

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Studijní obor - kinantropologie

**ANALÝZA ROZLOŽENÍ TLAKU NA ÚROVNI
INTERAKCE CHODIDLA A OBUVI U BĚHU PO
ROVINĚ V MINIMALISTICKÉ A SPORTOVNÍ OBUVI**

**ANALYSIS OF A PRESSURE DISTRIBUTION ON
THE LEVEL OF FOOT AND SHOE INTERACTION
WHEN RUNNING IN FLATLANDS WITH
MINIMALIST AND SPORT SHOES**

Disertační práce

PRAHA 2018

Pracoviště: Technická univerzita v Liberci

Katedra tělesné výchovy

Na Bohdalci 715

460 15 Liberec 15

Školitel: doc. PhDr. Soňa Jandová, Ph.D.

Doktorand: Mgr. Jan Charousek

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracoval samostatně pod vedením školitelky doc. PhDr. Soni Jandové, Ph.D., uvedl všechny použité literární zdroje v referenčním seznamu a dodržel zásady vědecké etiky.

V Praze dne:

Mgr. Jan Charousek

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své disertační práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto disertační práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

jméno a příjmení

fakulta/katedra

datum vypůjčení

podpis

Děkuji vedoucí práce doc. PhDr. Soně Jandové, Ph.D. za poskytnuté rady a odborné vedení při zpracování disertační práce a v průběhu doktorského studia.

V neposlední řadě patří také poděkování všem mým kolegům, kamarádům a rodině za podporu v průběhu celého studia.

SOUHRN

- Problém:** Běh je nejrozšířenější pohybovou aktivitou. Nesprávná technika, množství tréninku, ale také vybavení běžce může výrazně ovlivnit zdravotní stav jedince a to jak kladně, tak i záporně. Z tohoto důvodu se objevují různé trendy ve využití různého typu obuvi. Zejména klasická sportovní obuv s různými druhy tlumení a minimalistická obuv, která by měla napodobovat běh „naboso“, který by měl být pro člověka mnohem přirozenější, jak tvrdí B. Nigg ve své publikaci „Born to run“ – kde člověk byl zrozen pro chůzi a běh naboso. Nevhodné využití tak může vést ke zdravotním komplikacím nejen v oblasti nohy.
- Cíl:** Zjistit, jak se mění došlap na úrovni interakce chodidla a obuvi u běhu po rovině při použití minimalistické obuvi a při použití sportovní obuvi u rekreačních běžců, a na základě zjištěných výsledků vyslovit závěry pro tréninkovou praxi.
- Metody:** Práce se zabývá během na dlouhé tratě u amatérských běžců v odlišném typu obuvi (minimalistické a sportovní). Výzkumný soubor tvořilo 14 žen (hmotnost $63,31 \pm 4,89$ kg, výška $169,69 \pm 4,71$ cm, věk $31,92 \pm 5,34$ roků, rychlost v minimalistické obuvi (MO) $3,34 \pm 0,06$ m.s⁻¹, rychlost ve sportovní obuvi (SO) $3,29 \pm 0,06$ m.s⁻¹, počet naběhaných km týdně $37,54 \pm 9,43$, velikost nohy odpovídající vložce 39-40 EU). K měření byla využita dynamografická vyšetřovací metoda s cílem analyzovat kontakt chodidla s podložkou. Pro toto měření byl využit měřicí systém Pedar® (Novel, Mnichov, Německo). Každý proband absolvoval 6 měření běhu, z toho 3 měření v minimalistické obuvi a 3 měření ve sportovní obuvi letmo rychlostí běhu ($v = 3,33 \pm 0,2$ m.s⁻¹). Měření proběhlo na padesátimetrovém úseku po rovině na umělé trávě fotbalového hřiště. Před vlastním měřením proběhlo rozcvičení a rozběhání a následná optimalizace rychlosti běhu probanda opakovaným rozběháním v dané rychlosti. Statistické zpracování bylo provedeno softwarem R a Statistica. Využita byla

analýza rozptylu (ANOVA), Wilcoxonův test, Mann-Whitney U test, Kruskal-Wallisova ANOVA a Post-hoc analýza.

Výsledky a závěry: Náš výzkum prokázal, že typ obuvi (minimalistická a sportovní) má vliv na typ došlapu při běhu po rovině na dlouhé tratě. Dochází k posunu plantárních tlaků směrem k přední části chodidla. Výzkum prokázal statisticky signifikantní rozdíl na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$) v síle a tlaku působícím při první kontaktu chodidla s podložkou při využití minimalistické a sportovní obuvi. Při analýze působící síly a tlaku při prvním kontaktu chodidla s podložkou byly zjištěny signifikantní rozdíly mezi RFSS (běh přes zadní část chodidla ve sportovní obuvi) a RFSM (běh přes zadní část chodidla v minimalistické obuvi). Dále byl prokázán statisticky signifikantní rozdíl v síle a tlaku působícím na podložku ve střední části chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi. Statisticky signifikantní rozdíly však nenalzáme pro krokovou frekvenci běhu, dobu kontaktu s podložkou, působící sílu a tlak přední, zadní části a celého chodidla na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi. Minimalistická obuv by měla mít určité své zastoupení u běžců na dlouhé tratě. Důležité je však soustředit se na správnou techniku běhu. Můžeme také na základě této disertační práce a prostudovaných studií, které se v řadě tvrzení shodují s naší studií, určit minimalistickou obuv jako určitý mezistupeň mezi sportovní a barefoot obuví. A tak běžci, kteří chtějí začínat s minimalizmem, by měli nejdříve využít právě tuto obuv a posléze plynule přecházet na obuv barefoot.

Klíčová slova: běh, Pedar, doba kontaktu, noha, síla, tlak, obuv, chodidlo

SUMMARY

- Problem:** Running is one of the most widespread physical activities. Incorrect running technique, training quantity but also the runner's equipment can strongly affect health condition of the individual, both positively and negatively. For that reason various trends emerge in the area of running footwear. They include classical sports shoes with different types of impact attenuation as well as the minimalist footwear made to imitate barefoot running, which should be much more natural for humans, as insisted by B. Nigg in his book "Born to Run" – where he says that man was born to walk and run barefooted. Inappropriate shoes can cause various health complications, not only in the foot area.
- Objective:** To find out how foot strike changes in the area of the foot-shoe interaction in running on flat ground when an amateur runner uses minimalist and sports footwear and to draw conclusions for training practice on the basis of the results.
- Methods:** The thesis deals with amateur endurance running in different shoe types (minimalist and sports shoes). The study specimen consisted of 14 female runners (mean body weight $63,31 \pm 4,89$ kg, height $169,69 \pm 4,71$ cm, age $31,92 \pm 5,34$ years, speed in minimalist shoes (MO) $3,34 \pm 0,06$ m.s⁻¹, speed in sports shoes (SO) $3,29 \pm 0,06$ m.s⁻¹, weekly mileage $37,54 \pm 9,43$ km, foot size corresponding to 39-40 EU insole). The measurement was performed by the dynamographic examination method aimed at the foot-ground contact analysis. The measurement was based on the Pedar® system (Novel, Munich, Germany). Every trial runner underwent 6 measured runs, of which 3 in minimalist and 3 in sports shoes with passing running speed ($v = 3,33 \pm 0,2$ m.s⁻¹). The measurements were performed on a fifty-meter flat section of artificial lawn of a football ground. Before the measurement the trial runners underwent a warm up and optimisation of their running speed by repeated warm up in the required running speed. The statistical processing was performed by R and Statistica

software. The statistical methods used included ANOVA analysis of variance, the Wilcoxon test, the Mann-Whitney U test, the Kruskal-Wallis ANOVA and the Post-hoc analysis.

Results and conclusions:

Our research showed that shoe type (minimalist and sports shoes) does affect foot strike in endurance running on flat ground. Plantar strain shifts towards the toes. The research showed a statistically significant difference ($\alpha = 0,05$) in the force and pressure acting on the foot in first contact with the ground when using minimalist and sports shoes. The force and pressure analysis of the first foot contact with the ground found a statistically significant difference between RFSS (rear foot striking in sports shoes) and RFSM (rear foot striking in minimalist shoes). A further statistically significant difference was found between the force and pressure acting on the insole in the central part of the foot running in flat ground using minimalist and sports shoes. However, no statistically significant difference was found in step frequency of the runner, time of contact with the ground, force and pressure acting on the ground from the front, rear and whole foot of the runner running on flat ground in minimalist and sports shoes. Minimalist shoes are certainly recommended to endurance runners. However, the most important thing is to concentrate on the correct running technique. On the basis of this dissertation research and the studied trials by other researchers, in many respects in agreement with the present study, a conclusion can be drawn that minimalist footwear should become a transitory stage between sports and barefoot shoes. And so runners who want to transfer to minimalism should first begin to use minimalist shoes and then continually transfer to barefoot shoes.

Keywords: run, Pedar, contact time, foot, force, pressure, footwear

OBSAH

ÚVOD	11
1 TEORETICKÁ VÝCHODISKA	13
1.1 Historický vývoj běhu a obuvi	13
1.2 Rozdělení a moderní trendy obuvi	17
1.3 Anatomický rozbor nohy, problémy a deformity	19
1.4 Běh jako základní pohybová dovednost	22
1.4.1 Zdravotní aspekty běhu	23
1.4.2 Zapojení svalových skupin při běhu	30
1.4.3 Formy běhu	33
1.4.4 Rozdělení běžeckých disciplín	34
1.4.5 Běžecká technika	35
1.4.6 Krokový cyklus běhu	41
1.5 Biomechanické vyšetřovací metody k analýze běhu	50
1.5.1 Kinematická analýza běhu	52
1.5.2 Dynamická analýza běhu	54
1.6 Souhrn teoretické části	68
2 CÍLE A HYPOTÉZY	71
3 METODIKA PRÁCE	72
3.1 Pilotní studie	72
3.2 Vlastní výzkum	80
3.2.1 Charakteristika sledovaného souboru	80
3.2.2 Charakteristika použitých metod	81
3.2.3 Realizace měření	83
3.2.4 Zpracování dat	85
4 VÝSLEDKY	88

4.1	Analýza krokové frekvence běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi.....	89
4.2	Analýza posunu plantárních tlaků a prvního kontaktu chodidla s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi	94
4.3	Analýza doby kontaktu chodidla s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi	98
4.4	Analýza síly působící na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi.....	106
4.5	Analýza tlaků působících na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi.....	122
5	DISKUZE	138
5.1	Analýza krokové frekvence běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi.....	139
5.2	Analýza posunu plantárních tlaků a prvního kontaktu chodidla s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi	140
5.3	Analýza doby kontaktu chodidla s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi	143
5.4	Analýza síly působící na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi.....	145
5.5	Analýza tlaků působících na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi.....	146
6	ZÁVĚR	147
7	REFERENČNÍ SEZNAM	150
8	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	162
9	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	163
10	SEZNAM TABULEK	167
11	PŘÍLOHY	169

ÚVOD

Z pohledu historie patří běh k nejrozšířenější pohybové aktivitě a tato skutečnost platí i v současnosti, kdy počet běžců neustále narůstá. Důvodů může být mnoho, ale faktem je skutečnost, že celá řada lidí dospívá k závěru, že bez dostatečné pohybové aktivity dochází ke zhoršení jejich zdravotního stavu a tím i kvality života. Dokladem stále se rozšiřujícího zájmu o běh je i skutečnost, že existuje stále více webových portálů věnujících se běhu a narůstá počet běžců a zájem o běžecké závody (např. Pražský maraton), díky čemuž se tento sport dostává i na obrazovky České televize. Trh nabízí řadu odborných časopisů věnujících se běhu a běžeckému vybavení, které se rovněž stále vyvíjí. Současná běžecká obuv je na vysoké úrovni a podle potřeby lze volit běžeckou obuv speciálně určenou pro typ povrchu a délku tratě. S tím se objevují i nové trendy, jako minimalistická či maximalistická obuv.

Velký vliv na rozšíření běhu má také publikační činnost a stále se rozšiřující technika. Vznikají nové časopisy, webové portály či stránky na sociálních sítích, které se věnují běhání. Tyto portály čerpají informace z vědeckých časopisů a portálů, kde jsou zveřejňovány studie z oblasti běhu. Výzkumy týkající se běhu jsou zaměřeny například na zdravotní aspekty běhu, běžecké vybavení (zejména obuv), běžecký trénink apod. Jedná se tedy především o správný trénink, vhodnou regeneraci, techniku běhu, používání vhodného vybavení atd.

Jak již bylo zmíněno, běh má velký vliv na kondici a zdraví člověka. Zhruba od 70. let minulého století až po současnost byla u běžců provedena řada výzkumů. Na základě prostudované literatury bylo zjištěno, že v oblasti běhu byla díky výzkumům získána řada zajímavých poznatků, ale i přesto existuje stále mnoho nezodpovězených otázek.

Běh lze považovat za výborný prostředek k prevenci civilizačních onemocnění, mezi která patří především problémy se srdcem a krevním oběhem, dále pak nadváha, cukrovka a řada dalších onemocnění. Výzkumy dokazují, že u lidí, kteří se věnují běhu, je výskyt civilizačních onemocnění podstatně nižší. Důležité je, aby samotný trénink byl veden správně. Jedná se zejména o optimální množství zatížení, aby nedošlo k přetrénování a přetížení organismu. Kromě jiného má běh kladný vliv i na psychiku člověka, jelikož běžající lidé uvádějí, že díky běhu odbourávají stres a snižují vnitřní napětí.

Tato disertační práce je zaměřena na analýzu rozložení tlaku na úrovni interakce chodidla a obuvi u běhu po rovině v minimalistické a sportovní obuvi. Je využita dynamografická vyšetřovací metoda pro analýzu běhu, která se zaměřuje na to, jak se mění síly a tlaky chodidla na podložku (vložku boty) s využitím odlišného typu obuvi. Odlišný typ obuvi však nemá vliv pouze na změnu síly a tlaku chodidla na podložku, ale určitým způsobem ovlivňuje také změnu běžecké techniky, zejména ve fázi prvního kontaktu chodidla s podložkou, a dobu kontaktu s podložkou.

1 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

Běh je stále velmi populární pohybovou aktivitou, která tvoří základ pro řadu sportovních odvětví, a proto je neustále zkoumán vědeckými pracovníky ze všech různých úhlů pohledu. Výzkumy jsou zaměřeny jak na techniku běhu a fyziologické aspekty běhu, tak i na využití speciálních běžeckých pomůcek a běžeckého vybavení. K dané problematice se vztahuje řada publikací, z nichž jako jednu z nejpopulárnějších lze označit knihu „Born to run“ od amerického spisovatele Christophera McDougalla (2011).

1.1 Historický vývoj běhu a obuvi

Historie běhu ve světě

Zpočátku byl běh využíván při lovu. Následně s rozvojem společnosti byl využíván v boji a později se běh využíval již jen jako nejrychlejší způsob doručování zpráv, s čímž bylo spojené překonávání velkých vzdáleností. Mezi nejvýznamnější patřili tehdejší poslové, kteří museli být velmi rychlí, jelikož jejich povinností bylo doručit zprávu co nejdříve. Nejslavnějším takovýmto poslem byl Marathonský posel. Tehdejší poslové byli pro tuto práci vychováni již od raného dětství a následně se stávali vojenskými či poštovními posly. Nejznámější oblastí, kde se s tímto povoláním bylo možné setkat, byla oblast starého Řecka. Dle legendy běžel muž jménem Philippides v roce 490 př. n. l. právě z města Marathon do Athén s velice důležitou zprávou týkající se porážky perského vojska proti athénskému. Legenda uvádí, že tento posel doběhl do Athén se slovy: „Zvítězili jsme“, a následně zemřel. Historické prameny uvádí, že smrt byla způsobena horkem, nedostatkem tekutin a příliš vysokým tempem běhu. Faktem však zůstává malá věrohodnost tohoto příběhu, jelikož chybí dostatek důkazů dokládajících jeho pravdivost. Díky této historice byl položen základ Marathonského běhu. Jiný příběh hovoří o muži, který uběhl během dvou dnů vzdálenost 240 km a díky němuž se od roku 1983 běhá závod stejné délky – ultramaraton (Spartathlon), (Tvrzník et al., 2006).

Autoři Neumann Georg & Kuno Hottenrott (2016) považují Olympijské hry ve starověkém Řecku za první velký milník v historii závodního běhání, protože běh byl jednou z hlavních disciplín. Další oblastí, která se zasloužila o rozvoj závodního běhání a všeobecně o rozšíření běhu, byla oblast antického Říma, ale také Anglie (18. – 19. století), ve které se zakládají běžecké kroužky.

Velkým mezníkem závodních běhů bylo založení moderních olympijských her, které se uskutečnily roku 1896 a za jejichž zakladatele je považován Pierre de Coubertin. První závod v maratonu vyhrál Řek Spiridon Louis časem 2:58:50. Maratonský běh však z pohledu historie dostal několika změn, a to zejména v délce běhu. Původně měřil 39 km, následně 40 km. Na olympijských hrách v Londýně roku 1908 závod měřil 42,195 m. Následně došlo ještě ke dvěma změnám, nicméně od roku 1924 až do současnosti je délka již neměnná (Neumann et al., 2016).

Počátek závodního běhání měl také určitá specifika, která se podobala pravidlům ve sportovních hrách, kde na sportovní úrovni soutěžili nejdříve muži a poté teprve následovaly závody i pro kategorii žen. Jim však v počátcích závodního běhání byly vytyčeny pouze závody na krátké vzdálenosti a běhy na střední a dlouhé tratě byly pouze záležitostí kategorie mužů. Zlom nastává roku 1928, kdy ženy poprvé závodily na trati 800 m. Průlomem byla poté 70. léta 20. století, kdy se objevily závody na 1500 m a 3 km pro ženy. Poté i závod na 10 km. Roku 1967 se uskutečnil maraton v Bostonu, kterého se tajně zúčastnila závodnice Kathrin Switzer, která tento závod úspěšně absolvovala. Ženský maratonský běh byl zařazen na OH až od roku 1984. V současné době jsou velice populární „masové“ závody pořádané v různých městech, délka je od 10 km až po maraton (Tvrzník et al., 2006).

Historie běhu v českých zemích

Tvrzník et al. (2006) uvádějí, že první zmínky o závodním běhání na našem území pocházejí z konce 19. století, kdy zde byly po vzoru Anglie zakládány běžecké kroužky. První závod v maratonském běhu se u nás uskutečnil v roce 1908.

Výraznou osobností, která stála za rozvojem běhání na našem území, byl Emil Zátopek. Emil Zátopek patří mezi neslavnější české běžce a jeho nejvýznamnějšími úspěchy jsou zlaté medaile z OH v běhu na 5 a 10 kilometrů a také v maratonském závodě. Přehled úspěchů Emila Zátopka uvádí tabulka č. 1. Emil Zátopek byl známý svojí specifickou technikou běhu a odlišnými tréninkovými metodami (tréninky za každého počasí, místo speciálních běžeckých bot používal na trénink vojenské kanady), (Tvrzník et a., 2006).

Tabulka č. 1: Přehled medailových úspěchů Emila Zátopka

Umístění	Sportovní událost	Disciplína
Zlato	LOH 1948 - Londýn	10 000 m
Stříbro	LOH 1948 – Londýn	5 000 m
Zlato	ME 1950 – Brusel	5 000 m
Zlato	ME 1950 – Brusel	10 000 m
Zlato	LOH 1952 – Helsinky	Maratón
Zlato	LOH 1952 – Helsinky	10 000 m
Zlato	LOH 1952 – Helsinky	5 000 m
Bronz	ME 1954 – Bern	5 000 m
Zlato	ME 1954 – Bern	10 000 m

Legenda: LOH – letní olympijské hry, ME – mistrovství Evropy

Mezi neslavnější závody na našem území patří závody Velká Kunratická a Běchovice – Praha. V současné době je běhání velmi populární, o čemž svědčí konání celé řady tzv. městských závodů, například Prague International Marathon, Pražský půlmaratón apod. Samozřejmě je i konání řady extrémních běžeckých závodů, jako jsou ultramaratony. Objevují se zde profesionální i poloprofesionální týmy, ale velké množství lidí běhá pouze pro radost. Pozitivem pro současné běžce je široká nabídka běžeckého vybavení, odborných časopisů a zájem vědeckých pracovníků o provádění výzkumů v oblasti běhu.

Historický vývoj obuvi

Pravěcí lidé vytvářeli obuv z kůže ulovených zvířat, lýka a jiných dostupných materiálů, aby své nohy chránili před horkem, zimou, úrazem a dalšími vnějšími vlivy. Tehdejší člověk si obaloval nohy kůžemi z ulovených zvířat, omotával si je až po kotníky a přivazoval dostupnými materiály, jako například lýkem či různými motouzy z trávy. Dokladem těchto skutečností je nález nástěnných maleb, který byl objeven na italsko-rakouských hranicích. Turisté tam našli lidskou mumii, která dle archeologů byla pod ledovcem ukryta 5300 let. Tato mumie měla nohy obalené senem a pokryté kůží, která byla přivázána řemínky. Dalším nálezem byla bota stará zhruba 5500 let. Tato bota

velikosti 34 byla nalezena v Arménii a vyrobena byla z hovězí kůže. Tento nález (obrázek č. 1) je tedy nejstarší dochovanou obuví na světě (Hlaváček, 1994; Borgis, 2018).



Obrázek č. 1: Nejstarší dochovaná obuv na světě (Borgis, 2018)

Postupem času se kvalita obuvi zvyšovala a také se dochovalo více dokladů o její existenci. Například dochované památky vojáků staré Asýrie. V této době se kůže používala nejenom na výrobu vysokých bot, ale také jako část oblečení apod. Poprvé se objevuje šňěrování a také zapínání koženými řemínky. Nejvíce dochovaných památek pochází ze starobylých kultur Blízkého a Středního východu – oblast Egypta, Mezopotámie, Persie, ale také z oblastí Řecka a Říma. V těchto zemích se nejčastěji nosily kožené sandály, u kterých byla dost často podrážka dřevěná a zapínání koženými pásky (Hlaváček, 1994).

Řemeslná výroba obuvi se objevila již na přelomu 11. a 12. století, kdy vznikaly první dílny. K výrobě se opět používala kůže a různé textilní materiály. Tuto skutečnost dokazují nálezy z oblasti Velké Moravy. Velkým zlomem ve výrobě obuvi byl konec 15. století. Do této doby se obuv vyráběla pouze primitivní technikou. Na přelom 15. a 16. století se datuje výroba obuvi napínáním na kopyto. Na přelomu 16. a 17. století se objevují již specifické boty. Byly to boty lovecké, doktorské pantofle nebo také boty biskupské. Díky Ludvíku XIV. dochází k masivnímu rozšíření podpatků, a to jak u žen, tak i u mužů. Tento trend zapříčinil první vyosení těla a první drobné deformace nohy (Hlaváček, 1994).

Teprve až v průběhu 19. století se začínají vyrábět sportovní boty a rozšiřuje se i zakázková výroba obuvi. K tvorbě sportovní obuvi přispělo hlavně masivní rozšíření sportů. Objevují se první běžecké boty, ale také boty na golf, cyklistiku, tenis, bruslení a další sporty. Velký vliv na výrobu a používání sportovní obuvi měl i vynález šicího stroje roku 1846 (Hlaváček, 1994).

Z novodobé historie je za velký zlom považováno období, kdy do výroby sportovní obuvi bylo zavedeno používání gumy. Zmíněnou novinku přinesla společnost Goodyear, která kromě výroby pneumatik vytvářela gumu pro výrobu bot. Dalším významným milníkem ve výrobě sportovní obuvi bylo období 50. a 60. let minulého století, kdy byly založeny značky Adidas, Puma a Nike. Tyto firmy jsou hlavními producenty sportovní obuvi, některé z jejich modelů jsou celosvětově známé a patří mezi nejoblíbenější typy bot (Strasser & Becklund, 1991).

Dle výše uvedených historických informací je zřejmé, že člověk byl zrozen pro pohyb bez obuvi a až postupem času začal využívat ochrany nohy, s kterými však přicházejí určité deformity. Problematice deformit nohy je věnována kapitola 1.3.

1.2 Rozdělení a moderní trendy obuvi

V současné době je možné sledovat několik trendů sportovní obuvi. Jedním z nich je používání obuvi barefoot nebo minimalistické, ale zároveň i obuv maximalistická. Dále se objevuje obuv, která nese název „walk-on-air“, a dle výrobců má šetřit klouby a snižovat únavu svalů.

Běžecké vybavení a zejména běžecká obuv prochází neustálým vývojem. Výrobci běžeckých bot se snaží vyvíjet speciální obuv určenou jak pro různé běžecké disciplíny, tak i pro různé povrchy, po kterých běžec běhá. Běžeckou obuv lze tedy rozdělit do těchto základních kategorií:

- a) Silniční běžecké boty – tato obuv, jak již z názvu vychází, je určena pro běhy na silnici. Tyto boty jsou typické hladkou podrážkou pro dobrou přilnavost, dále jsou velmi lehké a měly by zaručovat komfort při běhu na tvrdém povrchu (silnici) po dlouhou dobu, jelikož silniční běhy jsou většinou na delší vzdálenosti.
- b) Krosové běžecké boty – tato obuv je určena pro běhání v terénu, z čehož plynou její specifické vlastnosti. Jde zejména o kvalitní terénní podrážku, zpevnění v oblasti kotníku, které by mělo zamezit distorzi hlezenního kloubu, jež v terénu hrozí, dále by měly být odolné vůči vodě.

- c) Závodní běžecké boty – v této kategorii jsou boty určené pro běžecké závody. Nejdůležitější vlastností této kategorie je nízká hmotnost a je zde také typické nižší tlumení a nižší drop (převýšení mezi špičkou a patou boty) v porovnání s tréninkovou obuví.
- d) Tretry na dráhu – tato kategorie je určena pro atletické závodníky. V této kategorii jsou specifické atletické tretry pro jednotlivé atletické disciplíny. Každá tretra má tak jiné vlastnosti dle specifik atletické disciplíny.
- e) Tretry krosové – tyto boty jsou určeny pro závody v přespolním běhu. U tohoto typu obuvi je důraz kladen na kvalitní stabilitu a tlumení. Důležité jsou také kvalitní hřeby pro běh na špatném terénu (například v bahně nebo mokré trávě).
- f) Barefoot běžecké boty – takzvané „bosé boty“ nejvíce simulují běh naboso. Mají velmi tenkou podrážku (tlumení) v oblasti paty (3 - 4 mm). Tato obuv má nulový drop. (Klasické sportovní boty mají poměrně velký drop a to 10 – 12 mm) (Sandler, 2015).
- g) Minimalistická obuv – snaží se co nejvíce napodobit chůzi či běh naboso (Nigg, 2009). Je specifická sníženým odpružením, tenkými podrážkami a nižší hmotností, než je tomu u klasických sportovních bot. Svými vlastnostmi chrání nohy před okolním nebezpečím, jako jsou například kamínky, nečistoty, chlad atd. Minimalistická obuv je tedy takovým spojením „bosých“ bot a klasických sportovních bot. Tyto boty mají velmi lehkou konstrukci, ale také velice malou nebo téměř žádnou podporu v patní i přední části chodidla. Pokles výšky tlumení (drop) od paty ke špičce je 4 – 8 mm a v porovnání s barefoot obuví mají podrážku o 4 - 7 mm silnější (Vivobarefoot, 2018).
- h) Maximalistická obuv – je poslední a také nejnovější kategorií běžeckých bot. Je typická vysokou podrážkou, která je cca 2,5x silnější (25 – 31 mm) než standardní běžecká obuv. Tyto boty jsou určeny pro běhání jak v terénu, tak na silnici. Drop se pohybuje od 2 do 5 mm. Tato obuv je i přes své rozměry velmi lehká díky lehké tlumící směsi.

V dnešní době existují také specifické boty, které vznikají s rozšířením jednotlivých sportů, jako například běžecké boty Reebok Spartan Race, které jsou určeny, jak již z názvu vychází, pro stále populárnější závody Spartan Race. Dále vznikají dětské běžecké boty – jsou určeny pro děti, a z tohoto důvodu mají i specifické vlastnosti,

zejména nízkou hmotnost a kvalitní tlumení, aby bylo zamezeno nejen přetížení kloubů, ale i celého pohybového aparátu.

1.3 Anatomický rozbor nohy, problémy a deformity

Nohu lze z anatomického hlediska rozdělit na několik částí. Čihák (2016) uvádí toto členění:

1. Kostí nohy

- Kostěný podklad nohy tvoří kotníky kosti holenní a lýtkové
- Kostí zánártní, nártní, články prstů

2. 7 kostí zánártních

- Kost patní
- Kost hlezenní
- Kost loďková
- Tři kosti klínové – vnitřní, střední a zevní
- Kost krychlová

3. 5 kostí nártních

4. Kostí prstů

5. Klouby nohy

- jsou tak pohyblivé jako na ruce
- kosti nohy tvoří nožní klenbu – vytvářejí podélné a příčné klenutí
- klenba nohy – noha se opírá na čtyřech bodech, díky tomu je umožněno pružné našlapování
- kloubní spojení:
 - o kost patní s hlezenní a člunkovou
 - o patní a krychlová
 - o krychlová a člunková
 - o člunková a klínová
 - o krychlová a klínové kosti
 - o nártní kosti a články prstů

6. Vazy

- cílem je zesílení pouzdra v místě, kde je kloub více namáhaný
- omezení nežádoucího pohybu
- zabezpečení dotyku kloubních ploch

7. Svaly

- svaly hřbetní strany nohy
 - krátký natahovač prstů
 - krátký natahovač palce
- svaly chodidlové strany nohy
 - palcová skupina
 - odtahovač palce
 - přitahovač palce
 - krátký ohybač palce
 - malíková skupina
 - odtahovač malíku
 - krátký ohybač malíku
 - střední skupina
 - svaly mezikostní
 - krátký ohybač prstů
 - čtyřhranný sval chodidlový

8. Nožní klenba

- vnitřní klenba
- zevní klenba
- příčná přední klenba

Problémy a deformity nohy

Téměř každý běžec má nějaké problémy s dolními končetinami (Dungl, 2005). Mezi ty nepatrné a nejčastější řadíme puchýře nebo otlaky, mnohem závažnějšími jsou například vbočený palec, kladívkové prsty nebo prodloužení nohy. K závažným až chronickým problémům dochází na základě špatné obuvi či špatné techniky nebo při neustálém přetěžování. Při dlouhodobě špatné technice, vybavení, případně neustálém přetěžování dochází k závažným až chronickým problémům. Objevit se mohou problémy ploché nohy či vysokého nártu. Tyto problémy mohou vzniknout buď z důvodu dlouhodobého běhání anebo mohou mít genetický původ, pochopitelně se může jednat o kombinaci obou těchto variant. Bohužel řada uvedených problémů vzniká z neznalosti běžců (techniky, vhodného vybavení). Vědečtí pracovníci se na základě svých poznatků získaných výzkumy snaží běžce varovat, popsat, jak daný problém vzniká, a podávat doporučení, jak již vzniklý problém eliminovat. I přesto že pokrok a technika jsou v současné době na velmi vysoké úrovni, není v oblasti běhu a nohy zdaleka vše prozkoumáno. Důvodem

může být i skutečnost, že každý člověk má jinou nohu a každá noha se v konkrétní situaci chová jinak. Velký vliv na to má i únava nohy, jelikož unavená noha reaguje jinak než noha „odpočínutá“. Díky únavě tak může docházet ke změně techniky běhu a tím k velmi negativnímu působení na běžcovo tělo (Dungl, 1989; Dungl, 2005; Gallo, 2011).

Vbočený palec (hallux valgus)

Jedná se o velmi častou deformitu objevující se nejen u běžců, ale hlavně u žen mezi 40. a 60. rokem na základě nošení špatné obuvi (lodičky, boty s vysokým podpatkem). Vzniká v důsledku přetížení dolní končetiny, kde je vyvíjen velký tlak na palec. Kloub palce po přetížení zbytnuje, a v důsledku toho dochází ke vbočení palce ve směru k ostatním prstům, které poté může utlačovat. Důležité je v tomto případě nosit stabilní obuv s vhodnou ortopedickou vložkou (Gallo, 2011).

Kladívkové prsty

Důvodů vzniku je několik, nejčastěji však dochází k této deformitě z důvodu přetěžování prstů nohy při běhání přes špičku. Další příčinou může být spojitost s vbočeným palcem, kdy se díky přetěžování prsty ohýbají (Gallo, 2011).

Bolest chodidel (plantární fascitida)

Nejčastěji se bolesti chodidel objevují v důsledku neustálého přetěžování dolních končetin v kombinaci s nesprávnou obuví. Proto je nutné používat správnou obuv, která je stabilní, a v případě určitých deformit nohy využívat i speciální vložky do bot (Gallo, 2011).

Prodloužení nohy

Dalším negativním jevem, s kterým se u běžců můžeme setkat, je tzv. prodloužení nohy. Noha se vlivem zátěže prodlužuje, a to nerovnoměrně (pravá a levá noha). Současné výzkumy dokazují, že u některých běžců dochází k většímu a u jiných k menšímu prodlužování nohy vlivem dlouhotrvající zátěže. Dle výzkumu za tento jev mohou dva faktory:

- a) Vertikální pokles podélné klenby nohy
- b) Pronace – vnitřní propad kotníku

Noha se může prodloužit až o 1 cm. Z tohoto důvodu se doporučuje, aby si běžci pořizovali boty o 1 až 2 centimetry větší (Gallo, 2011).

1.4 Běh jako základní pohybová dovednost

Dle Bunce (2006b) pohybová aktivita člověka značně klesá a v úzké spojitosti s tímto faktem dochází u těchto osob ke zrodu civilizačních chorob. Běh je základní pohybová aktivita, kterou může provozovat prakticky každý, nicméně je nutné stanovit si základní cíle a požadavky vlivu běhu na lidské tělo. U většiny amatérských běžců, či lidí, kteří s během začínají, můžeme určit dva základní cíle, kterými jsou kondice a redukce hmotnosti (hubnutí), (Bunc, 2006a; Bunc 2006b).

a) Kondice

Vytrvalost je nejvýznamnější schopnost, kterou běžci chtějí rozvíjet. Tuto schopnost lze rozvíjet velice dobře a při správném tréninkovém procesu dochází k jejímu velkému zlepšení. Vytrvalost se dá rozdělit dle několika hledisek, například na obecnou a speciální, silovou, rychlostní atd. Obecná vytrvalost (tvoří cca 70 – 80 % tréninku) je důležitá pro všechny běžce, speciální je pak důležitá až pro běžce výkonnostní. Kromě vytrvalosti je také důležitá síla a pohyblivost, které tvoří další složky kondice. Existuje silová vytrvalost, která je pro běžce také velice důležitá (pro správné provedení techniky). Pohyblivost bývá u běžců velice často opomíjená. Aby běžec mohl provádět pohyby v plném rozsahu, musí mít pohyblivost dostatečně rozvinutou. U běžců, kteří pohyblivost nerozvíjí, dochází ke zkrácení svalů dolních končetin, a to je limitující faktor délky běžeckého kroku, případně nutí vynaložit více energie na jeho provedení. Důležité je tedy provádět správný a pravidelný strečink. Pro nárůst kondice je také nutné dodržovat správnou regeneraci, životosprávu a vyváženou stravu. Všechny výše zmíněné faktory přispívají k nárůstu kondice (FTVS UK, 2017).

b) Redukce hmotnosti (hubnutí)

Nadměrný příjem energie je jedním z důvodů vzniku civilizačních chorob (obezita, infarkt, vysoký tlak, apod.) Proto řada lidí začíná s běháním z důvodu redukce své hmotnosti. Vzhledem k tomu, že běh je možné provozovat prakticky kdykoli a kdekoli, může téměř každý tímto způsobem svoji hmotnost redukovat. Důležité je znát, jaký má sportovec příjem a výdej energie. Podstatná je i správná intenzita běhu a nutričně vyvážená strava. V současné době existují programy, které tyto údaje umí na základě zadaných hodnot vypočítat (FTVS UK, 2017).

V souvislosti se zlepšením kondice, redukcí hmotnosti a vlastním výkonem by měl každý běžec znát některé základní pojmy, mezi které patří: srdeční frekvence, klidová srdeční frekvence, maximální srdeční frekvence a tělesná skladba.

1. Srdeční frekvence udává počet tepů srdce za minutu.
2. Klidová srdeční frekvence udává počet tepů srdce za minutu ráno ihned po probuzení.
3. Maximální srdeční frekvence udává maximální počet kontrakcí, které srdce daného jedince dokáže zvládnout za jednu minutu.
4. Tělesná skladba udává, z čeho je tělo složeno (tuk, svalová hmota, kostra, voda atd.)

Chůze a běh mají mezi sebou úzkou spojitost, jelikož běh se vyvinul z chůze. Z tohoto důvodu je proto nutné definovat základní rozdělení chůze a následně běhu. Základním rozdílem mezi chůzí a během je vynechání dvouoporové fáze krokového cyklu. Christopher McDougall (2011) považuje běh za nejpřirozenější pohyb člověka. Na základě tohoto tvrzení vytvořil jednu z nejčtenějších knih věnujících se běhu – „Born to run“.

1.4.1 Zdravotní aspekty běhu

Běh, jako základní pohybová aktivita, má pozitivní vliv na zdraví člověka a může působit i jako ochrana před civilizačními chorobami (Bunc, 2006a ; Bunc, 2006b).

Dle Tvrzníka et al. (2006) mezi základní kladné vlivy běhu působící na člověka (duševní a fyzické zdraví) patří:

- Uvolněnost organismu
- Lepší výkonnost srdce
- Větší srdce
- Snížení tepové frekvence
- Lepší stav vegetativního nervového systému
- Nižší a stabilnější krevní tlak
- Posílení nožní klenby a tím prevence proti plochým nohám
- Pozitivní vliv na držení těla
- Zlepšující se pohybová koordinace
- Výkonnější a silnější svaly

- Kladný vliv na kapilární prokrvení organismu
- Výkonnější plíce
- Lepší látková výměna
- Kladný vliv na nadváhu

Díky těmto vlivům má běh kladný vliv na tzv. biologický věk. Ten se určuje dle různých metod (např. Index vývoje stavby těla), výsledky se pak s využitím různé metody mohou lišit. Podle některých studií aktivně trénující běžci mají biologický věk mnohem nižší, než je jejich věk kalendářní, rozdíl může být až 5 let (Dubina et al., 1984; Rokyta, 2016).

Důležitou skutečností, kterou musíme brát v potaz, je, že běh není vhodný pro všechny osoby, neboť na zdraví člověka může mít i vliv záporný. Například u osob s vysokou nadváhou by mohly vzniknout zdravotní problémy (například přetížení kloubů, problémy se srdcem apod.). Při běhu dochází k velkému působení sil na nohu. Z tohoto důvodu je nutné používat správnou běžeckou obuv, vhodně zvolit objem a intenzitu tréninku a správnou techniku běhu. Jednoduchý ukazatel, který určí, zda je běh vhodný pro danou osobu, je výpočet BMI (body mass indexu). Pro osoby, které mají BMI do hodnoty 26, je běhání vhodné. Pro osoby s lehkou nadváhou a BMI 27 – 30 je vhodné nahradit běh chůzí, a to buď severskou, nebo kondiční. Pro osoby s vysokou nadváhou a BMI vyšším než 30 je vhodné zpočátku volit pouze chůzi a postupně přecházet na chůzi kondiční. Osoby, u nichž se objevují závažnější zdravotní problémy, by měly vhodnost běhu vždy konzultovat s ošetřujícím lékařem (Rokyta, 2016).

Dále má na zdraví velký vliv běžecká technika, která je popsána v kapitole 1.4.5. Technika běhu je dána výkonnostní úrovní běžce a délkou trasy, se kterou je úzce spojena i běžecká technika (způsob došlapu). Dle Wöllzenmüllera (2006) má velký vliv na došlap rychlost běhu. Se stoupající rychlostí běhu dochází k došlapu na přední část chodidla a naopak. Dle Tvrzníka (2008) je technika běhu přes patu šetrnější na zatížení všech částí dolní končetiny. Autor uvádí, že při běhu se hmotnost člověka až „ztrojnásobuje“ a tím je na segmenty dolní končetiny vyvíjen větší nápor. Na druhé straně Wessinghage (1999) uvádí, že běh přes přední část chodidla je šetrnější na kloubní a kosterní systém dolní končetiny než došlap na zadní část chodidla. Dle autora tak dochází k velkým nárazům, které mohou vést ke svalovým a neurologickým problémům. Výzkumná činnost v této oblasti došlapu při chůzi a běhu je poměrně rozvinutá.

Lieberman (2014), provedl výzkum běhu naboso a v minimalistické obuvi u indiánů kmenu Tarahumara v Mexiku. Cílem bylo zkoumat rozdíly v kinematice dolních končetin. Měření bylo rozděleno na dvě části. Prvního měření se zúčastnilo 23 domorodců a druhého 12. Třináct indiánů obvykle nosilo tradiční sandály, zvané huaraches, a deset obvykle nosilo moderní běžecké boty se zvýšeným polstrováním paty a podporou klenby nohy. Ke studiu kinematiky pohybu byl použit vysokorychlostní videozáznam. Měřenou skupinu tvořilo 13 mužů (věk $32,6 \pm 12,9$ let), kteří nosí pouze jejich vlastní sandály zvané „huaraches“. Dále pak byla měřena skupina 10 jedinců, z nichž bylo 7 mužů a 3 ženy (věk $26,0 \pm 11,9$ let), kteří nosí konvenční sportovní obuv. U druhého měření 10 používalo klasické sandály a 2 používali klasickou konvenční obuv. Základní antropometrické údaje byly shromážděny od všech účastníků. Získané informace se týkaly věku, pohlaví, výšky a hmotnosti, ale také délky nohy. Dále bylo provedeno dotazníkové šetření, jehož stanoveným cílem bylo zjistit četnost a typ denní pohybové aktivity a typ obuvi, jakou při této aktivitě využívají. V neposlední řadě se dotazník týkal počtu zranění dolních končetin. Měření bylo provedeno vysokofrekvenční kamerou s frekvencí 240 snímků za sekundu. Důležité u tohoto měření bylo i vhodné oblečení, aby byly co nejlépe vidět všechny segmenty těla a technika běhu. Pro stanovení krokové frekvence běhu byl využit metronom. Kinematické měření bylo zprůměrováno pro každého jednotlivce, poté se porovnávalo mezi ostatními jednotlivci a také mezi minimálně a běžně obutými jedinci pomocí t-testu. Dále byl použit Wilcoxonův test, kdy výsledky byly považovány za významné pro $p \leq 0,05$. Výsledky dokazují, že indiáni, kteří nosí normální klasické sandály, mají rovnoměrněji rozložený tlak na chodidlo. U celkem 40 % probandů byla v počáteční fázi kontaktu chodidla s podložkou při běhu určena střední část chodidla, u 30 % byl první kontakt chodidla s podložkou na přední části chodidla a u 30 % byla při prvním kontaktu chodidla s podložkou zadní část chodidla. Indiáni, kteří nosí klasickou běžeckou moderní obuv, ze 75 % primárně běhají přes zadní část chodidla a 25 % běhá přes střední část chodidla. Tato studie potvrzuje hypotézu, že s využitím minimalistické obuvi dochází k posunu prvního kontaktu chodidla s podložkou směrem k přední části chodidla v porovnání s klasickou sportovní obuví.

Pontzer et al. (2014) analyzovali zapojení nohy při běhu. Výzkum byl proveden u lovců a sběračů z Tanzanie, kteří nepoužívají žádnou obuv nebo pouze minimální. Testovaným souborem bylo 26 dospělých domorodců. Patnáct z nich bylo mužů (hmotnosti $50,4 \pm 4,2$ kg), 11 žen (hmotnost $45,9 \pm 6,0$ kg) a 14 dětí, z nichž bylo 9 mužského pohlaví a 5

ženského pohlaví. Měření bylo realizováno na cestě, která byla tvrdá a suchá, nejčastěji směs písku a bahna. Zkoumán byl vztah věkové kategorie (dospělý nebo dítě), pohlaví a obuv (naboso nebo obutý). Výzkum prokázal, že lovci (muži) nejvíce zatěžují prostřední část chodidla, zatímco ženy a děti nejvíce zatěžují zadní část chodidla. Z celkového počtu 45,4 % probandů běhalo přes zadní část chodidla a 54,6 % přes celou plochu chodidla, nikdo z měřených probandů neběhal přes přední část chodidla. U dospělých probandů 53,8 % běhalo přes celou plochu chodidla, u mladistvých 14,3 %. Muži z 86,7 % běhali přes celou plochu chodidla a ženy z 9,1 % běhaly přes celou plochu chodidla.

Larson (2014) provedl analýzu běhu bosých běžců a běžců s minimalistickou obuví při běžeckém závodě v New Yorku v roce 2011. Měření probíhalo na úseku dlouhém 350 metrů po rovině na asfaltové silnici. Záznam byl proveden prostřednictvím fotoaparátu s frekvencí 60 snímků za sekundu. Fotoaparát byl upevněn na stativ poblíž země, aby bylo dobře viditelné, jakou částí chodidla závodníci došlapují. Celkem bylo sledováno 241 běžců, z nichž 169 běželo naboso a 42 mělo minimalistickou obuv „Vibram Fivefingers“. Ostatní běžci měli jiné druhy bot, například různé druhy sandálů. V tomto závodě byly dvě skupiny běžců, ti, kteří již naboso běhají, anebo ti, kteří s běháním naboso teprve začínají. Probandi byli rozděleni do tří kategorií podle typu běhu. Do první kategorie byli zařazeni běžci přes špičku – ti, kteří dopadali na přední část chodidla, druhou kategorií byli ti, kteří dopadali na celou plochu chodidla, a třetí kategorií byli ti, kteří nejdříve dopadali na zadní část chodidla. Fotoaparát je snímal z boku a k vyhodnocení byly použity pouze snímky, které byly dobře viditelné, tedy nezakryté. Výsledky ukázaly, že u bosých běžců 59,2 % běželo přes přední část chodidla, 20 % přes střední část chodidla (přes celou plochu) a 21 % přes zadní část chodidla (přes patu). U běžců s minimalistickou obuví 33,3 % běželo přes přední část chodidla, 19,1 % přes prostřední část chodidla a 47,6 % přes zadní část chodidla. S využitím „bosé“ či minimalistické obuvi dochází k posunu plantárních tlaků směrem k přední části chodidla, což dokazuje, že necelých 80% „bosých“ běžců mělo první kontakt s podložkou na přední nebo střední části chodidla a 52% běžců v minimalistické obuvi mělo první kontakt s podložkou na přední nebo střední části chodidla.

