zmíněný software snímané chodidlo rozčlení do 10 základních oblastí: Toe1 (palec), Toe2–5 (druhý až pátý prst), Meta1–5 (pro jednotlivé metatarzy), Midfoot (středonoží), Heel Medial (mediální část paty) a Heel Lateral (laterální oblast paty). Pro snazší orientaci v jednotlivých otiscích nohou program určí také několik základních os – jedna odděluje prsty od metatarzů, druhá tvoří hranici mezi předonožím a středonožím, další čtyři pak označují jednotlivé metatarzální prostory. Před vyhodnocením dat bylo nutné u každého záznamu zkontrolovat programem navržené rozdělení nohy do výše uvedených oblastí, vč. příslušných os a provést jejich manuální korekci.

Pro každý sektor nohy jsme hodnotily následující parametry:

- %Contact vyjadřující, jak dlouho byla daná oblast nohy v kontaktu s podložkou v porovnání s celkovým trváním stejné fáze chůzového cyklu (jednotka: %)
- Impuls, který informuje o velikosti tlakového impulsu (jednotka: $N \cdot s \cdot cm^{-2}$)
- MaxP udávající maximální hodnotu tlaku působícího v dané oblasti (jednotka: $N \cdot cm^{-2}$)
- t_MaxP, jenž popisuje, ke kterému okamžiku stejné fáze se váže výše zmíněné maximální tlakové působení konkrétní oblasti nohy do podložky (jednotka: %)

3.5 Statistická analýza dat

Ke statistickému zpracování získaných dat jsme použili program Statistica 12 (StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Normální rozložení dat bylo ověřeno testem Kolmogorov Smirnov. U každého z hodnocených parametrů jsme následně určili průměr a směrodatnou odchylku. Pro porovnání výsledků výzkumného a kontrolního souboru byla použita jednofaktorová analýza rozptylu, při hladině statistické významnosti stanovené na 0,05. Vzhledem k poměrně malému vzorku jsme pro zpřesnění sledovaných efektů dopočítali také věcnou významnost pomocí koeficientu Cohenovo d , přičemž výsledky pod 0,5 byly hodnoceny jako malé, v rozmezí 0,5–0,8 jako střední a nad 0,8 jako velký efekt.

Kapitola 4

Výsledky

Při porovnávání výsledků orientačních běžců s kontrolním souborem jsme vycházeli z průměrných hodnot měřených parametrů, a to pro každou oblast nohy zvlášť. Pro přehlednost uvádíme zmíněné výsledky v tabulkách, přičemž statisticky významné rozdíly jsou vyznačeny červeně. Hodnoty dále doplňujeme grafy, které znázorňují tlakové působení dané oblasti nohy na podložku v průběhu stejné fáze chůzového cyklu.

4.1 Výsledky pro jednotlivé oblasti nohy

4.1.1 Oblast palce (Toe1)

Při porovnání výsledků sledovaných parametrů nacházíme v oblasti palce u měřených skupin dva statisticky významné rozdíly (Tabulka 4.1). Jedná se o hodnoty %Contact a t_maxP. První z uvedených udává délku kontaktu palce nohy s podložkou, která je u skupiny orientačních běžců v průměru kratší (při procentuálním vyjádření vůči celkovému trvání stejné fáze).

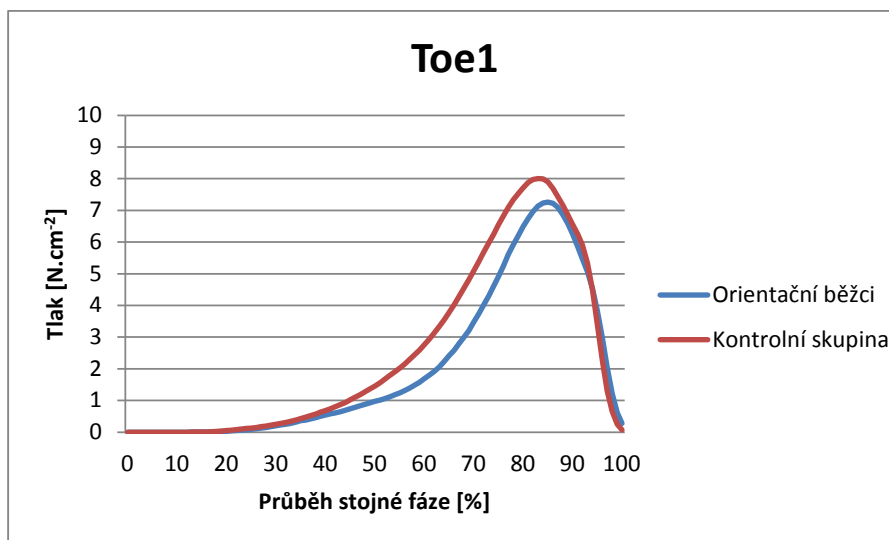
Parametr	OB		Kontrolní skupina		Hladina p	Cohenovo d
	Průměr	SD	Průměr	SD		
%Contact	54,0	13,0	64,2	8,7	0,021	0,97
Impuls	1,2	0,7	2,0	1,0	0,163	0,56
MaxP	7,0	3,0	8,4	2,2	0,401	0,34
t_MaxP	86,0	3,0	84,0	3,0	0,047	0,83

Tabulka 4.1 Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast palce u porovnávaných skupin probandů

Vysvětlivky k tabulkám 4.1–4.10: OB – orientační běžci, SD – směrodatná odchylka, p – statistická významnost, Cohenovo d – koeficient effect size

Parametr t_MaxP je naopak u zmíněného souboru vyšší, což znamená, že působení maximálního tlaku je zde oproti kontrolní skupině posunuto více ke konci stejné fáze chůzového

cyklu. Uvedená tendence (související i s pozdějším nárůstem tlakového působení) je patrná i v následujícím grafickém vyjádření (Obrázek 4.1).



Obrázek 4.1 Grafické znázornění tlakového působení oblasti palce v průběhu stejné fáze chůzového cyklu

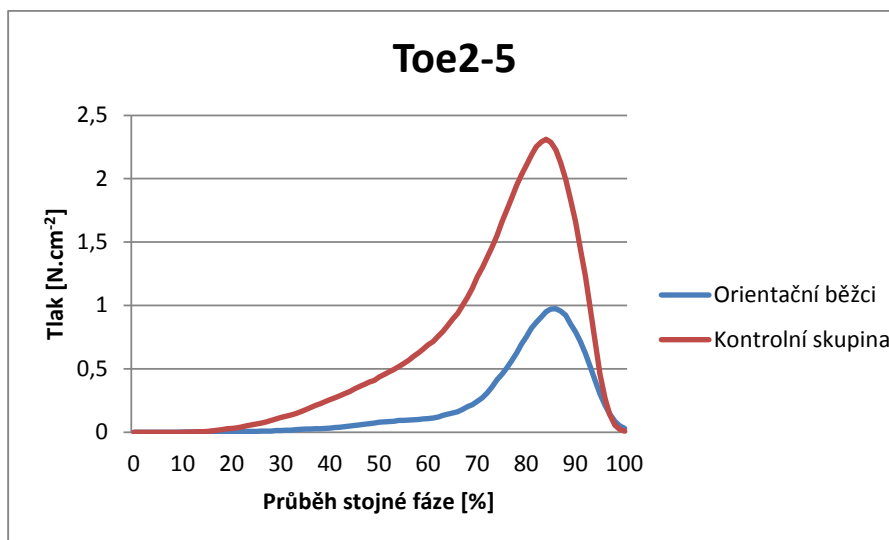
4.1.2 Oblast druhého až pátého prstu (Toe2–5)

Pro oblast druhého až pátého prstu nacházíme při porovnání výsledků dva statisticky významné rozdíly (Tabulka 4.2). Tlakový impuls je u skupiny orientačních běžců výrazně nižší, což je dáno celkově menším tlakovým působením v této oblasti, stejně tak jako jeho pomalejším nárůstem v průběhu stejné fáze (Obrázek 4.2). Z tohoto důvodu není ani maximum působícího tlaku tak vysoké, přičemž je ho navíc dosaženo později než u kontrolní skupiny (až kolem 85 % stejné fáze).

Parametr	OB		Kontrolní skupina		Hladina p	Cohenovo d
	Průměr	SD	Průměr	SD		
%Contact	43,9	10,1	55,0	18,0	0,069	0,75
Impuls	0,0	0,0	0,4	0,3	0,006	1,19
MaxP	1,1	0,5	2,0	1,0	0,000	1,58
t_MaxP	83,0	6,5	80,9	5,4	0,384	0,35

Tabulka 4.2 Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast druhého až pátého prstu u porovnávaných skupin probandů

V oblasti prstů (vyjma palce) se hladině statistické významnosti blíží i parametr %Contact, který je u kontrolního souboru přibližně o 11 % vyšší.



Obrázek 4.2 Grafické znázornění tlakového působení druhého až pátého prstu během stejné fáze chůzového cyklu

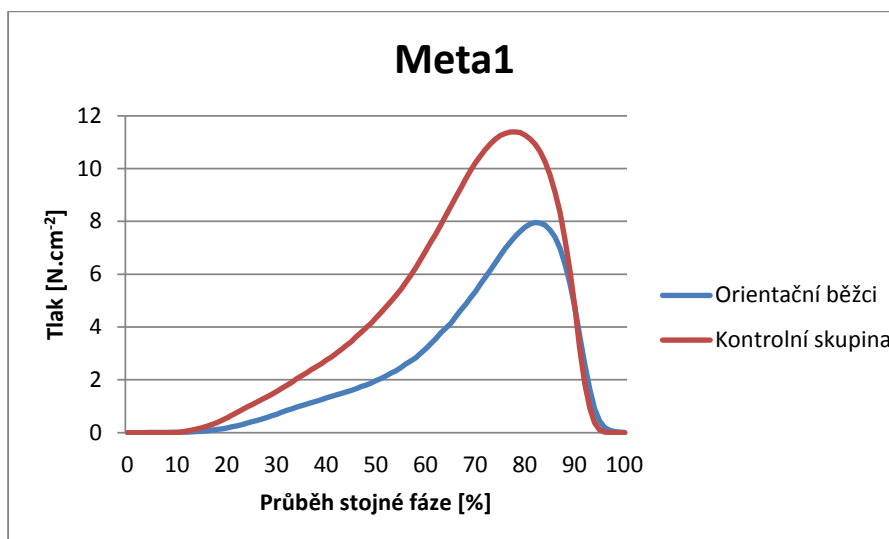
4.1.3 Oblast I. metatarzu (Meta1)

Oblast I. metatarzu vykázala statisticky významné rozdíly ve všech sledovaných parametrech (Tabulka 4.3). Ze získaných dat je patrné, že orientační běžci setrvávají v této oblasti kratší dobu vůči celkovému trvání stejné fáze, přičemž tlakový impuls (spolu s MaxP) mají nižší než kontrolní skupina. Vzhledem k pomalejšímu nárůstu tlakového působení zároveň dosahují svého maxima později, což se odráží ve vyšší hodnotě t_MaxP vyjádřené v procentech vůči celkové době kontaktu I. metatarzu s podložkou.