Grigg et al. (2013) ve svém výzkumu sledovali, jaký vliv má obuv na zatížení Achillovy šlachy při chůzi. Měření bylo provedeno na skupině dvanácti rekreačně sportujících mužů při chůzi naboso a v běžných botách. Rychlost chůze byla zvolena individuálně ($3,4 \pm 0,7$ km/h). K měření byly použity standardní běžecké boty s výškou paty 10 mm. Měření bylo

realizováno na běžeckém pásu, ke stanovení rychlosti a k měření bylo dále použito ultrazvukové zařízení. Měřicí frekvence byla stanovena na 100 Hz při deseti sekundové ustálené chůzi. Měření prokázala, že obuv měla za následek výrazné zvýšení délky kroku a dobu kontaktu s podložkou ve srovnání s chůzí naboso. Výsledek ukázal, že standardní běžecké boty s 10 mm výškou paty kompenzují zvýšené tahové zatížení Achillovy šlachy.

Hein & Grau (2014) srovnávali běh naboso a běh v botách Nike Free. Hlavním cílem této studie bylo provést srovnání kinematiky nohy při běhu naboso a v minimalistické obuvi. Byly měřeny dva úseky – naboso a v botách Nike Free 3.0 na tartanu. Měřeným souborem bylo 37 probandů a všichni se vyznačovali typem běhu přes patu (byla provedena vizuální kontrola před měřením). Žádný z probandů neměl úraz v období šesti měsíců před měřením. Probandi byli rekreační sportovci s věkovým rozpětím 18 až 55 let. Záznam byl proveden šesti kamerami s infračerveným systémem s frekvencí 250 snímků za sekundu. Každý z probandů běžel úsek dlouhý dvacet metrů naboso a obutý v botách Nike Free 3.0 na tartanu stanovenou rychlostí 11 km/h, která byla monitorována pomocí fotoelektrické bariéry. Povolená hranice rychlosti byla mezi 10,5 až 11,5 km/h. Určená rychlost byla stanovena jako průměrná rychlost pro rekreační běžce, a to jak pro kategorii mužů, tak žen. Testovanou obuví byly boty značky Nike Free 3.0. Důraz byl také kladen na dominantní a nedominantní nohu. Každý z probandů na základě užití základních testů laterality (autoři však neuvádějí, který konkrétní test byl určen) určil svoji dominantní nohu. Z celkového počtu 37 probandů mělo 18 dominantní nohu pravou, 19 levou. Výsledky ukázaly, že obuv Nike Free 3.0 napodobuje běh naboso, nicméně autoři doporučují firmě Nike úvahu nad změnou designu boty, aby více napodobovala barefoot obuv. Odlišnosti mezi Nike Free a barefoot obuví se objevovaly zejména během počáteční stojné fáze, a to jak v sagitální, tak frontální rovině.

Hasegawa et al. (2007) provedli výzkum při závodě v půlmaratonu, který měl za cíl sledovat kontakt chodidla s podložkou na patnáctém kilometru běhu. Do výzkumu bylo zařazeno 283 běžců. K měření byla využita vysokorychlostní kamera, která zaznamenávala stojnou fázi běžců. Cílem tedy bylo zjistit, jaký je vztah rychlosti závodníků na typu došlapu. Došlap byl rozdělen do tří kategorií (došlap přes zadní část chodidla, střední část chodidla a přední část chodidla). Závěry této studie naznačují, že došlap úzce souvisí s rychlostí běžce. Procento došlapu přes zadní část chodidla se zvyšuje se snížením rychlosti a naopak procento došlapu přes střední část chodidla se

zvyšuje s rostoucí rychlostí. Autoři dále uvádějí, že kratší doba kontaktu chodidla s podložkou může přispět k lepší ekonomice běhu.

Lima-Silva et al. (2010) zkoumali vliv úrovně výkonnosti na strategii běhu v průběhu simulovaného závodu. Do výzkumu bylo zařazeno 24 mužů, kteří byli rozděleni na základě výkonů do dvou skupin („méně výkonná“ a „více výkonná“). Následovalo měření, které bylo provedeno na běžeckém trenážeru a mělo simulovat závod na 10 kilometrů. U výkonnější skupiny byla počáteční rychlost běhu $18,8 \pm 1,4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, která se postupně snižovala do mety dvou kilometrů a poté zůstala konstantní až po metu 9,6 kilometru a následně opět vzrostla. U skupiny méně výkonných běžců byla počáteční rychlost běhu po metu 400 metrů $14,5 \pm 0,7 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a následně se rychlost opět výrazně snižovala až po metu 9,6 kilometru a následně opět došlo k výraznějšímu zrychlení. Výsledky tak naznačují rozdíly zvolené strategie a rychlosti běhu závisících na výkonnosti běžce.

Hryvniak et al. (2014) provedli dotazníkové šetření na 509 běžcích, kteří přešli k běhu naboso nebo k běhu s minimalistickou obuví. Bylo provedeno dotazníkové šetření, kde 53 % respondentů uvádí, že přešlo na minimalistické boty z důvodu zranění, dále 13 % dotázaných začalo využívat minimalistické boty na základě doporučení a 8 % na základě doporučení trenéra. Z dotázaných 40 % běhalo naboso po dobu delší než 1 rok, 23 % dotázaných běhalo naboso po dobu od 6 měsíců do jednoho roku, třináct procent běhalo naboso v rozpětí od 2 do 6 měsíců a pouze 6 % dotázaných používalo běh naboso nebo v minimalistických botách po dobu kratší než jeden měsíc. Dále se dotazník věnoval typu povrchů, na kterém běžci nejčastěji běhají. Na různých površích, včetně trávy, běhalo 60 % dotázaných, 55 % běhalo po městských ulicích, 55 % po chodnicích, 42 % po stezkách. Jelikož bylo možné volit více odpovědí, tak procenta nedávají celkový součet 100 %. Z celkového počtu dotázaných 55 % nezaznamenalo žádné nebo mírné výkonnostní zlepšení. Více než 39 % běžců zaznamenalo mírné až výrazné zlepšení ve svých závodních časech a 6 % probandů uvedlo, že došlo ke zhoršení jejich výkonu. Většina z probandů uvedla, že jejich zdravotní stav po zranění se s přechodem na běh naboso nebo minimalistické boty zlepšil. Z tohoto výzkumu vyplývá, že nejčastějším povrchem pro běh jsou travnaté stezky, a proto jsme pro náš výzkum zvolili právě tento typ povrchu.

Miller et al. (2014) ve své studii sledovali, jak užívání minimalistické obuvi po dobu 12 týdnů změní tvar nohy, a zároveň se zabývali zapojením jednotlivých svalů nohy. Měření

se zúčastnilo 33 zdravých dospělých probandů (17 mužů a 16 žen). Tato skupina měla průměrně 48 naběhaných kilometrů za týden ve standardní běžecké obuvi po dobu delší než jeden rok. Do výzkumu nemohli být zařazeni probandi, kteří běhají v minimalistické obuvi, naboso nebo měli v posledním roce na dolní končetině nějaké zranění, které trvalo déle než pět dní. Měření probíhalo na běžeckém trenažéru Smooth Fitness 76 HR PRO za použití osmi videokamer, které snímaly 120 snímků za sekundu, současně byl použit vysokorychlostní fotoaparát, který snímal 200 snímků za sekundu. Výsledky dokazují, že při užití minimalistické obuvi se výrazně více aktivují svaly nohy. To vede k tomu, že je noha silnější a stabilnější. Většina (85 %) z celkového počtu běžela přes patu a pouze čtyři z celkového počtu běželi přes špičku při užití minimalistické obuvi.

Kasmer et al. (2014) ve svém výzkumu srovnávali aktivaci vybraných svalů nohy pomocí EMG a také vliv únavy na kinematiku běhu u skupiny čtyř minimalistických běžců před a po běhu na 50 km. Měření bylo provedeno dvakrát. V prvním běhu používali minimalistickou obuv a ve druhém konvenční obuv. Všichni běžci častěji běželi přes zadní část chodidla (přes patu), což je dáno technikou běhu většiny maratonců a ultra maratonců. Při použití minimalistické obuvi došlo k posunu směrem dopředu tak, že se běžci odráželi více ze střední části chodidla, nežli tomu bylo při použití běžné sportovní obuvi.

Ahn et al. (2014) předkládají studii kinematiky, EMG a kinetiky. Testovali 40 závodníků na běžeckém trenažéru. Z celkového počtu 40 probandů bylo 20 mužů a 20 žen. Z celkového počtu čtyřiceti probandů bylo 21 rekreačních běžců, kteří naběhají alespoň 8 mil za týden po dobu delší než jeden rok, zatímco 19 běhá pravidelně větší objemy včetně ultramaratonů. Čtyři z celkového počtu běhají v minimalistických botách, dva používají pětiprsté minimalistické boty a všichni ostatní klasickou sportovní běžeckou obuv. Výsledky ukázaly, že jedenáct běžců běhá přes přední část chodidla naboso i obutí a jedenáct běžců běhá přes patu, pokud jsou bosí, i obutí.

Henning et. al (1995) provedli výzkum, kdy sledovali rozložení tlaku v botě při využití 8 tlakových senzorů, které byly rovnoměrně rozmístěny. K výzkumu bylo použito 19 různých modelů obuvi. Výzkumu se zúčastnilo 22 probandů. Sledovanými proměnnými byly distribuce tlaku, naměřená síla na podložku a akcelerace v průběhu běhu rychlostí $3,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Výsledky prokazují podstatné rozdíly v tlakových hodnotách a autoři uvádějí, že různé modely obuvi mají podstatný vliv na chování nohy v průběhu kontaktu s podložkou. Z tohoto je zřejmé, že je nutná správně zvolená obuv.

Výzkumná činnost v oblasti využívání minimální obuvi je velice široká, a to zejména v zahraniční literatuře. Na základě výzkumu Hryvniaka et al. (2014) je možné říci, že lidé využívající minimální obutí mají méně zdravotních problémů v oblasti dolních končetin a pevnější klenbu. Je však nutné konstatovat, že toto obutí je využíváno v chudých oblastech u domorodých kmenů. V našich zeměpisných šířkách to není tak obvyklé a také ho kvůli poměrně chladnému počasí nelze nevyužít po celý rok, a proto se tu objevují minimalistické boty, které by těmto vlivům měly zabránit. Dále na základě výzkumů Liebermana (2014), Pontzera et al. (2014), Larsona (2014), Millera et al. (2014), Kasmera et al. (2014) a Ahna et al. (2014) lze sledovat určitý výzkumný trend ve sledování prvního kontaktu chodidla s podložkou při běhu.

Na základě těchto zjištěných faktů však vzniká celá řada otázek spojených s danou tématikou, z nichž některé budou řešeny v této dizertační práci. Například zda dochází k posunu plantárních tlaků směrem k přední části chodidla při prvním kontaktu chodidla při využití sportovní a minimalistické obuvi a zda se bude lišit doba kontaktu s podložkou s využitím minimalistické a sportovní obuvi.

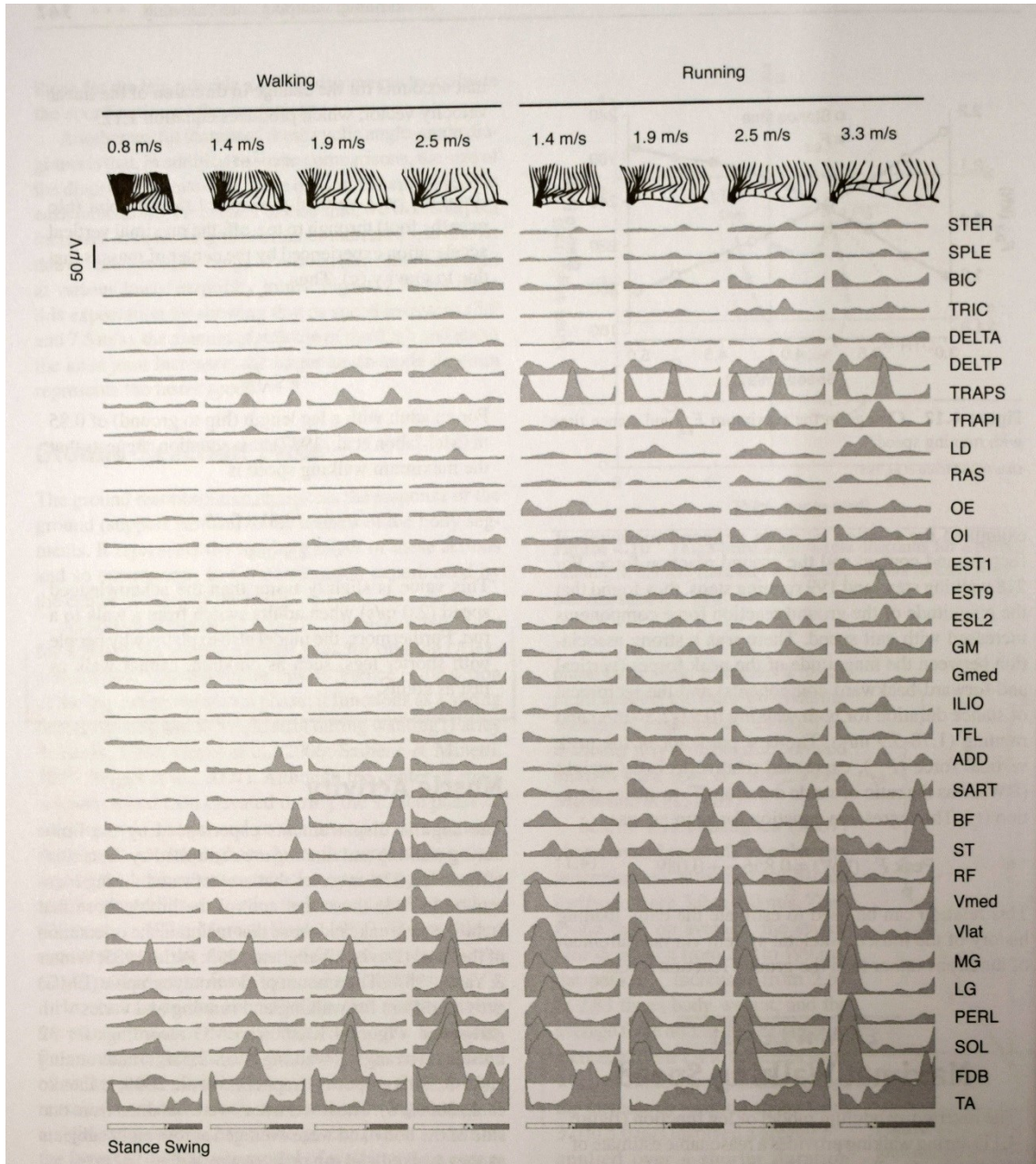
1.4.2 Zapojení svalových skupin při běhu

Ke správnému pohybu je nutné zapojení několika částí pohybového aparátu. Mezi hlavní části patří svalstvo, kostra a klouby, šlachy a vazy, ale také nervový systém. S těmito soustavami je dost často spojeno nerovnoměrné zatěžování a zapojování jednotlivých struktur. Dále dochází také ke zkracování jednotlivých svalových skupin. Svalová vlákna určují, jaké má jedinec vytrvalostní předpoklady. Mezi základní svalová vlákna patří rychlá glykolytická vlákna (bílá vlákna), pomalá oxidativní vlákna (červená vlákna) a rychlá oxidativní vlákna (přechodná vlákna). Množství jednotlivých druhů vláken je dáno geneticky, přesto vytrvalost může rozvíjet každý jedinec (Puleo & Milroy, 2014; Čihák, 2016).

Svalová aktivita při běhu

Pro běžce je velice důležitá znalost zapojení jednotlivých svalů v průběhu běhu, a to hned z několika důvodů – prevence proti přetížení, posilování, kompenzační cvičení, strečink, ale také vztah k technice běhu. Zapojení jednotlivých svalů se sleduje pomocí elektromyografie. Cappellini et al. (2006) provedli výzkum zapojení jednotlivých svalů při chůzi a běhu s odlišnou rychlostí. Výsledky studie jsou zobrazeny na obrázku č. 2.

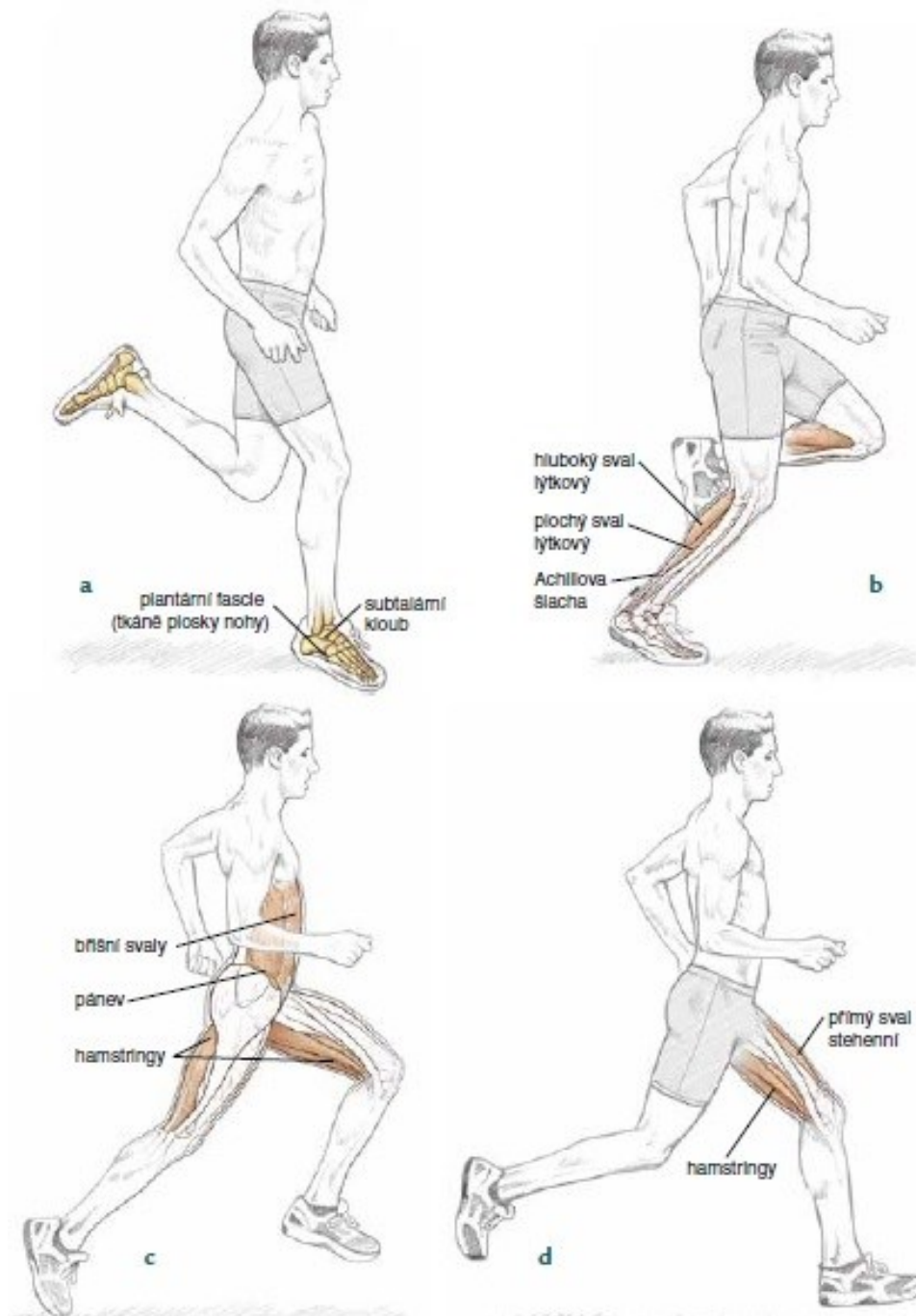
V kapitole 1.4.6 je rozdělen běžecský krok na 4 základní fáze (dle Novatchecka 1998). Tyto fáze mají vliv na zapojení různých svalových skupin, které dokládá obrázek č. 3.



Obrázek č. 2: Průměrná EMG aktivita 32 svalů při chůzi a běhu s odlišnou rychlostí (Cappellini et al., 2006)

Legenda: STER = sternocleidomastoideus; SPLE = splenius; BIC = biceps brachii; TRIC = triceps brachii; DELTA = anterior deltoid; DELTP = posterior deltoid; TRAPS = superior trapezius; TRAPI = inferior trapezius; LD = latissimus dorsi; RAS = superior rectus abdominis; OE = external oblique; OI = internal oblique; EST1 = erector spinae at T1; EST9 = erector spinae at T9; ESL2 = erector spinae at L2; GM = gluteus maximus;

Gmed = gluteus medius; ILIO = iliopsoas; TFL = tensor fascia latae; ADD = adductor longus; SART = sartorius; BF = biceps femoris; ST = semitendinosus; RF = rectus femoris; Vmed = vastus medialis; Vlat = vastus lateralis; MG = medial gastrocnemius; LG = lateral gastrocnemius; PERL = peroneus longus; SOL = soleus; FDB = flexor digitorum brevis; TA = tibialis anterior, Walking – chůze, Running – běh, Stance – doba kontaktu chodidla s podložkou, Swing – doba od posledního kontaktu chodidla do prvního kontaktu stejné nohy



Obrázek č. 3: Zapojení svalových skupin v průběhu krokového cyklu běhu (Puleo & Milroy, 2014)

Legenda: a – došlap – první kontakt chodidla s podložkou, b – stojná (oporová fáze), c – odraz, d – letová fáze

1.4.3 Formy běhu

Dle Tvrzníka et al. (2006) lze chůzi a běh rozdělit do několika forem, přičemž každá má svá specifika. Tyto formy se liší svojí intenzitou a energetickou náročností. Mezi základní formy můžeme uvést následující:

- Kondiční chůze – využívá se pro získání základní kondice, typická je nízká intenzita, což odpovídá cca 7:30 min. na 1 kilometr, vhodné jsou 2-3 tréninky týdně.
- Severská chůze – využívá se pro redukci hmotnosti, získávání základní kondice a upevnění zdraví, opět je zde nízká intenzita odpovídající 6:30 – 7:30 min. na 1 km, vhodné jsou opět 2-3 tréninky týdně.
- Jogging – opět je využit pro redukci hmotnosti, upevňování zdraví a získávání základní kondice, dochází k mírnému zvýšení intenzity – mírná až střední, intenzita je tedy 6:00 - 7:00 min. na 1 km, vhodné jsou již 3 tréninky týdně.
- Kondiční běh – je využíván zejména pro rozvoj kondice, intenzita je zde již střední až vysoká, což odpovídá 5:00 - 6:00 min. na 1 km s doporučeným počtem 3 - 4 tréninky týdně.
- Výkonnostní běh – určen pro udržení a zvýšení výkonnosti, střední až vysoká intenzita, což odpovídá 3:30 - 5:00 min. na 1 km, počet tréninků je 5 - 6 týdně.
- Běh s holemi – cílem je udržet a zvýšit výkonnost ve střední až vysoké intenzitě, což odpovídá 5:00 - 6:00 min. na 1 km, vhodné jsou 1 - 2 tréninky týdně.
- Závodní běh – cílem jsou dobré výsledky na závodech, je zde vysoká až maximální intenzita, což odpovídá 2:40 - 3:30 min na 1 km, využívá se 6 - 12 tréninků týdně.

Každý člověk, který začíná s pohybovou aktivitou, by měl začínat u té nejjednodušší a postupně přecházet na náročnější. Tyto výše uvedené formy jsou seřazeny od nejjednodušší po nejnáročnější a mezi sebou se vzájemně liší například:

- energetickou náročností,
- technikou – na základě studie Elliota & Acklanda (1981), který zkoumal závodní běžce na 10 000 metrů, je zřejmé, že únava má vliv na změnu techniky běhu. Autoři uvádějí, že na základě zvyšující se únavy dochází ke změnám v délce kroku, rychlosti pohybu a polohy segmentu těla a tím ke snížení rychlosti běžce,
- využitím speciálního vybavení (při některých formách jsou využívány například – tretry, minimalistická obuv apod.) (Tvrzník et al., 2006).

1.4.4 Rozdělení běžeckých disciplín

Běh je základní pohyb a objevuje se v řadě sportovních disciplín nebo je také brán jako samostatná sportovní disciplína. Je proto nutné jej rozdělit do několika kategorií. Dle Jeřábka (2008) se běžecké disciplíny dělí na:

- atletiku
- přespolní běhy
- běhy do vrchu
- sporty, jejichž součástí je běh (orientační běh, triatlon, apod.)

Dle disciplín se rozlišují:

1. Běhy na dráze
 - a) Hladké běhy – krátké, střední, dlouhé tratě
 - b) Překážkové běhy – krátké tratě, steeplechase
 - c) Štafetové běhy – olympijské a neolympijské tratě
2. Běhy mimo dráhu
 - a) Silniční
 - b) Přespolní

Dle obsahu a zaměření se atletika dělí na:

- a) Kondiční atletiku
- b) Zdravotní atletiku
- c) Školní atletiku
- d) Rekreační atletiku
- e) Závodní atletiku
- f) Atletiku zdravotně postižených

Dle prostředí se atletika dělí na:

1. Atletiku na stadionu
2. Atletiku mimo stadion
 - a) Atletiku terénní
 - b) Atletiku silniční

Dále se běh dělí dle disciplín, ve kterých se vedou světové rekordy na otevřených nebo krytých závodištích, a dle disciplín, které jsou součástí OH.

1.4.5 Běžecká technika

„Sportovní technika je určitý biomechanický způsob řešení daného pohybového úkolu člověkem na základě všeobecných anatomicko-fyziologických a psychologických předpokladů v soulase s mechanickými zákony platnými v průběhu pohybu a v soulase s mezinárodními pravidly závodění.“ (Novák, 1965)

Technika běhu je velice důležitá a vytvářením a zdokonalováním správných pohybových návyků se dosáhne tzv. správné techniky. Technika běhu je složena ze dvou základních faktorů – délky kroku a frekvence. Tyto dva faktory mají zásadní vliv na rychlost běhu (Novák, 1965).

Dle Jeřábka (2008) je běžecký cyklus a zároveň i charakter běhu závislý na několika faktorech:

- somatotypu,
- nervosvalových procesech, které řídí pohyb,
- trénovanosti,
- délce trati.

Technika běhu je odlišná pro jednotlivé běžecké disciplíny. Obecně je dokrok měkký a elastický, při sprintech je prováděn na přední část chodidla, naopak u běhů na delší vzdálenosti může být prováděn na patu či celé chodidlo. Velice důležitá je svalová síla především dolních končetin, jelikož je jejich hlavní hnací silou. Postupně se napínají klouby odrazové končetiny v kyčli, koleni a hleznu, což však nemusí platit vždy, jelikož u různých rychlostí běhu nemusí dojít k plnému rozsahu pohybu. Největší rozsah pohybů mají běžci užívající tzv. švihový způsob běhu, který se nejčastěji užívá u běhů na 400 až 800 metrů. Vedle toho je znám také šlapavý způsob běhu, který se užívá zejména po

vyběhnutí z bloků. Došlap je prováděn až za kolmým průmětem těžiště a trup je nakloněn vpřed. Kontakt chodidla s podložkou je pouze v její přední části. Krok je relativně krátký a postupně se prodlužuje, až přechází v běh švihový (Jeřábek, 2008).

U běhů na střední tratě se užívá běh švihový, pro tento způsob běhu je typická „dvojitá práce kotníku“. Chodidlo se nejprve dotýká podložky přední částí chodidla a poté dochází ke zhoupnutí směrem vzad téměř na celé chodidlo. Následně se noha odvíjí a pohyb končí velkou aktivitou palce a prstů, které se opírají o podložku pro pohyb vpřed. Důležitá je i práce horních končetin, která také napomáhá k efektivnímu pohybu směrem vpřed.

Dělení běžecké techniky

Techniku běhu můžeme rozdělit na šlapavý a švihový běh, ale zároveň existuje rozdělení do pěti skupin dle běžecké pyramidy (jogging, základní běžecká technika, tempový běh, rychlý běh a sprint). Každý běžec má svoji specifickou techniku běhu, která souvisí i s jeho běžeckou úrovní. Běžci nižší výkonnostní úrovně by tak neměli napodobovat profesionální běžce, kteří mají vytříbenou techniku, jež je pro amatéra velmi náročná. Pro běžce amatéra je důležitá taková technika, která bude působit zdravě na jeho tělo a nebude díky ní docházet ke zdravotním obtížím. Technika se dá postupně zlepšovat, nicméně je vhodné využít služeb zkušených trenérů. Technika běhu je také odlišná u běžců, kteří využívají moderní běžecké trendy, jako je minimalismus, bosé běhání či maximalismus. Kromě zdravého běhání je dalším velice důležitým faktorem ekonomika běhu. Na hodnocení techniky mají vliv části těla běžce v průběhu jednotlivých fází běhu. Zejména se to týká polohy hlavy, trupu a pánve, práce paží a zapojení kotníků (Tvrzník & Gerych, 2014).

Šlapavý způsob běhu

Šlapavý způsob běhu se využívá nejčastěji v atletice po startu z bloků. Tato technika je využita hlavně k rychlému nabrání rychlosti, případně akceleraci v průběhu běhu. Hlavním rysem je dokrok za těžnicí a s tím i odpovídající poloha těla, která je ve výrazném náklonu vpřed. Odraz je prováděn ze špičky. U této techniky sledujeme pouze dvě základní fáze běžeckého kroku, a to fázi odrazu a letu (Tvrzník & Gerych, 2014).

Švihový způsob běhu

Hlavním rysem této techniky je udržení již nabrané rychlosti po celou dobu běhu na základě využití setrvačnosti. Objevuje se zde dvojitá práce kotníku, která je jedním z typických rysů této techniky (Tvrzník & Gerych, 2014).

V počáteční fázi dochází k volnému došlapu na vnější malíkovou hranu chodidla a následně ke zhoupnutí přes celé chodidlo, po kterém následuje odraz ze špičky. Poloha trupu je vzpřímená a odraz směřuje do těžiště (Tvrzník & Gerych, 2014).

Jogging

Tento běh je poměrně pomalý a pohyby jsou prováděny poměrně v malém rozsahu. Tělo je mírně nakloněno vpřed a v iniciační fázi dochází k prvnímu kontaktu přes patu. Dochází zde k velmi malým nárazům díky malé rychlosti běhu. Noha, která jde do zanožení, je velmi nízko nad zemí. Švihové koleno se dostává mírně před trup. Letová fáze je velmi krátká. Paže pracují také v relativně malém rozsahu. I u této techniky se objevuje řada chyb, jako například záklon trupu, přitahování špičky nohy k bérce nebo snížené těžiště – velký úhel v koleni (Tvrzník & Gerych, 2014).

Základní běžecká technika

Základní běžeckou techniku využívají také pokročilí běžci k získání potřebného objemu kilometrů, a to nejčastěji na začátku ročního tréninkového cyklu. První kontakt s podložkou je veden opět přes patu, která je mírně před trupem. Koleno je mírně pokrčeno, díky čemuž dochází k tlumení nárazů. Tělo je mírně předkloněno a zadní noha je již výše zvednutá s následným sbalením se pod trup. V porovnání s joggingem je zde proveden odrazový nápon v plném rozsahu (kotník, koleno, kyčel). Švihové koleno se také dostává výše než u předcházející techniky. Paže také pracují ve větším rozsahu a svírají úhel 90 stupňů s trupem. Prodlužuje se letová fáze s aktivním dokrokem nohy. Mezi nejčastější chyby této techniky patří nízké švihové koleno, extrémní předklon a vysazení hýždí, neefektivní odraz a krátká letová fáze. Mohou se objevit také chyby u práce horních končetin, a to nejčastěji propínáním v loktech, lokty jsou příliš od těla, pohyb paží není podél těla, případně malý rozsah pohybu paží (Tvrzník & Gerych, 2014).

Tempový běh

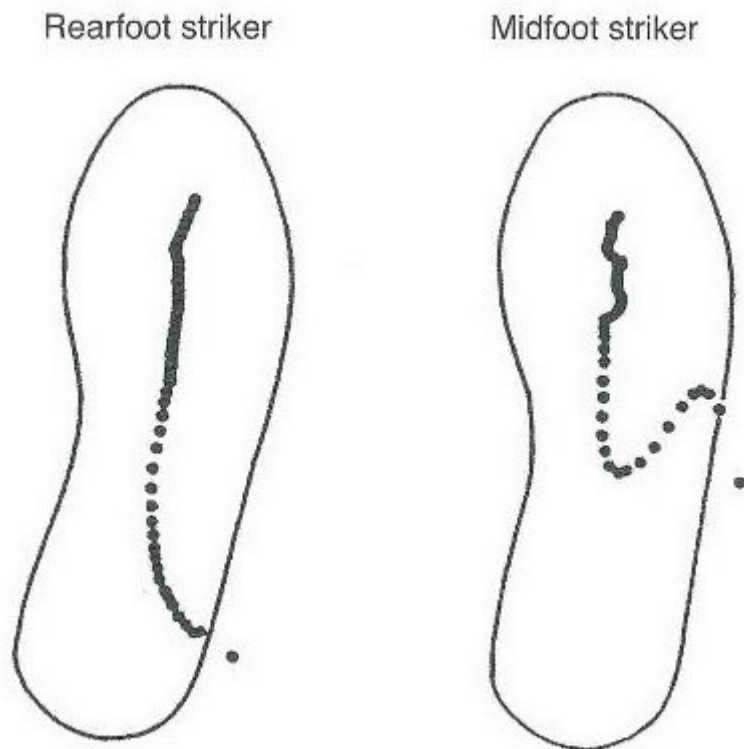
Technika se používá zejména pro trénink běžeckého tempa. Tato technika se doporučuje pokročilejším běžcům, jelikož je poměrně náročná a u začátečníků by se mohla objevit řada chyb, zejména ve fázi dokroku a s ním spojeném tlumení. Při špatném provedení by docházelo k velkým nárazům a tím by mohly vzniknout problémy zejména u kolen a kyčlí. Dokrok již není proveden přes patu, ale přes celé chodidlo, a to zejména přes střední část a přední část chodidla, přes patu jen minimálně. Nedochází zde také k zatížení paty, která je lehce nad zemí nebo jen minimálně zatížena. Opět je zde odraz v plném

rozsahu a švihové koleno se dostává téměř až do rovnoběžné polohy se zemí. Následuje dlouhá letová fáze provázená aktivní prací švihové nohy (zašlápnutí) a následná příprava na dokrok. Mezi nejčastější chyby patří špatný dokrok (moc před tělem, nekontrolovatelný dokrok), vysazení boků a extrémní předklon vpřed (Tvrzník & Gerych, 2014).

Rychlý běh

Rychlý běh je vrcholná technika u běhu. Je velice náročná a určena zejména pro pokročilé až vrcholové běžce, jelikož udržet správné provedení po dlouhou dobu je velice náročné. Využívá se zejména pro závody na delší tratě. Sprint se od této techniky liší ještě větším a agresivnějším rozsahem pohybu. Špička nohy je jako první v kontaktu s podložkou a nedochází k došlapu na patu, ale k pouhému přiblížení nad podložku. Tlak je tedy zejména na přední části chodidla. Trup je nakloněn dopředu. Opět je zde odraz v plném rozsahu a stejně tak práce švihového kolena. Poté probíhá dlouhá letová fáze, po které následuje příprava na dokrok tak, že se špička propíná. Mezi nejčastější chyby patří opět dokrok přes patu, malý rozsah švihového kolena a krátká letová fáze a vysazení boků s extrémním předklonem (Tvrzník & Gerych, 2014).

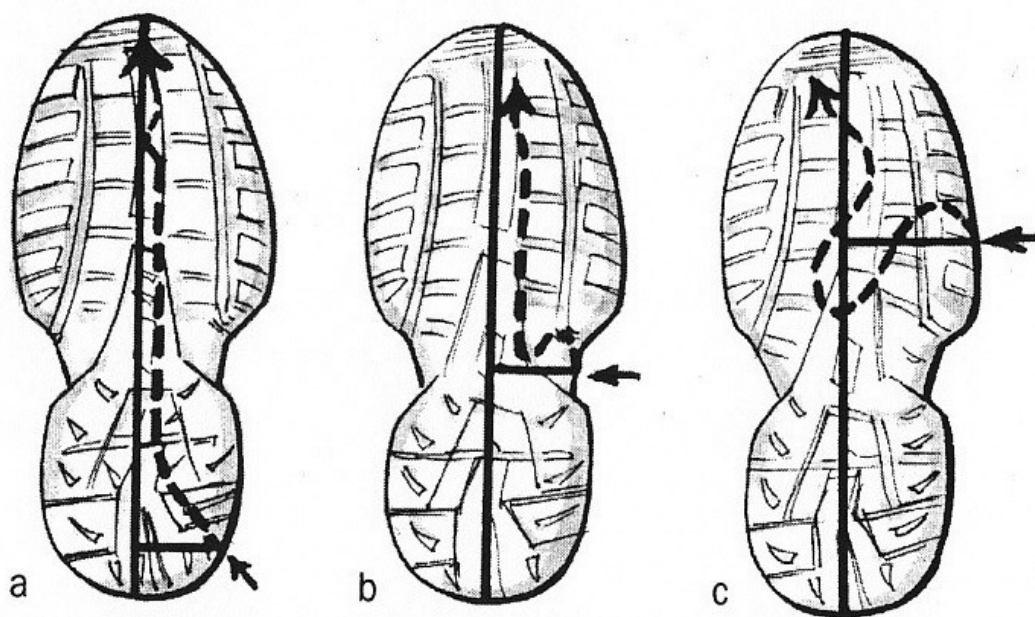
S technikou běhu je úzce spojena i délka a frekvence kroku. Pro každou techniku běhu je typická jak frekvence, tak právě délka běžeckého kroku, která se ovšem odvíjí i od velikosti postavy. V oblasti běhání je toto téma diskutované a je nutné stanovit vhodný poměr mezi délkou kroků a frekvencí. Nicméně u amatérských běžců se doporučuje délka kroku zhruba 1 metr u základní běžecké techniky a u tempového běhu až 2 metry. Cavanagh & Lafortune (1980) charakterizovali běžce dle typu prvního kontaktu s podložkou jako běžce přes střední část chodidla nebo zadní část chodidla (obrázek č. 4). Jejich výzkum také úzce souvisel s COP (center of pressure), která bude popsána níže. Následně se výzkumům v této oblasti věnoval ve své studii například Novacheck (1998), ale i další autoři. V současné době se rozlišují 3 typy prvního kontaktu chodidla s podložkou (obrázek 5) – na kontakt chodidla s podložkou v zadní části chodidla, střední části chodidla a přední části chodidla (Tvrzník & Soumar, 1999).



Obrázek č. 4: Způsoby prvního kontaktu chodidla s podložkou (Cavanagh & Lafortune, 1980)

Legenda: Rearfoot strike – první kontakt chodidla s podložkou v zadní části chodidla,
 Midfoot striker – první kontakt chodidla s podložkou ve střední části chodidla, tečkovaná
 čára – značí průběh CoP (Center of Pressure)

Dále dle Tvrzníka & Soumara (1999) existují 3 způsoby došlapu – obrázek č. 5.



Obrázek č. 5: Způsoby došlapu (Tvrzník & Soumar, 1999)

Legenda: a) došlap přes zadní část chodidla; b) přes střední část chodidla; c) přes přední část chodidla; čárkovaná čára – značí průběh CoP

Dle Novachecka (1998) přibližně 80 % běžců na dlouhé tratě užívá běh přes zadní část chodidla. Zbytek běžců běhá přes střední část chodidla, což by se dalo charakterizovat jako přes celé chodidlo, sprinteři běhají přes špičku. Krokový cyklus běhu u běžců tedy začíná v okamžiku, kdy se jedno chodidlo dostane do kontaktu se zemí a končí v okamžiku, kdy se stejná končetina opět dotkne podložky. Problematice došlapu se věnuje například ve své studii Lieberman (2014), který svůj výzkum zaměřil na sledování došlapu u indiánského kmenu Tarahumara. Do výzkumu bylo zařazeno 23 probandů, z nichž 13 používalo tradiční obuv (tradiční indiánské minimalistické sandály zvané huaraches) a 10 používalo moderní sportovní obuv. Dle autora indiáni, kteří nosí normální klasické sandály, mají rovnoměrněji rozložený tlak na chodidlo. Celkově 40 % měřených indiánů chodilo přes střední část chodidla, 30 % přes přední část chodidla a 30 % přes zadní část chodidla. Indiáni, kteří nosili klasickou běžeckou moderní obuv, ze 75 % primárně chodili přes zadní část chodidla a 25 % chodilo přes střední část chodidla. Je tedy nutné konstatovat, že díky využití moderních sportovních bot dochází ke změně v iniciační fázi krokového cyklu. Autor dále uvádí, že minimálně obutí lidé mají pevnější a mnohem hybnější klenbu nohy než lidé, kteří používají klasické sportovní boty. Dle některých provedených studií, například Lieberman (2014) nebo Perl (2012), se použitím různého typu obuvi mění došlap.

1.4.6 Krokový cyklus běhu

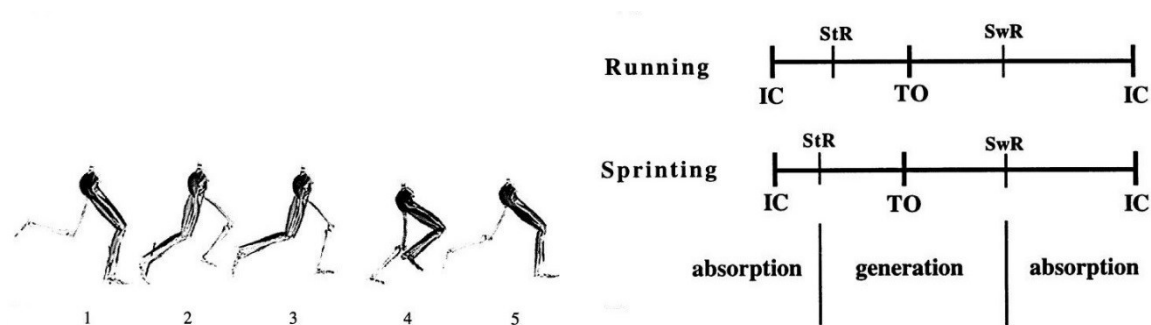
Běh se v základu liší od chůze tím, že zde chybí dvouoporové postavení. Rozlišují se tak pouze dvě fáze pro jednu končetinu – švihová a oporová. Dost často se také hovoří o fázi oporové a letové. Rychlost a dráhu těžiště těla je možné ovlivnit pouze ve fázi oporové. Ve fázi letové se tělo pohybuje setrvačností a je tak možné měnit pouze polohu jednotlivých segmentů vůči sobě. V oporové fázi se těžiště těla vychyluje horizontálně na stranu nohy oporové a současně dochází v důsledku běžeckého odrazu k vertikálním výkyvům těžiště. Těžiště má nejvyšší polohu ve fázi letové (Vindušková, 2007).

Krokový cyklus běhu a jeho proměnné

„Cyklus je určen jako doba mezi tím, kdy se jedno chodidlo poprvé dotkne země, a dobou, kdy se stejné chodidlo od země oddělí.“ (Puleo & Milroy, 2014)

Krokový cyklus běhu autoři (Vaughan, 1984; Novacheck, 1998), kteří se věnují této problematice, dělí odlišně. Nicméně v průběhu krokového cyklu běhu dochází ke střídání dvou fází – oporné a švihové. Když je dolní končetina ve švihové fázi, tak druhá končetina je v oporné fázi. Oporná fáze začíná prvním kontaktem chodidla s podložkou. Následuje prostřední fáze, kdy dochází ke zvednutí špičky, přičemž celá fáze je zakončena celkovým zvednutím chodidla. Puleo & Milroy (2014) uvádějí, že tato fáze označuje cca 40 % krokového cyklu. Nicméně u sprinterů a dálkových běžců toto tvrzení neplatí, jelikož je tento poměr menší. Druhá je fáze švihová, která začíná zvednutím dolní končetiny, následuje švih vpřed a poté je zakončena dopadem. Pak začíná další cyklus. (Puleo & Milroy, 2014).