Parametr	OB		Kontrolní skupina		Hladina p	Cohenovo d
	Průměr	SD	Průměr	SD		
%Contact	61,6	13,0	75,0	5,0	0,002	1,33
Impuls	1,0	1,0	2,7	0,9	0,001	1,46
MaxP	7,5	4,0	12,0	4,0	0,006	1,17
t_MaxP	80,9	3,1	77,4	4,7	0,035	0,88

Tabulka 4.3 Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast I. metatarzu u porovnávaných skupin probandů

Statisticky významné rozdíly se promítají i v grafickém vyjádření (Obrázek 4.3). Na první pohled je vidět výrazná odlišnost v parametru tlakového impulzu, který je vyjádřen obsahem plochy pod křivkou tlakového působení. Jeho velikost úzce souvisí s %Contact i MaxP. Kontrolní skupina vykazuje oproti orientačním běžcům ve všech zmíněných parametrech vyšší hodnoty.



Obrázek 4.3 Grafické znázornění tlakového působení oblasti I. metatarzu během stejné fáze chůzového cyklu

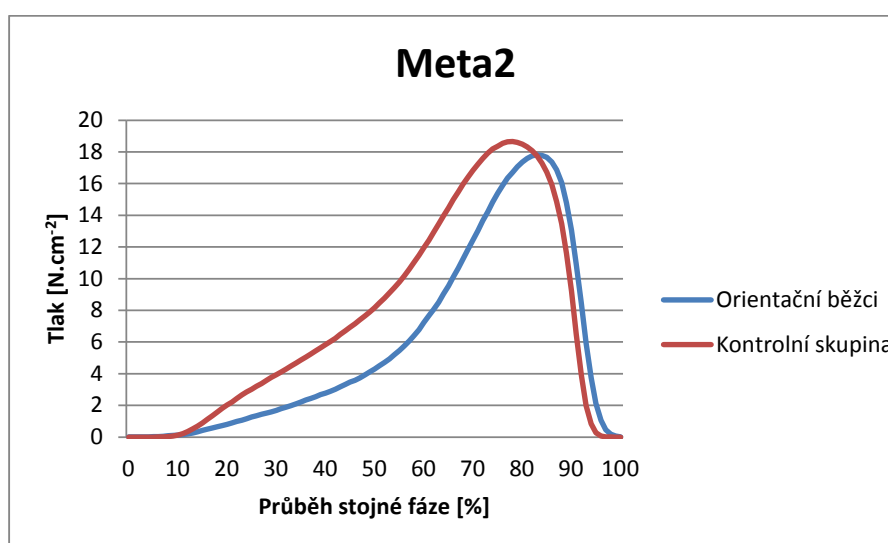
4.1.4 Oblast II. metatarzu (Meta2)

V oblasti II. metatarzu nacházíme dva statisticky významné rozdíly (Tabulka 4.4). Zaprvé se jedná o tlakový impuls, který je u orientačních běžců nižší než u kontrolní skupiny, dále pak o t_{MaxP} , jehož hodnoty naznačují, že maxima tlakového působení dosahuje v této oblasti kontrolní skupina dříve než výzkumný soubor (rozdíl činí 5 % vůči celkovému trvání stejné fáze chůzového cyklu).

Uvedené rozdíly, které získáme porovnáním měřených skupin, jsou patrné i v následujícím grafickém vyjádření (Obrázek 4.4).

Parametr	OB		Kontrolní skupina		Hladina p	Cohenovo d
	Průměr	SD	Průměr	SD		
%Contact	80,0	6,0	81,6	3,5	0,403	0,33
Impuls	3,6	0,9	5,0	2,0	0,012	1,07
MaxP	18,0	4,0	19,3	4,5	0,390	0,34
t_MaxP	83,0	2,0	78,0	4,0	0,000	1,65

Tabulka 4.4 Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast II. metatarzu u porovnávaných skupin probandů



Obrázek 4.4 Grafické znázornění tlakového působení oblasti II. metatarzu v průběhu stejné fáze chůzového cyklu

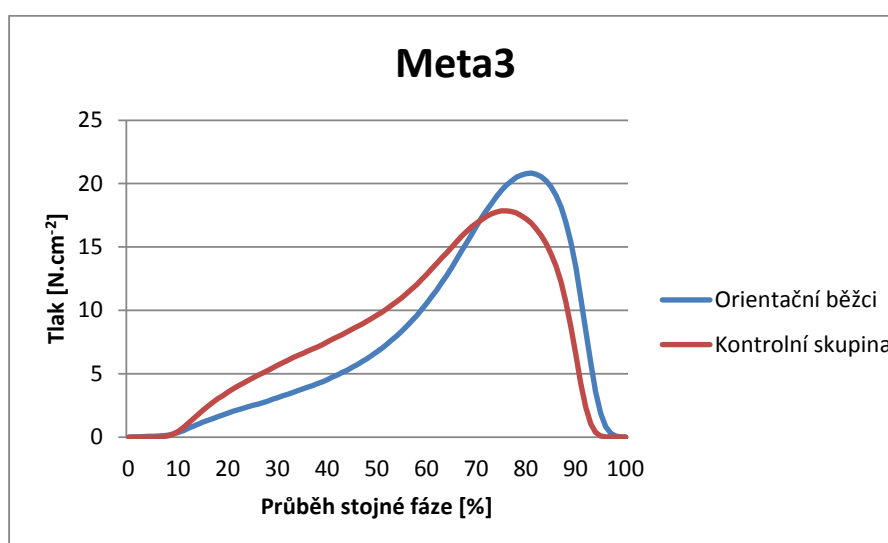
4.1.5 Oblast III. metatarzu (Meta3)

Získané výsledky sledovaných parametrů pro oblast III. metatarzu vykazují pouze jeden statisticky významný rozdíl, a to u parametru t_MaxP (Tabulka 4.5). Při porovnání průměrných hodnot je patrné, že maximálního tlakového působení v této oblasti dosahují orientační běžci o 5 % později než kontrolní skupina (při vyjádření k celkovému trvání stejné fáze).

Z grafického znázornění (Obrázek 4.5) můžeme vyčíst pozdější a zároveň prudší nárůst zatížení v oblasti III. metatarzu u orientačních běžců, s čímž souvisí i již zmíněné dosažení maximálního tlaku až kolem 80 % stejné fáze (oproti 75 % u kontrolní skupiny).

Parametr	OB		Kontrolní skupina		Hladina p	Cohenovo d
	Průměr	SD	Průměr	SD		
%Contact	86,0	3,0	83,9	3,0	0,128	0,62
Impuls	4,7	0,8	5,0	2,0	0,375	0,35
MaxP	21,0	3,0	18,5	5,0	0,205	0,51
t_MaxP	80,0	2,0	75,0	3,0	0,000	1,88

Tabulka 4.5 Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast III. metatarzu u porovnávaných skupin probandů



Obrázek 4.5 Grafické znázornění tlakového působení oblasti III. metatarzu v průběhu stejné fáze chůzového cyklu

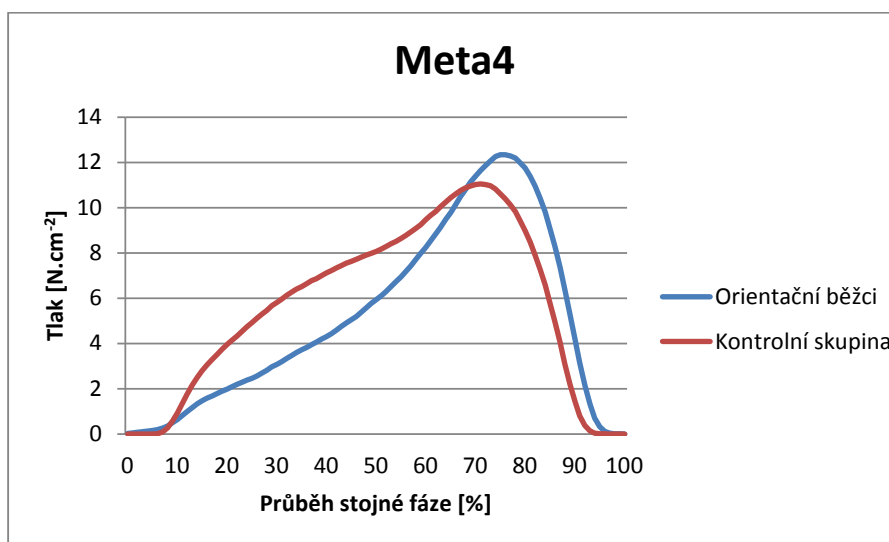
4.1.6 Oblast IV. metatarzu (Meta4)

Při porovnání výsledků v oblasti IV. metatarzu nacházíme (obdobně jako v předcházející oblasti) pouze jeden statisticky významný rozdíl (Tabulka 4.6). Opět se jedná o parametr t_MaxP, který popisuje okamžik, kdy tlakové působení v dané oblasti dosahuje svého vrcholu.

Parametr	OB		Kontrolní skupina		Hladina p	Cohenovo d
	Průměr	SD	Průměr	SD		
%Contact	84,4	3,7	83,0	3,0	0,243	0,47
Impuls	3,0	1,0	3,8	1,6	0,500	0,27
MaxP	13,7	3,8	13,0	4,0	0,441	0,31
t_MaxP	73,9	4,7	65,1	7,5	0,001	1,42

Tabulka 4.6 Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast IV. metatarzu u porovnávaných skupin probandů

V následujícím grafu (Obrázek 4.6) pozorujeme odlišný průběh tlakových křivek porovnávaných skupin. U kontrolního souboru dochází k prudšímu nárůstu tlaku pod IV. metatarzem téměř ihned po zahájení stejné fáze (již kolem 10 % jejího průběhu). Pro orientační běžce je naopak charakteristický pozvolnější nástup, přičemž výraznější změna tlakového působení nastává až v druhé polovině stejné fáze. Prudší nárůst tlaku v začátku stejné fáze je u kontrolního souboru provázen dřívějším dosažením MaxP, které je však v průměru nižší než u orientačních běžců.