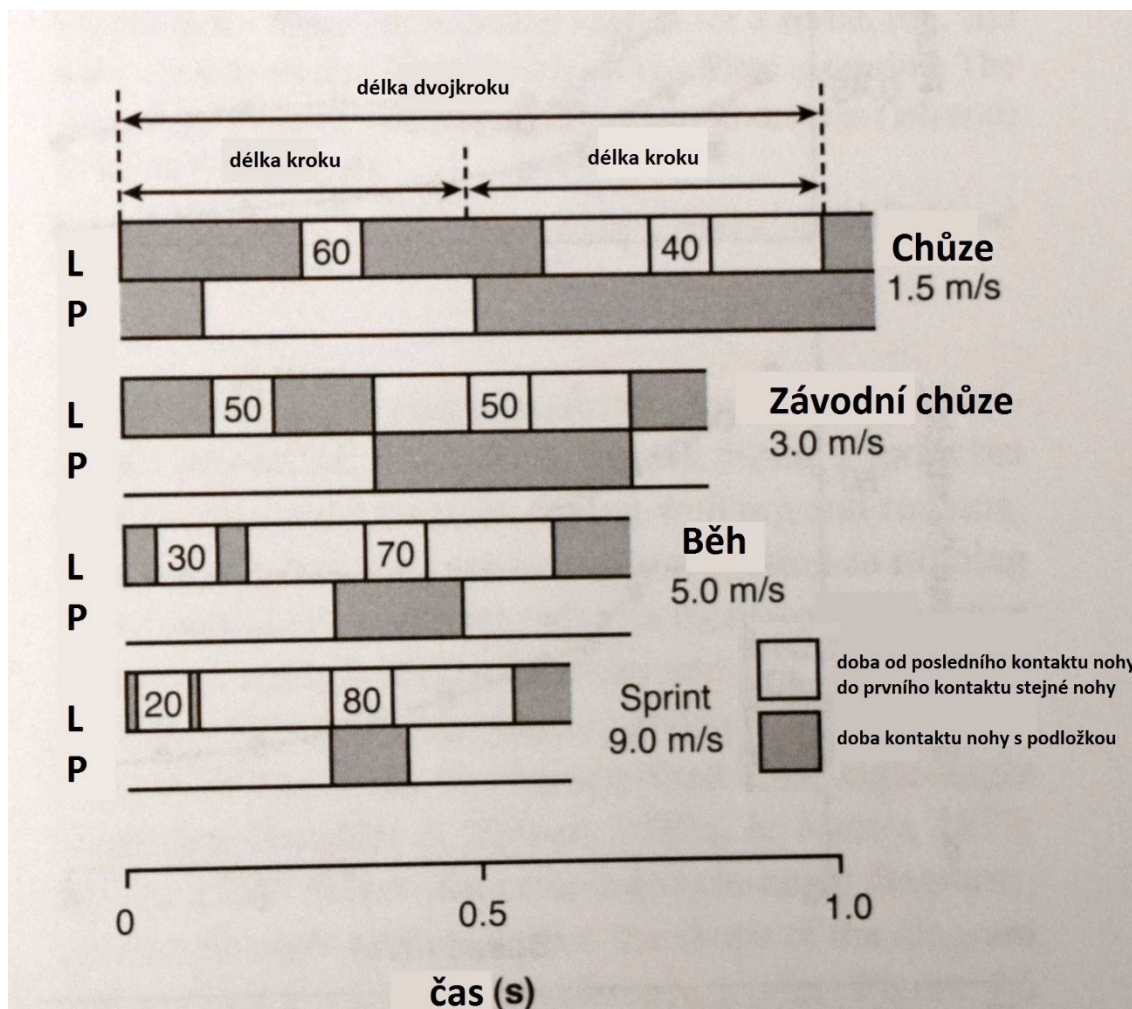
Novacheck (1998) uvádí, že běh je jakási zrychlená forma chůze, ve které se vynechá dvouoporová stojná fáze, kdy v jeden moment jsou obě nohy v kontaktu s podložkou. Novacheck konstatuje, že s přibývajícím rychlostí a frekvencí běhu přechází běh do sprintu, přičemž běh se užívá zejména na delší vzdálenosti a naopak sprint na krátké vzdálenosti. Mezi širokou populací je nejznámější forma běhu, jako je jogging, road racing a nebo maraton. Běh se může rozdělit do pěti fází (obrázek č. 6). V průběhu jednoho cyklu tedy není dvouoporové postavení a dvakrát se vystřídá letová fáze, kdy není žádná část těla v kontaktu s podložkou (tzv. double float).



Obrázek č. 6: Kritické body běhu a sprintu (Novacheck, 1998)

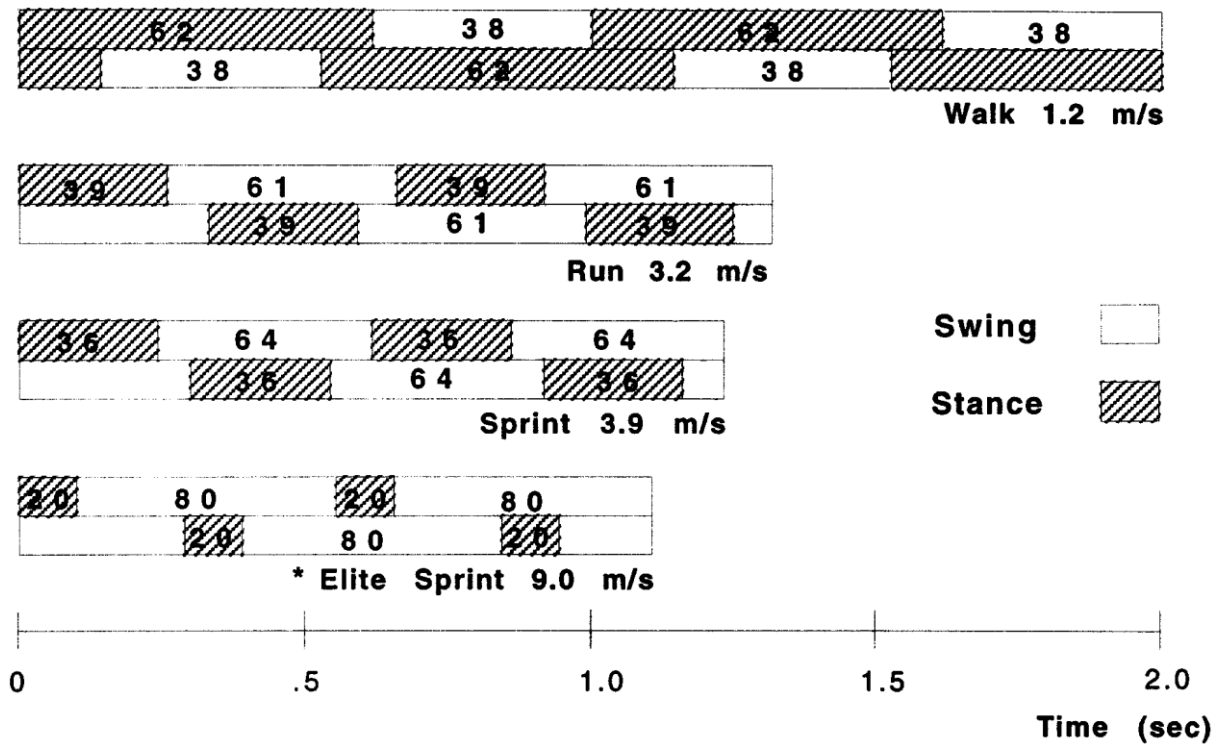
Legenda: IC – initial contact (první kontakt chodidla s podložkou), StR – stance phase reversal (moment vertikály), TO – toe off (odraz - letová fáze), SwR – swing phase reversal (ukončení letové fáze - dokrok), IC – initial contact (dokrok – první kontakt chodidla s podložkou), absorption – oporná fáze krokového cyklu běhu, generation – letová fáze krokového cyklu běhu

Dalším důležitým faktorem běhu je doba kontaktu s podložkou a s tím související i rychlost opakování se jednoho cyklu. Běh a následně sprint mají mnohem kratší dobu kontaktu s podložkou, než je tomu třeba u chůze, což uvádějí Vaughan (1984) – obrázek č. 7 a Novacheck (1998) – obrázek č. 8.



Obrázek č. 7: Srovnání Swing a Stance u chůze a jednotlivých typů běhu (Vaughan, 1984)

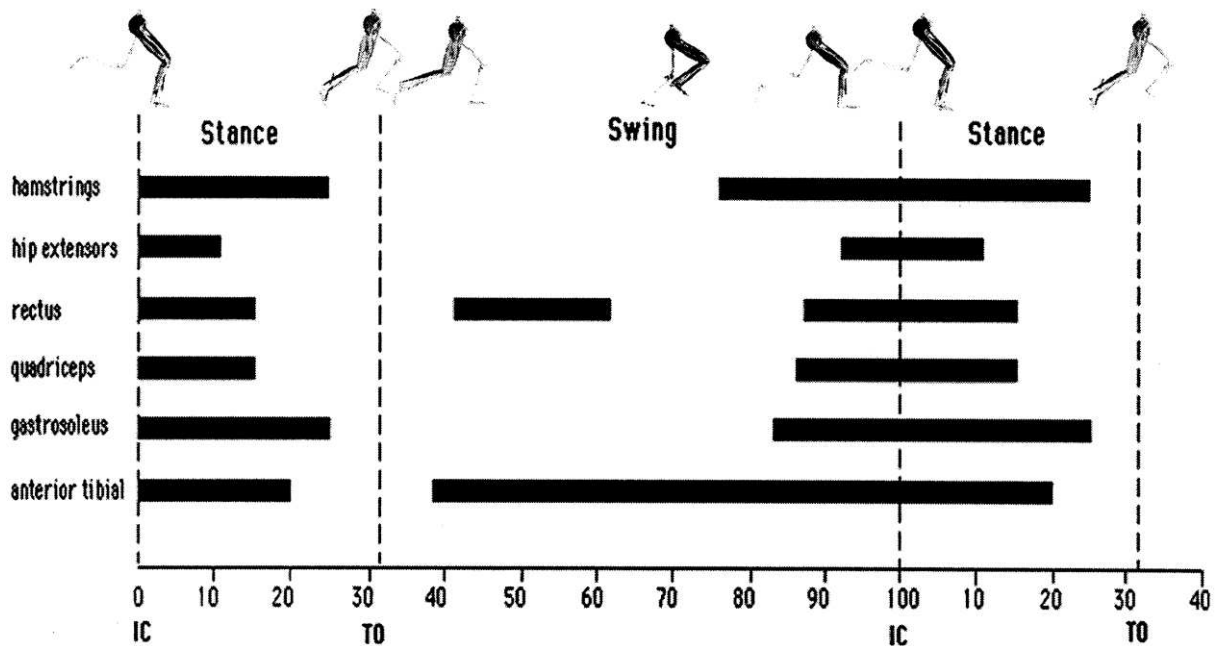
Legenda: L – levá noha, P – pravá noha



Obrázek č. 8: Srovnání Swing a Stance u chůze, běhu, sprintu a elitních sprinterů (Novacheck, 1998)

Legenda: Swing – doba od posledního kontaktu chodidla do prvního kontaktu stejné nohy, Stance – doba kontaktu chodidla s podložkou, Walk – chůze, Run – běh, Sprint – sprint, Elite sprint – elitní sprint

Novacheck (1998) uvádí, že v průběhu jednotlivých fází běhu dochází k rozdílnému zapojení svalových skupin. Autor sledoval aktivaci šesti základních svalů při běhu – obrázek č. 9.



Obrázek č. 9: Zapojení svalů při běhu (Novacheck, 1998)

Legenda: Stance – doba kontaktu chodidla s podložkou, Swing – doba od posledního kontaktu chodidla do prvního kontaktu stejné nohy, IC – první kontakt chodidla s podložkou, TO – odraz – letová fáze

Rozdělení fází běhu dle Novachecka (1998):

a) „IC – initial contact“ (první kontakt chodidla s podložkou)

V této fázi dochází k zapojení hýžd'ových svalů, čtyřhlavého svalu stehenního a natahovačů kolene, a to ihned po dokroku, kdy dochází k poklesu těžiště těla současně s pokrčením kolena. U běžců, kteří využívají více techniky běhu přes patu, pak dochází k mnohem vyššímu zapojení natahovačů kolene. Tato fáze je typická také tím, že čtyřhlavý sval stehenní je zatěžován nejvíce z celého běžeckého cyklu. Dále dochází k zapojení lýtkových svalů. U běžců, kteří běhají zejména přes přední část chodidla, dochází k většímu zapojení právě lýtkových svalů. Hlavním úkolem těchto svalů je tlumení dokroku (Novacheck, 1998).

b) „StR – stance phase reversal“ (moment vertikály)

Ve druhé (oporové) fázi je velice důležitá stabilita. Na stabilitě se podílejí: lýtko, hýždě a napínač povázky stehenní, dolní část čtyřhlavého svalu stehenního a přední sval holenní (Novacheck, 1998).

c) „TO – toe off“ (odraz - letová fáze)

Ve třetí odrazové fázi dochází nejdříve k zapojení opět čtyřhlavého svalu stehenního a hýžďových svalů. Poté dochází k zapojení tzv. hamstringů – svaly na zadní straně stehna (dvouhlavý sval stehenní, poloblanitý sval a sval pološlašitý, díky nimž dochází k dokončení náponu v kyčli. Samozřejmě je zapojení i svalů lýtkových (trojhlavý sval lýtkový), díky nimž dochází k plantární flexi v kotníku. Pakliže běžec předčasně ukončí aktivitu těchto svalů, dojde k nedokončenému nebo málo intenzivnímu odrazu (Novacheck, 1998).

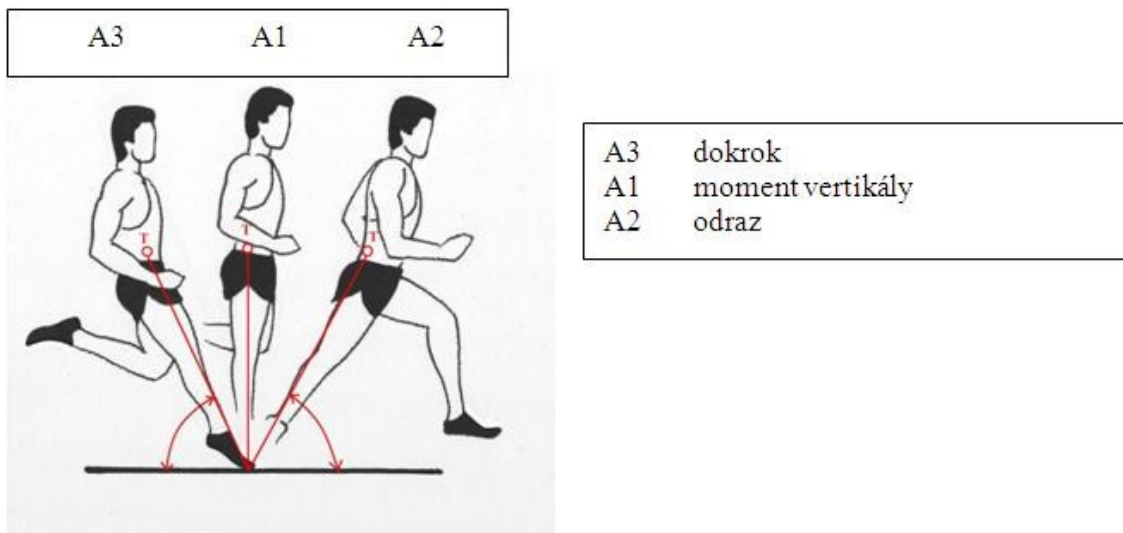
d) „SwR – swing phase reversal“ (ukončení letové fáze - dokrok)

Čtvrtá a poslední fáze běžeckého cyklu je fáze letová. Nejprve dochází ke zdvihu kolena, které umožní přímý sval stehenní. Poté se aktivuje čtyřhlavý sval stehenní, díky kterému se vykyvuje bérce vpřed, a následně se zapojuje dvojhavý sval stehenní, díky němuž dochází k tzv. „zahrábnutí pod sebe“. Následně se již připravuje na dokrok, kdy dochází k dorzální flexi (přitažení špičky nohy k bérce), kterou umožňují přední sval holenní, současně dochází k protažení lýtkových svalů, a čtyřhlavý sval stehenní (Novacheck, 1998).

e) „IC – initial contact“ (dokrok – první kontakt chodidla s podložkou)

Rozdělení fází běhu dle Vaughana (1984):

- a) fázi oporovou (obrázek č. 10) – kterou dále autoři dělí na dokrok, moment vertikály a odraz.



Obrázek č. 10: Oporová fáze při běhu (Vaughan, 1984)

- b) fázi bezoporovou – v této fázi není v kontaktu s podložkou žádná část těla, někdy tato fáze bývá nazývána jako letová fáze.

Časové parametry běžeckého cyklu

Pohybový vzorec běhu má své časové charakteristiky, které jsou velice důležité. Pro popis běhu je důležité znát časové parametry, mezi které patří doba trvání běžeckého cyklu, délka kroku a rychlost běhu (Smidt, 1990). Mezi základní parametry běžeckého cyklu patří (obrázek č. 11):

- step (délka kroku)
- stride (délka dvojkroku)
- swing (doba od posledního kontaktu chodidla do prvního kontaktu stejné nohy)
- stance (doba kontaktu chodidla s podložkou)

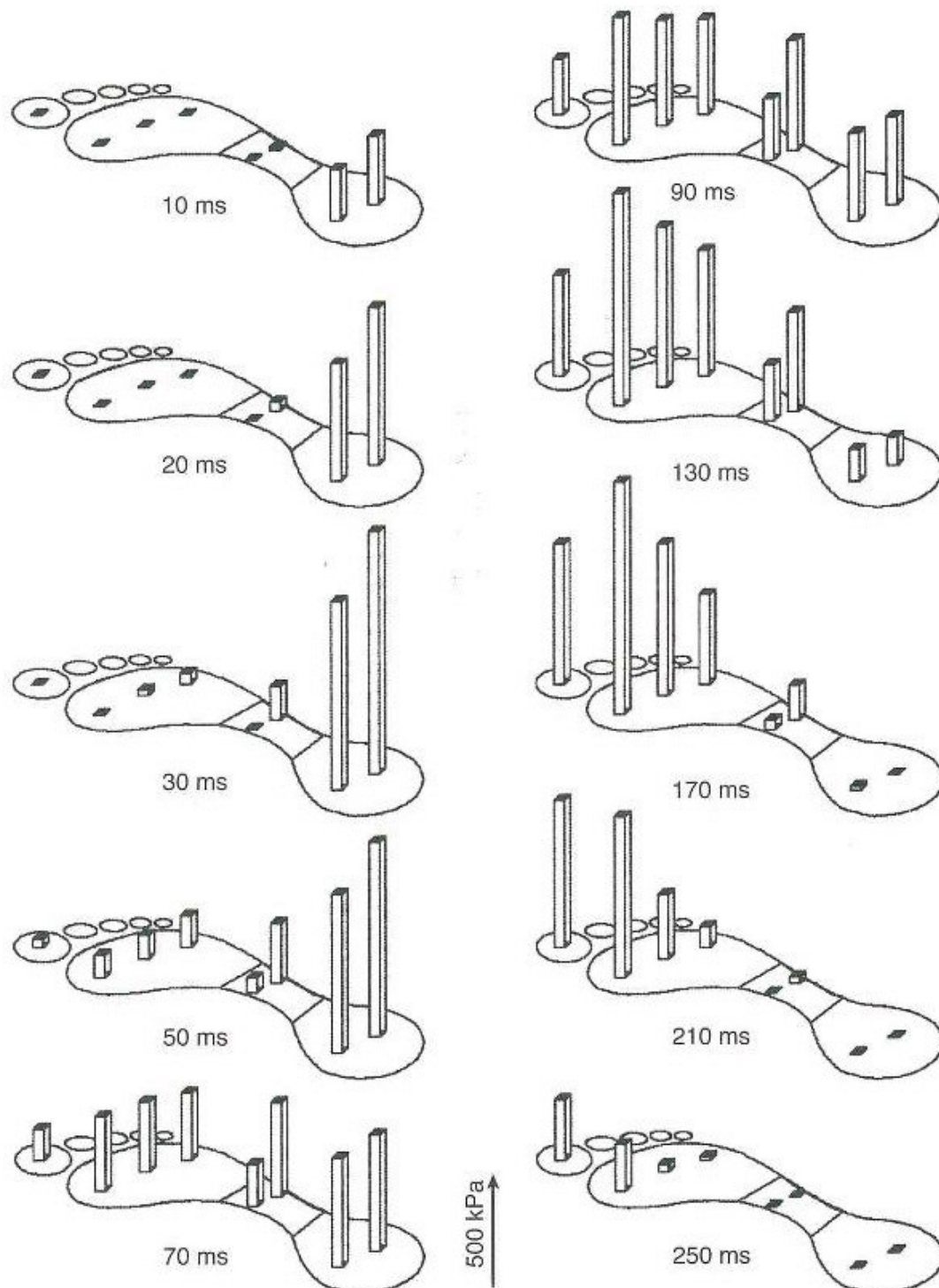
Ve vztahu s těmito parametry je úzce spojena i běžecká frekvence. Ta je definována počtem kroků za jednotku času. Nejčastěji se běžecká frekvence uvádí jako počet kroků za minutu.



Obrázek č. 11: Charakteristiky běžeckého cyklu

Působíště reakční síly - CoP (Centre of Pressure)

Síla v průběhu kontaktu chodidla s podložkou nepůsobí na jediném místě, ale spíše se rozděluje přes část chodidla. To je zřejmé, když se soustředíme na to, jak se chodidlo dotýká země v průběhu chůze či běhu. Rozložení síly na plochu se měří jako tlak, který má jednotku měření pascal (Pa; $1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$). Jedním ze způsobů, jak měřit rozložení tlaku pod nohama během stojné fáze, je umístit do obuvi tlakové snímače, které může proband nosit při chůzi nebo běhu (Cavanagh & Ae, 1980, Hennig et al., 1982, 1996). Na obrázku 12 jsou znázorněny výsledky měření Henninga et al. (1995). V této studii bylo v botě umístěno osm tlakových snímačů: dva pod patou, dva pod střední částí chodidla, tři pod přední částí chodidla a jeden pod palcem. Sekvence diagramů na obrázku č. 12 ukazuje rozložení tlaku v těchto místech pro různé časy (10 až 250 ms) od prvního kontaktu chodidla s podložkou. U prvních 50 ms nožního kontaktu byl tlak pod patou největší a dosáhl maximální hodnoty 1000 kPa za 30 ms. U dalších dvou záznamů (70 a 90 ms) byl tlak víceméně rovnoměrně rozložen po celé noze. Poté byl tlak pod přední částí chodidla největší. Vrcholný tlak, který se při chůzi a běhu objevuje na různých místech na chodidle, se u jednotlivců liší. Faktory, které ovlivňují kolísání tlaku, jsou jak strukturální znaky nohy, tak i detaily pohybu. Velikost síly představuje součet tlaku distribuovaného pod nohou (Forner Cordero et al., 2004).



Obrázek č. 12: Rozložení tlaku na osmi místech pod chodidlem v průběhu stojné fáze při běhu rychlostí $3,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Henning et al., 1995)

Cavanagh & Lafortune (1980) charakterizovali běžce dle typu prvního kontaktu s podložkou, jak již bylo popsáno výše, ale také uvedli, že trajektorie tlaku se přesouvá. U obou typů běžců se centrum tlaku brzy přesunulo do střední části chodidla a skončilo pod palcem, když noha opustila podložku. Rozložení tlaku a trajektorie CoP (center of pressure) se však může měnit podle charakteristiky obuvi, terénu, chůze nebo běhu a věku osoby (Goske et al., 2006; Menz & Morris, 2006, Mohamed et al., 2005, Scott et al., 2007, Xu a et al., 1999).

1.5 Biomechanické vyšetřovací metody k analýze běhu

Dle Elliota & Acklanda (1981) dochází ke zhoršení technického provedení běhu ve vztahu s narůstající únavou. Z tohoto důvodu je nutné, aby každý běžec, který chce zlepšovat své výsledky, navštěvoval pravidelně sportovního lékaře. Běžci nejčastěji využívají zátěžovou diagnostiku.

Diagnostika trénovanosti

Trénovanost je důležité kontrolovat průběžně, nejlepší je sestavit si pravidelný harmonogram kontrol a využít veškeré informace o všech důležitých faktorech. Trénovanost je ideální kontrolovat v intervalech tak dlouhých, aby se mohly projevit změny, a zároveň tak krátkých, abychom jejich výsledky mohli využít pro případnou korekci tréninku. Kontrola trénovanosti sportovce neboli diagnostika má mnoho možností ke správnému posouzení. Nejlepší je vybrat si takové dostupné možnosti, které jsou vhodné pro danou sportovní specializaci, např. vytrvalostní sporty budou využívat především funkční zkoušky. Běžci nejčastěji využijí běžecký trenážér (Soumar, 2014).

Možnosti diagnostiky:

- a) Motorické testy
- b) Funkční testy
- c) Antropomotorické a typologické testy
- d) Zátěžová diagnostika

Jak již bylo zmíněno, běžci nejčastěji využívají zátěžovou diagnostiku, kterou lze provést dvěma základními způsoby:

1. Laboratorní testování

V laboratorním prostředí probíhá centrální diagnostika neboli komplex vyšetření s využitím vědy. Tyto testy jsou vhodné pro dlouhodobé a střednědobé sledování

výkonnosti. Jako příklad laboratorních testů můžeme uvést step test, ergometrie – W170, zátěžové EKG, wingate test a další.

Mezi základní výhody terénního testování patří například přesné stanovení velikosti zatížení a standardní podmínky. Toto testování má však i určité nevýhody, jako například různý pohybový stereotyp, neznámé prostředí – nervozita, převod výsledků do terénních podmínek (Bartůňková, 2006).

Dále na Buncovi (2006) lze prokázat možnost provádění spirometrie na velkých souborech. U tohoto měření se lze dobrat přibližných výsledků zjišťujících úroveň zdatnosti z měření tělesného složení impedancí, konkrétně poměru ECM/BCM (extra cellular mass/body cell mass – buněčná hmota/mimobuněčná hmota). Autor provedl výzkum u 1235 dětí ve věku 6 až 14 let. Měření bylo provedeno na běžeckém trenažéru. Sledovaly se běžně užívané parametry aerobní zdatnosti. Tento výzkum prokázal fakt, že tělesné složení je důležitým funkčním determinanem v laboratorním měření, kde byl použit běžecký trenažér. Dále je pak možné obdobný výzkum provést i v terénním měření za použití běžeckého testu. Závěrem lze konstatovat, že tělesné složení je možné použít pro studium velkých skupin populace, kde není možné přímo měřit spotřebu kyslíku.

2. Terénní testování

V terénu provádíme takzvanou decentrální diagnostiku, při které jsou prováděna jednotlivá vyšetření zvlášť. Tyto testy jsou vhodné pro krátkodobé a střednědobé sledování účinnosti. Jedná se například o Cooperův test (testování aerobních schopností při vynaložení maximálního úsilí) nebo Legerův test (k odhadu VO_{2max}). Dle Granta & Corbetta (1995) si každý běžec může některé jednoduché testy provést sám a díky tomu je mohou využívat amatérští běžci, kteří nechodí na specializovaná laboratorní vyšetření.

Tato studie měla za cíl srovnat 3 testy prognózy VO_{2max} (laboratorní ergometrický test – běžecký pás, Cooperův dvanáctiminutový test a vytrvalostní člunkový test). Test byl proveden na skupině 22 sportujících mužů. Výsledky prokazují velmi malé rozdíly v odhadu VO_{2max} . Průměrné hodnoty těchto testů byly následující:

- Běžecký pás – $60,1 \pm 8,0$ ml/kg.min
- Cooperův test – $60,6 \pm 10,3$ ml/kg.min
- Člunkový test – $55,6 \pm 8,0$ ml/kg.min

Na základě těchto výsledků je možné konstatovat, že pro amatérské běžce je nejpřesnějším testem pro odhad VO_{2max} Cooperův dvanáctiminutový test.

Mezi základní výhody terénního testování patří například známost prostředí, pohybový stereotyp – identičnost nebo použití v tréninku – přímo. Toto testování má ale také určité nevýhody, jako například nepřesné stanovení zatížení k podanému výkonu, přesnost měření nebo nekonstantní podmínky (Bartůňková, 2006).

Biomechanické vyšetřovací metody k analýze běhu

K biomechanické analýze běhu slouží různé výzkumné metody. Ty je možné rozdělit na:

- empirické
- logické
- teoretické

Biomechanika se však většinou věnuje empirickým datům, a proto zde budou popsány empirické metody, které se využívají v experimentální biomechanice.

Základní rozdělení těchto metod je na přímé a nepřímé. U přímé metody se získávají data přímo z měření, u nepřímé metody se data nejdříve získají metodou přímou a poté za pomoci výpočtů dostáváme data nepřímá. Mezi nejvíce používané metody při biomechanické analýze běhu patří kinematická a dynamická analýza (Enoka, 2015).

1.5.1 Kinematická analýza běhu

Kinematická analýza se zabývá pohyby člověka. Díky ní je možné pozorovat různé odchylky v pohybových fázích mezi jedinci. Například jedinec s nějakým poraněním bude mít odlišnou pohybovou strukturu než jedinec zdravý. Kinematická analýza umožňuje sledovat rychlost, zrychlení, geometrii trajektorií a další veličiny. Kinematickou analýzu můžeme rozdělit na dvourozměrnou – je popsána dvěma rozměry, body se nacházejí v jedné rovině, a trojrozměrnou – je popsána třemi rozměry, (2D a 3D) analýza. Každý pohyb je ojedinělý, a proto není možné žádnou pohybovou strukturu přesně zopakovat. Vždy dochází k drobným odchýlkám, například vlivem prostředí, psychického stavu, biologického a fyziologického vlivu (Janura, 2004).

Pohyb chápeme jako určitý přesun objektu z místa na místo po určité dráze a za určitý čas. Aby bylo možné samotnou pohybovou strukturu kinematicky vyhodnotit, je nutné pořídít videozáznam. Tento videozáznam je pak možné za pomoci speciálních softwarů vyhodnotit a dále s ním pracovat. Důležitá jsou kvalitní zařízení, která se liší zejména v počtu snímků, jež kamera dokáže za jednu sekundu zachytit, a zároveň v jakém rozlišení dané snímky jsou. Velký počet snímků, který kamera pořídí, je vhodný pro následné

vyhodnocení výsledků, jelikož je záznam přesnější. Dále je pak možné synchronizovat pořízený videozáznam s dalšími zařízeními, jako je například Pedar, který zaznamenává tlaky chodidla nohy na podložku (Janura, 2004; Janura & Zahálka 2004).

Příklady zařízení pro měření pohybů lidského těla

Goniometr

Goniometr je zařízení, které měří relativní rotace určitého kloubu. Díky tomuto zařízení je možné měřit velikosti úhlových změn kolem jedné až tří os. Základní goniometry měří pouze úhlové charakteristiky v jedné rovině, pokročilejší goniometry mohou zaznamenávat také charakteristiky v čase. Jelikož však téměř každý kloub neprovádí pohyb pouze v jedné rovině, objevují se proto v současné době pokročilejší goniometry, které jsou schopny provádět měření s větším stupněm volnosti (Janura, 2004; Janura & Zahálka 2004).

Goniometry jsou však pevně přidělány k tělním segmentům, a proto částečně omezují pohyb. Z tohoto důvodu se také používají zařízení na bázi elektromagnetické a akustické transdukce nebo optoelektronické systémy (Janura, 2004; Janura & Zahálka 2004).

Akcelerometr

Akcelerometry jsou zařízení, která měří zrychlení. Na konci konzolového nosníku je přiděláno malé těleso. Nosník je poté připevněn k pohybujícímu se objektu. Jak objekt zrychluje, dochází k ohybu nosníku v závislosti na velikosti zrychlení. Tenzometry, které jsou přidělány k nosníku, převádí velikost ohybu na elektrický signál. Tento typ akcelerometru je možné spojit s dalšími, aby bylo možné měřit zrychlení ve třech osách (Janura, 2004; Janura & Zahálka 2004).

Stroboskop

Stroboskopy jsou zařízení, která střídavě osvětlují příslušný prostor, ve kterém je prováděn daný pohyb, a zařízení zaznamenává jednotlivé fáze pohybu. Stroboskopy jsou často používány v lékařství. Ve vědě je možné stroboskopy používat pro rozfázování dané pohybové struktury (Janura, 2004; Janura & Zahálka 2004).

Elektromagnetický senzor

Toto zařízení pracuje na základě připevnění senzoru na určitý bod lidského těla. Druhou částí uvedeného zařízení je zdroj. Poté je zaznamenáván pohyb senzoru. Díky

elektromagnetickému poli je potom určena poloha senzoru vzhledem ke zdroji (Janura, 2004; Janura & Zahálka 2004).

Akustický senzor

Akustické senzory pracují na podobném principu jako elektromagnetické senzory, ale s tím rozdílem, že využívají zvukový signál. Signál je vysílán ze zdroje a jeho poloha je kvantifikována za využití tří mikrofonů. Díky znalosti přesné rychlosti zvuku je poté možné přesně vypočítat polohu zdroje (bodů umístěného na lidském těle), (Janura, 2004; Janura & Zahálka 2004).

Optoelektrický systém

Tento systém patří k nejrozšířenějším. Pracuje za pomoci videokamer a infračervených kamer. Na určitá místa lidského těla jsou připevněny aktivní nebo pasivní zdroje signálu. Signál, který tyto zdroje vysílají nebo odrážejí, je zpracován a díky tomu je určena i poloha sledovaných bodů (Janura, 2004; Janura & Zahálka 2004).

1.5.2 Dynamická analýza běhu

Pomocí dynamické analýzy běhu se dají zkoumat příčiny pohybu těla z pohledu dynamiky a využívají se dynamometrická měření působících sil. Nejčastěji se měří reakční síla podložky, rozložení tlaku a velikost tlaku při kontaktu chodidla s podložkou. Pro měření se využívají měřicí systémy ve formě stélek do bot nebo tlakové desky (tenzometrické a piezoelektrické), (Robertson et al, 2014).

Dynamometrie a dynamografie

Dynamometrie zjišťuje, jakou silou člověk působí na určité těleso po určitou dobu. Měření se provádí za pomoci tenzometru nebo dynamometru, které jsou zároveň i tělesem, na něž člověk působí. Dynamografie poskytuje detailnější určení závislosti síly na čase. V oblasti sportu je to tedy působení sportovce na daný předmět. Základní rozdělení dynamometrie je na izometrickou, při které se využívají tenzometry, a izokinetickou (měření odporu páky s využitím dynamometru), (Vařeka & Vařeková, 2009).

Dynamická plantografie

K měření se využívá tlaková deska či speciální vložky do bot. Tlaková deska se většinou užívá v laboratorním měření, naopak vložky do bot se využívají u terénního měření, tedy v prostředí daného sportovního odvětví. Stélky obsahují senzory a měření probíhá v čase,

z tohoto důvodu se tedy hovoří o dynamické plantografii. Stélky do bot zaznamenávají síly, které působí na jednotku plochy, tudíž se dají zjišťovat tlaky a poté je možno s naměřenými hodnotami dále pracovat. Existuje několik výrobců těchto speciálních zařízení (například Novel, Tekscan, Medilogic), které společně s měřícím zařízením dodávají i speciální software pro zaznamenávání a vyhodnocování dat (Vařeka & Vařeková, 2009).

Analýzu běhu je možné využít pro vrcholové i amatérské běžce, výrobce obuvi, ale i osoby se zdravotními obtížemi. Jak již bylo uvedeno, využívají se stélky do bot se senzory pro zaznamenávání působících sil. Tyto senzory jsou nejčastěji kapacitní nebo vodivostní. Rozdíl mezi nimi je ten, že kapacitní senzory jsou složeny z nevodivé vrstvy, kolem které jsou dvě vrstvy elektricky vodivé, zatímco vodivostní senzory jsou složeny z vodivých částí, avšak prostřední díl má jiné elektrické vlastnosti, díky čemuž je způsoben elektrický odpor. Kromě těchto senzorů se zde objevují také senzory piezokeramické. Tlakové stélky do bot jsou pro měření běhu vhodnější než tlakové desky, jelikož je možné zkoumat chodidla ve všech fázích běhu a jeho částech a je možné měřit více běžeckých cyklů (Robertson et al., 2017).

Zařízení zaznamenávající působení sil

Tato zařízení zaznamenávají působení síly na jednotku plochy (stélka v botě). Některé firmy se zaměřují pouze na zdravotní problematiku chodidel, jiné, jako například Novel, i na sportovní problematiku. Některá měřící zařízení se dají využít pro terénní měření, tedy v prostředí daného sportovního odvětví. Zařízení, je možné rozdělit na dvě základní kategorie:

a) Tlakové desky

Tlakové desky jsou určeny pro analýzu působících sil (např. při chůzi), ale mohou být určeny i pro zjištění tvaru nohy. Na základě analýzy je zjištěno zatížení chodidla při chůzi nebo vestoje. Následně je možné s výsledky pracovat a určit deformity nohy. Dle zjištěných deformit je možné zhotovit speciální stélky, které mohou napomoci zlepšení současného stavu a předcházení úrazům. Na některých tlakových deskách je možné také provádět analýzu při chůzi. Analýza naměřených dat poté probíhá na PC za pomoci speciálního softwaru. Mezi výrobce tenzometrických desek můžeme zařadit firmy Novel s deskou Emed (obrázek č. 13), Currex Runningstation footplate, Scheinworks, RS Scan a další (Pedar a F-Scan).



Obrázek č. 13: Tlaková deska Emed (Novel.de, 2017)

b) Měřicí stélky

Mezi nejvýznamnější výrobce zařízení, které zaznamenávají síly působící na jednotku plochy (nohu), patří systém Pedar® (Novel, Mnichov, Německo), který je na obrázku č. 14, a systém F-Scan (Tekscan, Boston, Massachusetts). Tito dva výrobci nabízejí kompletní systémy pro měření tlaků, a to jak v laboratorním prostředí, tak v terénu. Existuje však více výrobců, kteří se těmito zařízeními zabývají, například OpenGo (Moticon, Mnichov, Německo). Tento systém je velice podobný již zmíněnému Pedaru a F-Scanu. Uvedený systém OpenGo je rovněž uzpůsoben jak pro laboratorní, tak terénní měření. Systém Medilogic WLAN insole (Medilogic, Schönefeld, Německo) pracuje na podobné bázi, ovšem již nenabízí tak široké spektrum a technickou úroveň výše jmenovaných, opět však umožňuje jak laboratorní, tak terénní měření. Veškeré systémy nabízejí kromě samotného hardwaru i specializovaný software. Tato zařízení mají tu nevýhodu, že nejsou vodotěsná při měření ve zhoršených podmínkách.



Obrázek č. 14: Měřicí zařízení Pedar® (Novel.de, 2017)

1.5.2.1 F-Scan

System F-Scan (Tekscan, Boston, Massachusetts) je zařízení, které měří všechny potřebné parametry a umožňuje jejich následnou analýzu. Získané informace ze systému F-Scan jsou poté vyhodnocovány ve speciálních aplikacích a výsledky je možné použít například pro návrh a testování protetických pomůcek, dále pro vyhodnocování běhu u vrcholových sportovců, ale také u běžné populace pro tvorbu zdravotních vložek do bot. Výzkumný software disponuje řadou funkcí pro následnou analýzu dat. Dále je možné synchronizovat nahrávky s videozáznamem, EMG a 3D systémy. Jelikož tento systém zachycuje tlak a sílu v závislosti na čase, je možné vytvořit jednotlivé grafy, trajektorii pohybu, určit CoP (center of pressure) či při chůzi stanovit stojnou fázi. Software umožňuje vytisknout výsledky měření za pomoci speciálního softwaru pro vyhodnocení (Tekscan, 2014).

Použití

System F-Scan nabízí celou řadu možností využití, jako například:

- vyhodnocení funkčnosti nohy

- monitorování degenerativního onemocnění nohou
- posouzení vlivu protetiky na nohu při chůzi z pohledu biomechaniky
- identifikace oblasti potencionálních otlaků
- výzkum obuvi a její konstrukce
- srovnávání předoperačního a pooperačního stavu

Technické údaje dle Tekscan 2014

Společnost Tekscan nabízí ke svému systému 4 kategorie vložek do bot, které jsou shrnuty v tabulce č. 2. Tyto vložky se od sebe vzájemně liší, a to jak velikostí a tloušťkou, tak i tím, pro jaké měření jsou vložky určeny.

Tabulka č. 2: Typy vložek do bot systému F-Scan (Tekscan, 2014)

Vložky	Standard	Long-Handle	Sport	XL
Stélka	do velikosti 14 US	do velikosti 14 US	do velikosti 14 US	do velikosti 24E US
Tloušťka	0,15 mm	0,15 mm	0,406 mm	0,406 mm
Technologie	odporová			
Rozlišení	3,9 / cm ²			
Tlakový rozsah	50-75 PSI / 345.517 kPa do 125 PSI / 862 kPa			

Kromě různých typů vložek do bot společnost Tekscan nabízí 3 různé systémy, které jsou shrnuty v tabulce č. 3. Systémy se mezi sebou liší řadou funkcí.

Tabulka č. 3: Měřicí systémy F-scan (Tekscan, 2014)

Systém	Base	Wireless	Datalogger
Obsah sady	2 VersaTek® Cuffs VersaTek 2- Port Hub	2 VersaTek Cuffs 1 VersaTek Wireless Unit	2 VersaTek Cuffs 1 VersaTek Datalogger Unit
Frekvence snímání	do 750 Hz	do 100 Hz	do 750 Hz
Maximální vzdálenost od PC	od 15 m / 50 stop do 30,5 m / 100 stop	do 100 m	bez limitu
Připojení	USB	Wi-Fi	nahrávání pomocí USB
Napájení	0.35 A, 100 - 240 VAC, 50 - 60 cyklů	Li-Ion Battery, 8V / 2400 mA-Hr	Li-Ion Battery, 8V / 2400 mA-Hr

Software

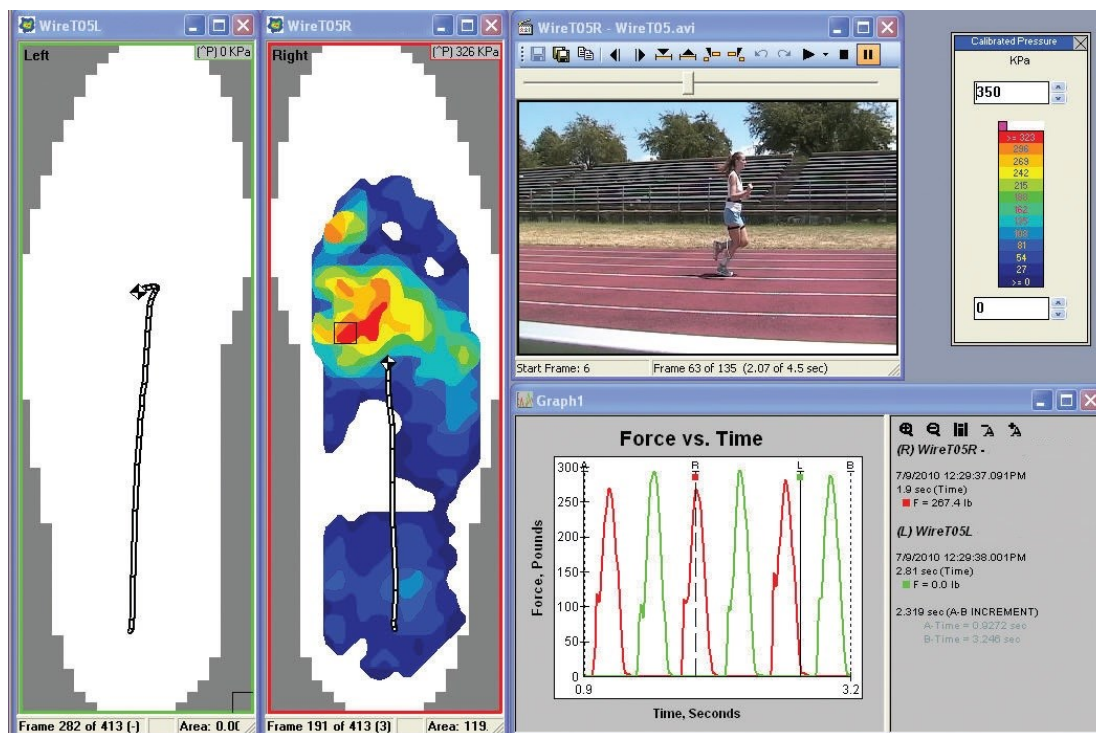
U systému Tekscan existují dvě varianty softwaru (základní a profesionální verze - pro vědecké účely). Odlišnosti těchto verzí jsou shrnuty v tabulce č. 4 (Tekscan, 2014).

Tabulka č. 4: Srovnání softwarových verzí systému F-Scan (Tekscan, 2014)

Software		
	Základní verze	Pro verze
Automatický report Peak preasure	X	X
Automatický report 3box analýzy (segmenty nohy)	X	X
Tlakové profily	X	X
Grafy síla versus čas	X	X
Databáze pacientů	X	X
„side-by-side“ srovnávání nahrávek před a po testování	X	X
Export souborů do AVI	X	X
Externí načítání a spouštění dat společně se synchronizací		X
Export dat do ASCII		X
Export dat a grafů do MS Excel		X
Zpomalení nahrávek		X
Podpora wireless/datalogger		X
Další kalibrační možnosti		X
Vyvážení bodů		X

Synchronizace

Každý kvalitní výzkumný systém by měl umožňovat synchronizaci s jinými zařízeními, jelikož v některých případech je vhodné naměřený záznam doložit i obrazovým materiálem (videozáznamem) či například záznamem z EMG. F-Scan nabízí možnost synchronizace s pořízeným videozáznamem, jak dokazuje obrázek č. 15. Kromě synchronizace s videem je také možné propojení s grafy, jako je například graf znázorňující sílu v závislosti na čase (Tekscan, 2014).



Obrázek č. 15: F-Scan – synchronizace s videem (Tekscan, 2014)

Export dat

Systém F-Scan umožňuje export dat přímo do Excelu pro další zpracování a jiné statistické výpočty (Tekscan, 2014).

Vyhodnocení výsledků

Systém umožňuje tvorbu tzv. „reportů“ pro pacienty/zákazníky, což jsou přehledně zpracované výsledky měření (Tekscan, 2014).

1.5.2.2 Pedar

Systém Pedar® (Novel, Mnichov, Německo) je speciální zařízení, které se používá ke sledování sil působících na jednotku plochy (mezi nohou a botou). Pedar nabízí velké množství funkcí i provozních režimů a dobré možnosti propojení s PC. Jedním z připojení je moderní Bluetooth technologie, která umožňuje přímé zobrazení záznamu na PC až do vzdálenosti 50 metrů. Další variantou je připojení přes USB kabel/optické vlákno. Díky těmto možnostem je možné Pedar používat pro širokou škálu sportů a prostředí měření, jako například: chůze, běh, běh na lyžích, jízda na kole, skoky na lyžích, fotbal a další sporty (Novel.de, 2011).