Obrázek 4.6 Grafické znázornění tlakového působení oblasti IV. metatarzu v průběhu stejné fáze chůzového cyklu

4.1.7 Oblast V. metatarzu (Meta5)

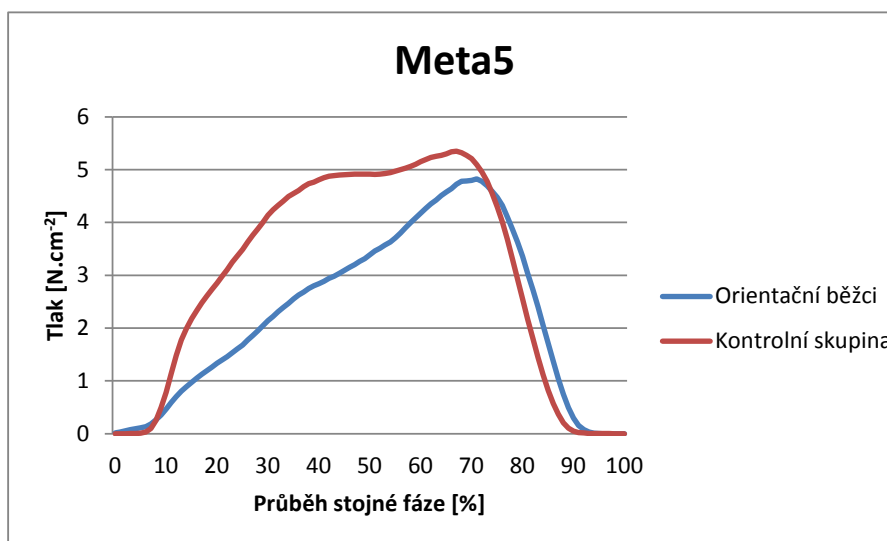
V oblasti V. metatarzu vyšel (podobně jako u III. a IV.) jeden statisticky významný rozdíl (Tabulka 4.7). Týká se parametru t_{MaxP} , jehož průměrné hodnoty se u měřených skupin liší téměř o 13 %. Z výsledků je patrné, že maximálního tlaku zde kontrolní soubor dosahuje již při vstupu do druhé poloviny stejné fáze, orientační běžci však výrazně později.

Za zmínku stojí také odlišný průběh křivek znázorňujících změny tlakového působení v čase (Obrázek 4.7). Kontrolní skupina evidentně přenáší zatížení na V. metatarz rychleji než orientační běžci. Mezi 30 a 55 % stejné fáze se však zmíněný nárůst téměř zastaví. Následně se tlakové působení opět zvětšuje, a to až k dosažení MaxP, které je vyšší než u výzkumného souboru běžců. Druhá křivka naznačuje poměrně lineární nárůst zatížení až po 70 % stejné fáze,

kde orientační běžci dosahují svého tlakového maxima pro tuto oblast, po němž nastává rychlý pokles.

Parametr	OB		Kontrolní skupina		Hladina p	Cohenovo d
	Průměr	SD	Průměr	SD		
%Contact	73,7	9,0	76,0	3,0	0,343	0,38
Impuls	2,0	1,0	2,0	0,9	0,446	0,30
MaxP	6,9	3,5	7,0	3,0	0,824	0,09
t_MaxP	63,4	9,1	50,5	12,7	0,007	1,17

Tabulka 4.7 Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast V. metatarzu u porovnávaných skupin probandů



Obrázek 4.7 Grafické znázornění tlakového působení oblasti V. metatarzu v průběhu stejné fáze chůzového cyklu

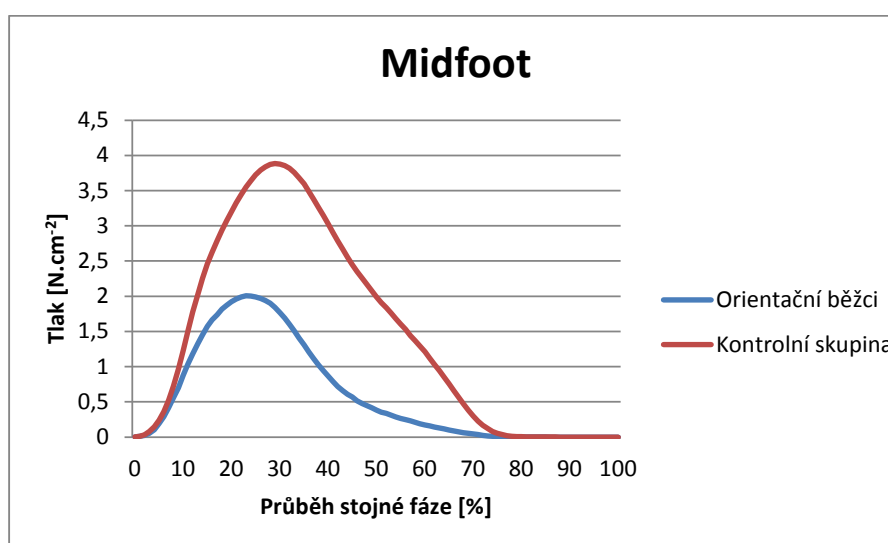
4.1.8 Oblast středonoží (Midfoot)

Středonoží je oblast nohy ohraničená transverzotarzálním (Chopartovým) a tarzometatarzálním (Lisfrankovým) kloubem (Vařeka & Vařeková, 2003). Při porovnání výsledků zde nacházíme tři statisticky významné rozdíly (Tabulka 4.8). Jedná se v první řadě o parametr %Contact, který naznačuje, že orientační běžci setrvávají v této části nohy o 12 % kratší dobu (vůči celkovému trvání stejné fáze) než kontrolní soubor.

Průměrné hodnoty parametrů Impuls a MaxP mají u běžců taktéž nižší hodnoty, což je patrné i při porovnání křivek tlakového působení v následujícím grafu (Obrázek 4.8).

Parametr	OB		Kontrolní skupina		Hladina p	Cohenovo d
	Průměr	SD	Průměr	SD		
%Contact	53,0	9,0	64,6	7,1	0,001	1,48
Impuls	0,4	0,2	1,0	1,0	0,002	1,40
MaxP	2,0	1,0	4,1	1,7	0,001	1,56
t_MaxP	28,0	4,0	30,0	5,0	0,285	0,43

Tabulka 4.8 Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast středonoží u porovnávaných skupin probandů



Obrázek 4.8 Grafické znázornění tlakového působení oblasti středonoží v průběhu stojné fáze chůzového cyklu

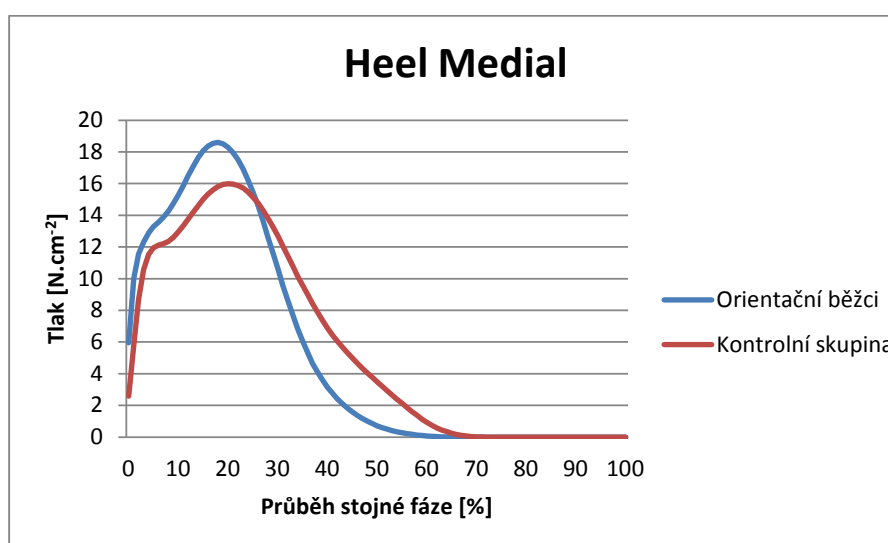
4.1.9 Oblast mediální části paty (Heel Medial)

V mediální části paty vyšly statisticky významné rozdíly u parametrů MaxP a t_MaxP (Tabulka 4.9). V grafickém vyjádření můžeme z křivky, která znázorňuje výsledky skupiny orientačních běžců, vyčíst rychlejší nárůst tlakového působení ihned po zahájení stojné fáze chůzového cyklu (Obrázek 4.9). Díky tomuto se dříve dosahuje MaxP a parametr t_MaxP je tedy nižší. Poté dochází k prudšímu poklesu zatížení, než je tomu u kontrolního souboru.

Stanovené hladině statistické významnosti se zde blížíme i u parametru %Contact. Z grafu je patrné, že kontrolní soubor v mediální části paty setrvává delší dobu a odráží se z ní až ve 2/3 stojné fáze, orientační běžci oproti tomu již po uplynutí poloviny celkového času, kdy je noha v kontaktu s podložkou.

Parametr	OB		Kontrolní skupina		Hladina p	Cohenovo d
	Průměr	SD	Průměr	SD		
%Contact	51,0	7,0	56,1	7,5	0,076	0,73
Impuls	3,4	0,6	4,0	1,0	0,328	0,39
MaxP	19,0	2,0	16,7	2,1	0,015	1,03
t_MaxP	18,0	2,0	20,0	3,0	0,023	0,95

Tabulka 4.9 Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast mediální části u porovnávaných skupin probandů



Obrázek 4.9 Grafické znázornění tlakového působení mediální části paty v průběhu stojné fáze chůzového cyklu

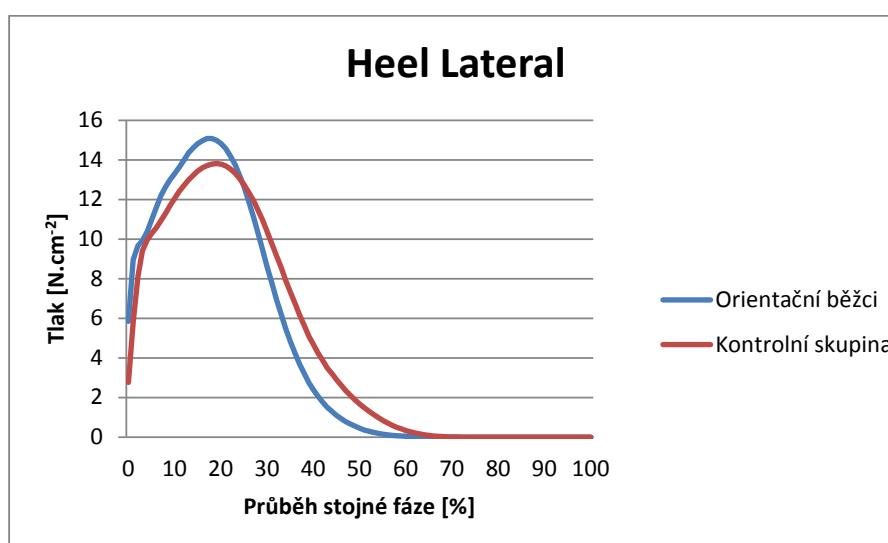
4.1.10 Oblast laterální části paty (Heel Lateral)

Při porovnávání výsledků získaných v laterální části paty se neobjevil žádný statisticky významný rozdíl (Tabulka 4.10). Nejvíce se stanovené pětiprocentní hladině p přibližuje parametr %Contact, kde orientační běžci vykazují kratší dobu setrvání v této oblasti, než je tomu u kontrolní skupiny.

Následující graf (Obrázek 4.10) dále naznačuje, že výzkumný soubor dosahuje dříve maxima tlakového působení, které je zároveň vyšší než u kontrolní skupiny. Rozdíly naměřených hodnot zmíněných parametrů se však nejeví jako statisticky významné.