Obsah sady systému Pedar je znázorněn na obrázku č. 16. Centrálním zařízením je Pedar box, ke kterému se připojují další části měřicího systému, jako například za využití kabelů

speciální ohebné stélky, které se určují dle velikosti nohy a obsahují senzory, jež jsou zabudovány do vložky a zaznamenávají síly, kterými na ně působí chodidlo. Pedar je rovněž možno synchronizovat s EMG nebo s videozáznamem. Systém Pedar má také vyvinutý speciální software pro následnou práci s naměřenými daty (Novel.de, 2011).



Obrázek č. 16: Obsah sady systému Pedar (Novel.de, 2011)

Legenda: 1 - Pedar box – je hlavní zařízení, do kterého se připojují veškeré komponenty. Toto zařízení zaznamenává data do vnitřní paměti. Dále může odesílat Bluetooth signál do PC, signalizuje případnou poruchu, obsahuje centrální zapínací tlačítko celého systému. 2 - Box s bateriemi – systém Pedar obsahuje dva boxy. První box je od výrobce a druhý box je záložní, do kterého je možné vložit vlastní baterie. Tento záložní box má však malou výdrž a není možné použít obyčejné baterie. 3 - Synchro box a přidružená kabeláž – toto zařízení umožňuje synchronizaci Pedar boxu s PC za pomoci optického vlákna a USB kabelu. 4 - Vložky do bot vyrobené ze speciálního ohybného materiálu obsahující velké množství senzorů. 5 - Bederní pás – do tohoto pásu se přidělávají všechna zařízení a komponenty. Tento pás je vyroben z elastického materiálu a každá část systému Pedar má vlastní „příhrádku“, do které se komponenty a zařízení přidělávají. K tomuto pásu je ještě případný nástavec pro obéznější probandy. 6 - WIFI synchronizační zařízení. 7 - USB Bluetooth – zařízení, které se připojí do PC, aby bylo možné synchronizovat Pedar box s PC. 8 - USB Kabel. 9 - Propojovací kabely. Tyto kabely propojují hlavní jednotku Pedaru s vložkami za pomoci speciálních konektorů. 10 - Start/stop kabel – díky tomuto kabelu, který obsahuje startovací tlačítko, je možné zařízení kalibrovat, spouštět a vypínat měření. 11 - Nabíjecí zařízení – speciální nabíjecí

zařízení pro originální box baterií. Jiné baterie není možné nabít a musí se použít jiná nabíječka. 12 - Upevňovací pásy – pásy, které slouží pro uchycení kabelů, aby probandům nevadily při měření. 13 - CD se softwarem.

Tabulka č. 5: Technické údaje Pedar systému (Novel.de, 2011)

Rozměry [mm]	150x100x40
Hmotnost [g]	400
Počet čidel [max.]	256 (1024)
Měřicí frekvence	20000 senzor/sekunda
Úložiště	SD Karta – 2 GB
Propojení s PC	Optické vlákno/USB a Bluetooth
Podporovaný operační systém	Win 7 nebo 8
Synchronizace	optická vlákna/TTL, bezdrátové
Galvanický článek	NiMH

Tabulka č. 6: Technické údaje vložek Pedar (Novel.de 2011)

Velikost boty [EU]	22 – 49, 3 šířky
Tloušťka [mm]	1,9 (min. 1)
Počet čidel	85-99
Rozsah tlaku [kPa]	15 - 600 nebo 30 – 1200
Hystereze [%]	< 7
Rozlišení [kPa]	2,5 nebo 5
Minimální poloměr ohybu (mm)	20

Kalibrace

Důležitá pro zajištění správných výsledků měření je pravidelná kalibrace vložek. Je možné využít kalibrace firmou Novel nebo využít zařízení Trublu® (Novel, Mnichov, Německo), které je zobrazeno na obrázku 17. U zařízení Trublu kalibrace probíhá tak, že

stroj vysílá silným tlakem vzduch na vložky a zatěžuje její jednotlivé části, zařízení pro vyhodnocení výsledků hodnoty zaznamenává a poté automaticky vložku upraví a dokalibruje (Novel.de, 2011).

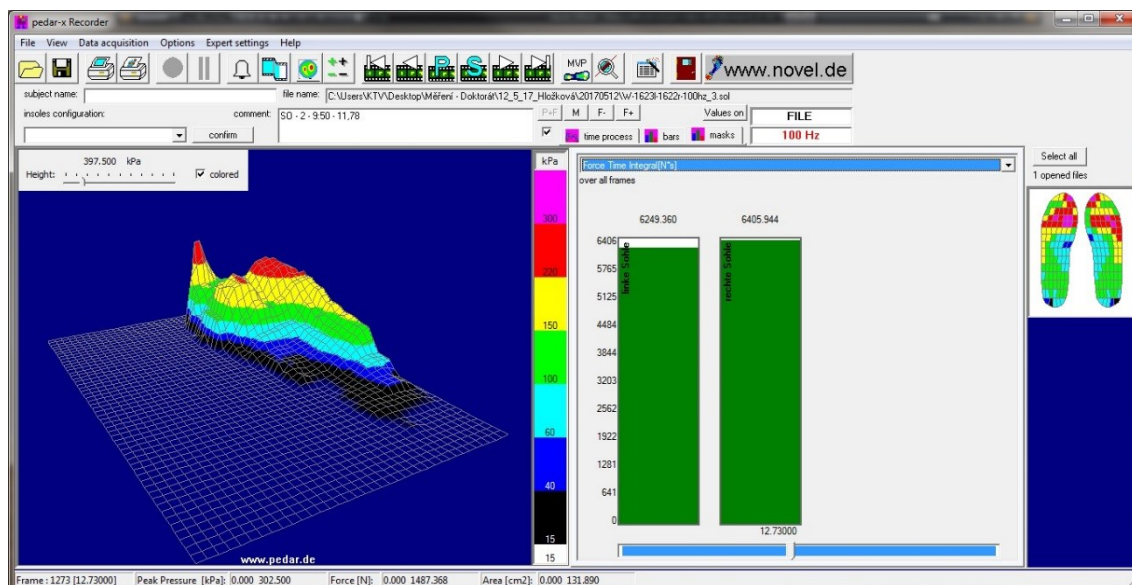


Obrázek č. 17: Trublu® (Novel.de, 2017)

Software Pedar

Systém Pedar® (Novel, Mnichov, Německo) má speciálně vyvinutý software Pedar-x Recorder (verze 20.3.36, Novel, Mnichov, Německo) určený pro práci s naměřenými daty. Prostředí tohoto softwaru je zobrazeno na obrázku č. 18. Software se dělí do 4 verzí podle nabízených funkcí daného softwaru.

- BASIC
- STANDARD
- EXPERT
- RECORDER



Obrázek č. 18: Software Pedar

Synchronizace

Synchronizaci zařízení s PC je možné provést za pomoci Bluetooth, nebo pomocí optického kabelu a USB kabelu ve spojení se synchro boxem. První varianta je rychleji připravena a je také možné sledovat aktuální dění zaznamenávané Pedarem na monitoru PC. Dále pak je možné díky tomuto připojení před zahájením měření nakalibrovat vložky a spouštět měření na PC. Za pomoci Bluetooth je možné data přenášet do PC a data ze zařízení Pedar vymazávat. Nevýhodou je menší dosah signálu Bluetooth. Druhou variantou je optický kabel a USB kabel ve spojení se synchro boxem. Tato varianta se používá zejména pro přenesení naměřených dat ze zařízení do PC. Tento přenos je velice rychlý v porovnání s přenosem přes Bluetooth. Je možné za pomoci těchto kabelů a synchro boxu měřit a zároveň zaznamenávat a sledovat aktuální měření na PC. Tento způsob lze využít pouze v laboratořích, kde je možné kabely dobře upevnit, přičemž proband běží například na běžeckém trenažéru. Kalibrace vložek a ovládání zařízení poté probíhá stejně jako u zařízení Bluetooth.

Práce s daty

S daty se v první fázi pracuje v softwaru Pedar, který následně umožňuje export do jiných formátů. Pro následné zpracování a další práci s daty je formát excel (xls). Další variantou je možnost data vyexportovat ve formátu pdf.

1.5.2.3 Další systémy

The medilogic insole

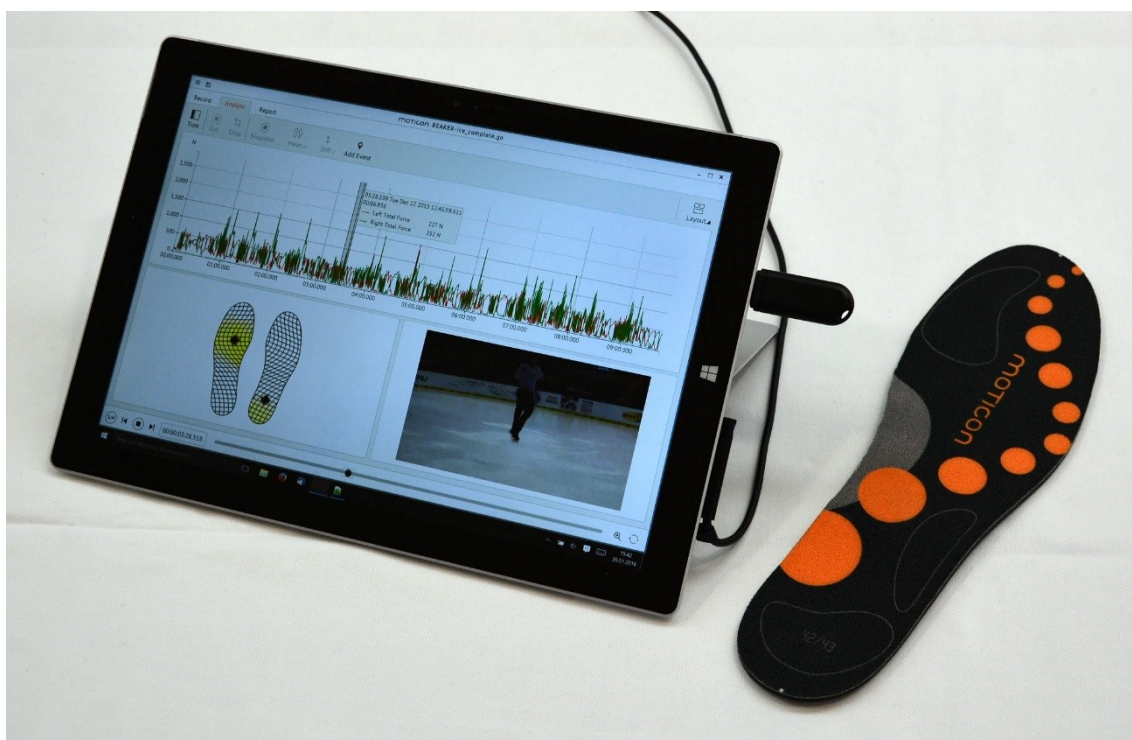
Medilogic WLAN insole (Medilogic, Schönefeld, Německo) nabízí systém obdobný systému Pedar. V tomto systému firmy Medilogic jsou také speciální vložky do bot, které snímají tlaky a bezdrátově vysílají signál do PC, jenž za pomoci speciálního softwaru výsledky zaznamenává a zobrazuje aktuální situaci z průběhu měření. Vložky Medilogic jsou zobrazeny na obrázku č. 19. Tento systém je určen zejména pro ortopedické účely. Prostředí softwaru je velmi jednoduché a neobsahuje velké množství funkcí. Uvedený software nabízí zobrazení 2D a 3D, zobrazuje maximální a minimální tlaky na podložku, porovnává symetrii chůze a několik dalších funkcí. Daný systém zahrnuje vložky do bot, které obsahují 240 senzorů, dále pak bezdrátový datový modem, který vysílá signál do PC, propojovací kabely a software s uživatelskou příručkou (Medilogic, 2017).



Obrázek č. 19: Medilogic insole (Medilogic, 2017)

Moticon´s OpenGo

OpenGo (Moticon, Mnichov, Německo) je systém určen zejména pro sportovce a fyzioterapeutické pracovníky. Tento systém se skládá ze tří základních složek – stélky do bot a softwaru, které zobrazuje obrázek č. 20, a také zařízení pro údržbu a doplňky pro provoz systému. Stélky do bot fungují zcela bezdrátově a hlavně neobsahují žádné kabely, které by mohly omezovat pohyb. Tento systém nabízí tři základní režimy. Režim online pro aktuální zobrazení a sledování rozložení tlaku, hmotnosti, rovnováhy a pohybu. Druhý režim zaznamenává data do paměti pro pozdější použití a zpracování v PC. Třetím je režim spánku pro úsporu energie. Software nejen zpracovává a vyhodnocuje naměřená data a zobrazuje aktuální stav, ale také nabízí možnost synchronizace s pořízeným videozáznamem. Software dále umožňuje vytvoření reportu (Moticon, 2017).



Obrázek č. 20: Systém Moticon´s OpenGo (Moticon, 2017)

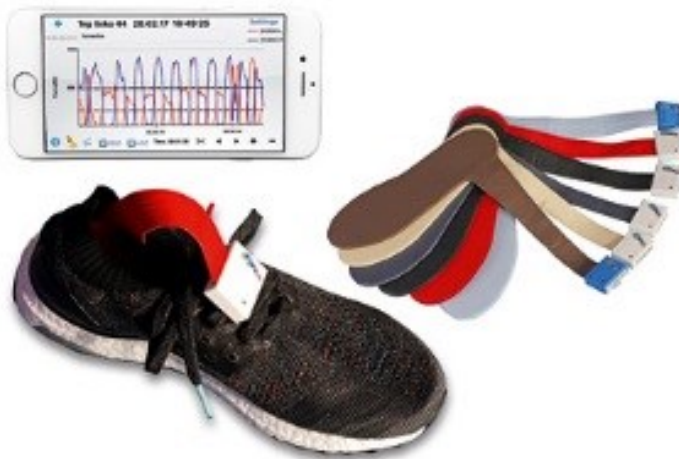
Pedoped a Loadsol

Pedoped® a Loadsol® (Novel, Mnichov, Německo) jsou nově vyvinuté systémy, které slouží k terénnímu měření působících sil chodidla na podložku – obrázky č. 21 a č. 22. Stélky do bot, které zaznamenávají působící síly, umožňují okamžité vyslání signálu do chytrého telefonu, tabletu nebo PC pro aktuální stav a vyhodnocení. Výhodou je, že neobsahuje žádnou kabeláž, která by omezovala pohyb. Má také vysokou výdrž baterie, úplné pokrytí chodidla nohy a online přenos dat. Nicméně je nutné říci, že Pedoped měří

pouze vertikální sílu (je méně přesný ve srovnání s Pedarem). Dále nenabízí tolik možností jako systém Pedar, například stélky neobsahují takové množství senzorů, software nemá takové množství funkcí, neumožňuje 3D zobrazení výsledků atd. (Novel.de, 2017).



Obrázek č. 21: Pedoped (Novel.de, 2017)



Obrázek č. 22: Loadsol (Novel.de, 2017)

Orthotic Biomechanical Solutions (2010) provedli srovnání Pedaru a F-Scan s deskou Kistler. Výzkum byl zaměřen na srovnání záznamů vertikální síly na časové ose. Cílem tohoto výzkumu bylo porovnat hodnoty získané za relativně stejných podmínek zařízením Pedar a F-scan vzhledem k hodnotám zaznamenaných na desce Kistler. Význam tohoto

výzkumu byl v tom, že měřicí desky jsou velice přesné, bohužel je možné na nich měřit pouze jeden krok ve srovnání s měřicími systémy Pedar a F-Scan, které mohou měřit několik kroků. V tomto výzkumu bylo provedeno 20 měření v každém systému. Systém F-Scan prokázal občasné problémy s kalibrací (4x). Pedar zaznamenává hodnoty relativně ustáleně a je vhodnější pro měření rychlejších pohybů. Výsledky prokazují, že systémy jsou přesné a vhodné pro opakovaná měření. Putti et al. (2007) také uvádí, že Pedar je vhodný pro opakovaná měření. Do výzkumu bylo zařazeno 53 probandů, u kterých bylo provedeno opakované měření (2x s průměrnou přestávkou mezi měřeními 12 dní). Dle dosažených výsledků v tomto výzkumu autor uvádí, že Pedar je „opakovatelný“ – vhodný pro opakovaná měření. Autor vypočítává koeficient opakovatelnosti, který je vypočten jako procento průměrné hodnoty. Tento koeficient nebyl vyšší než 15,3 %.

1.6 Souhrn teoretické části

Běh patří mezi základní pohybové dovednosti a objevuje se v řadě sportů. Z historického hlediska se běh vyvinul z chůze. V prvních počátcích sloužil běh zejména k lovu a později také k rychlejšímu předávání informací v místech, kde nebylo možné projet s koňmi. Později se běh objevuje také jako sportovní disciplína a základní dovednost řady sportovních her (Neumann & Hottenrott, 2016; Tvrzník et al, 2006). Člověk byl zrozen pro chůzi a běh bez obuvi, ale jelikož docházelo k častým poraněním nohy, začaly se pro ně vyvíjet ochranné pomůcky. Nejdříve si lovci omotávali nohy kůží, z čehož se později vyvinula obuv. Vývoj obuvi neustále pokračuje a v současné době existují specifické typy obuvi pro určité sporty, pracovní obuv, zdravotní obuv atd. (Hlaváček, 1994; Nigg, 2009; Strasser & Becklund, 1991).

Běh je možné rozdělit do několika forem. Pro určitou část populace je běh využíván jako aktivita podporující zdraví, pro některé jako aktivitní trávení volného času a pro některé jako sportovní disciplína, a to jak na amatérské, tak na vrcholové úrovni. Závodní pojetí běhu je pak možné rozdělit na atletické běhy, přespolní běhy, běhy do vrchu a poté běhy, jejichž součástí je běh, jako například orientační běh. Existují, ale i jiná dělení (dle obsahu, dle prostředí). Díky tomu můžeme běh rozdělit do několika forem. S těmito formami má spojitost i běžecká technika. *„Sportovní technika je určitý biomechanický způsob řešení daného pohybového úkolu člověkem na základě všeobecných anatomicko-fyziologických a psychologických předpokladů v souhlase s mechanickými zákony*

platnými v průběhu pohybu a v souhlase s mezinárodními pravidly závodění.“ (Novák, 1965). Běžecská technika je závislá na několika faktorech (somatotyp, nervosvalové procesy, trénovanost, délka trati). Běžecskou techniku můžeme rozdělit na šlapavý a švihový běh, ale také podle typu došlapu na došlap přes zadní část chodidla, střední část chodidla a přední část chodidla. Toto dělení však není jediné a jiní autoři rozdělují došlap jiným způsobem. V souvislosti s běžecskou technickou je také nutné běh rozebrat do jednotlivých cyklů a v této souvislosti uvádíme krokový cyklus běhu. „*Cyklus je určen jako doba mezi tím, kdy se jedno chodidlo poprvé dotkne země, a dobou, kdy se stejné chodidlo od země oddělí.*“ (Puleo & Milroy, 2014). Ve srovnání s chůzí při běhu dochází k vyřazení dvouoporového postavení. Krokový cyklus běhu tedy dělíme do pěti cyklů (první kontakt chodidla s podložkou, moment vertikály, odraz – letová fáze, ukončení letové fáze – dokrok, první kontakt chodidla s podložkou). V souvislosti s krokovým cyklem běhu se poté sledují časové parametry (step, stride, swing, stance). Dále je možné sledovat působíště reakční síly (CoP), krokovou frekvenci běhu, rozložení tlaků atd. (Bunc, 2006a; Bunc, 2006b, Cavanagh & Lafortune, 1980; Jeřábek, 2008; Novacheck, 1998, Puleo & Milroy 2014; Tvrzník et al., 2006).

Důležitou oblastí je také anatomický rozbor nohy a zapojení svalových skupin při běhu. Ke správnému pohybu je nutné zapojení několika částí pohybového aparátu. Mezi hlavní části patří svalstvo, kostra a klouby, šlachy a vazy, ale také nervový systém. S těmito soustavami je dost často spojeno nerovnoměrné zatěžování a zapojování jednotlivých struktur. Dále dochází také ke zkracování jednotlivých svalových skupin. Pro běžce je velice důležitá znalost zapojení jednotlivých svalů v průběhu běhu, a to hned z několika důvodů - prevence proti přetížení, posilování, kompenzační cvičení, strečink, ale také vztah k technice běhu (Čihák, 2016; Puleo & Milroy, 2014).

Běh má na člověka kladný vliv, ale není vhodný pro všechny osoby, neboť na zdraví člověka může mít i vliv záporný. Například u osob s vysokou nadváhou by mohly vzniknout zdravotní problémy (například přetížení kloubů, problémy se srdcem apod.). Při běhu dochází k velkému působení sil na nohu. Z tohoto důvodu je nutné používat správnou běžecskou obuv, vhodně zvolit množství tréninku a správnou techniku běhu. Jednoduchý ukazatel, který určí, zda je běh vhodný pro danou osobu, je výpočet BMI (body mass indexu). Pro osoby, které mají BMI do hodnoty 26, je běhání vhodné. Pro osoby s lehkou nadváhou a BMI 27 – 30 je vhodné nahradit běh chůzí, a to buď severskou, nebo kondiční. Pro osoby s vysokou nadváhou a BMI vyšším než 30 je vhodné zpočátku

volit pouze chůzi a postupně přecházet na chůzi kondiční. Osoby, u nichž se objevují závažnější zdravotní problémy, by měly vhodnost běhu vždy konzultovat s ošetřujícím lékařem. Dále má na zdraví velký vliv běžecká technika. V souvislosti s nesprávnou technikou, špatnou obuví, ale i z jiných důvodů se mohou objevit problémy a deformity nohy. Například vbočený palec, kladívkové prsty, bolest chodidel, prodloužení nohy atd. (Dubina et al., Dungl, 1989; Dungl, 2005; 1984; Gallo, 2011; Rokyta, 2016).

Běh je sledován také vědeckými pracovníky, kteří na základě provedených výzkumů vyvíjí novou obuv, snaží se zlepšit běžeckou techniku, odhalují zdravotní problémy a příčiny jejich vzniku atd. Diagnostika běhu se provádí terénně nebo laboratorně. Tato disertační práce je zaměřena na dynamickou plantografii s využitím speciálních stélek do bot. K realizaci tohoto výzkumu bylo využito měřicí zařízení Pedar® (Novel.de, 2017). Existují, ale i jiná zařízení například F-Scan (Tekscan, Boston, Massachusetts), Medilogic WLAN insole (Medilogic, Schönefeld, Německo), OpenGo (Moticon, Mnichov, Německo), Pedoped® a Loadsol® (Novel, Mnichov, Německo). Pedar® (Novel.de, 2017) je systém, který zaznamenává síly a tlaky působící na měřicí stélku, která se vkládá do boty. Následně je možné výsledky z měření v softwaru, který je obsahem této sady, dále zpracovávat. Práce s tímto systémem vyžaduje určitou odbornost, jelikož obsahuje velké množství funkcí a správnost nastavení může ovlivnit výsledky měření (Robertson et al., 2017; Vařeka & Vařeková, 2009).

Na základě zpracování teoretické části docházíme k závěru, že je třeba zodpovědět některé otázky, které zůstávají nezodpovězeny a jsou tedy předmětem zkoumání této disertační práce. Většina výzkumů sledujících došlap byla provedena za pomoci vysokofrekvenčních kamer. V našem výzkumu budeme využívat měřicí stélky v botě. Další otázkou je kroková frekvence běhu s využitím odlišného typu obuvi. Většina výzkumů se věnuje srovnání barefoot obuvi a sportovní obuvi, v našem výzkumu jsme zaměřeni na srovnání minimalistické a sportovní obuvi, což v zahraniční literatuře a za využití této metody chybí. Zahraniční literatura také neobsahuje velké množství výzkumů věnujících se síle a tlaku působících na podložku (měřicí stélku v botě). Naskýtá se tedy otázka, jaká bude síla a tlak působící na podložku s využitím odlišného typu obuvi. Opět většina zahraniční literatury je zaměřena na srovnání barefoot obuvi a sportovní obuvi. Tento výzkum byl zaměřen na běh žen s využitím odlišného typu obuvi, což zahraniční literatura postrádá. A otázkou tedy je, zda je minimalistická obuv vhodná pro běžce na dlouhé tratě a zda napodobuje spíše sportovní nebo barefoot obuv.

2 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem práce bylo zjistit, jak se mění došlap na úrovni interakce chodidla a obuvi u běhu po rovině při použití minimalistické obuvi a při použití sportovní obuvi u rekreačních běžkyň, a na základě zjištěných výsledků vyslovit závěry pro tréninkovou praxi.

Vědecká otázka:

Je rozdíl v časových a dynamických parametrech u skupiny rekreačních běžkyň při běhu po rovině stanovenou rychlostí s použitím minimalistické a sportovní obuvi?

Dílčí úkoly:

- a) Vypracovat rešerši odborných pramenů souvisejících s danou problematikou a stanovit teoretická východiska práce.
- b) Návrh designu měření.
- c) Provedení pilotní studie včetně zhodnocení výsledků a metodologie.
- d) Provedení měření v souladu s doporučeními z pilotního šetření.
- e) Zpracování a vyhodnocení dat.
- f) Posoudit vliv typu obuvi na změnu kontaktu s podložkou v iniciační fázi běžeckého cyklu a vyslovit závěry pro tréninkovou praxi.

Hypotézy:

- H₀₁:** Frekvence kroků při běhu v minimalistické obuvi bude vyšší než frekvence při běhu ve sportovní obuvi.
- H₀₂:** Při prvním kontaktu chodidla s podložkou při běhu v minimalistické obuvi dochází k posunu plantárních tlaků směrem k přední části chodidla ve srovnání s během ve sportovní obuvi.
- H₀₃:** Doba kontaktu chodidla s podložkou bude s využitím minimalistické obuvi kratší než u sportovní obuvi.
- H₀₄:** Síly působící na podložku budou s využitím minimalistické obuvi vyšší než s využitím sportovní obuvi.
- H₀₅:** Tlaky působící na podložku budou s využitím minimalistické obuvi vyšší než s využitím sportovní obuvi.

3 METODIKA PRÁCE

3.1 Pilotní studie

Pilotní studie byla uskutečněna na základě předchozí rešerše literatury. Do pilotní studie byli zařazeni běžci, kteří by následně mohli být součástí samotného šetření.

Charakteristika sledovaného souboru

Měření bylo provedeno u skupiny rekreačních běžců (N=15; muži: n = 8, ženy: n = 7; věk: $34,6 \pm 6,16$ let; výška: $1,80 \pm 0,08$ m; hmotnost: $68,1 \pm 8,89$ kg), kteří běhají v minimalistické i sportovní obuvi. Z 15 probandů bylo 13, kteří běhají v minimalistické obuvi alespoň 10 km týdně po dobu delší než jeden rok, dále z této skupiny byli dva probandi, kteří v minimalistické obuvi běhají pravidelně běžecké závody. 12 probandů využívá konfekční minimalistickou obuv, 2 probandi využívají „Vivo five fingers shoes“ – pětiprstá minimalistická obuv a jeden proband běhá naboso.

Design měření

Měření bylo zahájeno rozběháním a rozcvičením probandů (10 min.) a následně instalací a kalibrací systému Pedar® (Novel, Mnichov, Německo), (obrázek č. 23). Následně probandi absolvovali jeden okruh na atletickém oválu na rozběhnutí i s nainstalovaným měřícím zařízením. Tempo běhu si každý z probandů měl určit takové, jaké využívá pro běh na 10 kilometrů. Poté následovalo měření na stanoveném úseku, po kterém byla pauza cca 5 minut pro výměnu obuvi. Po změně bot bylo nutné provést novou kalibraci snímacích stélek. Záznam byl pořízen vždy z rovného úseku dlouhého 70 metrů vzdáleného 100 metrů od startu. Frekvence snímání dynamických parametrů byla 100 Hz. Data byla zaznamenána do interní paměti systému a poté převedena do počítače.

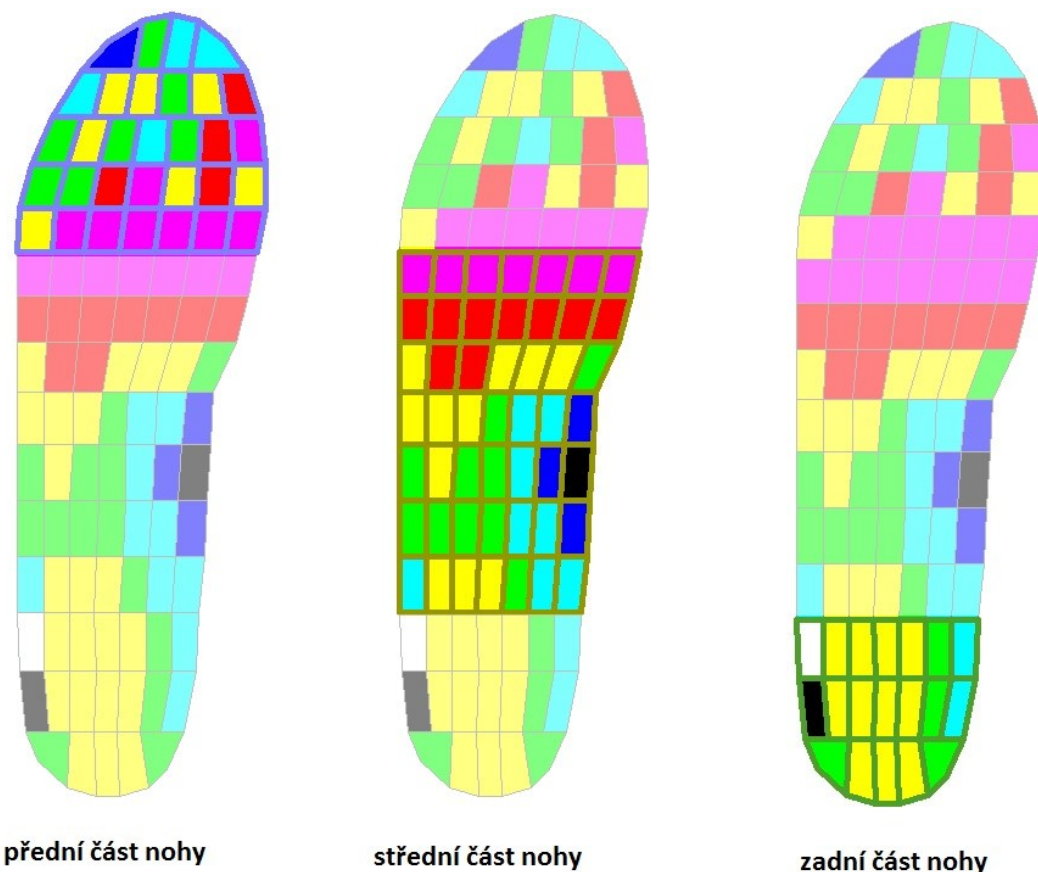


Obrázek č. 23: Systém Pedar při měření

Zpracování dat

Pro analýzu působících sil a tlaků byl použit dynamometrický záznam vybraného úseku běhu v minimalistické a sportovní obuvi u všech patnácti běžců. Měřicí stélky byly rozděleny na tři části (pata, střední část chodidla, přední část chodidla; obrázek č. 24). Toto rozdělení umožňují přednastavené masky software Pedar. Na základě průběhu působících hodnot byl stanoven typ prvního kontaktu chodidla s podložkou. Stanoveny byly tři varianty prvního kontaktu chodidla s podložkou:

- a) v přední části chodidla – fore footstrike (FFS)
- b) ve střední části chodidla – middle footstrike (MFS)
- c) v zadní části chodidla – rear footstrike (RFS)



Obrázek č. 24: Rozdělení měřicí stélky

Výsledky byly zaneseny do tabulky s následným výpočtem procentuálního podílu zastoupení běžců s FFS, MFS a RFS v případě běhu v minimalistické i sportovní obuvi u celé skupiny běžců ($N = 15$). Pro sledování dynamických parametrů byl použit příslušný software Pedar a sledovány byly pro celou nohu tyto proměnné: průměrné doby trvání dvojkroku (Stride) [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$] a doby kontaktu chodidla s podložkou (Stance)[$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]. Pro každou nohu zvlášť potom maximální tlak (Peak pressure [kPa]) a vertikální síla (maximal vertical force [N]). Po rozdělení levé i pravé nohy na tři části byl dále sledován maximální tlak (Peak pressure [kPa]) a maximální vertikální síla (maximal vertical force – F_{max} [N]) v přední, střední a zadní části chodidla. Naměřené tlaky i síly byly vztaženy k hmotnosti běžců a tyto "relativizované" hodnoty byly dále statisticky zpracovány.

Statistická analýza

Pro ověření stanovené hypotézy, že se v důsledku použití minimalistické obuvi zvyšují tlaky i maximální síly, byla provedena statistická analýza v programu MATLAB (MathWorks, Natick, Massachusetts). Rozdíl mezi tlaky i silami se testoval testem

hypotézy, zda je střední hodnota rozdílu nulová. Protože tento test vyžaduje normalitu rozložení dat, což zde nebylo zaručeno, byl použit neparametrický znaménkový test testující hypotézu, že medián rozdílu je nula. Hladina významnosti byla stanovena na ($\alpha = 0,05$). Všechny hodnoty byly uvedeny jako průměr \pm SD.

Výsledky pilotní studie

První kontakt chodidla s podložkou (foot strike pattern - FSP)

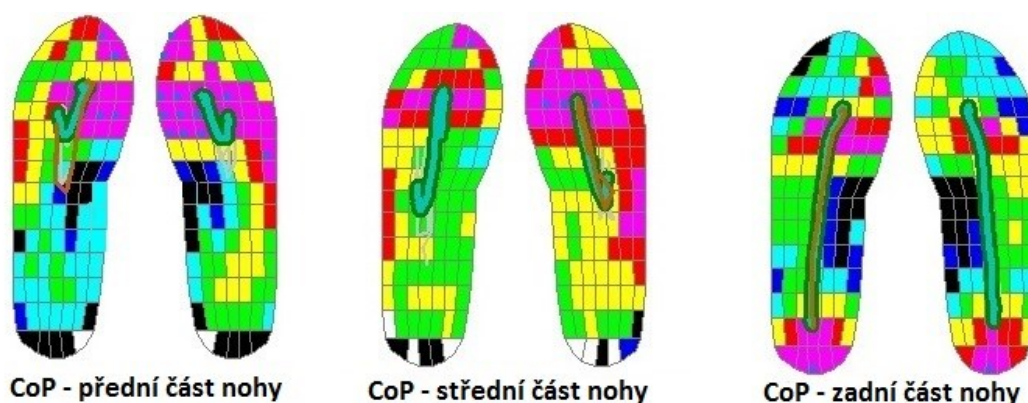
Podle analýzy dynamometrického záznamu při běhu ve sportovní obuvi z patnácti sledovaných běžců měli první kontakt chodidla s podložkou v přední části chodidla (FFS - forefoot strike pattern) 4 běžci (26,7 %). První kontakt chodidla s podložkou ve střední části chodidla (MFS - middlefoot strike pattern) ve sportovní obuvi byl naměřen u 4 běžců (26,7 %) a u 7 běžců (46,7 %) byl ve sportovní obuvi první kontakt chodidla s podložkou v zadní části chodidla (RFS – rearfoot strike pattern). U minimalistické obuvi došlo ke změně došlapu (FSP) celkem u pěti běžců (33,3 %). FSP se v tomto případě měnil z MFS na FFS nebo z RFS na MFS. U těchto pěti běžců došlo vlivem minimalistické obuvi ke změně prvního kontaktu s podložkou směrem dopředu, a to vždy o jednu zónu. Nikdy nedošlo vlivem minimalistické obuvi ke změně FSP ve smyslu změny od dopadu na zadní část chodidla až k dopadu na přední část chodidla. Ve výsledku tedy z 15 běžců jich 6 (40 %) v minimalistické obuvi používalo FFS a dalších 5 (33,3 %) jich běželo způsobem MFS a zbývajících 4 (26,7 %) běželi způsobem RFS, tedy první kontakt chodidla s podložkou byl u těchto čtyř běžců v zadní části chodidla. V důsledku tohoto posunu došlo celkem u tří běžců používajících FFS k tomu, že při použití minimalistické obuvi v některých krocích dokonce nedochází k žádnému kontaktu zadní části chodidla s podložkou v průběhu celého krokového cyklu běhu. Tento jev se u vybraných probandů objevil výhradně v případě použití minimalistické obuvi. Při použití sportovní obuvi vždy alespoň ke krátkému kontaktu v zadní části chodidla s podložkou došlo i u běžců používajících FFS (0,02 – 0,04 s).

Trajektorie CoP (Center of Pressure)

Při různých typech došlapu dochází také k tomu, že linie CoP je ve všech třech případech odlišná – obrázek č. 25. V případě RFS CoP vede od paty směrem k hlavičkám metatarzů. Trajektorie CoP se v předozadním směru u skupiny běžců používajících RFS měnila nejvíce v porovnání s běžci používajícími MFS nebo FFS. U MFS se trajektorie CoP pohybuje v anterior-posteriorálním směru. CoP linie začíná ve střední části chodidla

(v oblasti pod podélnou klenbou). Trajektorie CoP v anterior-posteriorálním směru se u této skupiny běžců měnila méně nežli u běžců používajících RFS. U FFS se linie CoP v anterior-posteriorálním směru vychyluje nejméně, když začíná na úrovni hlaviček třetího a čtvrtého metatarzu, dále vede směrem ke střední části chodidla a následně se opět vrací zpět před hlavičky prvního a druhého metatarzu.

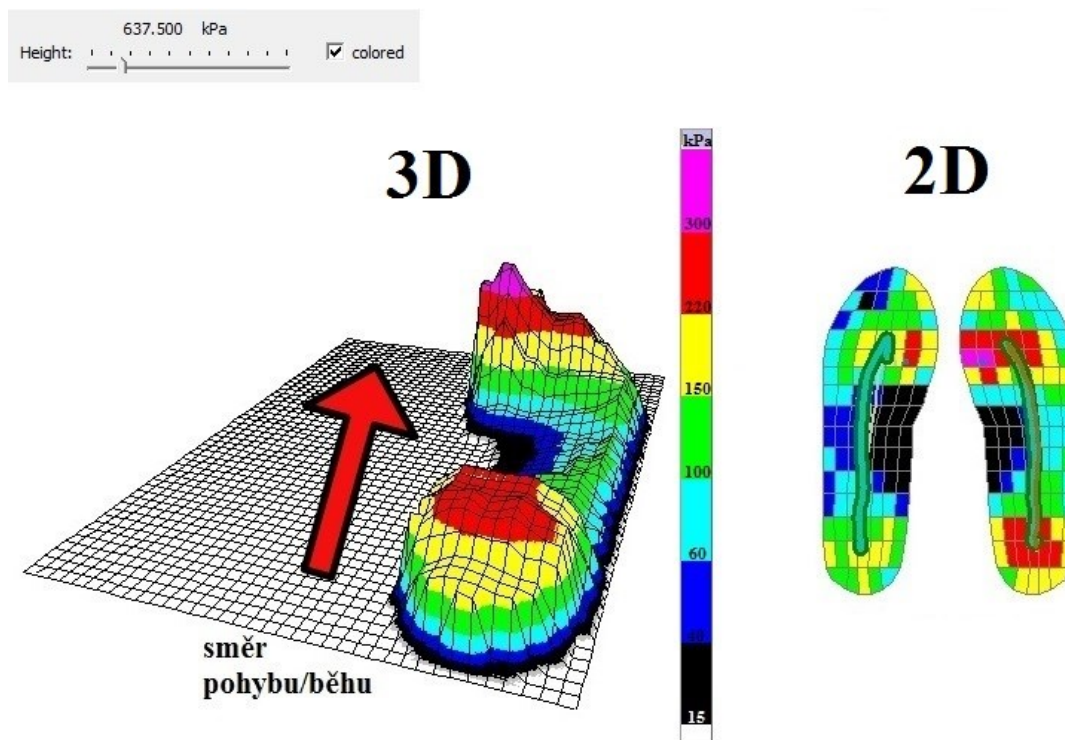
Z dynamometrického záznamu bylo možno vysledovat, že u tří probandů dochází k prvnímu kontaktu s podložkou v oblasti pod malíkovou hranou. První se dotknou země laterální hlavičky metatarzů. Pokud běžci používali tento malíkový FSP, pak jej použili v případě minimalistické i sportovní obuvi.



Obrázek č. 25: Typy trajektorií CoP

Rozložení tlaků (Pressure distribution)

Rozložení tlaku (obrázek č. 26) při běhu v minimalistické obuvi a ve sportovní obuvi bylo odlišné. Při analýze maximálního tlaku, který byl sledován pro celou nohu i v oblasti pod zadní částí chodidla, ve střední části chodidla a i v oblasti přední části chodidla, byly naměřeny na levé i pravé noze rozdíly mezi minimalistickou a sportovní obuví, když při běhu ve sportovní obuvi byly hodnoty maximálního tlaku ve všech čtyřech oblastech nižší. Statisticky významné rozdíly ($p \leq 0,05$; $N = 15$; tabulka č. 7) byly zjištěny u hodnot maximálního tlaku na levé zadní části chodidla a levé přední části chodidla, na pravé noze byly významné rozdíly pro celou nohu, na střední a přední části chodidla. Ostatní rozdíly maximálního tlaku nebyly statisticky významné ($p > 0,05$; $N = 15$; tabulka č. 7). Při porovnání maximální síly pod celou nohou, v oblasti zadní části chodidla, střední části chodidla i přední části chodidla byly zjištěné hodnoty také odlišné. Při použití sportovní obuvi byly tyto hodnoty v porovnání s minimalistickou obuví ve všech čtyřech měřených oblastech nižší, ale ne statisticky významně ($p > 0,05$).



Obrázek č. 26: Rozložení tlaku ve stojné fázi běhu – Pedar

Časové charakteristiky (Stride and Stance)

U sledované skupiny běžců byly zaznamenány rozdíly v časovém trvání Stride a Stance. Výsledky ukázaly, že při běhu ve sportovní obuvi je časové trvání Stride delší ($t_{\text{STRIDE1}} = 0,697 \pm 0,065$ s) nežli při běhu v minimalistické obuvi ($t_{\text{STRIDE2}} = 0,665 \pm 0,082$ s). Rozdíl však nebyl statisticky významný ($p > 0,05$; $N = 15$; tabulka 7). U sledované skupiny běžců bylo časové trvání Stance delší při běhu ve sportovní obuvi ($t_{\text{STANCE1}} = 0,235 \pm 0,1$ s) nežli při běhu v minimalistické obuvi ($t_{\text{STANCE2}} = 0,19 \pm 0,02$ s). Tento rozdíl byl statisticky významný ($p \leq 0,05$; $N = 15$; tabulka č. 7).

Tabulka č. 7: Srovnání minimalistické a sportovní obuvi a *p*-hodnoty za využití neparametrického znaménkového testu pro různé proměnné v průběhu běhu po rovině

	Měřená oblast	MO	SO	MO x SO	<i>p</i> hodnota
Maximální tlak – levé chodidlo	celé chodidlo	544,9	436,6	-108,32	0,070
	zadní část chodidla	268,9	172,1	-96,81	0,015
	střední část chodidla	372,6	279	-93,56	0,070
	přední část chodidla	523,5	394,1	-129,37	0,015
Maximální tlak – pravé chodidlo	celé chodidlo	563,8	455	-108,81	0,002
	zadní část chodidla	321,8	281,5	-40,28	0,786
	střední část chodidla	483,5	344,3	-139,16	0,015
	přední část chodidla	539	407,7	-131,35	0,002
Maximální síla – levé chodidlo	celé chodidlo	1611,6	1492,7	-118,93	0,604
	zadní část chodidla	504,7	311,82	-192,88	0,237
	střední část chodidla	798,1	701,7	-96,45	0,604
	přední část chodidla	939,3	870,4	-68,95	0,237
Maximální síla – pravé chodidlo	celé chodidlo	2037,9	1813,8	-224,11	0,070
	zadní část chodidla	627,1	552,8	-74,26	0,786
	střední část chodidla	1030,2	866,1	-164,10	0,604
	přední část chodidla	1131,6	1060,3	-71,32	0,604
Stride (s)		0,66	0,69	0,03	0,786
Stance (s)		0,19	0,23	0,04	0,015

Legenda: MO x SO – rozdíl mezi minimalistickou a sportovní obuví, Stance – doba kontaktu chodidla s podložkou, Stance – doba trvání dvojkroku

Doporučení pro další měření

Na základě provedené pilotní studie jsme došli k několika závěrům, které byly důležité pro další měření. Tyto poznatky můžeme shrnout do několika bodů:

a) Stanovení času, za který probandi daný úsek proběhnou letmo

V pilotní studii jsme neurčili přesný čas, za který mají probandi daný úsek proběhnout, a na základě toho se objevily velké rozdíly jak v krokové frekvenci, tak technice běhu, jelikož tyto dva aspekty mají velký vliv na rychlost běhu. Na základě tohoto zjištění bylo nutné zajistit homogenitu souboru. Pro samotné měření byla vybrána kategorie žen, pro které byla stanovena rychlost 3,33 m.s⁻¹,

kteřá odpovídá rychlosti běhu pro ženy pravidelně trénující pro běhy na dlouhé tratě (De Wit et al., 2000; Pontzer et al., 2014).

b) Homogenita souboru

Pilotní studie také poukázala na nutnost stejnorodosti skupiny, jelikož mezi muži a ženami byly velké rozdíly, například muži běhají větší rychlostí pro běhy na dlouhé tratě, liší se kroková frekvence běhu. Jelikož náš výzkum byl zaměřen na pravidelně běhající rekreační běžce, bylo nutné stanovit minimální počet naběhaných kilometrů za týden (minimálně 25 kilometrů týdně), aby do výzkumu nebyli zařazeni „příležitostní“ běžci. Dále byla stanovena minimální délka (1 rok) zkušeností s minimalistickou a sportovní obuví.

c) Jednotná obuv stejné velikosti

Na základě výzkumu Henninga et al. (1995) a pilotní studie byla pro všechny probandy stanovena jednotná obuv, jelikož autor uvádí, že různé modely obuvi mají podstatný vliv na chování nohy v průběhu běhu. Vlastní měření bylo provedeno se skupinou žen s konfekční velikostí obuvi 39 - 40, jelikož pro realizaci tohoto výzkumu byla pořízena jednotná obuv této velikosti a využity také měřicí stélky, které se velikostí hodí do této obuvi. Každá obuv, a to jak minimalistická, tak sportovní má své specifické vlastnosti (např. drop u sportovní obuvi) a z důvodu přesnějšího měření byla vybrána jednotná obuv, a sice minimalistická obuv Vivobarefoot Primus Trail SG, která patří k nejpopulárnějším na trhu, a sportovní obuv Salomon XA PRO, která také patří ke špičce ve sportovní krosové obuvi (tabulka č. 9 v kapitole 3.2.2).

d) Větší počet opakování měření

V pilotní studii byl každý proband měřen pouze jednou v minimalistické a jednou ve sportovní obuvi, což není vhodné z důvodu přesnějších výsledků, což potvrzuje i studie zahraniční literatury, kde autoři prováděli měření opakovaně. Z tohoto důvodu byl stanoven počet opakovaných měření na 3.

e) Rozběhání se před vlastním měřením

Na základě měření pro pilotní studii a následné podrobnější rešerše literatury jsme došli k závěru, že je nutné větší rozběhání v dané obuvi, než takové, které bylo provedeno u pilotní studie. V pilotní studii měl každý proband 10 minut na rozběhání a rozcvičení v obuvi, kterou měl aktuálně obutou. Nerozběhal se tedy v obou typech obuvi a také neabsolvoval stanovený měřený úsek v jednom typu

obuvi a v druhém typu obuvi. Dále v pilotní studii nebyla stanovena rychlost, kterou mají probandi daný úsek proběhnout. Z těchto dvou uvedených důvodů byl pro vlastní výzkum stanoven počet úseků na rozběhání na 3. V každém z těchto přípravných úseků byla kontrolována rychlost, aby odpovídala stanovené rychlosti $3,33 \pm 0,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Poté bylo možné zahájit vlastní měření.