Parametr	OB		Kontrolní skupina		Hladina p	Cohenovo d
	Průměr	SD	Průměr	SD		
%Contact	49,2	7,0	55,0	7,0	0,060	0,77
Impuls	3,0	1,0	3,1	0,6	0,185	0,53
MaxP	15,5	2,8	14,5	1,6	0,300	0,42
t_MaxP	16,9	4,0	17,5	2,6	0,677	0,17

Tabulka 4.10 Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast laterální části paty u porovnávaných skupin probandů



Obrázek 4.10 Grafické znázornění tlakového působení laterální části paty v průběhu stojné fáze chůzového cyklu

4.2 Stručné shrnutí výsledků

Pro interpretaci naměřených dat (vč. vyvození určitých vzájemných vazeb a souvislostí, kterým se budeme podrobněji věnovat v diskuzi) můžeme s výhodou využít přehledy výsledků seřazené po jednotlivých parametrech (tedy %Contact, Impuls, Max a t_MaxP), viz Příloha (Tabulky 5.1–5.4). Jedná se o tabulky, které shrnují průměrné hodnoty zmíněných parametrů vždy pro všechny měřené oblasti nohy, ne tedy pro každou z nich zvlášť, jak tomu bylo v předchozí podkapitole.

Při porovnání získaných výsledků s průběhem stojné fáze můžeme konstatovat, že orientační běžci jsou dynamičtější v počáteční i závěrečné fázi odvalení chodidla od podložky, což se projevuje především kratším setrváním v klíčových oblastech. Jedná se zejména o zánoží reprezentované mediální a laterální části paty, dále pak o středonoží a v neposlední řadě o prsty (u palce

vč. příslušného metatarzu), které orientační běžci opouštějí při odrazu rychleji než kontrolní soubor.

O zapojení jednotlivých oblastí nohy během stojné fáze nás informují také parametry Impuls a MaxP. U prvního z nich orientační běžci vykazují statisticky významné rozdíly v oblastech středonoží, I. a II. metatarzu a druhého až pátého prstu. Dosahují zde nižších průměrných hodnot než kontrolní skupina, přičemž maximum tlakového působení je v uvedených oblastech (vyjma II. metatarzu, kde nebyla prokázána statistická významnost) také nižší. Odlišná situace je ovšem v mediální části paty, kde jsme u orientačních běžců naměřili vyšší MaxP, které je zároveň doprovázeno nižší hodnotou t_{MaxP} značící rychlejší zatížení dané oblasti po zahájení stojné fáze oproti kontrolní skupině.

Celkově lze říci, že kontrolní soubor dosahuje tlakového maxima v oblasti zánoží a středonoží později, na předonoží naopak dříve než orientační běžci. Ti to mají přesně opačně. K maximálnímu zatížení paty a středonoží u nich dochází rychleji než u kontrolní skupiny, v oblasti metatarzů a prstů pak až v samém závěru stojné fáze.

4.3 Vyjádření k formulovaným hypotézám

Vzhledem k získaným výsledkům a kritériu zvolenému pro posuzování platnosti stanovených hypotéz (viz kapitola 2) můžeme konstatovat následující.

Mezi hypotézy, které díky nalezení dvou a více statisticky významných rozdílů nepřijímáme, patří:

H₀₁: pro oblast palce,

H₀₂: pro druhý až pátý prst,

H₀₃: pro metatarzy mediálního paprsku, tedy pro I. až III. metatarz,

H₀₅: pro oblast středonoží,

H₀₆: pro mediální část paty.

Díky zamítnutí těchto hypotéz tedy nepotvrzujeme tezi, že se v uvedených oblastech nohy rozložení tlaku při porovnání výzkumného a kontrolního souboru neliší. Stanovujeme proto alternativní hypotézy:

H_{A1} : Rozložení tlaku v oblasti palce se u orientačních běžců a kontrolního souboru liší.

H_{A2} : Rozložení tlaku u druhého až pátého prstu se u porovnávaných skupin probandů liší.

H_{A3} : Rozložení tlaku pod metatarzy mediálního paprsku (I., II. a III. metatarzem) se u orientačních běžců a kontrolního souboru liší.

H_{A5} : Rozložení tlaku v oblasti středonoží se u orientačních běžců a kontrolního souboru liší.

H_{A6} : Rozložení tlaku v mediální části paty se u porovnávaných skupin probandů liší.

Z původně formulovaných hypotéz přijímáme:

H₀₄: pro metatarzy laterálního paprsku, tedy pro IV. a V. metatarz,

H₀₇: pro laterální část paty.

V těchto oblastech nohy tedy platí, že se zde rozložení tlaku při porovnání skupiny orientačních běžců s kontrolním souborem neliší.

Kapitola 5

Diskuze

Vzhledem k funkčním vztahům mezi jednotlivými oblastmi lidského těla je zřejmé, že noha významným způsobem ovlivňuje nejen stereotyp chůze, ale i další pohybové vzory člověka. Správné pochopení její funkce je proto důležité při hledání dalších vzájemných vazeb a souvislostí. Případné změny v oblasti periferie dolních končetin mohou totiž ovlivnit nejen hlezenní, ale i kolenní či kyčelní kloub a v důsledku pak také proximálnější segmenty, zejména pánev a páteř (Rosenbaum & Becker, 1997).

Kinetická analýza pohybu nám prostřednictvím měření silových parametrů a veličin z nich odvozených umožňuje funkci nohy do jisté míry objektivizovat (Janura et al., 2012). Je potřeba si uvědomit, že GRF popisuje vzájemné silové působení lidského těla jako celku vůči povrchu, se kterým je v kontaktu, tlak se oproti tomu hodnotí z hlediska rozložení a tedy ve vztahu k určité ploše. Z toho důvodu nás silové parametry informují spíše o celkovém zatížení, tlakové pak o situaci v jednotlivých oblastech nohy, která je důležitá především při odhalování výskytu případných odchylek a současně při hodnocení rizika možného přetížení či poškození tkání, kde může být právě tlak predispozičním faktorem (Rosenbaum & Becker, 1997; Kirtley, 2006; Richards, 2008).

Hlavním cílem této práce bylo posoudit vliv pravidelného běhu po nerovném terénu na rozložení tlaku na chodidle při chůzi. Z výsledků je patrné, že pro orientační běžce je charakteristický dynamičtější průběh odvalení nohy od podložky (s razantním nástupem při počátečním kontaktu a rychlejším přechodem v závěrečné fázi). Kromě kratšího setrvání v oblastech zánoží, středonoží a prstů (u palce vč. příslušného metatarzu), o kterém vypovídají nižší hodnoty parametru %Contact, se zmíněný trend odráží také v dřívějším dosažení maximálního zatížení paty a střední části nohy (nižší t_{MaxP}) a přesně opačném ději na předonoží, kde tlakové působení vrcholí později, až v samém závěru stojné fáze (vyšší průměrná hodnota t_{MaxP}).

Z parametru Impuls můžeme vyčíst další znaky chůze orientačních běžců. Vzhledem k tomu, že zmíněná veličina vypovídá o velikosti celkového zatížení v jednotlivých oblastech nohy,

získané výsledky ukazují na v čase průměrně nižší tlakové působení v mediální části chodidla (zejm. pod I., II. metatarzem a středonožím), obdobně je tomu pak i na prstech nohy s výjimkou palce. Uvedenému současně odpovídají také nižší hodnoty MaxP v těchto oblastech kromě II. metatarzu, kde se rozdíl oproti kontrolní skupině neukázal jako statisticky významný.

Jedním z faktorů, který může rozložení tlaku na chodidle ovlivnit, je rychlost pohybu. Tato proměnná bývá v rámci studií poměrně často diskutována. Kirtley (2006) uvádí, že s navyšující se rychlostí obecně roste i tlakové působení nohy do podložky, k nárůstu zatížení však nedochází ve všech částech chodidla stejně. Segal et al. (2004) shrnují výsledky své studie, ve které se zaměřili na tlakové změny v oblasti palce, předonoží a paty, následovně. Pod palcem, stejně tak jako na zánoží, dochází vlivem zvyšující se rychlosti chůze k poměrně lineárnímu nárůstu zatížení. Odlišná je pak situace v přední části nohy, kde mírné zrychlení pohybu vede v mediální a střední části předonoží nejprve k nárůstu tlakového působení, které se ale při dalším navyšování rychlosti postupně ustaluje a zůstává pak již přibližně konstantní, případně může mírně klesat. U laterálního předonoží se v rámci tohoto výzkumu nepodařilo prokázat žádné statisticky významné rozdíly. K obdobnému závěru, tentokrát však pro oblast středonoží, dospěli i Chuckpaiwong et al. (2008). Rosenbaum et al. (1994) oproti tomu uvádí snižující se míru zatížení u posledních dvou zmíněných regionů (tedy na laterálním předonoží a středonoží) vlivem rychlejší chůze. Uvedené poznatky můžeme shrnout v tendenci k určité medializaci tlakového působení. Tento trend se však při hodnocení výsledků získaných měření orientačních běžců neprojevil.

Další parametr, ve kterém se rychlost pohybu promítá, je t_{MaxP} , tedy časová charakteristika okamžiku maximálního zatížení dané oblasti nohy. Rosenbaum et al. (1994) uvádějí, že vyšší rychlosti chůze vede k posunu působení tlakového maxima v oblasti paty a středonoží směrem k počátku stojné fáze. Na palci a mediálním předonoží však zrychlení pohybu podle jejich výsledků k signifikantním rozdílům v naměřených hodnotách t_{MaxP} nevede. Autoři proto zastávají názor, že se dynamika odvalení chodidla odehrává zejména prostřednictvím změny času stráveného na patě. Z tohoto pohledu může snížení hodnoty parametru %Contact pro oblast zánoží vést k relativnímu navýšení podílu předonoží na stojné fázi chůzového cyklu. Výsledky našeho výzkumu však uvedenému tvrzení zcela neodpovídají.

Ve studiích zabývajících se objasněním vlivu rychlosti pohybu na rozložení tlaku na cho-

didle, příp. pro možnost zopakování výzkumu či porovnání různých skupin probandů mezi sebou bývá právě tato proměnná, tj. rychlost, určitým způsobem předem definována a v průběhu měření také monitorována. Často se k tomu využívá optických snímacích a signalizačních systémů nebo metronomů. Tento zpřesňující prvek však do jisté míry mění pohybový projev člověka (Rosenbaum & Becker, 1997). Účastníci naší studie byli proto instruováni, aby se přes snímací plošinu pohybovali svojí obvyklou rychlostí chůze a v průběhu měření (tedy mezi jednotlivými pokusy) jí pokud možno neměnili. Hlavním záměrem bylo dosáhnout co nejpřirozenějšího pohybového stereotypu, k čemuž jsme se snažili vytvořit i vhodné podmínky. Zejména se jednalo o dostatečný prostor před plošinou, který zaručoval možnost volného pohybu bez změny délky kroku a zároveň byl prevencí zpomalení chůze před nástupem na plošinu.

Případné zkreslení výsledků, ke kterému by mohlo dojít vlivem odlišné rychlosti pohybu jednotlivých probandů, bylo minimalizováno také samotným zpracováním dat. Naměřené parametry (zejm. %Contact a t_MaxP) jsme nevyjádřili konkrétním časovým údajem v ms, ale normalizovali trváním stojné fáze při každém pokusu v procentech, se kterými jsme pak dále pracovali. Nejprve byly vypočítány průměrné hodnoty pro každou testovanou osobu zvlášť a z nich pak získány celkové výsledky měřené skupiny, které je možné následně lépe porovnávat. Složení výzkumného a kontrolního souboru jsme co do věku a pohlaví navíc volili tak, aby si byly průměrné hodnoty souborů podobné.

Burns, Keenan a Redmond (2005) uvádí, že dalším faktorem, který ovlivňuje rozložení tlaku na chodidlo, je tvar nohy, vč. případných odchylek v jejím postavení. Výše uvedený komentář výsledků tlakového impulzu a také typický tvar „otisku“ chodidla, který se při měření orientačních běžců objevoval s poměrně vysokou frekvencí, nás vedou k úvahám, zda se u této skupiny sportovců nevyskytuje v dominantním zastoupení vysoký typ nohy.

Queen, Mall, Nunley a Chuckpaiwong (2009) hovoří o tom, že snížení mediálního oblouku podélné klenby je predispozičním faktorem pro nárůst zatížení v oblasti středonoží. Ke stejnému závěru dospěli i Chuckpaiwong et al. ve svém výzkumu z roku 2008. Han et al. (2011) tuto skutečnost doplňují ještě poznatkem o snížení tlakového impulzu v oblasti IV. a V. metatarzu u skupiny probandů s plochonožím. Celkově tedy pozorujeme u tohoto typu nohy tendenci k mediálnímu přesunu zatížení v průběhu stojné fáze chůzového cyklu. U vyššího podélného klenutí je tomu přesně naopak (Rosenbaum et al., 1994). Dochází zde k určité lateralizaci,

kteřá souvisí s nižším zatížením mediální části nohy, zejm. pak středonoží, jak píší Nakhaee et al. (2008) a mediálního předonoží (Jonely, Brismée, Sizer & James, 2011). Podle Vařeky a Vařekové (2005) bývá akcentace mediálního oblouku nohy doprovázena snížením příčné klenby pod hlavičkami metatarzů. Burns et al. (2005) i Rosenbaum et al. (1994) zmíněný pokles považují za příčinu současného nárůstu tlakového působení v oblasti centrálního předonoží.

Popsané změny související s vysokým typem nohy se u naší výzkumné skupiny z části prokázaly, a to ve smyslu nižšího zatížení v oblasti středonoží a mediálního předonoží (I. a II. metatarzu), jak to bylo uvedeno výše. Pro potvrzení či zamítnutí přímého vztahu mezi naměřenými hodnotami tlakového působení a typem nohy by bylo potřeba u orientačních běžců doplnit základní vyšetření podrobnější analýzou periferie DKK. Takto navržený design studie by mohl mít význam zejména z hlediska získání potřebných informací pro prevenci případných budoucích zranění. Nakhaee et al. (2008) sice neprokázali, že by vyšší mediální klenutí znamenalo zároveň i větší míru rizika poranění v oblasti hlezenního či kolenního kloubu, Dahle, Mueller, Delitto a Diamond (1991) oproti tomu však hovoří o spojitosti vyššího typu nohy s frekvencí výskytu bolestivých syndromů v oblasti kolena. I přes rozdílnost názorů jednotlivých autorů je zřejmé, že zmíněná odchylka ovlivňuje funkci nohy i proximálnějších segmentů DK. Burns et al. (2005) navíc dospěli k závěru, že se u lidí s vyšším typem nohy častěji objevuje bolestivost chodidel související s výraznějším zatížením zánoží i předonoží.

Vzhledem ke stanovenému cíli této práce je důležité zmínit také vliv povrchu, po kterém se člověk pohybuje, na rozložení tlaku na chodidle. Dixon, Collop a Batt (2000) i Tillman, Fiolkowski, Bauer a Reisinger (2002) uvádějí, že tato proměnná ovlivňuje stereotyp chůze a hodnocením distribuce tlaku při kontaktu nohy s podložkou tak můžeme získat cenné informace o tom, jakým způsobem DK reaguje na změny zevních podmínek.

Tessutti, Ribeiro, Trombini-Souza a Sacco (2012) ve své studii porovnávali rozdíly v zatížení nohy na čtyřech různých podkladech – asfaltu, betonu, tartanu a trávě. První dva z uvedených vykazovaly díky svým podobným vlastnostem také obdobné výsledky měřených parametrů. Oproti tomu pohyb po trávě vedl ke snížení zatížení zánoží o 9,3–16,6 % (při $p < 0,001$) a předonoží o 4,7–12,3 % (při $p < 0,05$). Autoři se díky tomu domnívají, že pohyb po měkkém a zároveň receptory stimulujícím povrchu může vést ke snížení rizika přetížení pohybového aparátu oproti stejně nastavenému tréninku na podkladu typu asfaltu či betonu. K podobným

výsledkům dospěli i Perry a Burnfield (2010) posouzením rozdílů tlakového působení při bosé chůzi na přírodním povrchu ve srovnání s betonem. Dixon et al. (2000) doplňují poznatky uvedené v předchozích studiích o zjištění, že ke snížení zatížení v oblasti paty dochází zejména díky poklesu maximálního tlaku v tomto regionu nohy. Na předonoží jsou pak nižší hodnoty tlakového maxima provázené nárůstem parametru %Contact, tedy prodloužením doby, po kterou probandí v dané oblasti chodidla v průběhu stejné fáze setrvali. Z toho důvodu není pokles zatížení předonoží při chůzi po travnatém povrchu tak výrazný jako v oblasti zánoží.

Pravidelný běh v nerovném terénu byl jedním z kritérií pro rozlišení naší výzkumné skupiny od kontrolního souboru. Díky porovnání získaných výsledků můžeme konstatovat, že kromě dynamiky odvalení chodidla se faktor povrchu promítnul zejména v zatížení předonoží, kde orientační běžci dosahovali nižších hodnot (se signifikantním rozdílem na druhém až pátém prstu, I. a II. metatarzu).

Chuckpaiwong et al. (2008) vidí pozitivní efekt pohybu na měkkém podkladu (trávě) mimo jiné také v tendenci k symetrickému rozložení zatížení na patě (při vzájemném porovnání mediální a laterální části). Tento trend dle Dixona (2008) vychází ze snahy o co nejlepší možné využití funkcí nohy v průběhu stejné fáze. Na jiných površích (např. typu betonu) obvykle spočívá tlakové působení více na laterálním okrsku paty (jedná se přibližně o desetiprocentní rozdíl oproti zatížení v mediální části). Při běhu na asfaltu pak Tessutti et al. (2010) uvádějí dokonce 4,5krát vyšší hodnoty pro oblast laterálního zánoží při porovnání s mediální částí paty.

Za zmínku také stojí, že opakováním sportovního pohybu (v našem případě tedy běhu po nerovném povrchu, který je náročnější z hlediska celkové koordinace těla i zajištění stability kloubů především dolních končetin) a s ním související fixace v CNS může dojít k přenesení daného pohybového stereotypu do běžné lokomoce, tj. chůze (Janura, 2015). Z toho důvodu na závěr diskuze zařazujeme ještě základní poznatky o rozložení tlaku na chodidle při běhu, který oproti chůzi vede obecně k nárůstu zatížení v oblasti nohy (Chuckpaiwong et al., 2008). Perry a Burnfield (2010) uvádějí, že ač většina běžců využívá k počátečnímu kontaktu se zemí oblast paty, ta není místem největšího zatížení. Toto prvenství připadá hlavičce II. metatarzu, která je těsně následována mediální částí předonoží (tedy I. metatarzem a palcem) a také III. metatarzem. Vrchol působení vertikální složky GRF nastává při běhu přibližně v polovině stejné fáze, tedy v okamžiku, kdy už pata nebývá v kontaktu s podložkou. Tato skutečnost vysvětluje,

proč se tlakové působení do podložky realizuje především prostřednictvím předonoží namísto paty, kde bychom jej spíše očekávali.

Dynamická plantografie nám umožňuje získat poměrně podrobné informace vypovídající o funkci nohy v průběhu jejího kontaktu s podložkou. Případná rozdílnost naměřených výsledků jednotlivých studií může být zapříčiněna odlišnostmi v jejich metodice. Jedním z ovlivňujících faktorů bývají zvolené parametry a specifika použitých měřících systémů, dalším pak již zmíněná rychlost prováděného pohybu. Chuckpaiwong et al. (2008) navíc uvádí, že svou roli hraje také použití obuvi, což by mohl být další zajímavý krok ve výzkumu zaměřeného na specifika běhu ve volném terénu.

Závěr

Tato práce byla zaměřena na posouzení vlivu pravidelného běžeckého tréninku v nerovném terénu na distribuci tlaku v oblasti nohy při chůzi. Danou otázku jsme se snažili zodpovědět porovnáním tlakových a časových parametrů stejné fáze chůzového cyklu (%Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP) u skupiny orientačních běžců a kontrolního souboru.

Minimálně dva statisticky významné rozdíly (při $p < 0,05$) ze čtyř možných jsme objevili v zatížení prstů nohy (vč. palce), metatarzů mediálního paprsku (I. až III.), středonoží a mediální části paty. Na základě těchto výsledků můžeme konstatovat, že se rozložení tlaku ve zmíněných oblastech chodidla u měřených skupin probandů liší.

Při podrobnějším rozboru získaných dat docházíme k závěru, že je pro orientační běžce typický dynamičtější průběh odvalení nohy od podložky, kterému kromě kratšího setrvání v oblastech zánoží, středonoží a prstů (u palce vč. příslušného metatarzu) odpovídají i nižší hodnoty parametru %Contact. Tuto charakteristiku pak doplňuje dřívější dosažení maximálního zatížení na patě a ve střední části nohy (nižší t_MaxP) a přesně opačný obraz na předonoží, kde tlakové působení vrcholí až v samém závěru stejné fáze (vyšší průměrná hodnota t_MaxP).

Dalším zajímavým zjištěním bylo nižší zatížení mediální části nohy. Podle naměřených hodnot se jednalo zejm. o I., II. metatarz a středonoží. Obdobné výsledky vidíme i u prstů s výjimkou palce, což u výzkumného souboru svědčí o jeho úloze v konečné fázi odrazu.

Souhrn

Správná funkce nohy je velmi důležitá pro pružnou a zároveň stabilní chůzi. Periferie DK se totiž v rámci každého kroku mění z počáteční přizpůsobivé struktury v rigidní páku umožňující odraz (Rose & Gamble, 2006; Anonymous, 2015c). Schopnost měnit pevnost spojení mezi jednotlivými segmenty, které nohu tvoří, je zároveň předpokladem pro možnost optimálního přizpůsobení se charakteru povrchu i rychlosti prováděného pohybu (Vařeka, 2002a). V průběhu kontaktu chodidla s podložkou zároveň akum DK poskytuje řídicí složce (CNS) cenné exteroceptivní a proprioceptivní informace a zapojuje se tak do systému posturální stabilizace těla (Vařeka & Vařeková, 2009).

Chůzový stereotyp bývá vzhledem k bipedální lokomoci člověka častým předmětem zkoumání. Z informací získaných v průběhu stojné fáze můžeme usuzovat nejen na funkci nohy či DK jako celku, ale i proximálnějších segmentů těla a uvažovat tak o vzájemných vztazích, které pohybový projev daného jedince ovlivňují.