3.2 Vlastní výzkum

Výzkum byl orientovaný na analýzu působení chodidla na podložku (vložku v botě) za využití dynamografické vyšetřovací metody (systém Pedar). Byla provedena opakovaná měření běhu na padesátimetrovém úseku stanovenou rychlostí $3,33 \pm 0,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, což odpovídá rychlosti amatérských běžkyň na dlouhé tratě. K měření byly využity minimalistické boty Vivobarefoot Primus a sportovní krosová bota Salomon XA PRO (tabulka 9). Tuto obuv využily pro měření všechny probandky a u všech byl tedy požadavek i velikost nohy 39-40, dle velikosti bot a měřících vložek.

Měření a zpracování výsledků bylo provedeno anonymně s informovaným souhlasem probandů, který byl schválen Etickou komisí FTVS UK v Praze dne 12. 4. 2018 pod jednacím číslem 85/2018.

3.2.1 Charakteristika sledovaného souboru

Práce se zabývá během na dlouhé tratě u amatérských běžců v odlišném typu obuvi (minimalistické a sportovní). Byla provedena pilotní studie, díky které bylo nutné výzkum více specifikovat. Výzkumný soubor tvořilo 14 žen (hmotnost $63,31 \pm 4,89 \text{ kg}$, výška $169,69 \pm 4,1 \text{ cm}$, věk $31,92 \pm 5,34 \text{ roků}$, rychlost v minimalistické obuvi (MO) $3,34 \pm 0,06 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, rychlost ve sportovní obuvi (SO) $3,29 \pm 0,06 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, počet naběhaných km týdně $37,54 \pm 9,43$, velikost nohy odpovídající vložce 39-40 EU). Podmínkou byla také zkušenost s během v minimalistické a sportovní obuvi a také pravidelný běh minimálně 25 km týdně (počet naběhaných kilometrů týdně $37,5 \pm 9,4 \text{ km}$). Údaje jsou zpracovány v tabulce č. 8. K měření jsme využili měřící systém Pedar® (Novel, Mnichov, Německo).

Tabulka č. 8: Charakteristika sledovaného souboru

N = 14	Hmotnost [kg]	Výška [cm]	Věk [roky]
1	59	176	31
2	58	166	27
3	67	164	37
4	68	170	26
5	73	168	30
6	60	165	33
7	65	173	32
8	64	170	30
9	58	165	41
10	58	169	35
11	67	177	40
12	58	165	21
13	68	178	32
14	66	172	38
Průměr	63.3	169.7	31.9
SD	4.9	4.7	5.3


3.2.2 Charakteristika použitých metod

K měření byla využita dynamografická vyšetřovací metoda s cílem analyzovat kontakt chodidla s podložkou. Pro toto měření byl využit měřicí systém Pedar® (Novel, Mnichov, Německo) – obrázky č. 16 a č. 27.



Obrázek č. 27: Pedar® (Novel, Mnichov, Německo)

Tabulka č. 9: Obuv určená k měření a její charakteristika

Obuv	Minimalistická obuv: Vivobarefoot Trail Freak	Sportovní obuv: Salomon XA PRO
	 <p data-bbox="539 779 865 869">Vivobarefoot Trail Freak (Sanasport, 2018)</p>	 <p data-bbox="986 831 1369 920">Salomon XA PRO (Mountain Designs, 2018)</p>
Drop (v mm)	0	11
Hmotnost (v gramech)	200	410
Vlastnosti	<p data-bbox="467 1216 911 1637">Běžecská bota určená pro běh na všech terénech, která má přibližovat „bosé běhání“. Je vyrobena z prodyšného materiálu, který je naimpregnován proti vlhkosti. Obuv má podrážku s kolíky, aby chránily před prokluzem na vlhkém terénu.</p>	<p data-bbox="962 1216 1390 1525">Běžecská bota od výrobce Salomon, která je určena pro běh na všech površích. Použitým materiálem je Gore-Tex, který chrání proti vlhkosti. Boty velice dobře drží v každém terénu.</p>

3.2.3 Realizace měření

Každý proband absolvoval 6 měření běhu, z toho 3 měření v minimalistické obuvi a 3 měření ve sportovní obuvi letmo rychlostí běhu ($v = 3,33 \pm 0,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Měření proběhlo na padesátimetrovém úseku po rovině na umělé trávě fotbalového hřiště, které je zobrazeno na obrázku č. 28. Měřený úsek byl jasně vyznačen za pomoci „kloboučků“.

Před vlastním měřením proběhlo rozcvičení a rozběhání a následná optimalizace rychlosti běhu probanda opakovaným rozběháním v dané rychlosti. Pro měření byl využit měřicí systém Pedar® (Novel, Mnichov, Německo).

Tabulka č. 10: Protokol měření – fiktivní příklad

Protokol měření					
Jméno a příjmení	Jan Charousek				
Proband	1				
Výška	191 cm				
Hmotnost	94 kg				
Věk	31				
Počet naběhaných km týdně	30 km				
Rozběhání a rozcvičení	Základní protažení + rozběhání 10 min. v každém typu obuvi + 3x vyzkoušení si měřeného úseku				
	1. úsek [s]	Přestávka [min]	2. úsek [s]	Přestávka [min]	3. úsek [s]
MO - přípravné měření	12,89	2	11,44	2	12,00
MO	11,89	2	11,98	2	12,01
SO - přípravné měření	11,20	2	12,50	2	12,05
SO	11,97	2	12,01	2	11,88
poznámka	Opakované měření u SO – 2. úsek				



Obrázek č. 28: Realizace měření

3.2.4 Zpracování dat

Statistické zpracování dat

Pro použití statistických metod je nejdříve nutné provést ověření normality dat. V rámci této disertační práce byl k ověření normality využit Shapiro – Wilkův test. Pakliže je předpoklad normality splněn, je možné využít parametrické metody, v opačném případě neparametrické metody. V rámci této disertační práce byly využity jak parametrické, tak neparametrické metody.

Shapiro – Wilkův test je testem dobré shody a využívá se tedy k ověření normality dat. Je uváděn jako jeden z nejsilnějších testů normality dat. Tento test se používá zejména pro menší rozsahy ($n < 50$). Základem tohoto testu je porovnání empirické funkce s teoretickou distribuční funkcí normálního rozdělení (Neubauer a kol., 2016).

Statistické zpracování bylo provedeno softwarem R (Verze 3.4.2, GNU General Public Licence version 2) a Statistica (Verze 12, Proprietary software). Software R je volně šiřitelný statistický software s využitím přídatných balíčků. Byl využit balíček „nlme“. Program Statistica je v rámci TUL k dispozici k vědeckým účelům. Využita byla analýza rozptylu (ANOVA), Wilcoxonův test, Mann-Whitney U test, Kruskal-Wallisova

ANOVA a Post-hoc analýza. U probanda 9 bylo odstraněno jedno odlehlé pozorování, které opakovaně výrazně vybočovalo.

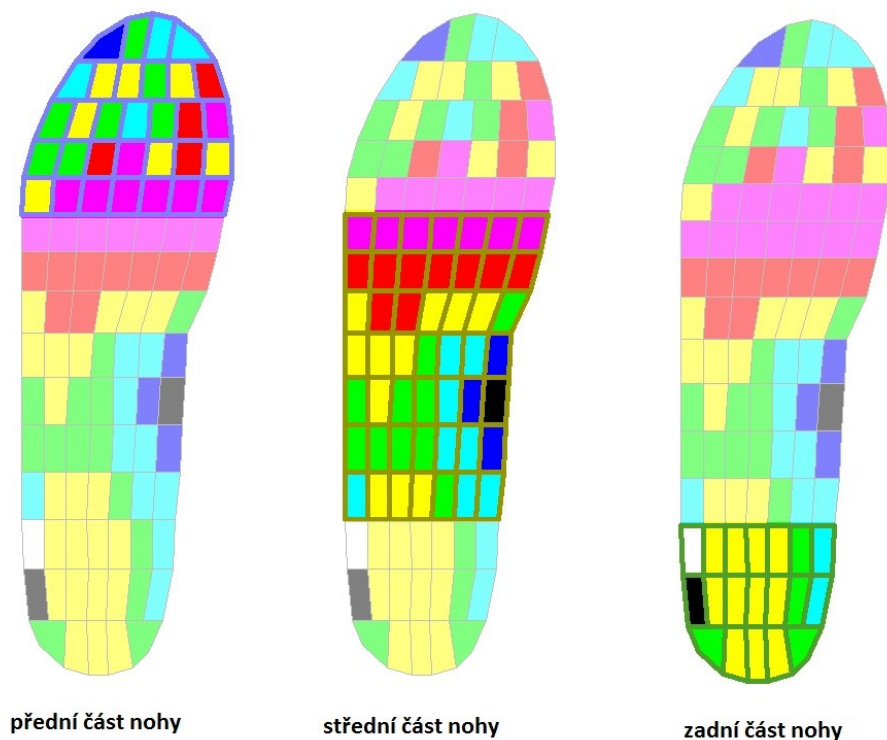
V této disertační práci byla použita hladina významnosti ($\alpha = 0,05$) – statisticky významný rozdíl.

Analýza tlaků (sil) kontaktu chodidla s podložkou

Zpracování dat bylo provedeno programem Pedar-x Recorder (verze 20.3.36, Novel, Německo). Sledované veličiny při měření byly:

- a) P_{\max} - rozložení tlaku na podložku [kPa],
- b) F_{\max} - síly působící na podložku [N],
- c) Stance - doba kontaktu chodidla s podložkou [$m \cdot s^{-1}$],
- d) IC - iniciační fáze kontaktu chodidla – Iniciační fázi kontaktu chodidla s podložkou jsme na základě publikací Breineho et al. (2016), Monaghana et al. (2014) a Stöggl et al. (2016) určili jako prvních 45 procent Stance pro běh přes přední část chodidla, 48 procent Stance pro běh přes střední část chodidla a 51 procent Stance pro běh přes zadní část chodidla.

S využitím přednastavených „mask“, které nabízí daný software, bylo chodidlo rozděleno na tři části: přední část chodidla, střední část chodidla a pata (obrázek č. 29). Tzv. „masky“ umožňují uživateli rozdělit si softwarově stélku na libovolné části a následně podle těchto rozdělených částí výsledky dále zpracovávat a vyhodnocovat. Příklad rozdělení stélky, které byly využity v našem výzkumu, jsou znázorněny na obrázku č. 28.



Obrázek č. 29: Rozdělení chodidla na tři základní části za využití „mask“ software

Poznámka k hypotéze H₀₄ a H₀₅: Byly sledovány hodnoty celého chodidla, ale také hodnoty jednotlivých částí chodidla, které byly rozděleny na 3 skupiny.

Seznam výstupních parametrů:

- F_{max} – maximální síla v dané oblasti [N]
- F_{max_{rev}} – relativizovaná hodnota síly v dané oblasti ($F_{max_{rev}} = F_{max}/m \cdot g$)
- P_{max} – maximální tlak v dané oblasti [kPa]
- P_{max_{rev}} – relativizovaná hodnota tlaku v dané oblasti ($P_{max_{rev}} = P_{max}/m \cdot g$)
- FSP – první kontakt chodidla s podložkou
- Stride – doba mezi prvním kontaktem chodidla na podložku do prvního kontaktu stejné nohy na podložku [s] (obrázek č. 9)
- Step – krok [s] (obrázek č. 9)
- Stance – doba kontaktu chodidla s podložkou [s] (obrázek č. 9)
- Swing – doba mezi posledním a prvním kontaktem stejné nohy [s] (obrázek č. 9)

Analýza krokové frekvence

Zpracování dat bylo provedeno programem MS Excel, ve kterém také byla vypočtena kroková frekvence běhu (počet kroků za minutu).

Seznam parametrů:

- Čas běhu[s]
- Step – krok [s]

Výčet použitého softwaru

- Microsoft Word (verze 15.0.4745.1001, Microsoft, USA) – textová část práce
- Microsoft Excel (verze 15.0.4745.1000, Microsoft, USA) – grafy, tabulky a jednoduché výpočty
- Zoner Photo studio 15 (verze 15.0.1.3, Zoner software, Česká republika) – úprava fotografií
- Pedar-x Recorder (verze 20.3.36, Novel, Německo) – zpracování a práce s naměřenými daty
- software R (Verze 3.4.2, GNU General Public Licence version 2)
- Statistica (verze 12, Proprietary software)

4 VÝSLEDKY

Charakteristika sledovaného souboru (tabulka č. 11). Soubor se skládal z žen (hmotnost $63,31 \pm 4,89$ kg, výška $169,69 \pm 4,71$ cm, věk $31,92 \pm 5,34$ roků, rychlost v MO $3,34 \pm 0,06$ m.s⁻¹, rychlost v SO $3,29 \pm 0,06$ m.s⁻¹, počet naběhaných km týdně $37,54 \pm 9,43$), které využívají minimalistickou a sportovní obuv pro běh na dlouhé tratě.

Tabulka č. 11: Charakteristika sledovaného souboru

N	Hmotnost[kg]	Výška[cm]	Věk [roky]	Rychlost MO[m.s ⁻¹]	Rychlost SO [m.s ⁻¹]	Počet km týdně
1	59	176	31	3,34	3,22	43
2	58	166	27	3,24	3,24	50
3	67	164	37	3,39	3,33	30
4	68	170	26	3,41	3,28	25
5	73	168	30	3,22	3,18	40
6	60	165	33	3,31	3,33	25
7	65	173	32	3,47	3,42	50
8	64	170	30	3,31	3,26	30
9	58	165	41	3,33	3,25	40
10	58	169	35	3,34	3,32	35
11	67	177	40	3,36	3,34	35
12	58	165	21	3,32	3,29	30
13	68	178	32	3,31	3,27	55
14	66	172	38	3,34	3,29	35
Průměr	63,3	169,7	31,9	3,34	3,29	37,5
SD	4,9	4,7	5,3	0,06	0,06	9,4

4.1 Analýza krokové frekvence běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Hodnoty krokové frekvence běhu jsou uvedeny v tabulce č. 12. Kroková frekvence běhu je vypočítána jako průměr ze tří měření a její hodnota je vypočítána jako počet kroků za minutu.

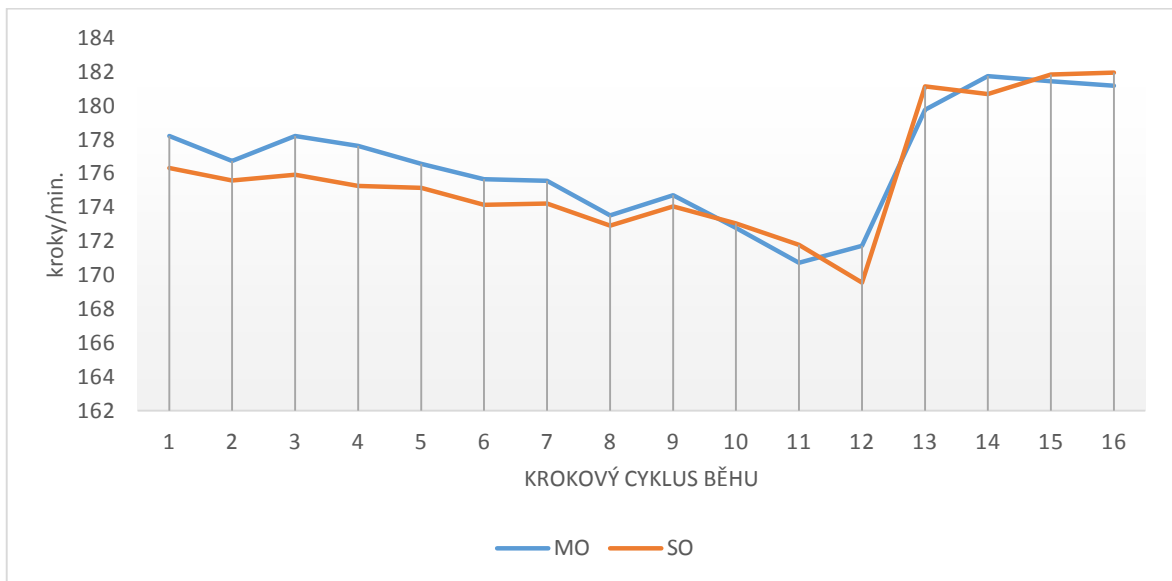
Tabulka č. 12: Hodnoty frekvence běhu pro minimalistickou a sportovní obuv

N	MO		SO		MO x SO
	kroková frekvence běhu [kroků/min.]	SD	kroková frekvence běhu [kroků/min.]	SD	
1	182,6	0,79	181,1	3,02	1,48
2	172,0	1,54	172,8	0,52	-0,81
3	177,7	2,62	178,5	1,47	-0,85
4	169,9	0,50	175,8	1,07	-5,81
5	160,7	0,77	165,3	1,40	-4,56
6	177,2	2,79	175,6	0,93	1,54
7	164,4	0,81	165,0	0,47	-0,63
8	162,9	2,18	168,2	1,16	-5,31
9	187,0	0,49	186,5	0,00	0,49
10	186,5	0,12	191,0	0,24	-4,53
11	186,5	0,87	177,4	0,11	9,08
12	180,0	0,67	173,0	2,79	7,00
13	182,3	1,15	181,4	1,83	0,94
14	184,9	0,96	182,0	1,02	2,89
Průměr	176,8		176,7		
SD	8,9		7,3		

Legenda: N – označení daného probanda, MO – minimalistická obuv, SO – sportovní obuv, kroková frekvence – frekvence kroků za minutu, SD – směrodatná odchylka, MO x SO – rozdíl mezi minimalistickou a sportovní obuví.

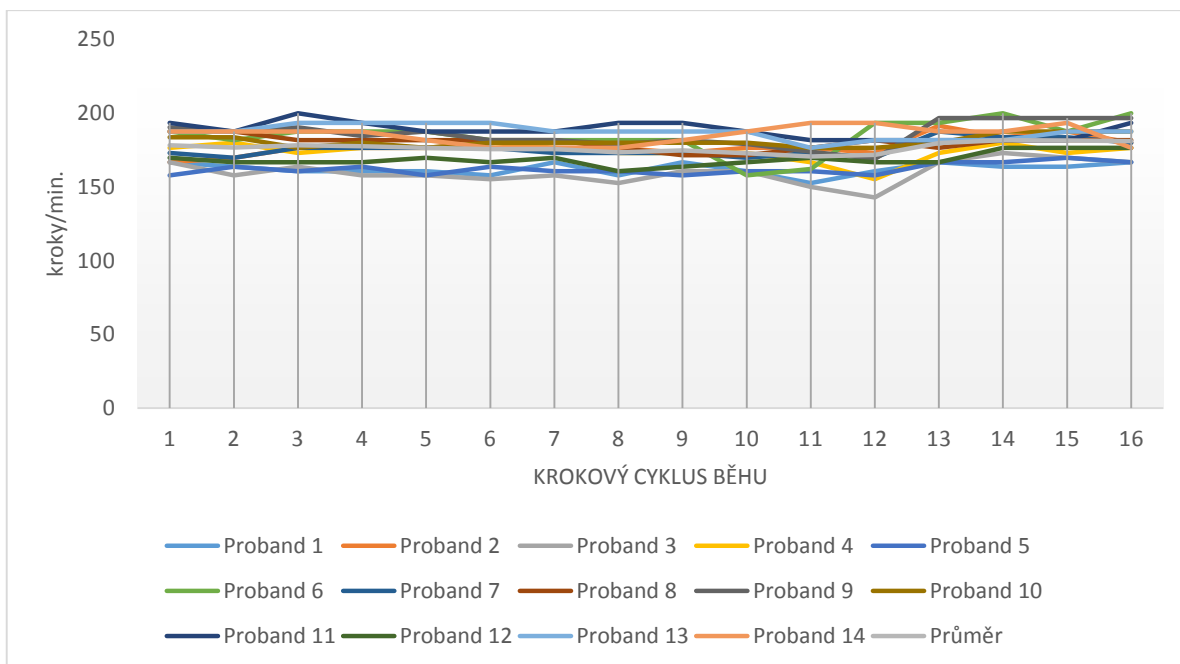
Obrázek č. 30 znázorňuje srovnání vývoje průměrné krokové frekvence v průběhu běhu po rovině s využitím MO a SO. Křivka má podobný průběh. Od prvního do devátého krokového cyklu jsou vyšší hodnoty krokové frekvence běhu s použitím MO, následně se hodnoty vyrovnávají a posléze jsou hodnoty vyšší s využitím SO. V obrázku je viditelné

postupné snižování krokové frekvence běhu až 11/12 krokovému cyklu běhu a posléze dochází ke strmému nárůstu. Toto klesání a následné strmé stoupaní je viditelné u obou typů obuvi. Pro minimalistickou obuv dosahuje nejvyšší průměrná kroková frekvence 182 kroků za minutu (na čtrnáctém krokovém cyklu běhu) a minima 171 kroků za minutu (na jedenáctém krokovém cyklu běhu). U sportovní obuvi dosahuje maxima 182 kroků za minutu (na šestnáctém krokovém cyklu běhu) a minima 170 kroků za minutu (na dvanáctém krokovém cyklu běhu). Hodnoty ukazují průměr z tří měření.

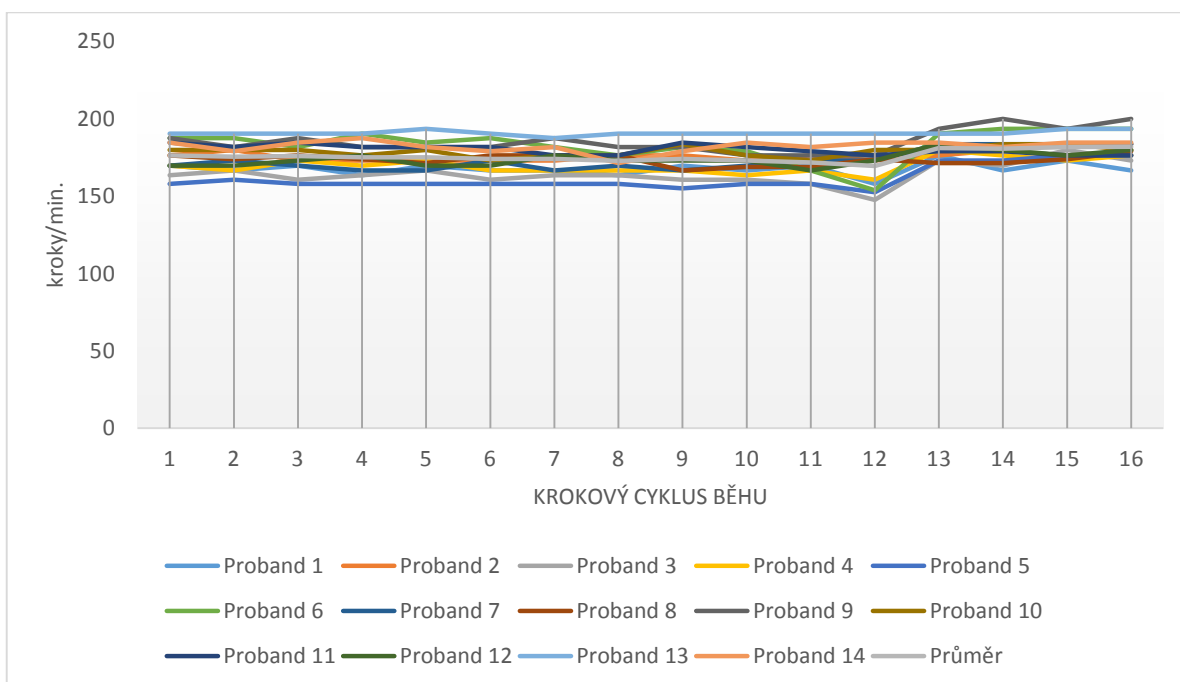


Obrázek č. 30: Srovnání vývoje průměrné krokové frekvence běhu všech probandů s využitím MO a SO

Při srovnání vývoje průměrné krokové frekvence běhu jednotlivých probandů s využitím MO (obrázek č. 31) a SO (obrázek č. 32) je viditelné, že u každého probanda dochází k viditelným odchylkám. U některých probandů jsou odchylky výraznější, například při využití MO u probanda 6 byly odchylky nejvýraznější (minimum – 158 kroků za minutu a maximum – 200 kroků za minutu) a naopak u probanda 10 byly odchylky nejmenší (minimum – 176 kroků za minutu a maximum – 187 kroků za minutu). Hodnoty zobrazují průměr z tří měření každého probanda. Při použití SO byly odchylky méně výrazné než při použití MO, ale také se objevily velké rozdíly. Nejvýraznější byly opět u probanda 6 (minimum – 154 kroků za minutu a maximum – 194 kroků za minutu) a nejmenší odchylky byly u probanda 13 (minimum – 187 kroků za minutu a maximum – 193 kroků za minutu).

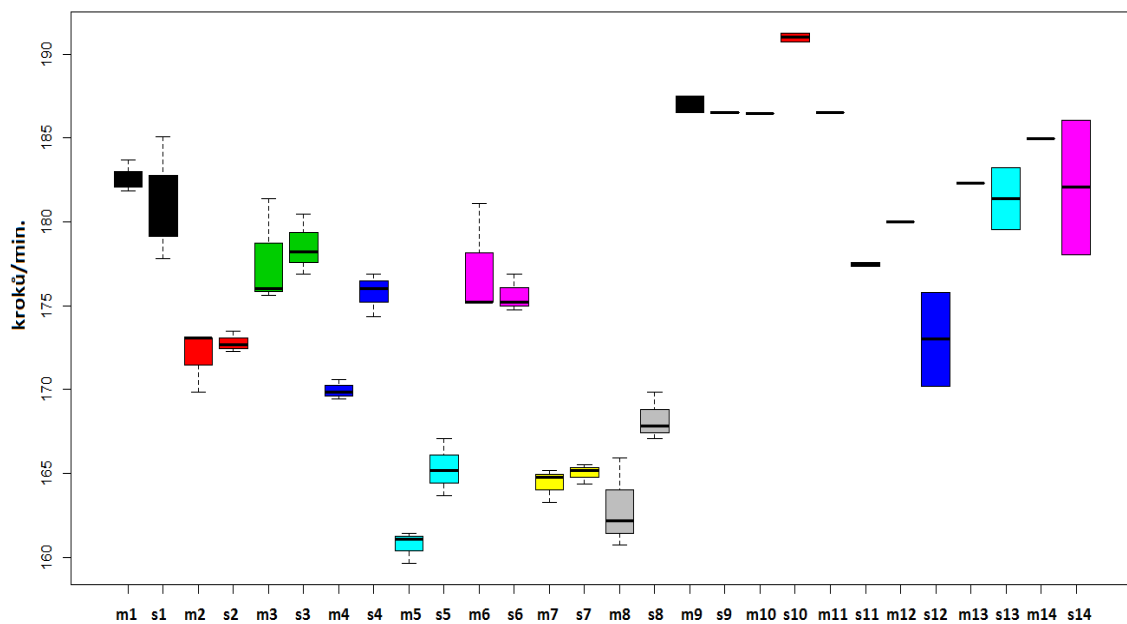


Obrázek č. 31: Srovnání vývoje průměrné krokové frekvence běhu jednotlivých probandů s využitím MO



Obrázek č. 32: Srovnání vývoje průměrné krokové frekvence běhu jednotlivých probandů s využitím SO

Statistické zpracování



Obrázek č. 33: Box plot opakovaných měření krokové frekvence běhu pro jednotlivé probandy

Legenda: m1 – m14 – proband 1 – 14 s využitím minimalistické obuvi, s1 – s14 – proband 1 – 14 s využitím sportovní obuvi.

Shapiro-Wilkův test normality

Výsledná p -hodnota Shapiro-Wilkova testu pro rezidua je 0,9463917, lze předpokládat normalitu dat.

ANOVA

Pro test rozdílu krokové frekvence běhu mezi sportovní a minimalistickou obuví je p -hodnota rovna 0,2881781. Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$) v krokové frekvenci běhu mezi minimalistickou a sportovní obuví.

Porovnání krokové frekvence v minimalistické a sportovní obuvi

Kroková frekvence běhu s využitím minimalistické a sportovní obuvi byla v průměrné hodnotě téměř totožná (MO - $176,76 \pm 8,90$ a SO - $176,69 \pm 7,29$). Z celkového počtu čtrnácti probandů jich 7 mělo vyšší krokovou frekvenci s využitím minimalistické obuvi

a 7 s využitím sportovní obuvi. Nicméně u osmi probandů nebyl rozdíl v průměrných hodnotách krokové frekvence běhu ve srovnání MO a SO větší než 2 krokové cykly za minutu.

Změny v krokové frekvenci běhu pozorujeme u probandů 4, 5, 8, 10, kde byla frekvence vyšší (větší než 4 krokové cykly běhu za minutu) s využitím SO. U probandů 11 a 12 byla naopak vyšší kroková frekvence běhu s využitím MO (větší než 7 krokových cyklů běhu za minutu).

Hodnoty krokové frekvence běhu se liší mezi jednotlivými probandy. Přehled vývoje krokové frekvence běhu pro každého jednotlivce je uveden v příloze č. 3.

Vyjádření k hypotéze H₀₁

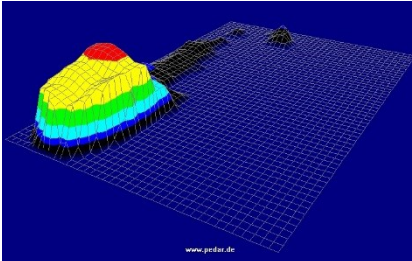
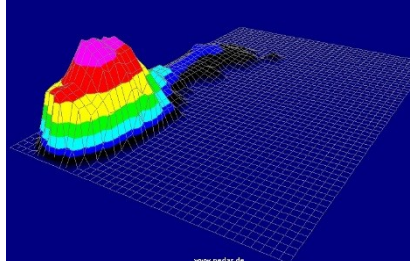
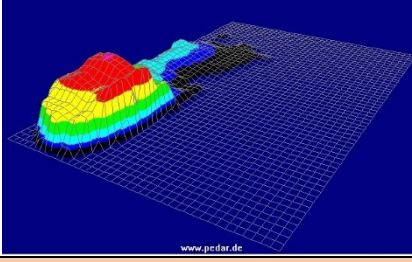
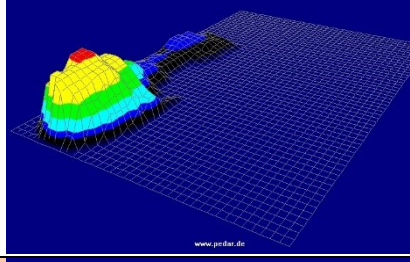
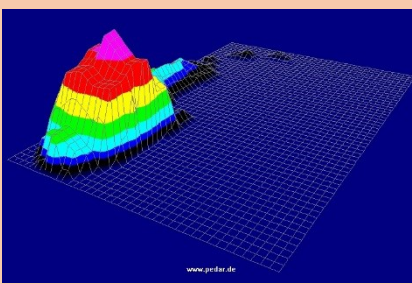
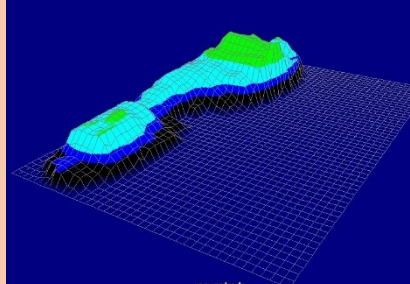
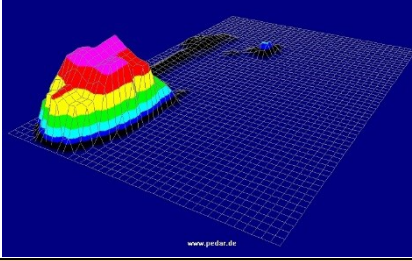
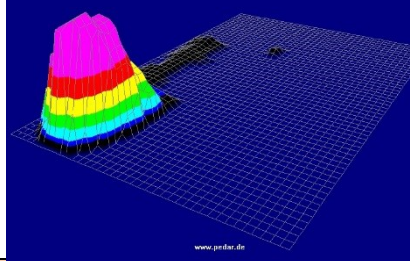
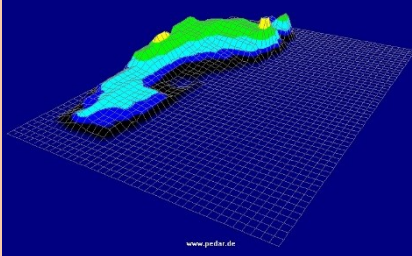
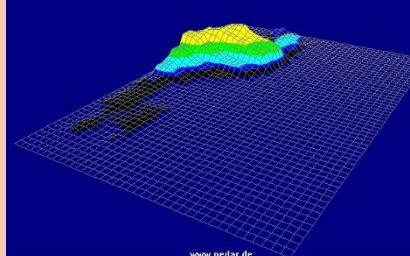
H₀₁: Frekvence kroků při běhu v minimalistické obuvi bude vyšší než frekvence při běhu ve sportovní obuvi.

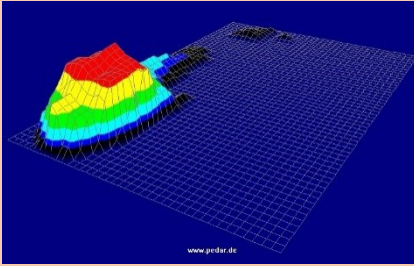
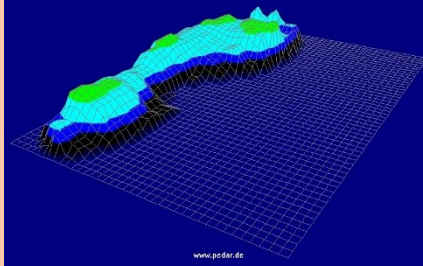
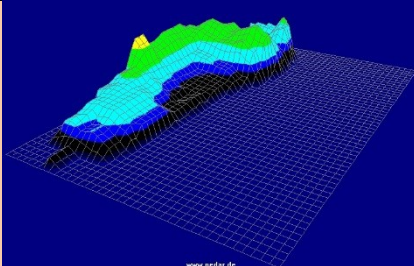
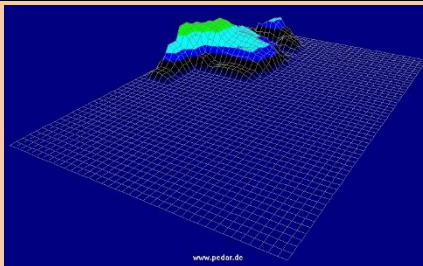
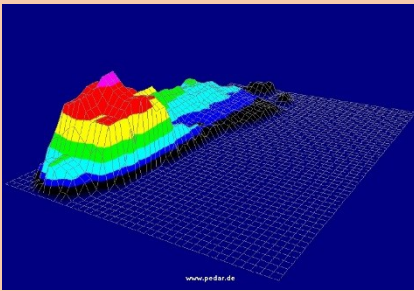
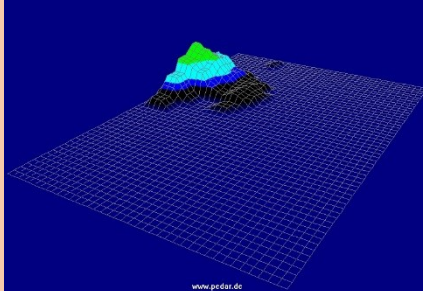
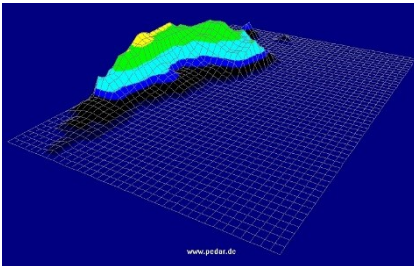
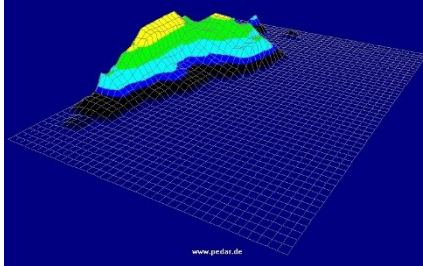
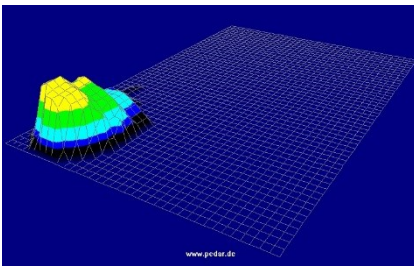
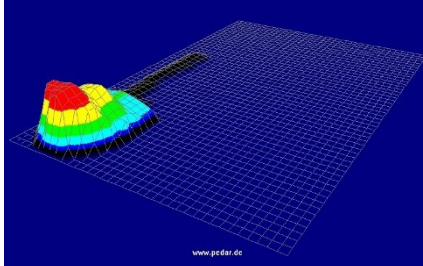
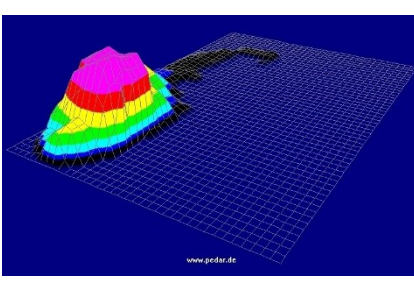
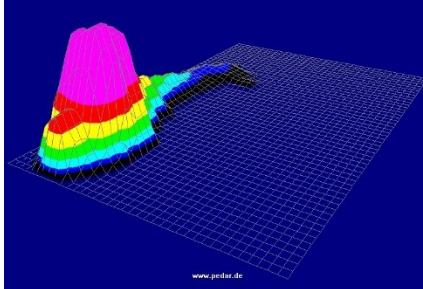
V naší studii jsme nenalezli statisticky významné rozdíly při použití minimalistické a sportovní obuvi při běhu po rovině s výslednou *p*-hodnotou 0,2881781. Hypotézu H₀₁ zamítáme, kroková frekvence běhu se při běhu v minimalistické a sportovní obuvi neliší.

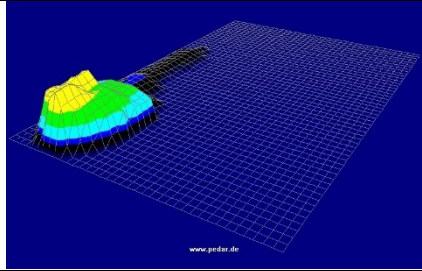
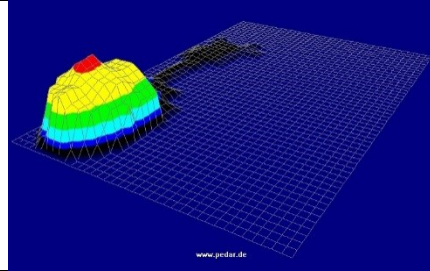
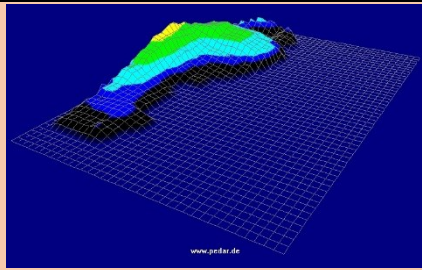
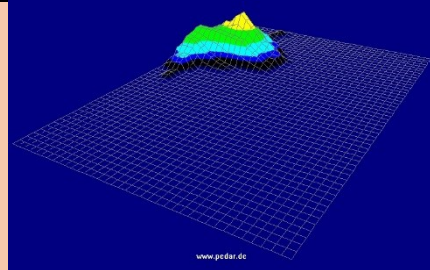
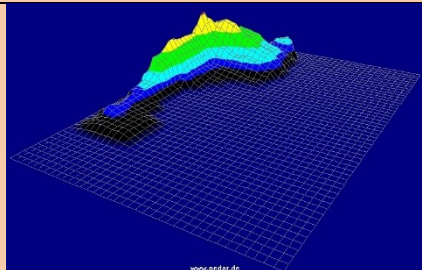
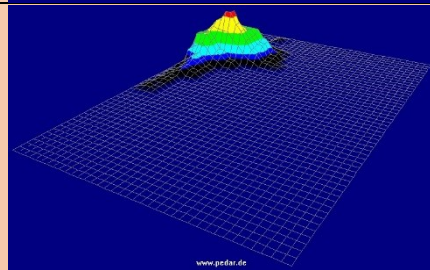
4.2 Analýza posunu plantárních tlaků a prvního kontaktu chodidla s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Posuny plantárních tlaků s využitím minimalistické a sportovní obuvi jsou uvedeny v tabulce č. 13. Pro určení výsledků byl sledován první kontakt chodidla s podložkou a následně uveden do tabulky, kde je i označeno, u kterého probanda došlo ke změně v porovnání sportovní a minimalistické obuvi (označeno červeně).

Tabulka č. 13: Posuny plantárních tlaků při použití sportovní a minimalistické obuvi – levá noha

N = 14	První kontakt chodidla s podložkou – sportovní obuv		První kontakt chodidla s podložkou – minimalistická obuv	
1	RFS		RFS	
2	RFS		RFS	
3	RFS		MFS	
4	RFS		RFS	
5	MFS		FFS	

6	RFS		MFS	
7	MFS		FFS	
8	RFS		FFS	
9	MFS		MFS	
10	RFS		RFS	
11	RFS		RFS	

12	RFS		RFS	
13	MFS		FFS	
14	MFS		FFS	

Legenda: RFS – první kontaktní místo - pata, MFS – první kontaktní místo – střední část chodidla, FFS – první kontaktní místo – přední část chodidla

Statistické zpracování

Výsledky byly vyhodnoceny na základě pozorování, ve kterých částech se objevil první kontakt chodidla s podložkou. Toto bylo zaneseno do tabulky (v jaké části chodidla byl první kontakt pro MO a pro SO a také zda byl či nebyl posun směrem k přední části chodidla) a následně byl využit Wilcoxonův test. Pro test rozdílu mezi typy obuvi je p -hodnota rovna 0,0468494. Hodnoty jsou statisticky významně vyšší pro minimalistickou obuv na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$). Můžeme tedy konstatovat, že s využitím minimalistické obuvi dochází k posunu plantárních tlaků směrem k přední části chodidla ve srovnání s využitím sportovní obuvi.

Vyjádření k hypotéze H₀₂

H₀₂: Při prvním kontaktu chodidla s podložkou při běhu v minimalistické obuvi dochází k posunu plantárních tlaků směrem k přední části chodidla ve srovnání s během ve sportovní obuvi.

Hypotézu H₀₂ nezamítáme, jelikož pro ($\alpha = 0,05$) existuje statisticky významný rozdíl, jelikož výsledná p -hodnota je 0,0468494, a z tohoto důvodu můžeme potvrdit, že při

prvním kontaktu chodidla s podložkou při běhu v minimalistické obuvi dochází k posunu plantárních tlaků směrem k přední části chodidla ve srovnání s během ve sportovní obuvi.

4.3 Analýza doby kontaktu chodidla s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Průměrné hodnoty jsou uvedeny v tabulce č. 14. Průměrné hodnoty jsou vypočítány ze všech kroků a ze tří opakovaných měření s využitím minimalistické a sportovní obuvi.