Vzhledem k tomu, že běh v terénu je posturálně poměrně náročnou situací, pro kterou je potřeba zajistit dobrou aferentaci z plosky nohy a přiměřenou reaktivitu svalů (zejm. DKK), bylo cílem této práce zjistit, zda se pravidelný běžecký trénink v terénu promítá i do parametrů stojné fáze chůzového cyklu, konkrétně do rozložení tlaku na chodidle.

Výzkumný soubor tvořilo 13 členů oddílu orientačního běhu SK Žabovřesky Brno (7 žen a 6 mužů) ve věku $23,69 \pm 3,6$ let, o hmotnosti $65,08 \pm 8,92$ kg a výšce $175,77 \pm 9,48$ cm, kteří v terénu trénovali minimálně 2krát týdně po dobu alespoň 1 roku před zahájením studie. Měření tlakových parametrů probíhalo prostřednictvím systému Footscan® 7.97 (RSscan International, Olen, Belgie). U každého účastníka jsme snímali 5 platných pokusů bosé chůze. Statisticky významné rozdíly mezi orientačními běžci a kontrolní skupinou (při $p < 0,05$) se objevily v zatížení prstů nohy (vč. palce), dále pak u metatarzů mediálního paprsku (tedy I. až III.), středonoží a v mediální části paty. Výsledky ukazují na dynamičtější průběh odvalení chodidla od podložky u orientačních běžců a také na menší tlakové působení v mediální části nohy.

Summary

The foot is an integral mechanical part of the lower limb necessary for a smooth and stable gait. The transition from shock-absorbing platform to rigid lever of forward propulsion occurs with each step of the gait cycle (Rose & Gamble, 2006; Anonymous, 2015c). The biomechanics of the foot and ankle are associated with each other. This complex creates a structural supporting platform capable of adjusting to different ground surfaces and varying speeds of locomotion (Vařeka, 2002a). The foot also provides important exteroceptive and proprioceptive information to the central nervous system and this way it is involved in the system of postural stabilization of the body (Vařeka & Vařeková, 2009).

The gait cycle is frequent object of research. From stance phase characteristics, we can deduce the function of the foot or the lower limb as a whole, but also the proximal parts of the body. That way we can think about the relationships, which affect movement manifestation of each individual.

Running in rough terrain causes a rather difficult postural situation for which it is necessary to ensure good afferents from the foot sole and reasonable reactivity of muscles (especially of the lower limbs). Therefore the aim of this research was to determine the impact of the cross-country running on pressure distribution during stance phase of the gait cycle.

The research group consisted of 13 members of orienteering group SK Žabovřesky Brno (7 women and 6 men) aged $23,69 \pm 3,6$ years, with weight $65,08 \pm 8,92$ kg and height $175,77 \pm 9,48$ cm, who trained in rough terrain with minimal frequency twice a week for at least 1 year before the start of the research. The dynamic plantography plate Footscan® 7.97 (RSscan International, Olen, Belgium) was used for measurement of foot loading during gait. Five valid attempts of barefoot walking were measured for each participant. Significant differences (for $p < 0,05$) were proven in loading of the toes followed by the medial metatarsals (I. to III.), the midfoot and the medial rearfoot. The results show more dynamic foot rollover in the group of orienteering runners and lower pressure in the medial part of the foot.

Referenční seznam

Anonymous (2015a). *Footscan® systems*. Retrieved 26. 2. 2015 from World Wide Web <http://www.rsscans.com/footscan/>

Anonymous (2015b). *Dynamická plantografie*. Retrieved 26. 2. 2015 from World Wide Web http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/materialy-ke-staeni/cat_view/60-prezentace-a-dali-vyukove-materialy

Anonymous (2015c). *Biomechanika nohy*. Retrieved 20. 4. 2015 from World Wide Web http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/APBMF_Biomechanika_nohy_red.pdf

Anonymous (2015d). *Pravidla orientačního běhu*. Retrieved 2. 5. 2015 from World Wide Web <http://www.orientacnibeh.cz/dokumenty>

Burns, J., Keenan, A. M., & Redmond, A. (2005). Foot type and overuse injury in triathletes. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 95(3), 235–241.

Dahle, L. K., Mueller, M., Delitto, A., & Diamond, J. E. (1991). Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 14(2), 70–74.

Dixon, S. J., Collop, A. C., & Batt, M. E. (2000). Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(11), 1919-1926.

Dixon, S. J. (2008). Use of pressure insoles to compare in-shoe loading for modern running shoes. *Ergonomics*, 51(10), 1503-1514.

Dungl, P. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.

Duval, K., Lam, T., & Sanderson, D. (2010). The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait & posture*, 32(4), 637–640.

Ferguson, Ch., & Turbyfill, R. (2013). *Discovering orienteering: skills, techniques, and activi-*

ties. Champaign (IL): Human Kinetics.

Han, J. T., Koo, H. M., Jung, M. J., Kim, Y. J., & Lee, J. H. (2011). Differences in plantar foot pressure and COP between flat and normal feet during walking. *Journal of Physical Therapy Science*, 23(4), 683–685.

Chuckpaiwong, B., Nunley, J. A., Mall, N. A., & Queen, R. M. (2008). The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait & posture*, 28(3), 405–411.

Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z., Klugarová, J., Elfmark, M., Dvořáková, T., & Vařeková, R. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Janura, M. (2015). *Metody biomechanického výzkumu*. Retrieved 2. 5. 2015 from World Wide Web: http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/BIOM_Metody_biomechanickeho_vyzkumu.pdf

Jonely, H., Brismée, J. M., Sizer, P. S., & James, C. R. (2011). Relationships between clinical measures of static foot posture and plantar pressure during static standing and walking. *Clinical Biomechanics*, 26(8), 873–879.

Kalvasová, E. (2009). Možnosti terapeutického řešení laterálních instabilit ligament hlezna. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 16(3), 87–95.

Kapandji, I. A. (1987). *The physiology of the joints. Volume 2, Lower limb* (5th ed.). London: Churchill Livingstone.

Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practise*. Edinburgh, London, New York: Elsevier.

Kolář, P. (1998). Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 5(4), 142–147.

Kolář, P. a kol. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(3), 99–104.

Michaud, T. C. (2011). *Human locomotion: the conservative management of gait-related disor-*

ders. Newton: Newton Biomechanics.

Montgomery, W. H., Pink, M., & Perry, J. (1994). Electromyographic analysis of hip and knee musculature during running. *The American journal of sports medicine*, 22(2), 272–278.

Nakhaee, Z., Rahimi, A., Abaee, M., Rezasoltani, A., & Kalantari, K. K. (2008). The relationship between the height of the medial longitudinal arch (MLA) and the ankle and knee injuries in professional runners. *The Foot*, 18(2), 84–90.

Nordin, M., & Frankel, V. H. (2001). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (3rd ed.). Maryland: Lippincott Williams & Wilkins.

Palaščáková Špringrová, I. (2011). *Akrální koaktivační terapie*. Čelákovice: Rehaspring.

Paoletti, S. (2009). *Fascie: anatomie, poruchy, ošetření*. Olomouc: Poznání.

Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare: SLACK Incorporated.

Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd ed.). Thorofare: SLACK Incorporated.

Pink, M., Perry, J., Houglum, P. A., & Devine, D. J. (1994). Lower extremity range of motion in the recreational sport runner. *The American journal of sports medicine*, 22(4), 541–549.

Queen, R. M., Mall, N. A., Nunley, J. A., & Chuckpaiwong, B. (2009). Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks. *Gait & posture*, 29(4), 582–586.

Reber, L., Perry, J., & Pink, M. (1993). Muscular control of the ankle in running. *The American journal of sports medicine*, 21(6), 805–810.

Richards, J. (2008). *Biomechanics in clinic and research: an interactive learning and teaching course*. Edinburgh: Churchill Livingstone.

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

- Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M., & Claes, L. (1994). Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait & Posture*, 2(3), 191–197.
- Rosenbaum, D., & Becker, H. P. (1997). Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*, 3(1), 1–14.
- Segal, A., Rohr, E., Orendurff, M., Shofer, J., O'Brien, M., & Sangeorzan, B. (2004). The effect of walking speed on peak plantar pressure. *Foot & ankle international*, 25(12), 926–933.
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém - podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(3), 112–124.
- Tessutti, V., Trombini-Souza, F., Ribeiro, A. P., Nunes, A. L., & Sacco, I. D. C. N. (2010). In-shoe plantar pressure distribution during running on natural grass and asphalt in recreational runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(1), 151–155.
- Tessutti, V., Ribeiro, A. P., Trombini-Souza, F., & Sacco, I. C. (2012). Attenuation of foot pressure during running on four different surfaces: asphalt, concrete, rubber, and natural grass. *Journal of sports sciences*, 30(14), 1545–1550.
- Tillman, M. D., Fiolkowski, P., Bauer, J. A., & Reisinger, K. D. (2002). In-shoe plantar measurements during running on different surfaces: changes in temporal and kinetic parameters. *Sports Engineering*, 5(3), 121–128.
- Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115–121.
- Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122–129.
- Vařeka, I. (2003). Dynamický model „tříbodové opory“ nohy. *Pohybové ústrojí*, 10(3), 193–198.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 10(3), 94–102.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2005). Patokineziologie nohy a funkční ortézování. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(4), 156–166.

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

Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of Human Gait*. Champaign (IL): Human Kinetics.

Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and posture*, 3(4), 193–214.

Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction* (4th ed.). Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.