Tabulka č. 14. Hodnoty relativních časových parametrů kontaktu chodidla s podložkou při použití minimalistické a sportovní obuvi

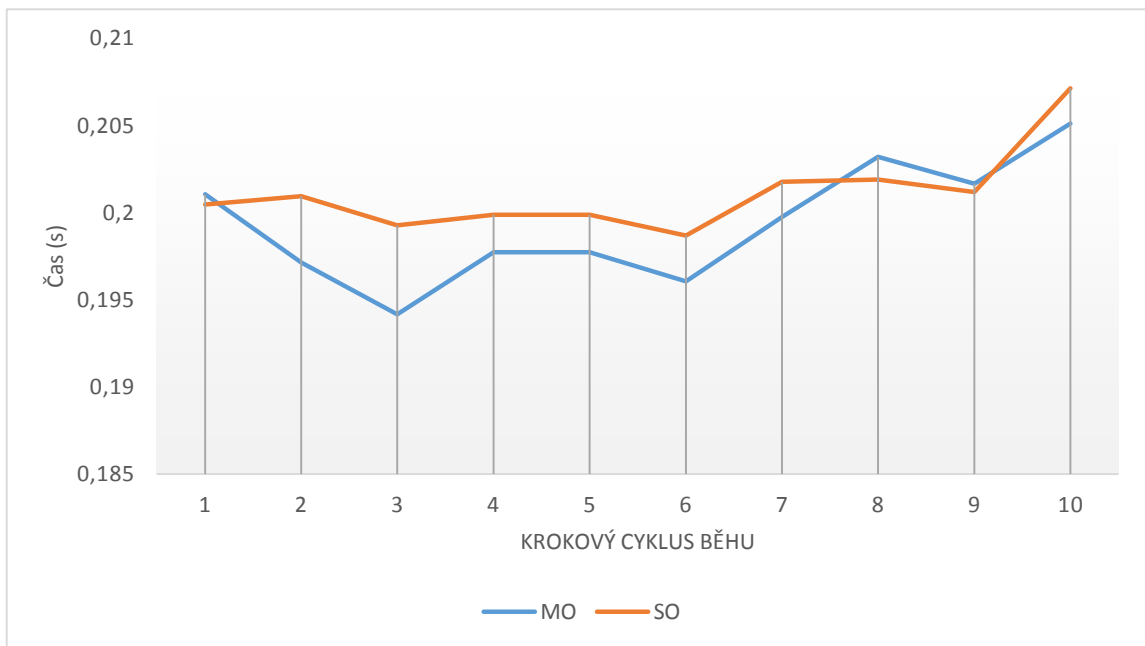
N = 14	MO		SO		MO x SO [ms]
	Stance[ms]	SD	Stance[ms]	SD	
1	0,18	0,00	0,18	0,01	0,00
2	0,18	0,00	0,18	0,00	0,01
3	0,20	0,01	0,19	0,00	0,00
4	0,22	0,00	0,21	0,00	0,01
5	0,20	0,00	0,20	0,00	0,00
6	0,20	0,00	0,19	0,00	0,01
7	0,19	0,00	0,19	0,00	0,00
8	0,19	0,00	0,18	0,00	0,01
9	0,19	0,00	0,19	0,00	0,00
10	0,21	0,00	0,20	0,00	0,01
11	0,19	0,00	0,23	0,00	-0,03
12	0,20	0,00	0,20	0,01	0,00
13	0,18	0,00	0,19	0,00	-0,01
14	0,18	0,00	0,17	0,01	0,01
Průměr	0,19		0,19		
SD	0,01		0,01		

Legenda: MO – minimalistická obuv, SO – sportovní obuv, Stance – trvání stojné fáze, SD – směrodatná odchylka, MO x SO – rozdíl mezi minimalistickou a sportovní obuví v milisekundách.

V tabulce č. 14 jsou uvedeny hodnoty, které byly vyšší ve srovnání minimalistické a sportovní obuvi. Z celkového počtu čtrnácti probandů jich 6 mělo delší stojnou fázi s použitím minimalistické obuvi, pouze 2 s použitím sportovní obuvi a zbylých 6 probandů mělo stejnou stojnou fázi u obou typů obuvi.

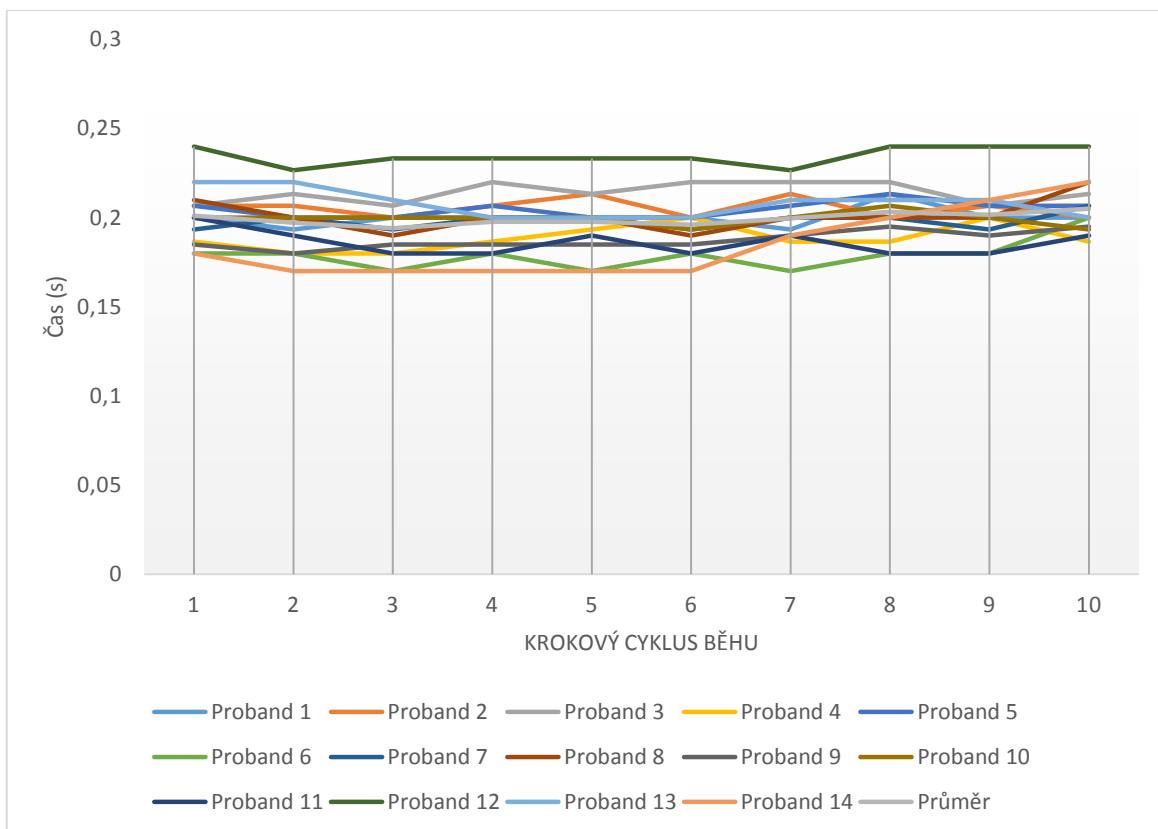
Obrázek č. 34 zobrazuje průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou. Hodnoty jsou vypočítány z tří měření každého probanda. Je viditelné, že při použití MO dochází k mnohem větším výkyvům hodnot ve srovnání s použitím SO s tím, že výsledné

průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou byly téměř totožné.

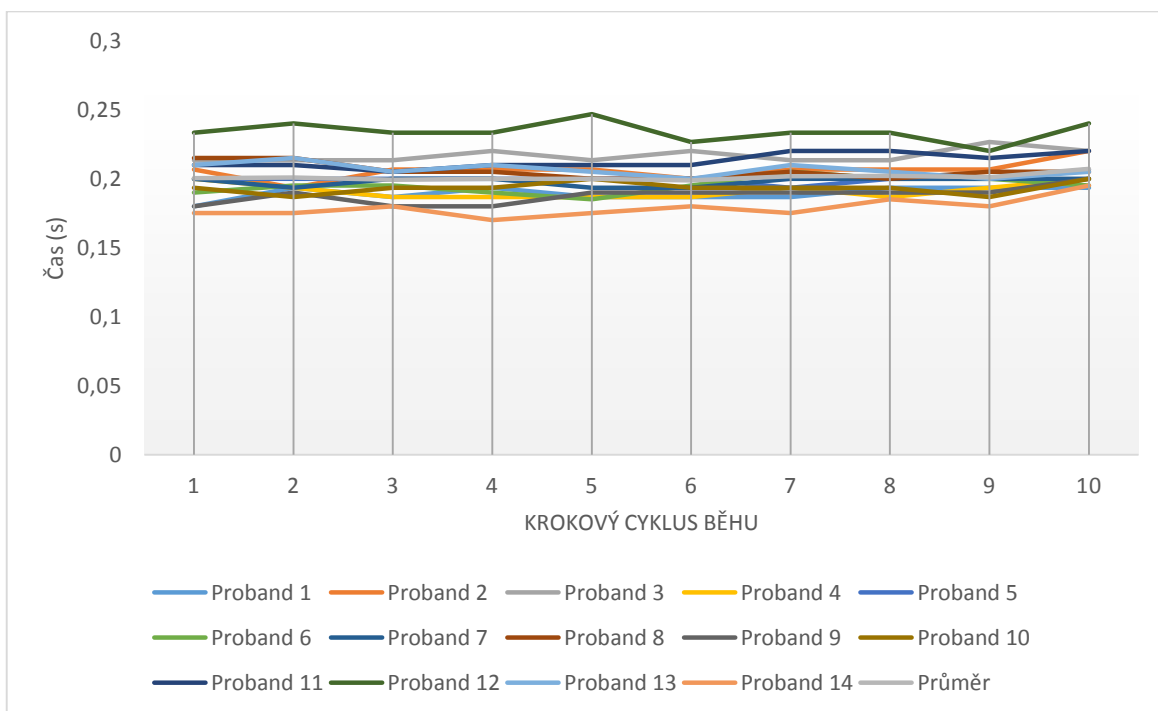


Obrázek č. 34: Vývoj průměrných hodnot doby kontaktu s podložkou všech probandů v průběhu krokového cyklu běhu při využití MO a SO

Při srovnání průměrných hodnot doby kontaktu s podložkou při využití MO a SO jsou křivky u každého probanda prakticky konstantní bez větších výkyvů. Pouze u probanda 14 dochází k výraznějším výkyvům při použití MO.

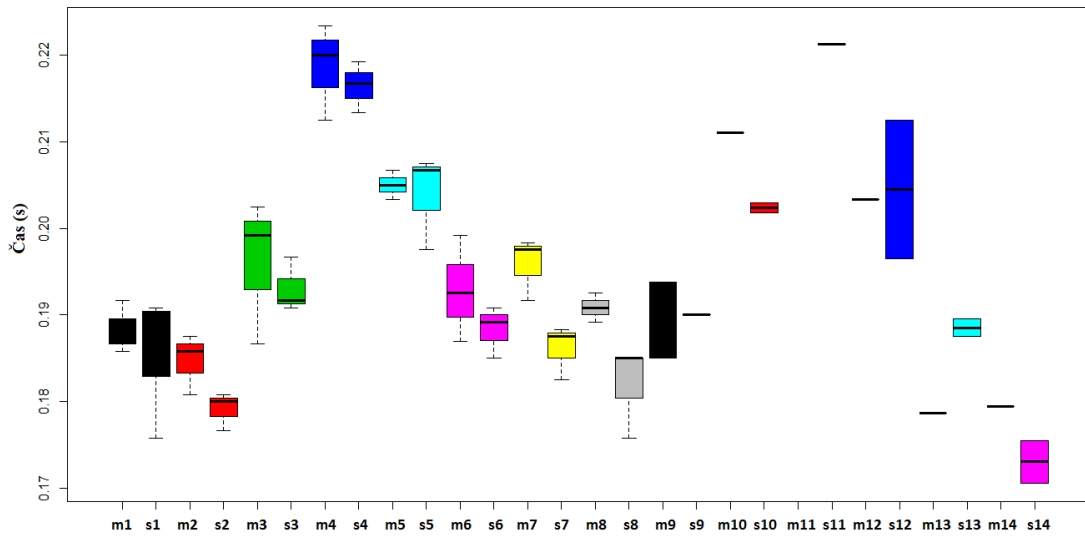


Obrázek č. 35: Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou jednotlivých probandů v průběhu krokového cyklu běhu s využitím MO



Obrázek č. 36: Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou jednotlivých probandů v průběhu krokového cyklu běhu s využitím SO

Statistické zpracování



Obrázek č. 37: Box plot opakovaných měření doby kontaktu s podložkou pro jednotlivé probandy

Legenda: m1 – m14 – proband 1 – 14 s využitím minimalistické obuvi, s1 – s14 – proband 1 – 14 s využitím sportovní obuvi.

Shapiro-Wilkův test normality

Výsledná p -hodnota Shapiro-Wilkova testu pro rezidua je 0,2047691, lze předpokládat normalitu dat.

ANOVA

Pro test rozdílu doby kontaktu s podložkou mezi sportovní a minimalistickou obuví je p -hodnota rovna 0,0042755. Byl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$) v době kontaktu s podložkou při běhu s využitím různého typu obuvi (minimalistické a sportovní obuvi). Nicméně naše hypotéza byla stanovena tak, že doba kontaktu chodidla s podložkou bude s využitím minimalistické obuvi kratší než u sportovní obuvi. Bylo nutné aplikovat jednostrannou alternativu, po které docházíme k výsledné p -hodnotě 0,9978622. Výsledek pro naši hypotézu není statisticky významný ($\alpha = 0,05$). Doba kontaktu chodidla s podložkou je kratší ve sportovní obuvi na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$) s výslednou p -hodnotou 0,002137783.

Porovnání doby kontaktu s podložkou s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Průměrné hodnoty doby kontaktu chodidla (v sekundách) s podložkou při běhu s využitím minimalistické a sportovní obuvi byly MO – $0,19 \pm 0,1$ a SO – $0,19 \pm 0,1$. U šesti probandů byla doba kontaktu chodidla s podložkou při běhu s využitím minimalistické obuvi delší. U dvou probandů byly průměrné hodnoty doby kontaktu chodidla s podložkou delší s využitím sportovní obuvi.

Na obrázku č. 34 je znázorněn vývoj průměrné doby kontaktu chodidla s podložkou v jednotlivých krokových cyklech běhu. Na tomto obrázku můžeme pozorovat, že s využitím minimalistické obuvi dochází na křivce k větším výkyvům v porovnání s křivkou znázorňující sportovní obuv. Na obrázcích č. 35 a č. 36 je znázorněn vývoj doby kontaktu s využitím jednotlivých typů obuvi. U žádného z probandů nedochází k viditelným výkyvům, nicméně je opět viditelné, že s využitím SO jsou výkyvy křivky viditelně menší.

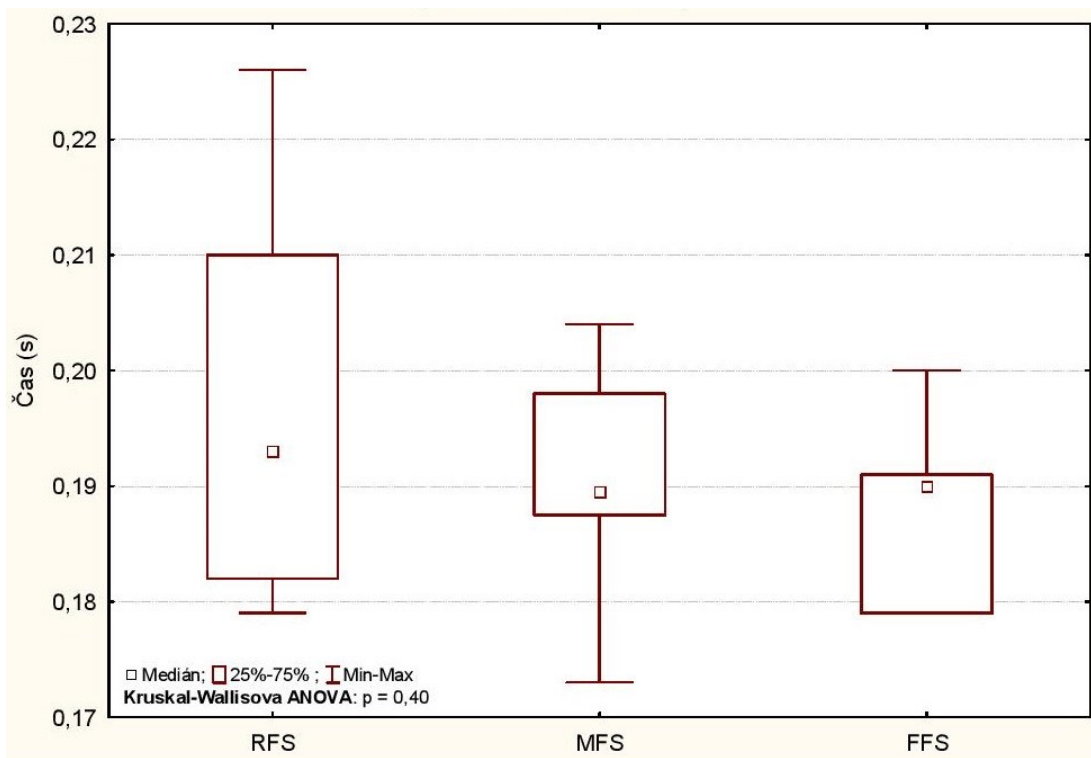
Hodnoty doby kontaktu s podložkou při běhu se liší mezi jednotlivými probandy. Přehled průměrných hodnot doby kontaktu s podložkou z tří měření v průběhu měřeného úseku pro každého jednotlivce je uveden v příloze č. 3.

Porovnání doby kontaktu s podložkou podle iniciační fáze došlapu

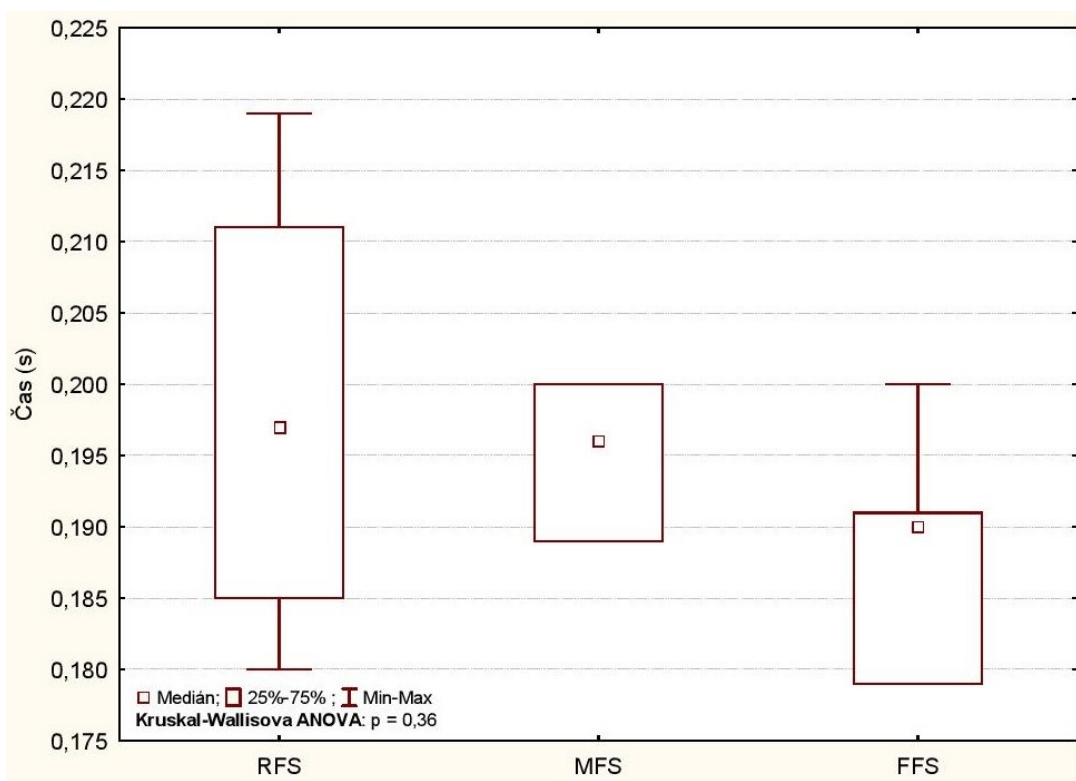
Tabulka č. 15: Hodnoty relativních časových parametrů kontaktu chodidla s podložkou při použití minimalistické a sportovní obuvi podle iniciační fáze došlapu

N = 14	MO			SO		
	RFS	MFS	FFS	RFS	MFS	FFS
1	0,180	x	x	0,180	x	x
2	0,185	x	x	0,179	x	x
3	x	0,196	x	0,193	x	x
4	0,219	x	x	0,210	x	x
5	x	x	0,200	x	0,204	x
6	x	0,200	x	0,188	x	x
7	x	x	0,190	x	0,186	x
8	x	x	0,191	0,182	x	x
9	x	0,189	x	x	0,190	x
10	0,211	x	x	0,202	x	x
11	0,191	x	x	0,226	x	x
12	0,203	x	x	0,205	x	x
13	x	x	0,179	x	0,189	x
14	x	x	0,179	x	0,173	x
Průměr	0,198	0,195	0,188	0,196	0,188	x
SD	0,014	0,004	0,008	0,015	0,010	x

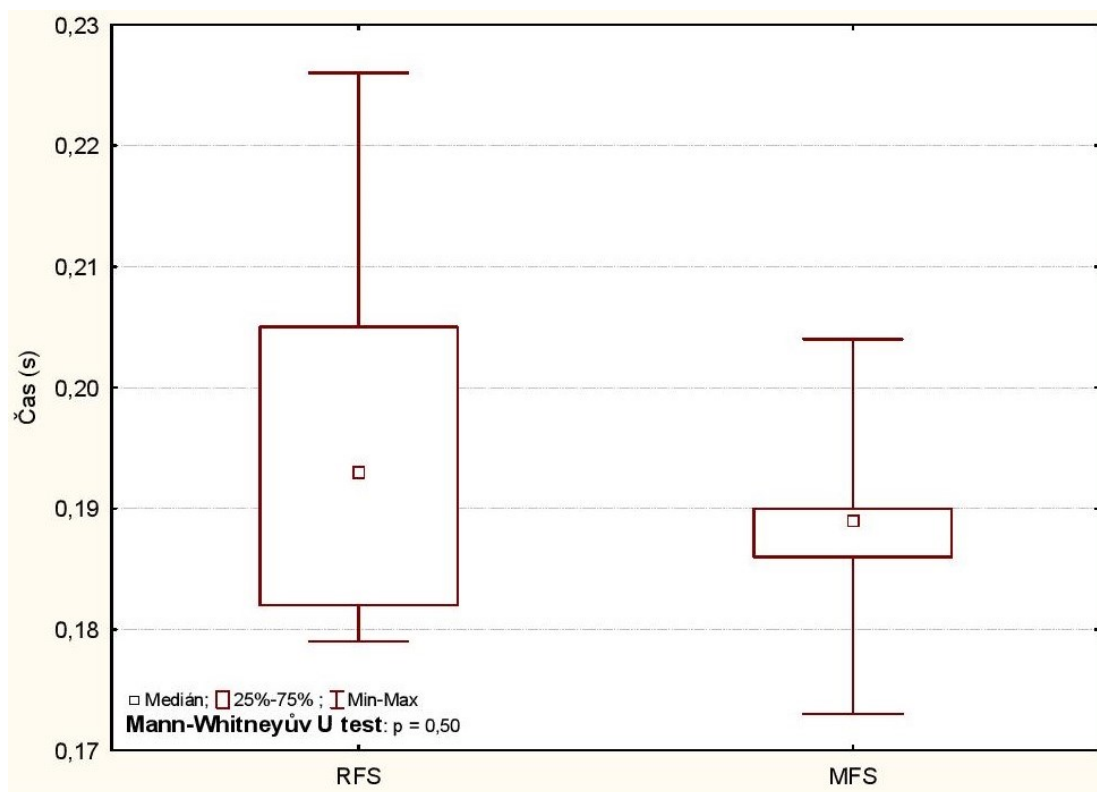
Legenda: MO – minimalistická obuv, SO – sportovní obuv, SD – směrodatná odchylka,
x – žádná hodnota



Obrázek č. 38: Box plot vlivu způsobu došlapu na čas kontaktu s podložkou bez rozlišení typu obuvi



Obrázek č. 39: Box plot vlivu způsobu došlapu na čas kontaktu s podložkou při použití minimalistické obuvi



Obrázek č. 40: Box plot vlivu způsobu došlapu na čas kontaktu s podložkou při použití sportovní obuvi

Výsledné hodnoty jsou pro minimalistickou obuv (RFS – 0,198 s; MFS – 0,195 s a FFS – 0,188 s) a pro sportovní obuv (RFS – 0,196 s, MFS – 0,188 s a pro FFS nebyly žádné hodnoty zaznamenány). Ve srovnání běhu přes zadní část chodidla s využitím minimalistické a sportovní obuvi jsou hodnoty MO – 0,198 s a SO – 0,196 s, nicméně v oblasti střední části chodidla už dochází k nepatrným rozdílům (MO – 0,195 s a SO – 0,188 s). Pro oblast přední části chodidla nemůžeme provést srovnání, jelikož žádný z probandů neběžel ve sportovní obuvi přes přední část chodidla, nicméně je viditelné zkrácení doby kontaktu chodidla s podložkou (MO FFS – 0,188 s).

Z důvodu velikosti souboru volíme v této části neparametrické testy. Byla využita Kruskal-Wallisova ANOVA (obrázky 38 a 39) a Mann-Whitney U test (obrázek č. 40). Při srovnání doby kontaktu s podložkou u běžců s odlišnou iniciační fází docházíme k závěru, že způsob došlapu nemá vliv na kontaktní čas – p -hodnota = 0,40 (obrázek 38), u minimalistické obuvi nemá způsob došlapu vliv na kontaktní čas – p -hodnota = 0,36 (obrázek č. 39) a ke stejnému závěru docházíme i u sportovní obuvi – p -hodnota = 0,50 (obrázek č. 40).

Vyjádření k hypotéze H₀₃

H₀₃: Doba kontaktu chodidla s podložkou bude s využitím minimalistické obuvi kratší než u sportovní obuvi.

V naší studii jsme našli statisticky vysoce významné rozdíly (výsledná *p*-hodnota byla 0,0042755) v době kontaktu chodidla s podložkou při běhu po rovině s použitím různého typu obuvi (minimalistické a sportovní obuvi). Hypotézu však zamítáme, jelikož jednostranná alternativa prokázala, že doba kontaktu chodidla s podložkou je kratší s využitím sportovní obuvi.

4.4 Analýza síly působící na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Hodnoty maximální síly a relativizované maximální síly celého chodidla jsou uvedeny v tabulce č. 16, dále pak v tabulce č. 17 jsou hodnoty zadní části chodidla, v tabulce č. 18 hodnoty střední části chodidla a v tabulce č. 19 hodnoty přední části chodidla. Hodnoty maximální síly bylo nutné relativizovat, aby bylo možné jejich následné srovnání, jelikož každý z probandů má jinou hmotnost a bez relativizace hodnot by se výsledky měření nedaly srovnávat. V tabulce jsou také vyznačeny vyšší relativizované hodnoty daného probanda v porovnání minimalistické a sportovní obuvi.

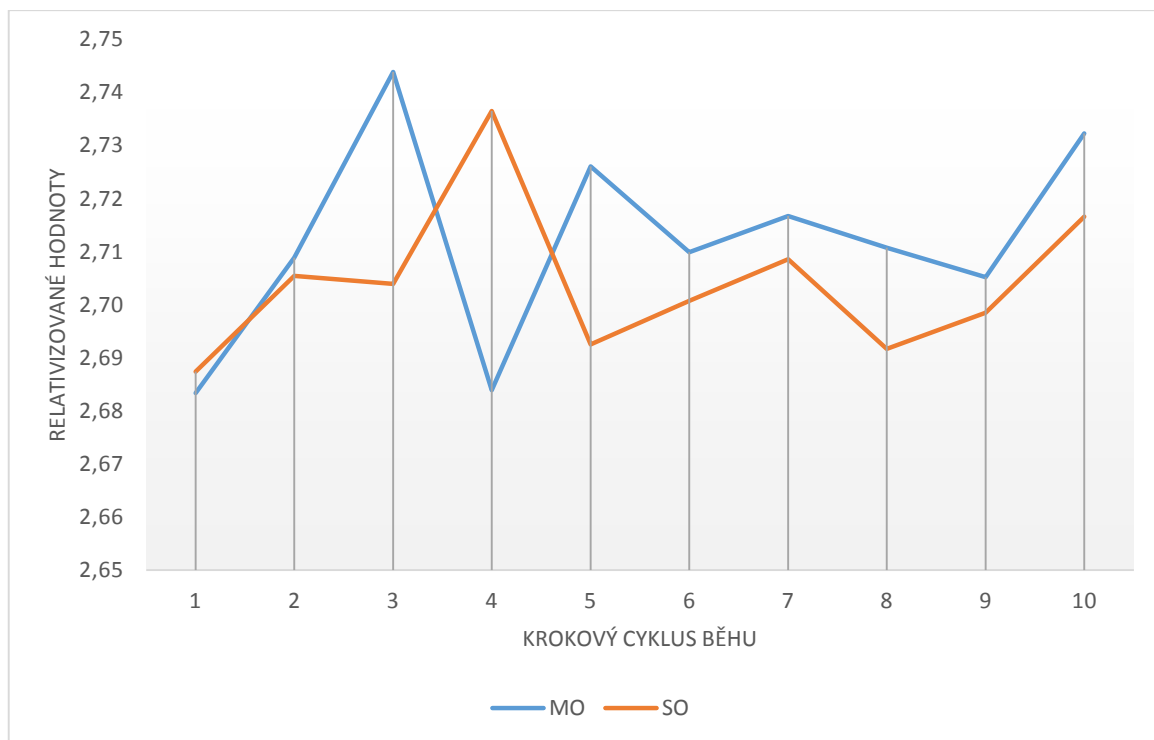
Analýza maximálních a relativizovaných sil působících na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Tabulka č. 16: Hodnoty maximálních a relativizovaných sil působících na podložku s využitím minimalistické a sportovní obuvi

N = 14	Hmotnost[kg]	Fmax [N]		Fmax _{rev}		MO x SO
		MO	SO	MO	SO	
1	59	1592	1547	2,75	2,67	0,08
2	58	1881	1710	3,31	3,01	0,30
3	67	1723	1807	2,62	2,75	-0,13
4	68	1707	1726	2,56	2,59	-0,03
5	73	1978	2003	2,76	2,80	-0,04
6	60	1497	1543	2,54	2,62	-0,08
7	65	1931	1870	3,03	2,93	0,10
8	64	2007	1967	3,20	3,13	0,06
9	58	1384	1410	2,43	2,48	-0,05
10	58	1379	1305	2,42	2,29	0,13
11	67	1543	1467	2,35	2,23	0,12
12	58	1409	1335	2,48	2,35	0,13
13	68	1990	2048	2,98	3,07	-0,09
14	66	1489	1667	2,30	2,57	-0,27
Průměr	63,5	1679	1672	2,69	2,68	
SD	4,8	231	238	0,31	0,28	

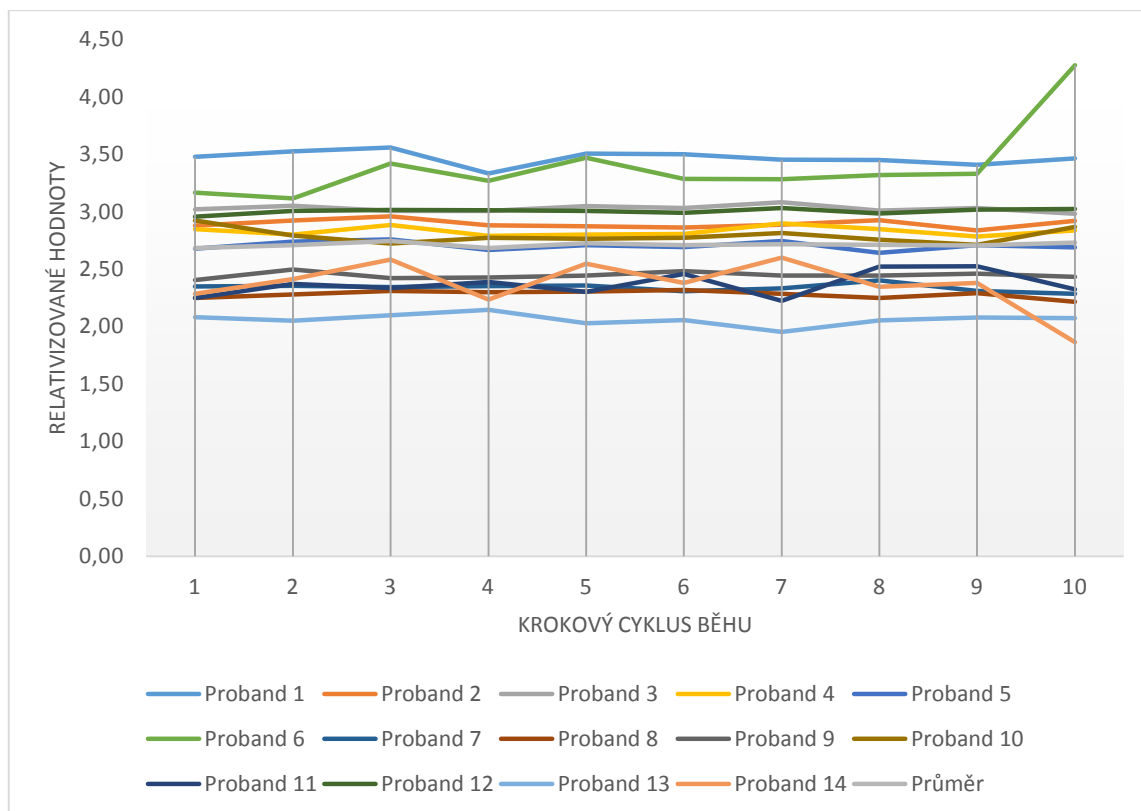
Legenda: MO – minimalistická obuv, SO – sportovní obuv, Fmax – maximální síla, Fmax_{rev} – relativizovaná hodnota maximální síly, hmotnost – hmotnost probanda, SD – směrodatná odchylka, MO x SO – rozdíl mezi relativizovanými hodnotami Fmax_{rev} mezi minimalistickou a sportovní obuví.

Na obrázku č. 41 je znázorněn vývoj průměrných relativizovaných hodnot F_{max}. Hodnoty jsou vypočteny z tří opakovaných měření každého probanda. Je viditelné, že při použití MO dochází k větším výkyvům F_{max} a také že hodnoty F_{max} při použití MO jsou nepatrně vyšší. Nebyl ale zjištěn statisticky významný rozdíl.

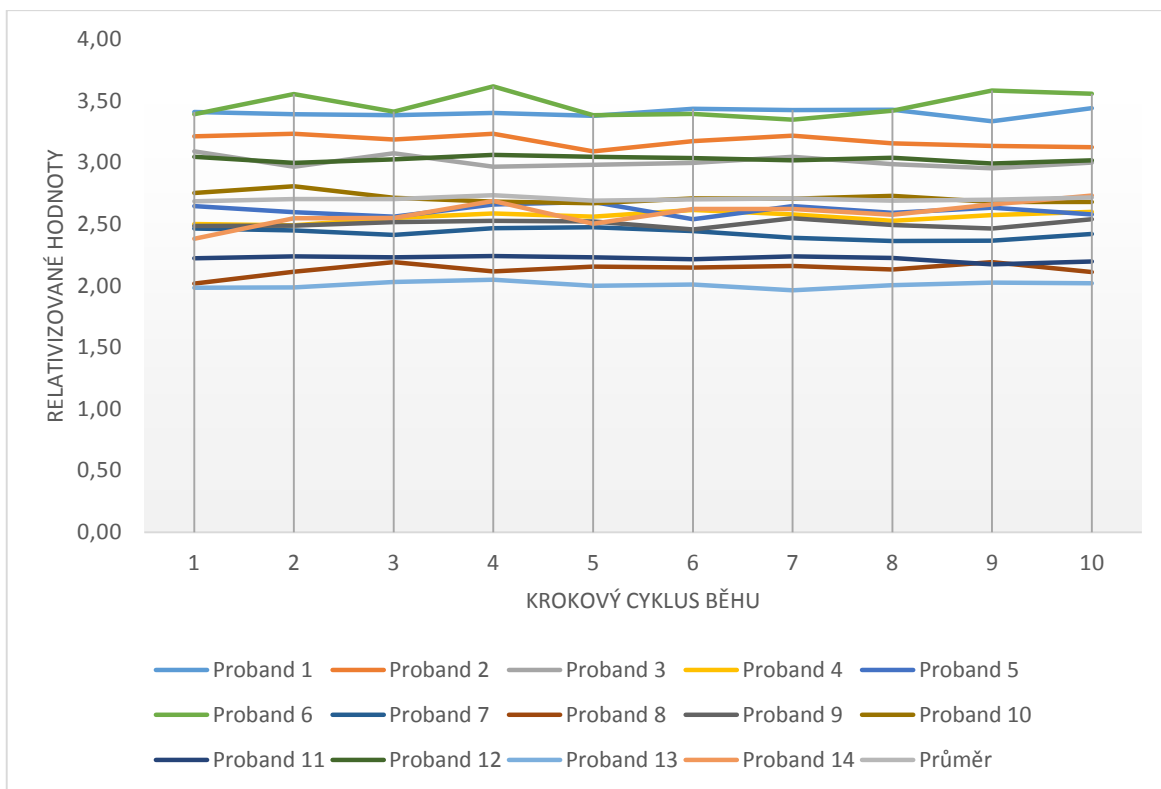


Obrázek č. 41: Průměrné relativizované hodnoty síly celého chodidla v průběhu krokového cyklu běhu s využitím MO a SO při běhu po rovině

U sedmi probandů byly vyšší relativizované hodnoty maximální síly při využití minimalistické obuvi a stejný počet měl vyšší maximální relativizované hodnoty při využití sportovní obuvi. Výsledný průměr relativizovaných hodnot všech probandů byl vyšší s využitím minimalistické obuvi (MO – $2,69 \pm 0,31$ a SO – $2,68 \pm 0,28$).

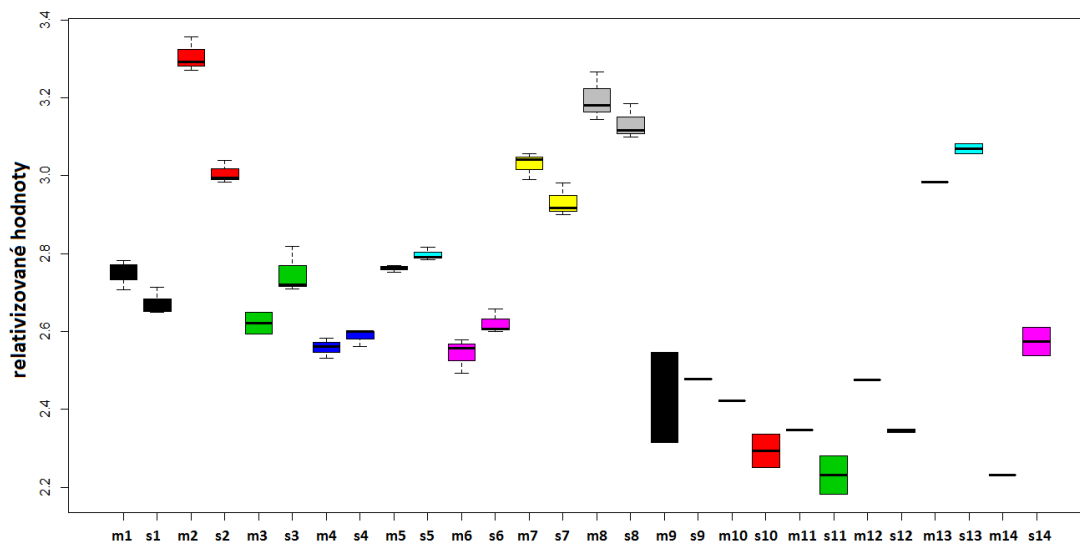


Obrázek č. 42: Průměrné relativizované hodnoty síly ($F_{max_{rev}}$) celého chodidla v průběhu krokového cyklu běhu jednotlivých probandů s využitím MO při běhu po rovině



Obrázek č. 43: Průměrné relativizované hodnoty síly ($F_{max_{rev}}$) celého chodidla v průběhu krokového cyklu běhu jednotlivých probandů s využitím SO při běhu po rovině

Statistické zpracování



Obrázek č. 41: Box plot opakovaných měření maximální síly na celé noze pro jednotlivé probandy

Legenda: m1 – m14 – proband 1 – 14 s využitím minimalistické obuvi, s1 – s14 – proband 1 – 14 s využitím sportovní obuvi.

Shapiroův-Wilkův test normality

Výsledná p -hodnota Shapirova-Wilkova testu pro rezidua je 0,5953033, lze předpokládat normalitu dat.

ANOVA

Pro test rozdílu maximálních sil působících na podložku při běhu ve sportovní a minimalistické obuvi je p -hodnota rovna 0,2829438. Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$) v působení maximální síly na podložku při běhu v minimalistické a sportovní obuvi.

Analýza maximálních a relativizovaných sil zadní části chodidla na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

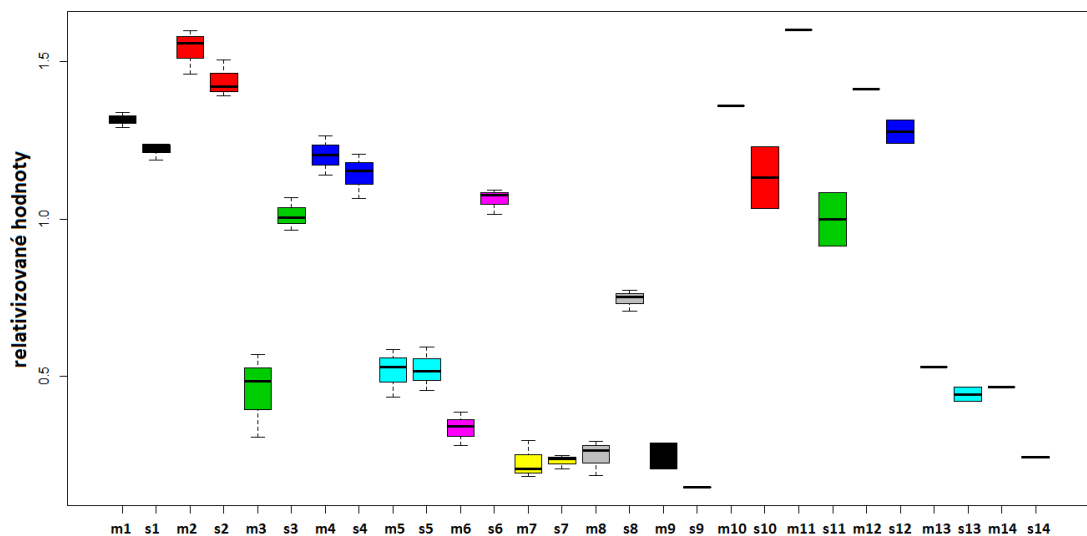
Tabulka č. 17: Hodnoty maximálních a relativizovaných maximálních sil zadní části chodidla na podložku s využitím minimalistické a sportovní obuvi

N = 14	Hmotnost[kg]	Fmax [N]		Fmax _{rev}		MO x SO
		MO	SO	MO	SO	
1	59	761	706	1,32	1,22	0,10
2	58	876	819	1,54	1,44	0,10
3	67	298	666	0,45	1,01	-0,56
4	68	803	762	1,20	1,14	0,06
5	73	370	374	0,52	0,52	-0,01
6	60	198	625	0,34	1,06	-0,73
7	65	146	147	0,23	0,23	0,00
8	64	156	468	0,25	0,75	-0,50
9	58	141	85	0,25	0,15	0,10
10	58	774	644	1,36	1,13	0,23
11	67	1053	657	1,60	1,00	0,60
12	58	805	727	1,41	1,28	0,14
13	68	354	296	0,53	0,44	0,09
14	66	311	157	0,48	0,24	0,24
Průměr	63,5	503	509	0,82	0,83	
SD	4,8	311	243	0,52	0,42	

Legenda: MO – minimalistická obuv, SO – sportovní obuv, Fmax – maximální síla, Fmax_{rev} – relativizovaná hodnota maximální síly, SD – směrodatná odchylka, MO x SO – rozdíl mezi relativizovanými hodnotami Fmax_{rev} mezi minimalistickou a sportovní obuví.

Z celkového počtu čtrnácti probandů mělo 9 vyšší relativizované hodnoty působících sil zadní části chodidla na podložku s využitím minimalistické obuvi, 3 probandi měli vyšší relativizované hodnoty s využitím sportovní obuvi. U jednoho probanda byly výsledné průměrné relativizované hodnoty shodné. Průměrné hodnoty všech probandů u relativizovaných hodnot maximálních sil v zadní části chodidla na podložku byly téměř stejné (MO – $0,82 \pm 0,52$ a SO – $0,83 \pm 0,42$).

Statistické zpracování



Obrázek č. 44: Box plot opakovaných měření maximálních sil na podložku zadní části chodidla pro jednotlivé probandy

Legenda: m1 – m14 – proband 1 – 14 s využitím minimalistické obuvi, s1 – s14 – proband 1 – 14 s využitím sportovní obuvi.

Shapiroův-Wilkův test normality

Výsledná p -hodnota Shapirova-Wilkova testu pro rezidua je 0,9315024, lze předpokládat normalitu dat.

ANOVA

Pro test rozdílu maximálních sil na podložku zadní části chodidla při běhu ve sportovní a minimalistické obuvi je p -hodnota rovna 0,0834585. Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$) v maximálních působících silách na podložku v zadní části chodidla při běhu v minimalistické a sportovní obuvi.