Seznam zkratek

%Contact – doba kontaktu určité oblasti nohy s podložkou při porovnání s trváním stejné fáze chůzového cyklu [%]

CNS – centrální nervová soustava

COP – z angl. „*centre of pressure*“ (působíště vektoru reakční síly podložky)

d – koeficient „*effect size*“

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

FTK UP – Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

GC – z angl. „*gait cycle*“ (chůzový cyklus)

GRF – z angl. „*ground reaction force*“ (reakční síla podložky)

Impuls – tlakový impulz [$N \cdot s \cdot cm^{-2}$]

LDK – levá dolní končetina

lig. – z lat. „*ligamentum*“

m. – z lat. „*musculus*“ (sval)

MaxP – maximální hodnota tlaku působícího v určité oblasti nohy [$N \cdot cm^{-2}$]

mm. – z lat. „*musculi*“ (svaly)

OB – orientační běžci

p – hladina statistické významnosti

PDK – pravá dolní končetina

SD – směrodatná odchylka

SK – sportovní klub

t_MaxP – časové určení okamžiku působení maximálního tlaku [%]

TrPs – z angl. „*trigger points*“ (spoušťové body)

Seznam obrázků

1.1	Řízení stability (podle Kalvasové, 2009)	12
1.2	Průběh chůzového cyklu z pohledu obou DKK (podle Kirtley, 2006)	15
1.3	Znázornění chůzového cyklu (Whittle, 2007)	18
1.4	Funkce subtalárního kloubu – mechanismus pantu (Vařeka & Vařeková, 2009) .	22
1.5	Funkce Chopartova kloubu – model pivotu (Vařeka & Vařeková, 2009)	22
1.6	Fáze běžeckého cyklu (podle Perry, 2010)	24
1.7	Vertikální složka reakční síly podložky (podle Richards, 2008)	29
1.8	Znázornění jednotlivých složek reakční síly podložky v průběhu celého chůzového cyklu (podle Whittle, 2007)	31
1.9	Anteroposteriorní složka reakční síly podložky (podle Richards, 2008)	32
1.10	Mediolaterální složka reakční síly podložky (podle Richards, 2008)	33
1.11	Trajektorie COP při přechodu ze stoje do chůze: LDK se stává stojnou, PDK vstupuje do fáze švihu (Michaud, 2011)	34
1.12	Trajektorie COP v průběhu stejné fáze chůzového cyklu (podle Michaud, 2011)	34
1.13	Zatěžování nohy v průběhu stejné fáze (Perry, 2010)	35
4.1	Grafické znázornění tlakového působení oblasti palce v průběhu stejné fáze chůzového cyklu	45
4.2	Grafické znázornění tlakového působení druhého až pátého prstu během stejné fáze chůzového cyklu	46
4.3	Grafické znázornění tlakového působení oblasti I. metatarzu během stejné fáze chůzového cyklu	47
4.4	Grafické znázornění tlakového působení oblasti II. metatarzu v průběhu stejné fáze chůzového cyklu	48
4.5	Grafické znázornění tlakového působení oblasti III. metatarzu v průběhu stejné fáze chůzového cyklu	49
4.6	Grafické znázornění tlakového působení oblasti IV. metatarzu v průběhu stejné fáze chůzového cyklu	50

4.7	Grafické znázornění tlakového působení oblasti V. metatarzu v průběhu stejné fáze chůzového cyklu	51
4.8	Grafické znázornění tlakového působení oblasti středonoží v průběhu stejné fáze chůzového cyklu	52
4.9	Grafické znázornění tlakového působení mediální části paty v průběhu stejné fáze chůzového cyklu	53
4.10	Grafické znázornění tlakového působení laterální části paty v průběhu stejné fáze chůzového cyklu	54
5.1	Kinematika chůzového cyklu (Vařeka & Vařeková, 2009)	76
5.2	Svalová aktivita na DKK v průběhu chůzového cyklu – 1. část (Michaud, 2011)	77
5.3	Svalová aktivita na DKK v průběhu chůzového cyklu – 2. část (Michaud, 2011)	78
5.4	Svalová aktivita na DKK v průběhu chůzového cyklu – 3. část (Michaud, 2011)	79

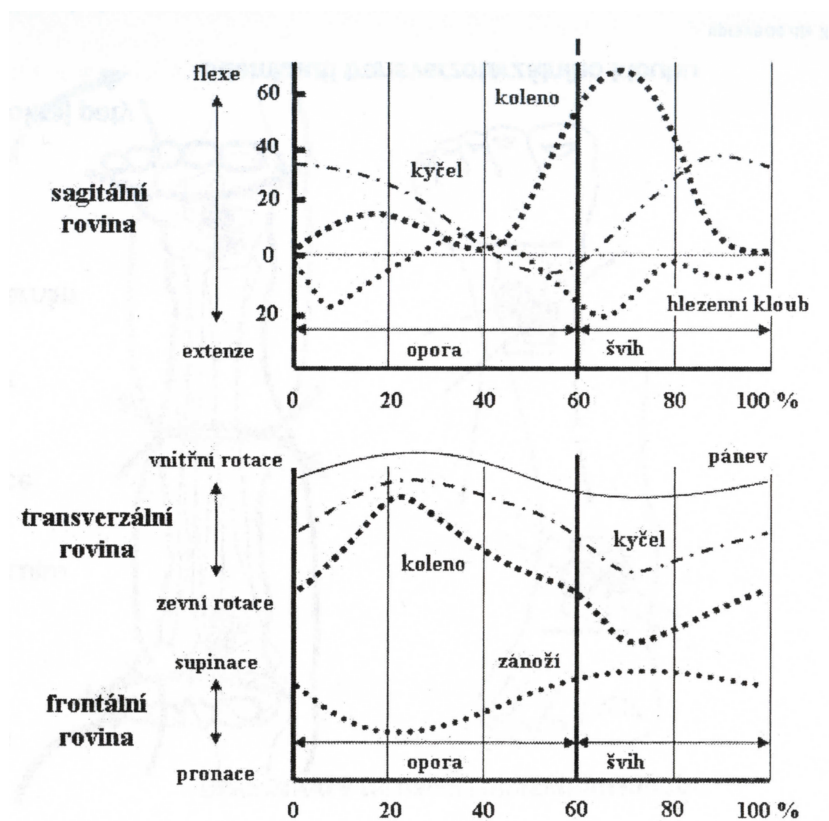
Seznam tabulek

1.1	Fáze chůzového cyklu (podle Rose & Gamble, 2006)	17
1.2	Běžecský cyklus (podle Perry & Burnfield, 2010)	24
1.3	Porovnání základních parametrů systémů Footscan® a emed® (podle Anonymous, 2015b; Janura et al., 2012)	38
4.1	Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast palce u porovnávaných skupin probandů	44
4.2	Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast druhého až pátého prstu u porovnávaných skupin probandů	45
4.3	Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast I. metatarzu u porovnávaných skupin probandů	46
4.4	Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast II. metatarzu u porovnávaných skupin probandů	48
4.5	Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast III. metatarzu u porovnávaných skupin probandů	49
4.6	Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast IV. metatarzu u porovnávaných skupin probandů	49
4.7	Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast V. metatarzu u porovnávaných skupin probandů	51
4.8	Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast středonoží u porovnávaných skupin probandů	52
4.9	Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast mediální části u porovnávaných skupin probandů	53
4.10	Průměrné hodnoty měřených parametrů %Contact, Impuls, MaxP a t_MaxP pro oblast laterální části paty u porovnávaných skupin probandů	54
5.1	Průměrné hodnoty parametru %Contact pro jednotlivé oblasti nohy měřených skupin probandů	81

5.2	Průměrné hodnoty parametru Impuls pro jednotlivé oblasti nohy měřených skupin probandů	81
5.3	Průměrné hodnoty parametru MaxP pro jednotlivé oblasti nohy měřených skupin probandů	82
5.4	Průměrné hodnoty parametru t_MaxP pro jednotlivé oblasti nohy měřených skupin probandů	82