Analýza maximálních a relativizovaných sil střední části chodidla na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

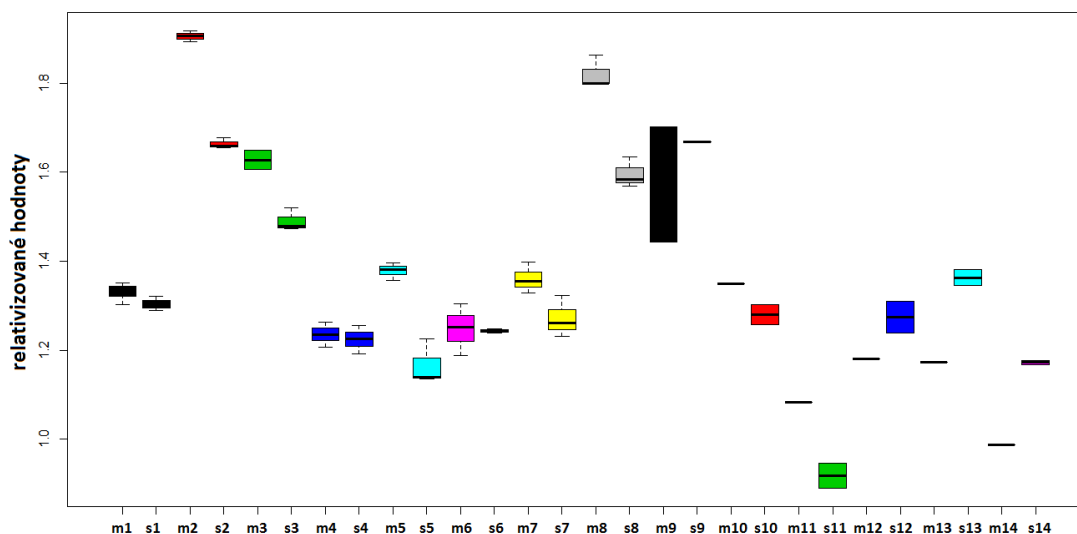
Tabulka č. 18: Hodnoty maximálních a relativizovaných působících sil na podložku střední části chodidla s použitím minimalistické a sportovní obuvi

N = 14	Hmotnost[kg]	Fmax [N]		Fmax _{rev}		MO x SO
		MO	SO	MO	SO	
1	59	770	755	1,33	1,30	0,03
2	58	1084	947	1,91	1,66	0,24
3	67	959	980	1,46	1,49	-0,03
4	68	824	817	1,24	1,22	0,01
5	73	987	835	1,38	1,17	0,21
6	60	735	732	1,25	1,24	0,00
7	65	867	811	1,36	1,27	0,09
8	64	1143	1002	1,82	1,60	0,22
9	58	895	949	1,57	1,67	-0,10
10	58	768	729	1,35	1,28	0,07
11	67	712	604	1,08	0,92	0,16
12	58	672	726	1,18	1,28	-0,09
13	68	783	909	1,17	1,36	-0,19
14	66	659	759	1,02	1,17	-0,16
Průměr	63,5	847	825	1,37	1,33	
SD	4,8	144	113	0,25	0,20	

Legenda: MO – minimalistická obuv, SO – sportovní obuv, Fmax – maximální síla, Fmax_{rev} – relativizovaná hodnota maximální síly, SD – směrodatná odchylka, MO x SO – rozdíl mezi relativizovanými hodnotami Fmax_{rev} mezi minimalistickou a sportovní obuví.

Celkem u devíti probandů byla hodnota maximálních relativizovaných sil působících na podložku s použitím minimalistické obuvi vyšší. U pěti probandů byly hodnoty vyšší s použitím sportovní obuvi. Průměr všech probandů byl také vyšší (MO – 1,37 ± 0,25 a SO – 1,33 ± 0,20).

Statistické zpracování



Obrázek č. 45: Box plot opakovaných měření maximálních působících sil na podložku střední části chodidla pro jednotlivé probandy

Legenda: m1 – m14 – proband 1 – 14 s využitím minimalistické obuvi, s1 – s14 – proband 1 – 14 s využitím sportovní obuvi.

Shapiro-Wilkův test normality

Výsledná p -hodnota Shapirova-Wilkova testu pro rezidua je 0,0903614, lze předpokládat normalitu dat.

ANOVA

Pro test rozdílu maximální síly ve střední části chodidla při běhu ve sportovní a minimalistické obuvi je p -hodnota rovna $6,430261810^{-4}$. Byl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$), ale také statisticky vysoce významný rozdíl na hladině významnosti ($\alpha = 0,01$) v maximální síle ve střední části chodidla při běhu v minimalistické a sportovní obuvi. Následně na základě aplikace jednostranné alternativy, že maximální síla ve střední části chodidla s využitím minimalistické obuvi je vyšší než u sportovní obuvi, docházíme k výsledku, že rozdíl je také statisticky významný.

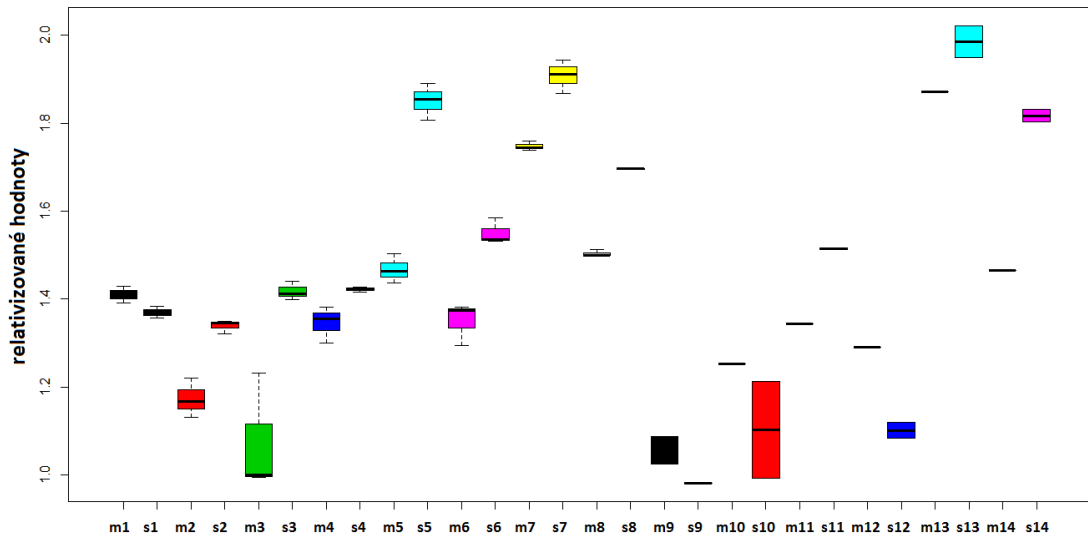
Analýza maximálních a relativizovaných sil přední části chodidla působících na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Tabulka č. 19: Hodnoty maximálních a relativizovaných sil působících na podložku přední části chodidla s použitím minimalistické a sportovní obuvi

N = 14	Hmotnost[kg]	Fmax [N]		Fmax _{rev}		MO x SO
		MO	SO	MO	SO	
1	59	816	793	1,41	1,37	0,04
2	58	668	762	1,17	1,34	-0,17
3	67	707	932	1,08	1,42	-0,34
4	68	898	949	1,35	1,42	-0,08
5	73	1051	1325	1,47	1,85	-0,38
6	60	795	913	1,35	1,55	-0,20
7	65	1115	1217	1,75	1,91	-0,16
8	64	944	1065	1,50	1,70	-0,19
9	58	601	559	1,06	0,98	0,07
10	58	713	627	1,25	1,10	0,15
11	67	884	995	1,34	1,51	-0,17
12	58	734	627	1,29	1,10	0,19
13	68	1249	1324	1,87	1,99	-0,11
14	66	977	1176	1,51	1,82	-0,31
Průměr	63,5	868	947	1,39	1,50	
SD	4,8	178	245	0,22	0,31	

Legenda: MO – minimalistická obuv, SO – sportovní obuv, Fmax – maximální síla, Fmax_{rev} – relativizovaná hodnota maximální síly, SD – směrodatná odchylka, MO x SO – rozdíl mezi relativizovanými hodnotami Fmax_{rev} mezi minimalistickou a sportovní obuví.

Statistické zpracování



Obrázek č. 46: Box plot opakovaných měření maximální síly v přední části chodidla pro jednotlivé probandy

Legenda: m1 – m14 – proband 1 – 14 s využitím minimalistické obuvi, s1 – s14 – proband 1 – 14 s využitím sportovní obuvi.

Shapiro-Wilkův test normality

Výsledná p -hodnota Shapirova-Wilkova testu pro rezidua je 0,3816317, lze předpokládat normalitu dat.

ANOVA

Pro test rozdílu maximální síly v přední části chodidla při běhu ve sportovní a minimalistické obuvi je p -hodnota rovna $1,864775410^{-7}$. Byl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$), ale také statisticky vysoce významný rozdíl na hladině významnosti ($\alpha = 0,01$) v maximální síle v přední části chodidla při běhu v minimalistické a sportovní obuvi. Na základě aplikace jednostranné alternativy, že maximální síla v přední části chodidla s využitím minimalistické obuvi je větší než u sportovní obuvi, docházíme k výsledku, že rozdíl nebyl statisticky významný.

Porovnání maximální síly na podložku s využitím minimalistické a sportovní obuvi

U relativizovaných hodnot maximální síly při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi byly zjištěny rozdíly, nicméně statistická významnost byla zjištěna

pouze pro střední část chodidla. Průměrné hodnoty pro celé chodidlo byly téměř totožné (MO – $2,69 \pm 0,31$ a SO – $2,68 \pm 0,28$), pro zadní část chodidla také téměř totožné (MO – $0,82 \pm 0,52$ a SO – $0,83 \pm 0,42$), pro střední část chodidla již byly zjištěny rozdíly, které byly statisticky významné (MO – $1,37 \pm 0,25$ a SO – $1,33 \pm 0,2$), a v přední části chodidla byly také zjištěny statisticky významné rozdíly (MO – $1,39 \pm 0,22$ a SO – $1,5 \pm 0,31$). Z celkového počtu čtrnácti probandů jich 7 mělo vyšší relativizované průměrné hodnoty síly na celé noze s využitím minimalistické obuvi a 7 s využitím sportovní obuvi, dále 9 mělo vyšší hodnoty v zadní části chodidla s využitím MO a 3 s využitím SO a u dvou byla shoda, ve střední části chodidla 9 s využitím MO a 5 s využitím SO a v přední části chodidla 4 s využitím MO a 10 s využitím SO.

Hodnoty maximální síly při běhu se liší mezi jednotlivými probandy. Každý proband měl jiné hodnoty síly při běhu s využitím minimalistické a sportovní obuvi. Přehled vývoje maximální síly při běhu po rovině pro každého jednotlivce je uveden v příloze 3.

Analýza maximální relativizované síly na podložku při prvním kontaktu chodidla s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

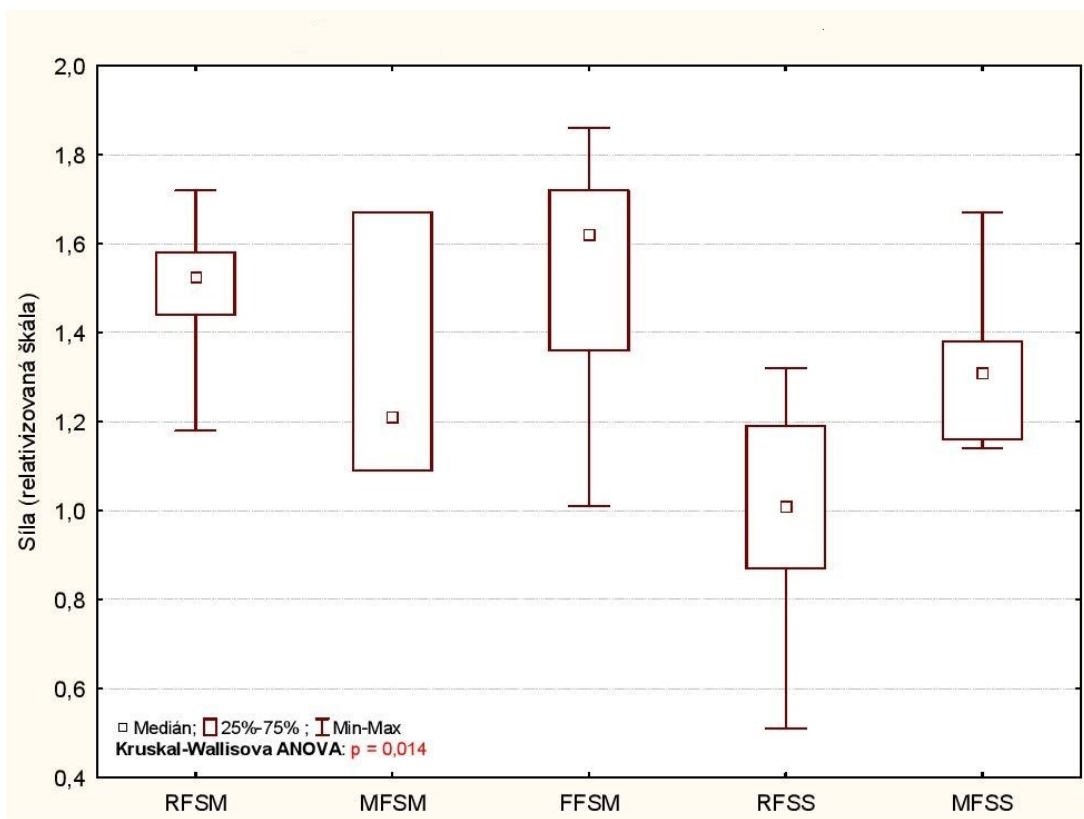
Relativizované hodnoty prvního kontaktu chodidla s podložkou byly vypočteny na základě publikací Breineho et al. (2016), Monaghana et al. (2014) a Stöggl et al. (2016). Prvních 45 procent Stance pro běh přes přední část chodidla, 48 procent Stance pro běh přes střední část chodidla a 51 procent Stance pro běh přes zadní část chodidla.

Tabulka č. 20: Relativizované hodnoty maximální síly při prvním kontaktu chodidla s podložkou.

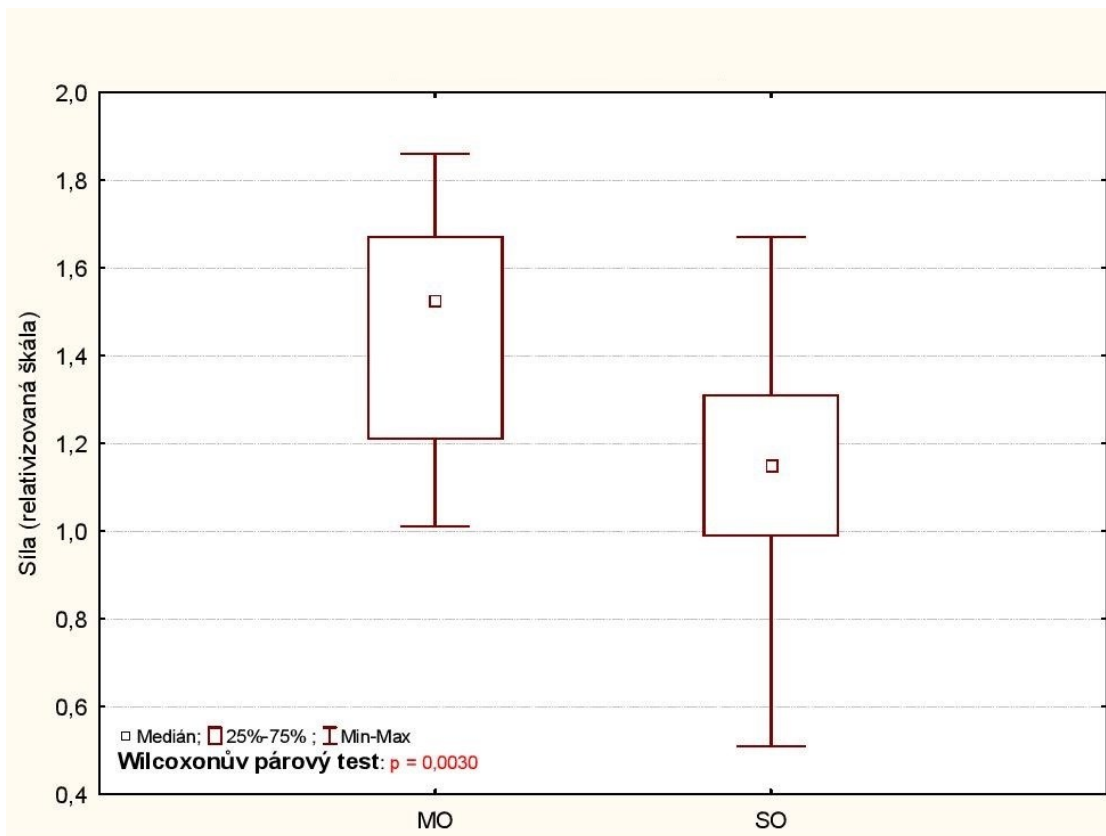
N = 14	MO			SO			MO x SO
	RFS	MFS	FFS	RFS	MFS	FFS	
1	1,44			1,01			0,44
2	1,58			1,32			0,25
3		1,09		0,86			0,23
4	1,18			1,19			0,00
5			1,01		1,14		-0,13
6		1,21		1,01			0,20
7			1,62		1,38		0,23
8			1,36	0,51			0,85
9		1,67			1,67		0,00
10	1,57			0,87			0,70
11	1,72			0,99			0,73
12	1,48			1,20			0,28
13			1,86		1,31		0,55
14			1,72		1,16		0,55
Průměr	1,41	1,43	1,65	1,11	1,33		
SD	0,13	0,13	0,20	0,18	0,19		

Legenda: RFS – první kontaktní místo - zadní část chodidla, MFS – první kontaktní místo – střední část chodidla, FFS – první kontaktní místo – přední část chodidla, MO – minimalistická obuv, SO – sportovní obuv, MO x SO – rozdíl mezi minimalistickou a sportovní obuví.

Statistické zpracování



Obrázek č. 47: Vliv způsobu došlapu a druhu obuvi na sílu při prvním kontaktu chodidla s podložkou



Obrázek č. 48: Vliv druhu obuvi na sílu při prvním kontaktu chodidla s podložkou (bez rozlišení kontaktního místa)

Průměrné relativizované hodnoty působící síly při prvním kontaktu chodidla s podložkou jsou pro minimalistickou obuv RFS – 1,41; MFS – 1,43 a FFS – 1,65, pro sportovní obuv RFS – 1,11, MFS – 1,33 a pro FFS nebyly žádné hodnoty zaznamenány.

Z důvodu velikosti souboru volíme v této části neparametrické testy. Byla využita Kruskal-Wallisova ANOVA (obrázek č. 47) a Wilcoxonův párový test (obrázek č. 48). Dále byla využita metoda mnohonásobného porovnávání – Post-hoc analýza (vícenásobné porovnání průměrného pořadí pro všechny skupiny – tabulka č. 21).

Tabulka č. 21: Post-hoc analýza vlivu způsobu došlapu a druhu obuvi na sílu prvního kontaktu chodidla s podložkou (vícenásobné porovnání průměrného pořadí pro všechny skupiny)

Typ došlapu	RFSM	MFSM	FFSM	RFSS	MFSS
RFSM					
MFSM	1,000				
FFSM	1,000	1,000			
RFSS	0,029	1,000	0,043		
MFSS	1,000	1,000	1,000	0,705	

Legenda: RFSM – došlap přes zadní část chodidla v minimalistické obuvi, MFSM – došlap přes střední část chodidla v minimalistické obuvi, FFSM – došlap přes přední část chodidla nohy v minimalistické obuvi, RFSS – došlap přes zadní část chodidla ve sportovní obuvi, MFSS – došlap přes střední část chodidla ve sportovní obuvi.

Signifikantní rozdíly byly zjištěny na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$) mezi RFSM x RFSS a RFSS x FFSM. Pro náš výzkum je však zajímavý zejména signifikantní rozdíl mezi RFSM a RFSS, tedy prvním kontaktem v minimalistické obuvi přes zadní část chodidla a prvním kontaktem přes zadní část chodidla ve sportovní obuvi.

Při srovnání prvního kontaktu chodidla s podložkou u běžců s odlišným typem obuvi docházíme k závěru, že typ obuvi (MO a SO) má vliv na sílu působící na podložku při prvním kontaktu chodidla s podložkou – p -hodnota = 0,0030 (obrázek č. 48) na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$).

Porovnání maximální relativizované síly při prvním kontaktu chodidla s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

U třinácti probandů byla při prvním kontaktu chodidla s podložkou při běhu vyšší hodnota relativizované maximální síly při použití minimalistické obuvi. Srovnání bylo provedeno dle předchozí analýzy prvních kontaktů chodidla s podložkou při běhu. Při srovnání působících relativizovaných sil na podložku v jednotlivých částech chodidla jsou hodnoty vyšší při použití MO (MO RFS – 1,41 a SO RFS 1,11; MO MFS 1,43 a SO MFS – 1,33).

Z výsledných hodnot také pozorujeme, že při použití MO jsou všechny hodnoty působící relativizované síly v jednotlivých částech chodidla na podložku vyšší než při použití SO. Dále je důležité konstatovat, že byly zjištěny signifikantní rozdíly mezi RFSS x RFSM, což znamená, že při běhu přes zadní část chodidla jsou vyšší hodnoty maximální

relativizované síly a také že typ obuvi má vliv na sílu prvního kontaktu chodidla s podložkou (bez rozlišení kontaktního místa).

Vyjádření k hypotéze H₀₄

H₀₄: Síly působící na podložku budou s využitím minimalistické obuvi vyšší než s využitím sportovní obuvi.

V našem výzkumu jsme sledovali síly působící na podložku celého chodidla, ale také na jednotlivých částech chodidla a také v jednotlivých částech chodidla při prvním kontaktu chodidla s podložkou. Statistická významnost byla zjištěna pouze ve střední, přední části chodidla a také při působící síle při prvním kontaktu chodidla s podložkou.

Hypotézu však nezamítáme pouze pro střední část chodidla (výsledná p -hodnota byla $6,430261810^{-4}$), ale i na základě aplikace jednostranné alternativy pro přední část chodidla, kdy musíme hypotézu také zamítnout, protože v přední části chodidla byla síla statisticky významně vyšší u sportovní obuvi.

Při analýze sil působících při prvním kontaktu chodidla s podložkou můžeme potvrdit hypotézu, že síly působící na podložku budou s využitím minimalistické obuvi vyšší než s využitím sportovní obuvi. Výsledná p -hodnota byla 0,003. Hypotézu tedy v tomto případě nezamítáme. Dále při analýze prvního kontaktu chodidla s podložkou byly zjištěny signifikantní rozdíly mezi RFSS a RFSM (p -hodnota byla 0,029) a také mezi RFSS a FFSS (p -hodnota byla 0,043).

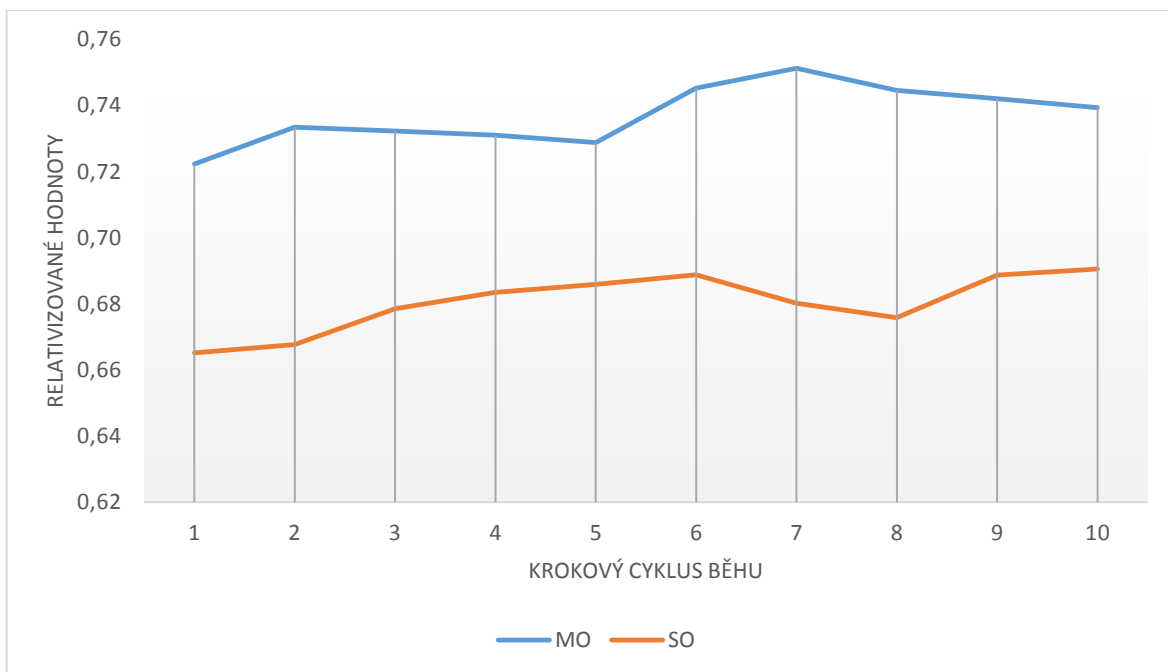
4.5 Analýza tlaků působících na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Analýza maximálních a relativizovaných tlaků celého chodidla na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

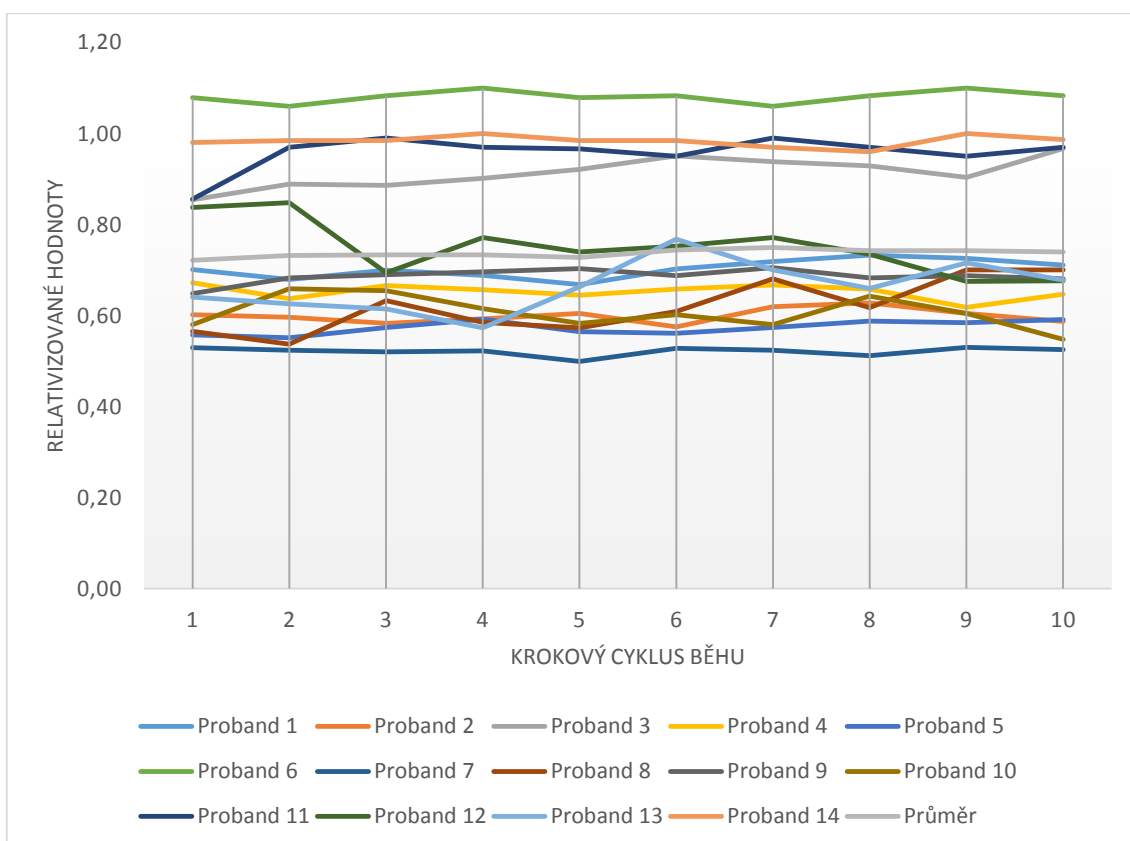
Tabulka č. 22: Hodnoty maximálního a relativizovaného maximálního tlaku na celé noze s použitím minimalistické a sportovní obuvi

N = 14	Hmotnost[kg]	Pmax [kPa]		Pmax _{rev}		MO x SO
		MO	SO	MO	SO	
1	59	344	391	0,59	0,68	-0,08
2	58	435	339	0,76	0,60	0,17
3	67	341	398	0,52	0,61	-0,09
4	68	423	532	0,63	0,80	-0,16
5	73	605	637	0,84	0,89	-0,04
6	60	332	330	0,56	0,56	0,00
7	65	406	361	0,64	0,57	0,07
8	64	409	332	0,65	0,53	0,12
9	58	388	410	0,68	0,72	-0,04
10	58	448	321	0,79	0,56	0,22
11	67	632	404	0,96	0,61	0,35
12	58	387	407	0,68	0,72	-0,03
13	68	638	516	0,96	0,77	0,18
14	66	628	523	0,97	0,81	0,16
Průměr	63,5	458	422	0,73	0,67	
SD	4,8	111	91	0,15	0,11	

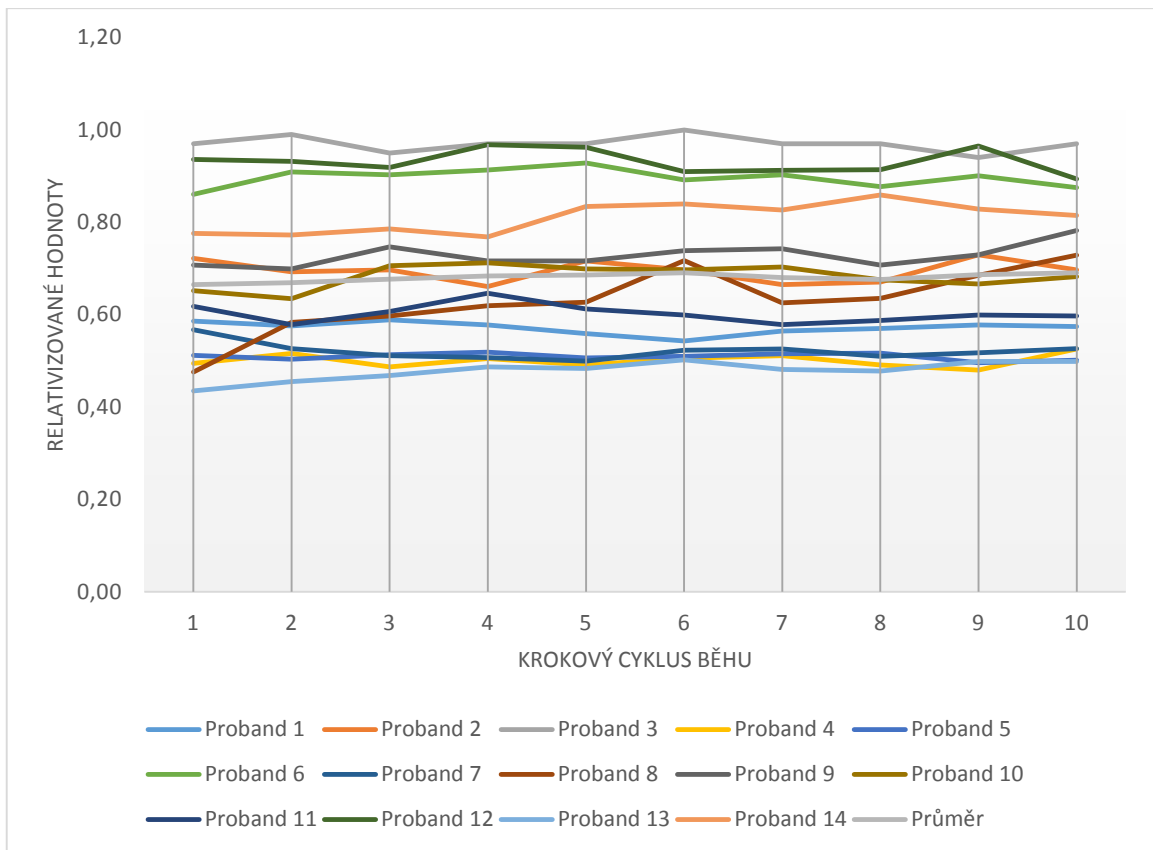
Legenda: MO – minimalistická obuv, SO – sportovní obuv, Pmax – maximální tlak, Pmax_{rev} – relativizovaná hodnota maximálního tlaku, SD – směrodatná odchylka, MO x SO – rozdíl mezi relativizovanými hodnotami Pmax_{rev} mezi minimalistickou a sportovní obuví.



Obrázek č. 49: Průměrné relativizované hodnoty tlaku celého chodidla v průběhu krokového cyklu běhu s využitím MO a SO při běhu po rovině

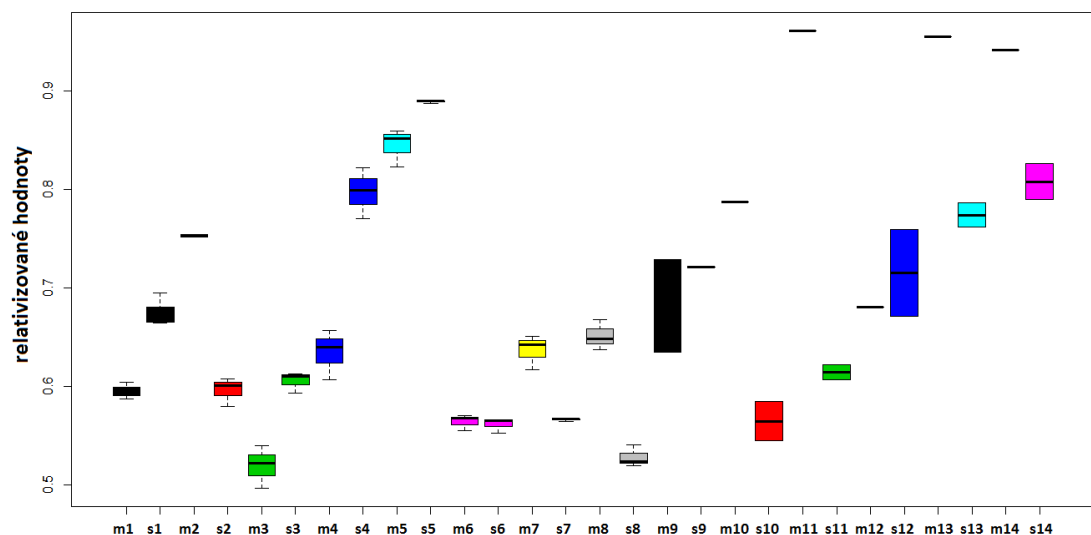


Obrázek č. 50: Průměrné relativizované hodnoty tlaku ($P_{max_{rev}}$) celého chodidla v průběhu krokového cyklu běhu jednotlivých probandů s využitím MO při běhu po rovině



Obrázek č. 51: Průměrné relativizované hodnoty tlaku ($P_{max_{rev}}$) celého chodidla v průběhu krokového cyklu běhu jednotlivých probandů s využitím SO při běhu po rovině

Statistické zpracování



Obrázek č. 52: Box plot opakovaných měření maximálního tlaku na celé noze pro jednotlivé probandy

Legenda: m1 – m14 – proband 1 – 14 s využitím minimalistické obuvi, s1 – s14 – proband 1 – 14 s využitím sportovní obuvi.

Shapiroův-Wilkův test normality

Výsledná p -hodnota Shapirova-Wilkova testu pro rezidua je 0,063862, lze předpokládat normalitu dat.

ANOVA

Pro test rozdílu maximálního tlaku na celé noze při běhu ve sportovní a minimalistické obuvi je p -hodnota rovna 0,1427433. Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$) v maximálním tlaku na celé noze při běhu v minimalistické a sportovní obuvi.

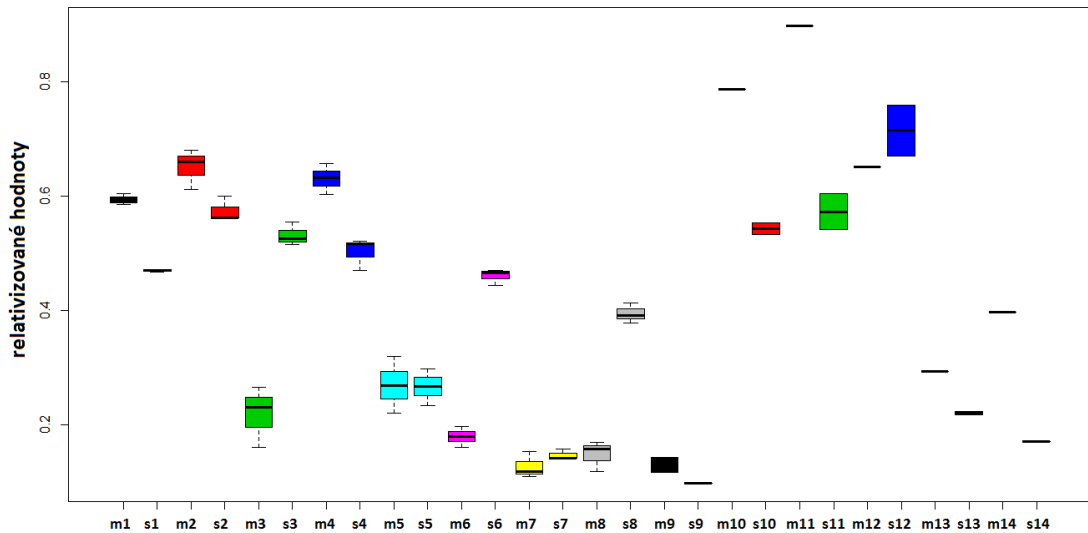
Analýza maximálních a relativizovaných tlaků zadní části chodidla na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Tabulka č. 23: Hodnoty maximálního a relativizovaného maximálního tlaku v zadní části chodidla s použitím minimalistické a sportovní obuvi

N = 14	Hmotnost[kg]	Pmax [kPa]		Pmax _{rev}		MO x SO
		MO	SO	MO	SO	
1	59	344	272	0,59	0,47	0,12
2	58	371	327	0,65	0,58	0,08
3	67	144	350	0,22	0,53	-0,31
4	68	421	335	0,63	0,50	0,13
5	73	193	191	0,27	0,27	0,00
6	60	105	271	0,18	0,46	-0,28
7	65	81	94	0,13	0,15	-0,02
8	64	93	248	0,15	0,39	-0,25
9	58	74	56	0,13	0,10	0,03
10	58	448	309	0,79	0,54	0,24
11	67	590	377	0,90	0,57	0,32
12	58	371	407	0,65	0,72	-0,06
13	68	195	147	0,29	0,22	0,07
14	66	265	111	0,41	0,17	0,24
Průměr	63,5	264	250	0,43	0,41	
SD	4,8	156	108	0,26	0,18	

Legenda: MO – minimalistická obuv, SO – sportovní obuv, Pmax – maximální tlak, Pmax_{rev} – relativizovaná hodnota maximálního tlaku, SD – směrodatná odchylka, MO x SO – rozdíl mezi relativizovanými hodnotami Pmax_{rev} mezi minimalistickou a sportovní obuví.

Statistické zpracování



Obrázek č. 53: Box plot opakovaných měření maximálního tlaku v zadní části chodidla pro jednotlivé probandy

Legenda: m1 – m14 – proband 1 – 14 s využitím minimalistické obuvi, s1 – s14 – proband 1 – 14 s využitím sportovní obuvi.

Shapiro-Wilkův test normality

Výsledná p -hodnota Shapiro-Wilkova testu pro rezidua je 0,3305056, lze předpokládat normalitu dat.

ANOVA

Pro test rozdílu maximálního tlaku v zadní části chodidla při běhu ve sportovní a minimalistické obuvi je p -hodnota rovna 0,5332957. Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$) v maximálním tlaku v zadní části chodidla při běhu v minimalistické a sportovní obuvi.

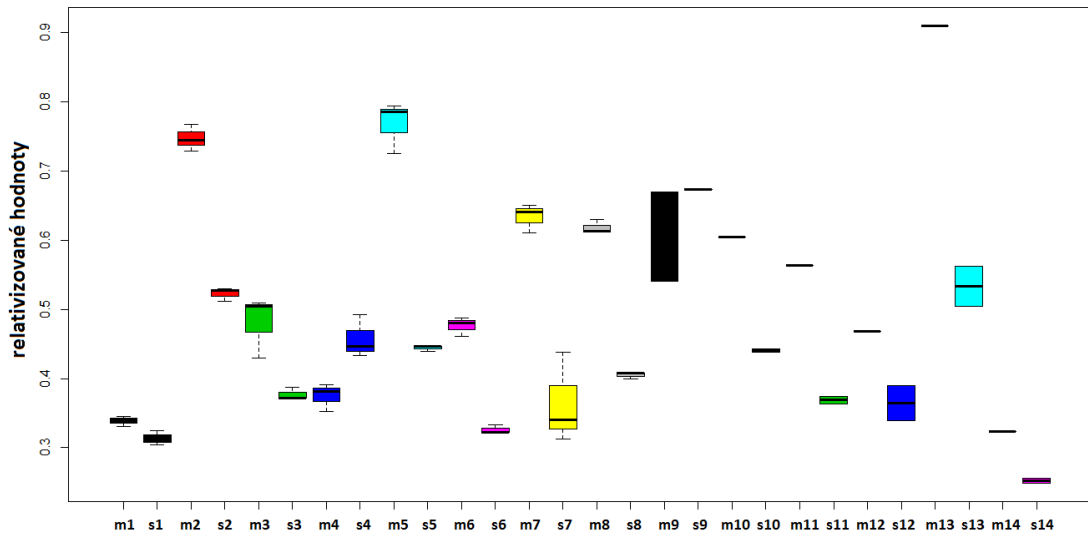
Analýza maximálních a relativizovaných tlaků střední části chodidla na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Tabulka č. 24: Hodnoty maximálního a relativizovaného maximálního tlaku ve střední části chodidla s použitím minimalistické a sportovní obuvi

N = 14	Hmotnost[kg]	Pmax [kPa]		Pmax _{rev}		MO x SO
		MO	SO	MO	SO	
1	59	196	182	0,34	0,31	0,02
2	58	425	297	0,75	0,52	0,22
3	67	316	248	0,48	0,38	0,10
4	68	250	305	0,37	0,46	-0,08
5	73	550	318	0,77	0,44	0,32
6	60	280	192	0,48	0,33	0,15
7	65	404	232	0,63	0,36	0,27
8	64	388	254	0,62	0,41	0,21
9	58	344	383	0,60	0,67	-0,07
10	58	344	251	0,60	0,44	0,16
11	67	371	242	0,56	0,37	0,20
12	58	266	207	0,47	0,36	0,10
13	68	607	356	0,91	0,53	0,38
14	66	215	163	0,33	0,25	0,08
Průměr	63,5	354	259	0,57	0,42	
SD	4,8	114	63	0,16	0,10	

Legenda: MO – minimalistická obuv, SO – sportovní obuv, Pmax – maximální tlak, Pmax_{rev} – relativizovaná hodnota maximálního tlaku, SD – směrodatná odchylka, MO x SO – rozdíl mezi relativizovanými hodnotami Pmax_{rev} mezi minimalistickou a sportovní obuví.

Statistické zpracování



Obrázek č. 54: Box plot opakovaných měření maximálního tlaku ve střední části chodidla pro jednotlivé probandy

Legenda: m1 – m14 – proband 1 – 14 s využitím minimalistické obuvi, s1 – s14 – proband 1 – 14 s využitím sportovní obuvi.

Shapiroův-Wilkův test normality

Výsledná p -hodnota Shapirova-Wilkova testu pro rezidua je 0,3385264, lze předpokládat normalitu dat.

ANOVA

P -hodnota pro test rozdílu maximálního tlaku ve střední části chodidla při běhu ve sportovní a minimalistické obuvi je rovna $1,713247310^{-10}$. Byl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$), ale také statisticky vysoce významný rozdíl na hladině významnosti ($\alpha = 0,01$) v maximálním tlaku ve střední části chodidla při běhu v minimalistické a sportovní obuvi. Následně na základě aplikace jednostranné alternativy, že maximální tlak ve střední části chodidla s využitím minimalistické obuvi je vyšší, než u sportovní obuvi, docházíme k výsledku, že rozdíl je také statisticky významný.