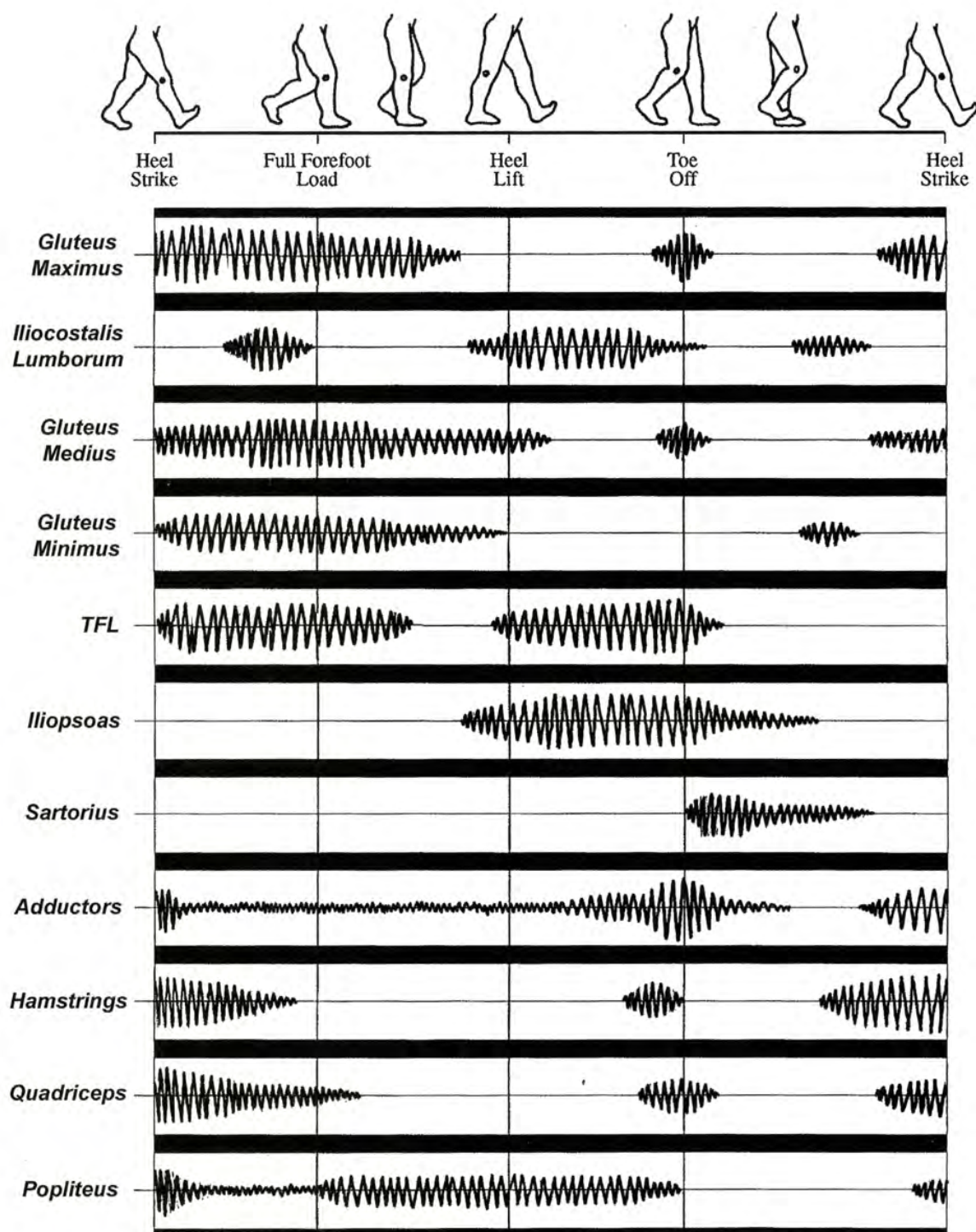
Přílohy

Kinematika chůzového cyklu

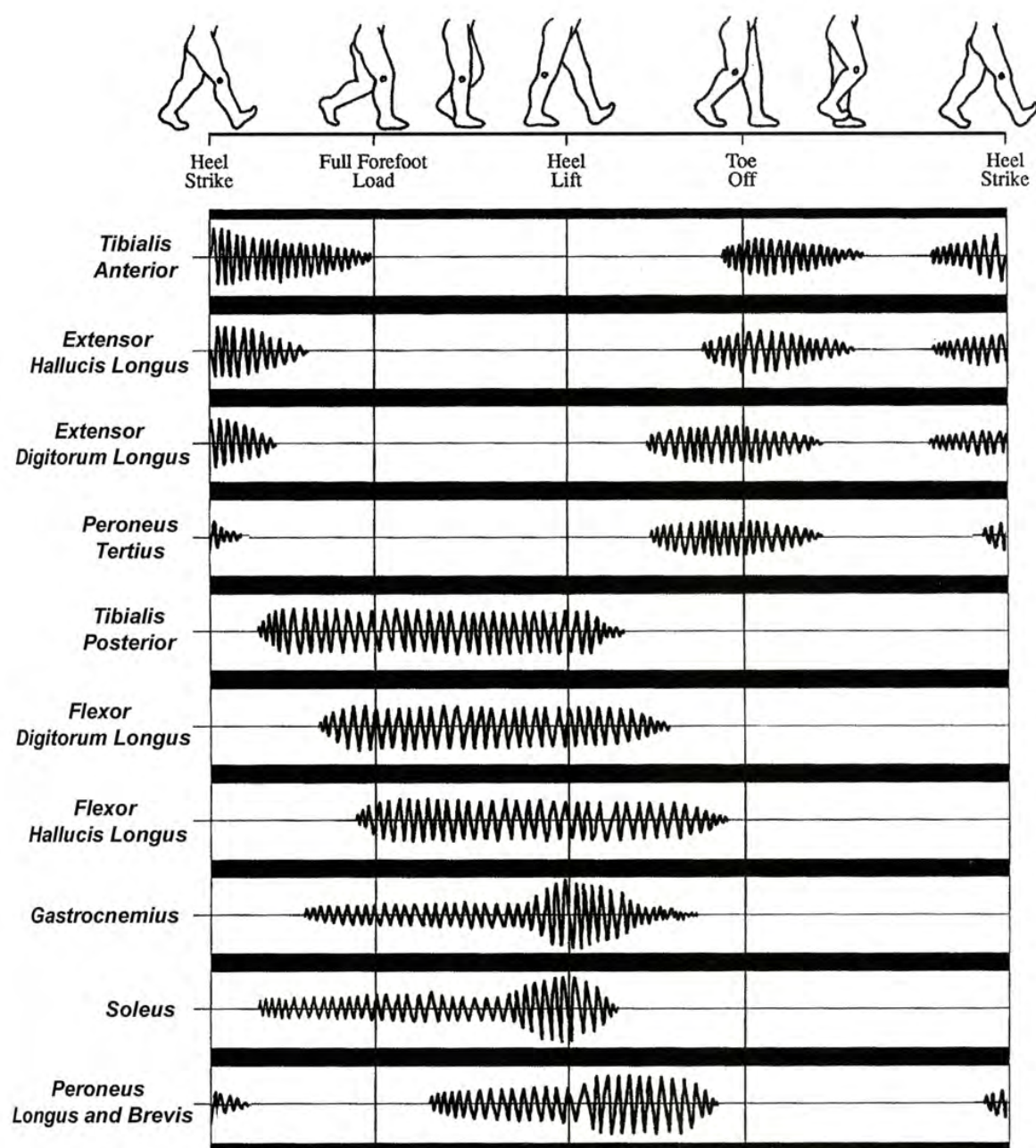


Obrázek 5.1 Kinematika chůzového cyklu (Vařeka & Vařeková, 2009)

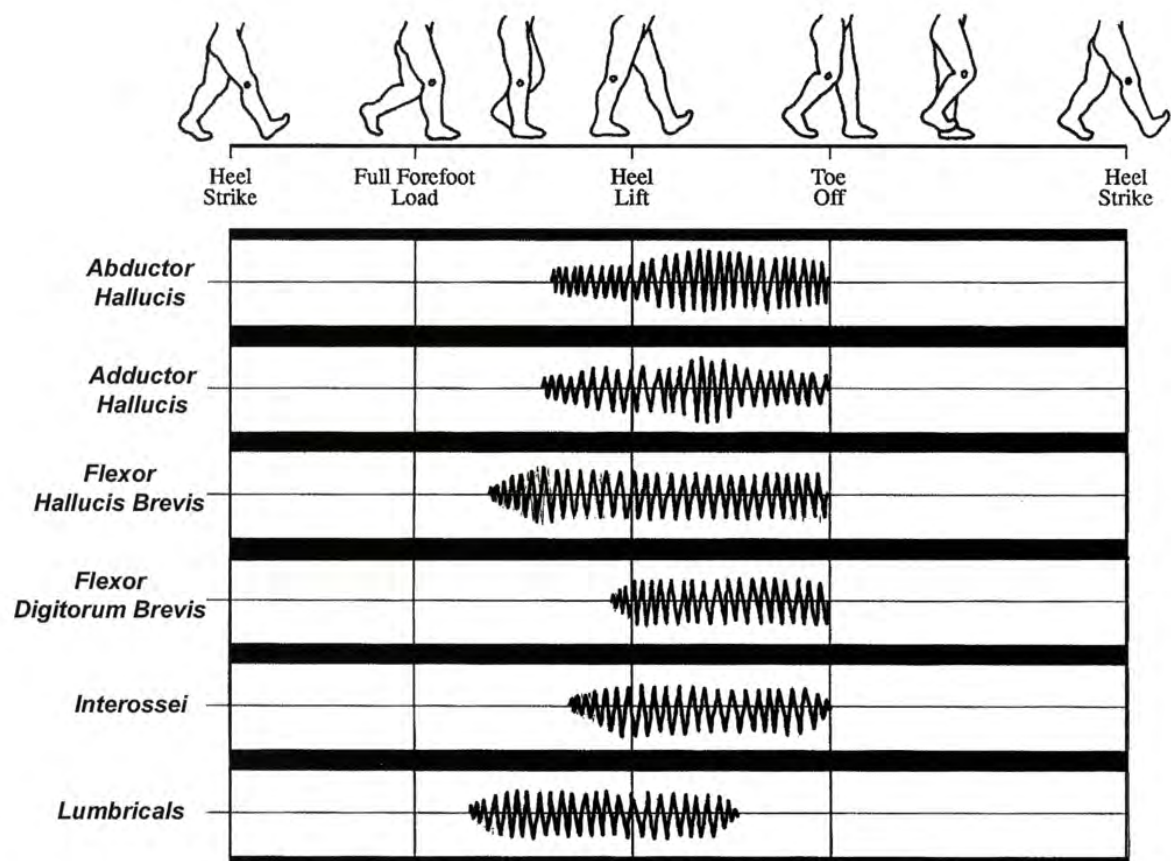
Svalová aktivita na DKK v průběhu chůzového cyklu



Obrázek 5.2 Svalová aktivita na DKK v průběhu chůzového cyklu – 1. část (Michaud, 2011)



Obrázek 5.3 Svalová aktivita na DKK v průběhu chůzového cyklu – 2. část (Michaud, 2011)



Obrázek 5.4 Svalová aktivita na DKK v průběhu chůzového cyklu – 3. část (Michaud, 2011)

Souhlas Etické komise FTK UP



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

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 5. 1. 2014 byl projekt diplomové práce autorky
Bc. Radky Čapkové

s názvem **Hodnocení zatížení nohy při chůzi u orientačních běžců**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 7 / 2014
dne: 30. 1. 2014.

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

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
Doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph. D.
předsedkyně

razítko fakulty

Parametr %Contact

Oblast	OB		Kontrolní skupina		Hladina p	Cohenovo d
	Průměr	SD	Průměr	SD		
Toe1	54,0	13,0	64,2	8,7	0,021	0,97
Toe2–5	43,9	10,1	55,0	18,0	0,069	0,75
Meta 1	61,6	13,0	75,0	5,0	0,002	1,33
Meta 2	80,0	6,0	81,6	3,5	0,403	0,33
Meta 3	86,0	3,0	83,9	3,0	0,128	0,62
Meta 4	84,4	3,7	83,0	3,0	0,243	0,47
Meta 5	73,7	9,0	76,0	3,0	0,343	0,38
Midfoot	53,0	9,0	64,6	7,1	0,001	1,48
Heel Medial	51,0	7,0	56,1	7,5	0,076	0,73
Heel Lateral	49,2	7,0	55,0	7,0	0,060	0,77

Tabulka 5.1 Průměrné hodnoty parametru %Contact pro jednotlivé oblasti nohy měřených skupin probandů

Vysvětlivky k tabulkám 5.1–5.4: OB – orientační běžci, SD – směrodatná odchylka, p – statistická významnost, Cohenovo d – koeficient effect size

Parametr Impuls

Oblast	OB		Kontrolní skupina		Hladina p	Cohenovo d
	Průměr	SD	Průměr	SD		
Toe1	1,2	0,7	2,0	1,0	0,163	0,56
Toe2–5	0,0	0,0	0,4	0,3	0,006	1,19
Meta 1	1,0	1,0	2,7	0,9	0,001	1,46
Meta 2	3,6	0,9	5,0	2,0	0,012	1,07
Meta 3	4,7	0,8	5,0	2,0	0,375	0,35
Meta 4	3,0	1,0	3,8	1,6	0,500	0,27
Meta 5	2,0	1,0	2,0	0,9	0,446	0,30
Midfoot	0,4	0,2	1,0	1,0	0,002	1,40
Heel Medial	3,4	0,6	4,0	1,0	0,328	0,39
Heel Lateral	3,0	1,0	3,1	0,6	0,185	0,53

Tabulka 5.2 Průměrné hodnoty parametru Impuls pro jednotlivé oblasti nohy měřených skupin probandů

Parametr MaxP

Oblast	OB		Kontrolní skupina		Hladina p	Cohenovo d
	Průměr	SD	Průměr	SD		
Toe1	7,0	3,0	8,4	2,2	0,401	0,34
Toe2–5	1,1	0,5	2,0	1,0	0,000	1,58
Meta 1	7,5	4,0	12,0	4,0	0,006	1,17
Meta 2	18,0	4,0	19,3	4,5	0,390	0,34
Meta 3	21,0	3,0	18,5	5,0	0,205	0,51
Meta 4	13,7	3,8	13,0	4,0	0,441	0,31
Meta 5	6,9	3,5	7,0	3,0	0,824	0,09
Midfoot	2,0	1,0	4,1	1,7	0,001	1,56
Heel Medial	19,0	2,0	16,7	2,1	0,015	1,03
Heel Lateral	15,5	2,8	14,5	1,6	0,300	0,42

Tabulka 5.3 Průměrné hodnoty parametru MaxP pro jednotlivé oblasti nohy měřených skupin probandů

Parametr t_MaxP

Oblast	OB		Kontrolní skupina		Hladina p	Cohenovo d
	Průměr	SD	Průměr	SD		
Toe1	86,0	3,0	84,0	3,0	0,047	0,83
Toe2–5	83,0	6,5	80,9	5,4	0,384	0,35
Meta 1	80,9	3,1	77,4	4,7	0,035	0,88
Meta 2	83,0	2,0	78,0	4,0	0,000	1,65
Meta 3	80,0	2,0	75,0	3,0	0,000	1,88
Meta 4	73,9	4,7	65,1	7,5	0,001	1,42
Meta 5	63,4	9,1	50,5	12,7	0,007	1,17
Midfoot	28,0	4,0	30,0	5,0	0,285	0,43
Heel Medial	18,0	2,0	20,0	3,0	0,023	0,95
Heel Lateral	16,9	4,0	17,5	2,6	0,677	0,17

Tabulka 5.4 Průměrné hodnoty parametru t_MaxP pro jednotlivé oblasti nohy měřených skupin probandů