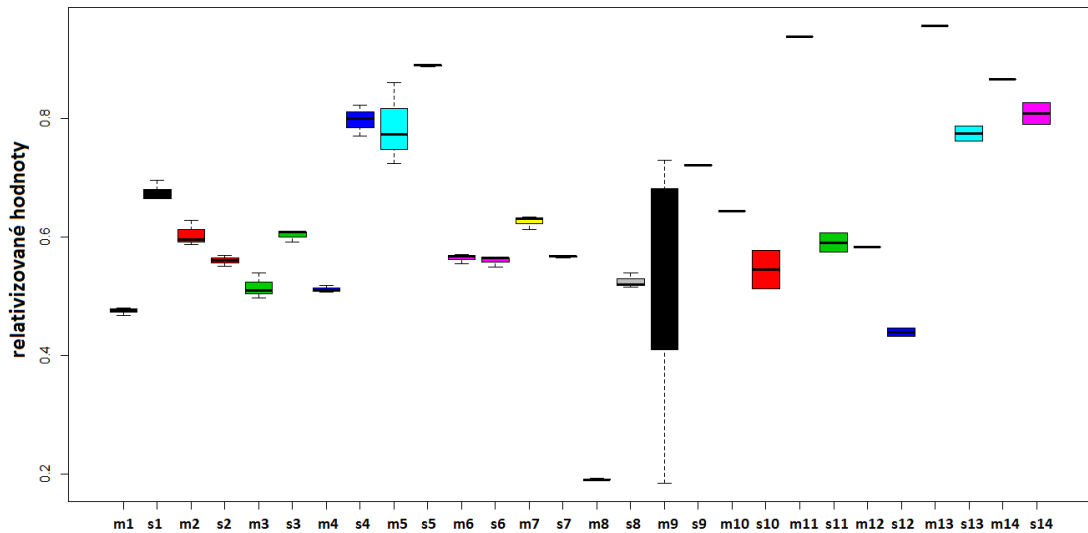
Analýza maximálních a relativizovaných tlaků přední části chodidla na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Tabulka č. 25: Hodnoty maximálního a relativizovaného maximálního tlaku na přední části chodidla s použitím minimalistické a sportovní obuvi

N = 14	Hmotnost[kg]	Pmax [kPa]		Pmax _{rev}		MO x SO
		MO	SO	MO	SO	
1	59	275	391	0,48	0,68	-0,20
2	58	343	319	0,60	0,56	0,04
3	67	339	396	0,52	0,60	-0,09
4	68	341	532	0,51	0,80	-0,29
5	73	562	637	0,79	0,89	-0,10
6	60	332	329	0,56	0,56	0,00
7	65	399	361	0,63	0,57	0,06
8	64	408	330	0,65	0,52	0,12
9	58	388	410	0,68	0,72	-0,04
10	58	366	310	0,64	0,54	0,10
11	67	616	388	0,94	0,59	0,35
12	58	332	250	0,58	0,44	0,14
13	68	638	516	0,96	0,77	0,18
14	66	578	523	0,89	0,81	0,08
Průměr	63,5	423	407	0,67	0,65	
SD	4,8	117	104	0,15	0,13	

Legenda: MO – minimalistická obuv, SO – sportovní obuv, Pmax – maximální tlak, Pmax_{rev} – relativizovaná hodnota maximálního tlaku, SD – směrodatná odchylka, MO x SO – rozdíl mezi relativizovanými hodnotami Pmax_{rev} mezi minimalistickou a sportovní obuví.

Statistické zpracování



Obrázek č. 55: Box plot opakovaných měření maximálního tlaku v přední části chodidla pro jednotlivé probandy

Legenda: m1 – m14 – proband 1 – 14 s využitím minimalistické obuvi, s1 – s14 – proband 1 – 14 s využitím sportovní obuvi.

Shapiroův-Wilkův test normality

Výsledná p -hodnota Shapirova-Wilkova testu pro rezidua je 0,1141271, lze předpokládat normalitu dat.

ANOVA

Pro test rozdílu maximálního tlaku v přední části chodidla při běhu ve sportovní a minimalistické obuvi je p -hodnota rovna 0,0331458. Byl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$) v maximálním tlaku v přední části chodidla při běhu v minimalistické a sportovní obuvi. Na základě aplikace jednostranné alternativy, že maximální tlak v přední části chodidla s využitím minimalistické obuvi je větší, než u sportovní obuvi, docházíme k výsledku, že rozdíl nebyl statisticky významný.

Porovnání maximálního tlaku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

U relativizovaných hodnot maximálního tlaku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi byly zjištěny rozdíly, nicméně statistická významnost

byla zjištěna pouze pro střední část chodidla. Průměrné hodnoty pro celé chodidlo byly lehce odlišné ($MO - 0,73 \pm 0,15$ a $SO - 0,67 \pm 0,11$), pro zadní část chodidla byly téměř totožné ($MO - 0,43 \pm 0,26$ a $SO - 0,41 \pm 0,18$), pro střední část chodidla byly zjištěny rozdíly, které byly statisticky významné ($MO - 0,57 \pm 0,16$ a $SO - 0,42 \pm 0,1$), a v přední části chodidla byly hodnoty téměř totožné ($MO - 0,67 \pm 0,15$ a $SO - 0,65 \pm 0,13$). Z celkového počtu čtrnácti probandů jich 7 mělo vyšší relativizované průměrné hodnoty tlaku na celé chodidlo s využitím minimalistické obuvi a 6 s využitím sportovní obuvi, u jednoho probanda se objevila shoda, dále 8 mělo vyšší hodnoty v zadní části chodidla s využitím MO a 5 s využitím SO a u jednoho shoda, ve střední části chodidla 12 s využitím MO a 2 s využitím SO a v přední části chodidla 8 s využitím MO a 5 s využitím SO a u jednoho shoda.

Hodnoty maximálního tlaku při běhu se liší mezi jednotlivými probandy. Každý proband měl jiné hodnoty tlaku při běhu s využitím minimalistické a sportovní obuvi. Přehled průběhu maximálního tlaku při běhu po rovině pro každého jednotlivce je uveden v příloze č. 3.

Analýza maximálního relativizovaného tlaku na podložku při prvním kontaktu chodidla s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

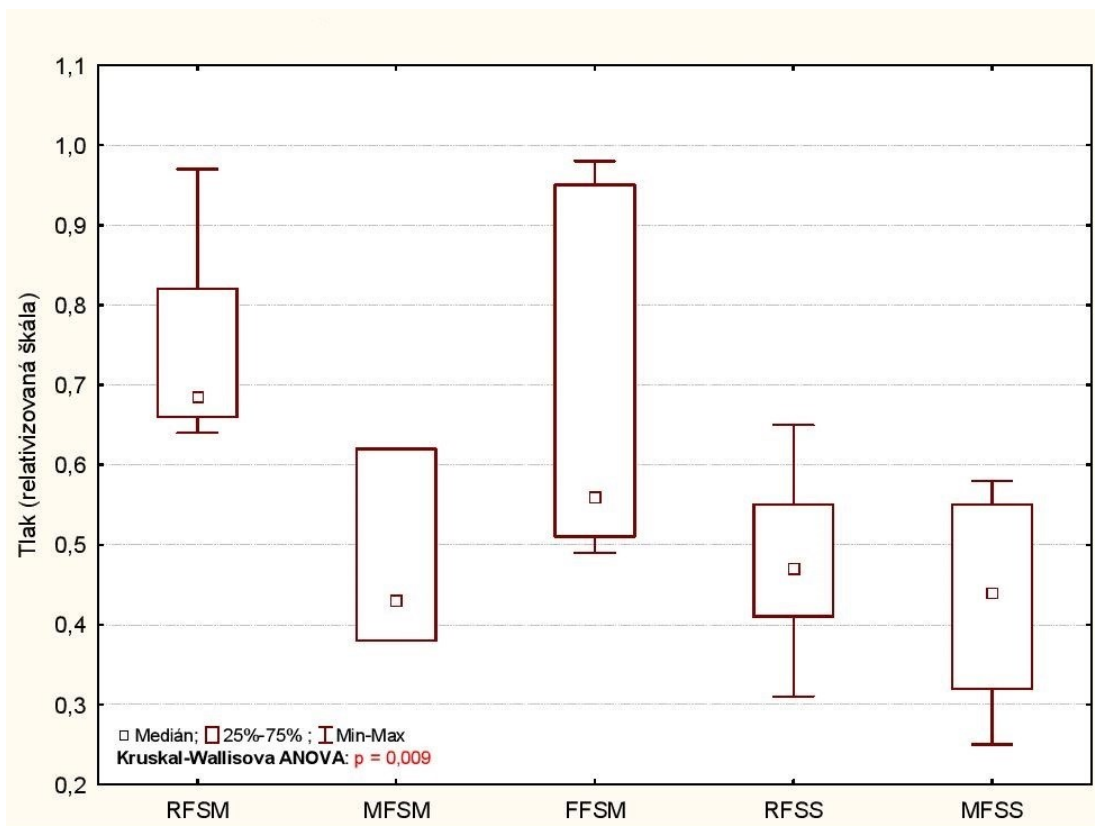
Relativizované hodnoty prvního kontaktu chodidla s podložkou byly vypočteny na základě publikací Breineho et al. (2016), Monaghana et al. (2014) a Stöggl et al. (2016). Prvních 45 procent Stance pro běh přes přední část chodidla, 48 procent Stance pro běh přes střední část chodidla a 51 procent Stance pro běh přes zadní část chodidla.

Tabulka č. 26: Relativizované hodnoty maximálního tlaku při prvním kontaktu chodidla s podložkou.

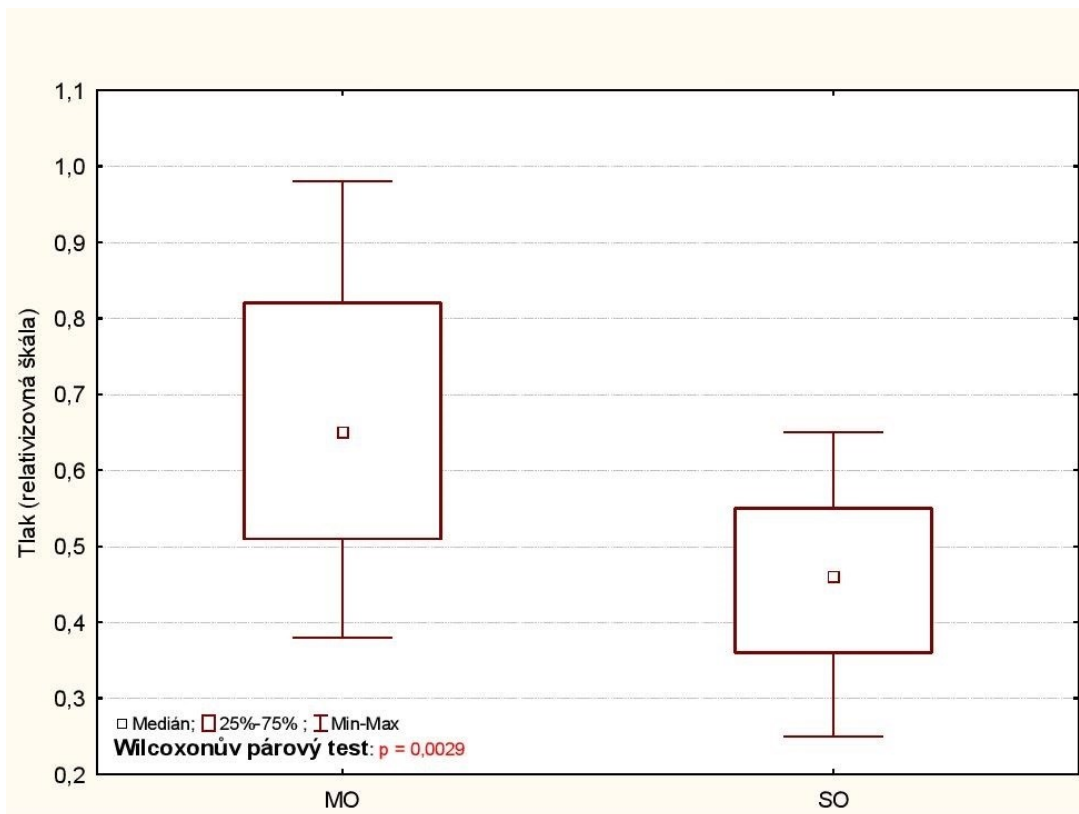
N = 14	MO			SO			MO x SO
	RFS	MFS	FFS	RFS	MFS	FFS	
1	0,64			0,41			0,23
2	0,66			0,51			0,15
3		0,38		0,47			-0,10
4	0,67			0,55			0,12
5			0,49		0,32		0,17
6		0,43		0,45			-0,02
7			0,56		0,44		0,12
8			0,51	0,31			0,20
9		0,62			0,58		0,04
10	0,82			0,36			0,46
11	0,97			0,57			0,40
12	0,70			0,65			0,05
13			0,95		0,55		0,40
14			0,98		0,25		0,73
Průměr	0,70	0,52	0,78	0,53	0,45		
SD	0,11	0,06	0,13	0,09	0,14		

Legenda: RFS – první kontaktní místo – zadní část chodidla, MFS – první kontaktní místo – střední část chodidla, FFS – první kontaktní místo – přední část chodidla, MO – minimalistická obuv, SO – sportovní obuv, MO x SO – rozdíl mezi minimalistickou a sportovní obuví.

Statistické zpracování



Obrázek č. 56: Vliv způsobu došlapu a druhu obuvi na tlak při prvním kontaktu chodidla s podložkou



Obrázek č. 57: Vliv druhu obuvi na tlak při prvním kontaktu chodidla s podložkou (bez rozlišení kontaktního místa)

Průměrné relativizované hodnoty působící síly při prvním kontaktu chodidla s podložkou jsou pro minimalistickou obuv RFS – 1,41; MFS – 1,43 a FFS – 1,65, pro sportovní obuv RFS – 1,11, MFS – 1,33 a pro FFS nebyly žádné hodnoty zaznamenány.

Z důvodu velikosti souboru volíme v této části neparametrické testy. Byla využita Kruskal-Wallisova ANOVA (obrázek 56) a Wilcoxonův párový test (obrázek č. 57). Dále byla využita metoda mnohonásobného porovnávání – Post-hoc analýza (vícenásobné porovnání průměrného pořadí pro všechny skupiny – tabulka č. 27).

Tabulka č. 27: Post-hoc analýza vlivu způsobu došlapu a druhu obuvi na tlak při prvním kontaktu chodidla s podložkou (vícenásobné porovnání průměrného pořadí pro všechny skupiny)

Typ došlapu	RFSM	MFSM	FFSM	RFSS	MFSS
RFSM					
MFSM	0,236				
FFSM	1,000	1,000			
RFSS	0,031	1,000	0,798		
MFSS	0,034	1,000	0,596	1,000	

Legenda: RFSM – došlap přes zadní část chodidla v minimalistické obuvi, MFSM – došlap přes střední část chodidla v minimalistické obuvi, FFSM – došlap přes přední část chodidla nohy v minimalistické obuvi, RFSS – došlap přes zadní část chodidla ve sportovní obuvi, MFSS – došlap přes střední část chodidla ve sportovní obuvi.

Signifikantní rozdíly byly zjištěny na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$) mezi RFSM x RFSS a MFSS x RFSM. Pro náš výzkum je však zajímavý zejména signifikantní rozdíl mezi RFSM a RFSS, tedy první kontakt v minimalistické obuvi přes zadní část chodidla a první kontakt přes zadní část chodidla ve sportovní obuvi.

Při srovnání prvního kontaktu chodidla s podložkou u běžců s odlišným typem obuvi docházíme k závěru, že typ obuvi (MO a SO) má vliv na tlak působící na podložku při prvním kontaktu chodidla s podložkou – p -hodnota = 0,0029 (obrázek 57) na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$).

Porovnání maximální síly při prvním kontaktu chodidla s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

U dvanácti probandů byla při prvním kontaktu chodidla s podložkou při běhu vyšší hodnota relativizovaného maximálního tlaku při použití minimalistické obuvi. Srovnání bylo provedeno dle předchozí analýzy prvních kontaktů chodidla s podložkou při běhu. Při srovnání působících relativizovaných tlaků na podložku v jednotlivých částech chodidla jsou hodnoty vyšší při použití MO (MO RFS – 0,70 a SO RFS 0,53; MO MFS 0,52 a SO MFS – 0,45).

Dále je důležité konstatovat, že byly zjištěny signifikantní rozdíly mezi RFSS x RFSM, což znamená, že při běhu přes zadní část chodidla jsou vyšší hodnoty maximálního relativizovaného tlaku a také že typ obuvi má vliv na tlak při prvním kontaktu chodidla s podložkou (bez rozlišení kontaktního místa).

Vyjádření k hypotéze H₀₅

H₀₅: Tlaky působící na podložku budou s využitím minimalistické obuvi vyšší než s využitím sportovní obuvi.

V našem výzkumu jsme sledovali tlaky působící na podložku celého chodidla, ale také na jednotlivých částech chodidla a také v jednotlivých částech chodidla při prvním kontaktu chodidla s podložkou. Statistická významnost stejně jako u působící síly na podložku byla zjištěna pouze ve střední, přední části chodidla a také při působících silách při prvním kontaktu chodidla s podložkou. Hypotézu nezamítáme pouze pro střední část chodidla (p -hodnota byla $1,713247310^{-10}$) a pro tlak působící při prvním kontaktu chodidla s podložkou (p -hodnota byla 0,001). Opět musíme aplikovat jednostrannou alternativu a hypotézu pro přední část chodidla zamítáme, protože v přední části chodidla byl tlak statisticky významně vyšší u sportovní obuvi.

Při analýze tlaku působícího při prvním kontaktu chodidla s podložkou docházíme ke stejným závěrům jako u působící síly. Tlak působící na podložku bude s využitím minimalistické obuvi vyšší než s využitím sportovní obuvi. Výsledná p -hodnota byla 0,0029. Hypotézu tedy v tomto případě nezamítáme. Dále při analýze prvního kontaktu chodidla s podložkou byly zjištěny signifikantní rozdíly mezi RFSS a RFSM (p -hodnota byla 0,031) a také mezi MFSS a RFSM (p -hodnota byla 0,034).

5 DISKUZE

Běh patří mezi nejpopulárnější pohybové aktivity na světě. Důkazem je množství závodů jak pro amatérské, tak profesionální běžce, ale také pro lidi, kteří běhají pro zábavu nebo pro zlepšení svého zdravotního stavu. Moderní technologie, výzkumy a trendy tak výrazně ovlivňují populaci, která se běhu věnuje, a to jak různými běžeckými závody, běžeckými výzvami, ale také vybavením pro běh. Mezi stále populární a diskutované oblasti patří oblast minimalismu a klasické sportovní obuvi. Hlavní rozdíly mezi minimalistickou a sportovní obuví jsou především drop a výška tlumení. Použité materiály jsou podobné. Oba tyto typy obuvi slouží pro běhy na dlouhé tratě, ale je třeba chápat, jaký vliv mají na tělo člověka a techniku běhu. Z těchto důvodů je nutné, aby každý běžec znal vliv používání minimalistické a sportovní obuvi, díky čemuž může předejít zdravotním komplikacím. Stejně tak je důležité, aby vliv sportovní a minimalistické obuvi znal i začínající běžec, který tak také může předejít zdravotním komplikacím.

Mezi faktory ovlivňující běh patří počet naběhaných kilometrů týdně, typ obuvi a také rychlost běhu. Počet naběhaných kilometrů je velice důležitý. De Wit (2000) ve svém výzkumu stanovil počet naběhaných kilometrů týdně minimálně na 30 stejně jako Sinclair et al. (2013), ve srovnání s Ahnem et al., který nastavil minimální hranici na 12,8 naběhaných kilometrů týdně, dále pak Miller et al. (2014) stanovil minimální kritérium pro počet naběhaných kilometrů na 48,3 a Kasmer et al. (2014) toto kritérium nastavil na 64,4, nicméně jeho výzkum byl zaměřen na běh na 50 kilometrů, a z tohoto důvodu je nutné nastavit vysoké kritérium, jelikož běžci mají uběhnout celých 50 kilometrů. Průměrná hodnota pro počet naběhaných kilometrů zmíněných autorů je tedy 37,1. Průměrný počet naběhaných kilometrů našeho sledovaného souboru byl 37,6.

Dalším velice důležitým kritériem byla rychlost běhu, která byla stanovena na $3,33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pro běh po rovině. Průměrná rychlost sledované skupiny pak činila $3,34 \pm 0,06 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pro minimalistickou obuv a $3,29 \pm 0,06 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pro sportovní obuv. De Wit et al. (2000) ve svém výzkumu stanovil rychlost běhu na $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $4,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, a $5,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Dále Hein & Grau (2014) stanovují rozpětí pro rychlost běhu na $2,92 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ až $3,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ s tím, že uvádějí, že jako optimální rychlost běhu pro jejich výzkum by měla být $3,06 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Lima-Silva et al. (2010) ve svém výzkumu, který byl zaměřen na běh na 10 kilometrů, změřili průměrnou rychlost dobře trénovaných jedinců na $4,33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a pro méně trénované na

$4,03\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$, nicméně tento výzkum byl zaměřen pouze na muže. Pontzer et al. (2014) uvádí průměrnou rychlost běhu ve svém výzkumu $2,98\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pro ženy a $3,74\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pro muže. Ahn et al. (2014) nastavil rozpětí rychlosti pro měření od $2,5$ po $3,5\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Lieberman (2014) ve svém výzkumu sledoval minimalistickou a klasickou sportovní obuv a na základě výsledků uvádí rychlost běhu $3,62\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pro minimalistickou obuv a $3,52\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pro sportovní obuv. Sinclair et al. (2013) ve svém výzkumu uvádí pro běhy na dlouhé tratě rychlost $4\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, nicméně výzkum měl zaměřený pouze na muže. Na základě zhodnocení průměrné rychlosti zahraničních výzkumů zaměřených na běhy na dlouhé tratě s využitím minimalistické obuvi docházíme k rychlosti $3,03\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Na základě srovnání s ostatními výzkumy můžeme konstatovat správné určení rychlosti běhu pro náš výzkum.

5.1 Analýza krokové frekvence běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Vliv odlišného typu obuvi (minimalistické a sportovní) nemá vliv na krokovou frekvenci běhu při zachování konstantní rychlosti běhu na stejném terénu. V našem výzkumu mělo 7 probandů větší krokovou frekvenci běhu při použití minimalistické obuvi a stejný počet při použití sportovní obuvi. Průměrné hodnoty byly také téměř totožné (MO – $176,76$ a SO – $176,69$). Nebyl tedy zjištěn signifikantní rozdíl. Při porovnání vývoje průměrné krokové frekvence nedochází k výrazným výkyvům. V našem výzkumu byl zaznamenán mírný pokles krokové frekvence běhu u obou typů obuvi, který na dvanáctém krokovém cyklu běhu narostl a pokračoval dále bez výraznějších výkyvů.

Shodu s naším výzkumem nalézáme u Bonacciho et al. (2013), který uvádí, že mezi minimalistickou obuví a závodní obuví nedochází k rozdílu krokové frekvence běhu. Nicméně rozdíl v krokové frekvenci běhu již nastává mezi minimalistickou a sportovní obuví. Velký vliv na to může mít velký rozdíl ve využívání různých typů obuvi. Shodu s naším výzkumem nalézáme také u Liebermana (2014), který také nenalezl signifikantní rozdíly mezi používáním minimalistické a sportovní obuvi.

Naopak shodu nenalézáme u B. De Wita et al. (2000), který uvádí, že existuje statisticky signifikantní rozdíl mezi krokovou frekvencí běhu v porovnání barefoot obuvi a sportovní obuvi a také že rychlost běhu má vliv na krokovou frekvenci běhu. Důležité je však konstatovat, že barefoot obuv má odlišné vlastnosti než minimalistická obuv. Další vliv na rozdílnou krokovou frekvenci běhu může mít i povrch, jelikož tento výzkum byl

uskutečněn na tartanu, což je podstatně tvrdší povrch než umělá tráva, na které byl proveden náš výzkum. Dále byl tento výzkum proveden na mužích, což má také vliv na krokovou frekvenci běhu. Autor tak uvádí krokovou frekvenci běhu v barefoot obuvi – 164,4 a ve sportovní obuvi – 158,4 s tím, že kroková frekvence běhu narůstá se zvyšující se rychlostí běhu.

Můžeme tedy konstatovat, že na umělé trávě, která je vhodná pro běh v minimalistické obuvi při stejné rychlosti běhu, nedochází ke změně krokové frekvence běhu při použití minimalistické a sportovní obuvi. Ke změnám může docházet na nekvalitním terénu, který není zcela vhodný pro běžce minimálně obuté. Pro praxi to znamená, že z pohledu krokové frekvence běhu minimalistická obuv napodobuje sportovní obuv.

5.2 Analýza posunu plantárních tlaků a prvního kontaktu chodidla s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Typ prvního kontaktu chodidla s podložkou je ovlivněn typem obuvi a shodu s naším výzkumem nalézáme u Kerra et al. (1983), Hasegawy et al. (2007), Larsona et al. (2011). Na typ prvního kontaktu chodidla s podložkou má vliv také vzdálenost, kterou má běžec uběhnout (Wöllzenmüller, 2006; Lieberman, 2014; Pontzer et al., 2014; Larson, 2014; Miller et al., 2014; Kasmer et al., 2014; Ahn et al., 2014), proto není možné srovnávat výsledky s výzkumy, které byly zaměřeny na běhy na kratší tratě.

Sportovní obuv

V našem výzkumu mělo 64 % probandů první kontakt chodidla s podložkou při využití sportovní obuvi kontakt v zadní části chodidla, 36 % probandů ve střední části chodidla a 0 % v přední části chodidla.

Střední a přední část chodidla

U běžců na dlouhé tratě by nemělo docházet ke kontaktu v přední části chodidla, jelikož pro běh na dlouhé tratě je technika běhu přes patu. Záleží také na tom, u jakých běžců se výzkum provádí, jelikož atleti, kteří běhají spíše kratší vzdálenosti, mohou běžet přes přední část chodidla. Proto je nutné, aby byly výzkumy zaměřeny právě na běžce, kteří se věnují pouze běhům na dlouhé tratě.

Podobné výsledky uvádí také Kerr et al. (1983), kdy ke shodě dochází v prvním kontaktu chodidla s podložkou v přední části chodidla a u prvního kontaktu chodidla s podložkou

ve střední části bylo 18 – 21 %. Dále nalézáme shodu u Hasegawy et al. (2007), který provedl výzkum u běžců při závodě v půlmaratonu a měření provedl na 15 kilometru. Ve výzkumu rozdělil kategorie na muže a ženy a také obě kategorie dohromady. Jelikož je náš výzkum zaměřen na kategorii žen, budeme srovnávat výsledky pouze pro kategorii žen, kde z celkového počtu třiceti pěti probandů mělo 6 probandek ve střední části chodidla (17,1 %) a pouze jedna probandka v přední části chodidla (2,9 %).

K rozdílným výsledkům ve srovnání s naším výzkumem dochází Larson et al. (2011) a Kasmer et al. (2014). Autoři těchto studií uvádějí rozdíly při prvním kontaktu chodidla s podložkou ve střední a přední části chodidla. Jelikož v jejich výzkumech mělo pouze 3,4 – 3,6 % (Larson et al., 2011) a 6,2 % (Kasmer et al., 2014) probandů kontakt ve střední části chodidla, což je méně než u našeho výzkumu (naš výzkum 36 %), byl také u některých probandů zaznamenán kontakt v přední části chodidla 0 – 1,9 % (Larson et al., 2011) a 0,6 % (Kasmer et al., 2014), což se v našem výzkumu neobjevilo. Toto je dáno tím, že Kasmer et al. (2014) měřil své výsledky na 8,1 kilometrů z maratonského závodu a zde je možné, že někteří běžci běží ještě přes přední část chodidla, než přejdou čistě na techniku přes zadní část chodidla. Obdobně je to u výzkumu Larsona et al. (2011), který své výsledky měřil na 10 kilometrů z půlmaratonu a na 10 kilometrů z maratonu. U obou případů se objevuje kontakt v přední části chodidla, což je opět dáno tím, že některý z běžců ještě nezměnil techniku běhu na dlouhé tratě – čili přes zadní část chodidla. Tuto skutečnost potvrzuje stejný výzkum, kdy Larson et al. (2011) měřil výsledky i na 32 kilometru maratonského závodu a zde se již běh přes přední část chodidla neobjevuje.

Zadní část chodidla

První kontakt chodidla s podložkou je u běžců na dlouhé tratě v zadní části chodidla s využitím sportovní obuvi. Ke stejnému závěru došlo i několik autorů (Kerr et al., 1983; Hasegawa et al., 2007; Larson et al., 2011). Běžci, kteří mají uběhnout vzdálenost 10 kilometrů a delší z necelých 75 % a více mají první kontakt chodidla s podložkou v zadní části chodidla s využitím sportovní obuvi. Tyto výsledky se shodují s naší studií, kdy u 64 % byl první kontakt chodidla s podložkou v zadní části chodidla.

Při rozboru a hodnocení prvních kontaktů chodidla s podložkou je nutné zohlednit i techniku a rychlost běhu na dlouhé tratě, která je odlišná s běhy na kratší vzdálenosti. Tuto skutečnost potvrzují také Wöllzenmüller (2006), Lieberman (2014), Pontzer et al.

(2014), Larson (2014), Miller et al. (2014), Kasmer et al. (2014), Ahn et al. (2014) a výzkum Hayese a Caplana (2012). Autoři uvádějí první kontakty chodidla s podložkou pro běhy na 800 a 1500 metrů pro muže a ženy. U běhů na 800 metrů pro muže (RFS – 15 %, MFS – 50 %, FFS – 35 %), pro ženy (RFS – 32 %, MFS – 41 %, FFS – 27 %). U běhů na 1500 metrů pro muže (RFS – 26 %, MFS – 37 %, FFS – 37 %), pro ženy (RFS – 33 %, MFS – 42 %, FFS – 25 %). I díky tomuto výzkumu je zřejmé, že s narůstající vzdáleností běhu dochází k posunu prvního kontaktu chodidla s podložkou směrem k zadní části chodidla s využitím sportovní obuvi. Dále je zřejmý i vliv pohlaví, kdy u žen se více objevuje první kontakt chodidla s podložkou směrem k zadní části chodidla. Tuto skutečnost musíme zohlednit při srovnávání výsledků.

Minimalistická obuv

Náš výzkum ukázal první kontakt chodidla s podložkou při použití minimalistické obuvi následovně (RFS – 43 %, MFS – 21 %, FFS – 36 %). Když naše výsledky srovnáme s Larsonem (2014), který uvádí první kontakty chodidla s podložkou s využitím barefoot obuvi (RFS – 20,7, MFS – 20,1, FFS – 59,2), docházíme k podobným výsledkům ve střední části chodidla a vyšším údajům u zadní části chodidla a nižším u přední části chodidla. Autor svůj výzkum však provedl jinou metodou – využil vysokorychlostní kameru při běžeckém závodě. Když však srovnáme dosažené výsledky se sportovní obuví, je zřejmý posun plantárních tlaků směrem k přední části chodidla.

Srovnání minimalistické a sportovní obuvi

V naší studii se potvrdil posun plantárních tlaků s využitím sportovní a minimalistické obuvi směrem k přední části chodidla. U 50 % probandů došlo k posunu plantárních tlaků směrem k přední části chodidla a u žádného nedošlo k opačnému posunu.

Je tedy zřejmé, že typ obuvi, zejména tedy výška podrážky, má vliv na první kontakt chodidla s podložkou a dochází ke zřejmému posunu plantárních tlaků směrem k přední části chodidla v porovnání se sportovní obuví. Je to ovlivněno menší vrstvou tlumení pod patou, kdy běh přes zadní část chodidla může být bolestivý. U běžců, kteří mají zkušenost s během v minimalistické obuvi, bylo z 50 % prokázáno toto tvrzení a můžeme konstatovat, že minimalistická obuv napodobuje barefoot obuv, u které dle zmíněných studií je posun prokázán u většího procenta probandů. Otázkou je, jaký by byl první kontakt chodidla s podložkou u probandů, kteří nemají s minimalismem zkušenost.

5.3 Analýza doby kontaktu chodidla s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Dle našeho výzkumu má typ obuvi (minimalistická a sportovní) vliv na dobu kontaktu chodidla s podložkou. V našem výzkumu byl zjištěn statisticky významný rozdíl v době kontaktu chodidla s podložkou při běhu s využitím minimalistické a sportovní obuvi. Nepotvrdila se však naše hypotéza, že doba kontaktu bude kratší s využitím MO, ale bylo statisticky prokázáno, že doba kontaktu s využitím SO je delší než s využitím MO.

V naší studii docházíme k průměrným hodnotám 0,19 s pro oba typy obuvi při rychlosti běhu $3,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, ale B. De Wit et al. (2000) uvedl dobu kontaktu pro barefoot obuv 0,24 s a pro sportovní obuv 0,25 s při rychlosti běhu $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. K podobným výsledkům také docházejí Divert et al. (2005), který uvádí hodnoty 0,251 s pro barefoot obuv a 0,257 s pro sportovní obuv a Francis et al. (2016) uvádí pro barefoot obuv 0,220 s a pro sportovní obuv 0,226 s. Autor se však zaměřil na kategorii mužů a z předchozích uvedených výzkumů je zřejmé, že i pohlaví má vliv na techniku běhu a také minimalistická obuv není zcela srovnatelná s barefoot obuví ve vztahu k technice běhu.

Za shodu s naším výzkumem můžeme považovat také výsledky Paquetta et al. (2013), který rozlišuje barefoot, minimalistickou a sportovní obuv a dále rozděluje výsledky na další dvě skupiny (běžce přes zadní část chodidla a přes přední část chodidla). U běžců přes přední část chodidla nebyly zjištěny významné rozdíly mezi typem obuvi a dobou kontaktu, u běžců přes zadní část chodidla k drobným rozdílům dochází, ale také nejsou statisticky významné. Autor však uvádí statistickou významnost mezi skupinami běžců přes zadní část chodidla a přes přední část chodidla, kdy u běžců přes zadní část chodidla je doba kontaktu delší (RFS – barefoot obuv – 0,242 s, minimalistická 0,245 s a sportovní 0,253 s; FFS – barefoot obuv – 0,221 s, minimalistická 0,223 s a sportovní 0,225 s).

TenBroek et al. (2012) uvádí také podobné výsledky s naším výzkumem, kdy srovnává barefoot obuv a obuv určenou pro běh s odlišnou výškou podrážky. A na základě tohoto výzkumu můžeme konstatovat, že rozdíl je pouze mezi barefoot obuví a sportovní obuví se střední a vyšší výškou podpatku v době kontaktu s podložkou, ale jinak není rozdíl v minimalistické obuvi a sportovní obuvi se střední a vyšší výškou podpatku. Autor však uvádí delší doby kontaktu než v našem výzkumu (barefoot 0,285 s, minimalistická 0,290 s, střední výška podrážky 0,293 s a vysoká výška podrážky 0,296 s). Ke shodě s našimi výsledky (typ obuvi má vliv na dobu kontaktu s podložkou) dochází také Squadrone et al. (2009), který také uvádí, že doba kontaktu je delší ve sportovní obuvi

než v barefoot obuvi, ale rozdíl nebyl statisticky významný (barefoot obuv 0,245 s a sportovní obuv 0,255 s).

Fellin et al. (2010) uvádí dobu kontaktu chodidla s podložkou při využití sportovní obuvi 0,26 s při rychlosti $3,35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, což je delší než v našem výzkumu. Všichni probandi z tohoto výzkumu běhali technikou přes zadní část chodidla (RFS), což může mít na dobu kontaktu chodidla s podložkou také vliv, což je zřejmé i z našeho výzkumu, ve kterém probandi, kteří měli první kontakt v zadní části chodidla, měli dobu kontaktu delší než ti, co měli první kontakt ve střední nebo přední části chodidla. Toto tvrzení potvrzuje i Deflandre et al. (2016), který srovnával běžce přes zadní a přední části chodidla a doba kontaktu s podložkou byla odlišná a u běžců přes patu byla doba delší. Odlišnost našeho výzkumu s ostatními výzkumy je také ovlivněna využitím jiných měřících zařízení. Deflandre et al. (2016) uvádí odlišnosti ve výsledcích při použití různých měřících zařízení. Využil 6 metod 3D analýzy, Myotest Run (Sion, Švýcarsko) a OptoGait (Microgate Italy, Bolzano-Bozen, Itálie), z čehož je jasné, že každé zařízení zaznamenává různě. Odlišné výsledky však uvádí Sinclair et al. (2013), který uvádí, že je signifikantní rozdíl mezi obuví barefoot a minimalistickou v porovnání s klasickou sportovní obuví (barefoot 0,193 s, minimalistická 0,196 s a sportovní 0,207 s).

Rozdíly mohou být částečně způsobeny tím, že při použití SO dochází primárně k prvnímu kontaktu chodidla s podložkou v zadní nebo střední části chodidla. Při použití MO dochází k posunu plantárních tlaků směrem k přední části chodidla, což má vliv na dobu kontaktu s podložkou (Wöllzenmüller, 2006; Lieberman, 2014; Pontzer et al., 2014; Larson, 2014; Miller et al., 2014; Kasmer et al., 2014; Ahn et al., 2014).

Je zřejmé, že technika běhu, zejména iniciační fáze kontaktu chodidla s podložkou, má vliv na dobu kontaktu s podložkou. Běžci, kteří běhají přes přední část chodidla, mají kratší dobu kontaktu s podložkou a běžci běhající přes zadní část chodidla mají dobu kontaktu s podložkou delší. Obuv již takový výrazný vliv na dobu kontaktu nemá, ale díky tomu, že obuv ovlivňuje první kontakt chodidla s podložkou, tak má v tomto směru vliv i na dobu kontaktu s podložkou. Toto tvrzení plně potvrzuje předchozí diskuzi o tom, že minimalistická obuv u běžců vyvolává posun plantárních tlaků směrem k přední části chodidla a díky tomu dochází ke zkrácení doby kontaktu s podložkou. Konkrétní doba kontaktu s podložkou však není zcela dobře srovnatelná s ostatními výzkumy, jak již bylo zmíněno, má na tuto skutečnost vliv měřící zařízení a zvolená metoda měření (Deflandre et al., 2016).

5.4 Analýza síly působící na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Analýza síly působící na podložku v průběhu běhu

V našem výzkumu byly výsledné hodnoty 2,69 pro minimalistickou obuv a 2,68 pro sportovní obuv při rychlosti běhu $3,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Dle statistického zpracování se také potvrdilo, že síly působící na celé noze s využitím minimalistické a sportovní obuvi nejsou statisticky významné. Ke stejným závěrům jako v našem výzkumu a De Wita et al. (2000) dochází také Squadrone et al. (2009), Komi et al. (1987), Paquette et al. (2012) a Nilsson et al. (1989), na druhé straně Divert et al. (2005) uvádí, že je signifikantní rozdíl mezi silou působící na podložku při využití barefoot obuvi a klasické sportovní obuvi, ale při nižší rychlosti běhu ($3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Divert et al. (2005) také označuje výzkumy Komihio et al. (1987) a Nilssona et al. (1989) jako nekonzistentní. Squadrone et al. (2009) dále rozděluje chodidlo na 5 částí. V našem výzkumu se zaměřujeme na 3 části dle původních dělení, která se shodují s Henningem et al. (1995). K rozdělení na 5 částí dochází zejména zmenšením střední části chodidla, kdy přední část chodidla byla rozdělena na 3 sektory, kde se zvlášť sledovala oblast palce, ostatních prstů a zbytek přední části chodidla. Statistická významnost byla pouze pro oblast střední části chodidla. V ostatních částech nebyly výsledky statisticky významné.

Je zřejmé, že při použití barefoot/minimalistické obuvi se dosahuje nepatrně nižších nebo stejných hodnot síly na celé noze než při použití sportovní obuvi s tím, že při zvyšující se rychlosti dochází také k většímu silovému působení na podložku (De Wit et al., 2000). Relativizované průměrné hodnoty De Wita et al. (2000) při rychlosti běhu $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ jsou 2,6 pro barefoot obuv a 2,8 pro sportovní obuv. Opět je nutné zdůraznit předchozí tvrzení, že každé zařízení zaznamenává trochu odlišně (Deflandre et al., 2016).

Analýza působící síly na podložku při prvním kontaktu chodidla s podložkou

Pro hodnocení sil působících na podložku při prvním kontaktu chodidla vycházíme z publikací Breineho et al. (2016), Monaghana et al. (2014) a Stöggl et al. (2016), kdy bylo nutné definovat první kontakt chodidla s podložkou. Následně docházíme k průměrným relativizovaným hodnotám pro MO (RFS – 1,41; MFS – 1,43; FFS – 1,65) a pro SO (RFS – 1,11 a MFS – 1,33; FFS – nebylo zaznamenáno). Byla zjištěna statistická významnost na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$). Při hodnocení sil působících na podložku

při prvním kontaktu chodidla s podložkou docházíme k závěru, že jsou síly vyšší s využitím minimalistické obuvi.

Můžeme tedy konstatovat, že při běhu v minimalistické a sportovní obuvi nedochází k rozdílům vrcholné síly. Minimalistická obuv tak plně napodobuje vlastnosti klasické sportovní obuvi z pohledu působící síly na podložku, a je tedy vhodná pro běžce na dlouhé tratě, kteří však mají s tímto typem obuvi zkušenost. Běžci, kteří s tímto typem obuvi zkušenost nemají, by měli začínat postupným zapojováním tohoto typu obuvi do svého tréninku, jelikož dochází k výrazně vyšším hodnotám působící síly na podložku při prvním kontaktu chodidla. Toto by mohlo mít špatný vliv na zdraví člověka, zejména při nadměrném používání MO. Tato skutečnost je však otázkou pro další zkoumání.

5.5 Analýza tlaků působících na podložku při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Analýza tlaků působících na podložku v průběhu běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Dle stanovené hypotézy měly být tlaky působící na podložku vyšší při využití minimalistické obuvi. Tato hypotéza pro celé chodidlo, přední a zadní část se nepotvrdila, a proto ji zamítáme. Hypotézu tak můžeme potvrdit pouze pro střední část chodidla. Squadrone (2009), sledoval tlak chodidla, které měl však rozdělené odlišně na 5 částí, a také srovnával barefoot a sportovní obuv, která má také určité odlišnosti. Výsledky našich studií se značně rozcházejí, jelikož Squadrone uvádí signifikantní rozdíly pro oblast zadní části chodidla, střední části chodidla a oblasti prstů a palce. Autor uvádí, že nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly pouze pro oblast bříšek metatarzů. Dochází k závěrům, že tlak je vyšší ve sportovní obuvi. Rozhodně by však bylo zajímavé se v budoucnosti pokusit porovnat naše výsledky po přerozdělení sektorů chodidla s výsledky Squadrona. Dále je také nutné konstatovat, že autor měl pro oblast zadní části chodidla mnohem menší plochu, a tak i z tohoto důvodu může docházet k rozdílným výsledkům. Porovnání bylo provedeno na stejné hladině významnosti ($\alpha = 0,05$). Důležité je také konstatovat, že výzkum Squadrona byl proveden v laboratorním prostředí a měl omezený počet kroků, ve srovnání s naším výzkumem, který byl proveden při běhu na padesátimetrovém úseku, což může značně ovlivnit výsledky. Ke stejnému názoru se přiklání i Divert et al. (2005). Squadrone (2009) k výzkumu používal běžce, kteří nemají zkušenost s během v minimalistické obuvi, což výsledky může značně ovlivnit, jelikož

běžec se naučí správně běhat v minimalistické obuvi až po několika týdnech (Squadrone, 2009). Ke shodnému názoru dochází i Robbins et al. (1987; 1993). Běžci na základě odlišného typu obuvi mají tendenci měnit techniku běhu. Toto tvrzení potvrzuje i Henning et al. (1996). Ke shodě docházíme také se Siclarem et al. (2013), který také nenalezl signifikantní rozdíl mezi sportovní a minimalistickou obuví pro celé chodidlo. Výsledky byly odlišné, ale nepotvrdily se na ($\alpha = 0,05$).

Analýza působící síly na podložku při prvním kontaktu chodidla s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Při vyhodnocení analýzy tlaku působícího při prvním kontaktu chodidla s podložkou docházíme k názoru, že dochází k vyšším hodnotám působícího tlaku, jelikož byl nalezen statisticky významný rozdíl na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$). Shodu nalzáme také u Henninga et al. (1996). Stanovení úseku prvního kontaktu chodidla s podložkou opět vychází z publikací Breineho et al. (2016), Monaghana et al. (2014) a Stöggl et al. (2016). Následně docházíme k průměrným relativizovaným hodnotám tlaku pro MO (RFS – 0,7; MFS – 0,52; FFS – 0,78) a pro SO (RFS – 0,52 a MFS – 0,45; FFS – nebylo zaznamenáno).

Můžeme tedy konstatovat, že při běhu v minimalistické a sportovní obuvi nedochází k rozdílům vrcholného tlaku pro oblast zadní a přední části chodidla, ale také celého chodidla. Minimalistická obuv tak plně napodobuje vlastnosti klasické sportovní obuvi z pohledu působících tlaků na podložku, a je tedy vhodná pro běžce na dlouhé tratě, kteří však mají s tímto typem obuvi zkušenost. Běžci, kteří s tímto typem obuvi zkušenost nemají, by měli začínat postupným zapojováním tohoto typu obuvi do svého tréninku, jelikož dochází k výrazně vyšším hodnotám působících tlaků na podložku při prvním kontaktu chodidla. Toto by mohlo mít špatný vliv na zdraví člověka, zejména při nadměrném používání MO. Tato skutečnost je však otázkou pro další zkoumání.

6 ZÁVĚR

Disertační práce byla věnována analýze běhu v odlišném typu obuvi. Cíle a úkoly práce, kterým je věnována vlastní kapitola, byly splněny. Snahou bylo nalézt rozdíly při běhu v minimalistické a sportovní obuvi a určit, jaký má vliv na techniku běžce a následně dle tlakových a silových charakteristik stanovit i možná zdravotní rizika. Mezi základní sledované proměnné patřila změna prvního kontaktu chodidla s podložkou, která měla být s využitím minimalistické obuvi posunuta směrem k přední části chodidla. Tato hypotéza byla potvrzena, a je tedy možné říci, že s využitím minimalistické obuvi dochází k posunu plantárních tlaků směrem k přední části chodidla.

Další sledovanou proměnnou této disertační práce byla změna krokové frekvence běhu tak, že s využitím minimalistické obuvi bude kroková frekvence běhu vyšší. Tuto hypotézu však nemůžeme potvrdit, jelikož nedochází k rozdílu krokové frekvence běhu s využitím minimalistické a sportovní obuvi.

Mezi velice sledovanou problematiku patří doba kontaktu chodidla s podložkou s využitím různého typu obuvi. V našem výzkumu se nepotvrdila hypotéza, že doba kontaktu bude kratší s využitím minimalistické obuvi. Byl zjištěn signifikantní rozdíl u doby kontaktu s využitím různého typu obuvi (minimalistická a sportovní), ale ne pro jednostrannou alternativu, tedy že bude doba kontaktu s podložkou kratší s využitím minimalistické obuvi. Doba kontaktu je však odlišná při rozdílném typu došlapu, na který má velký vliv typ obuvi. Díky minimalistické obuvi dochází k posunu plantárních tlaků směrem k přední části chodidla a běžci využívající odlišnou iniciační fázi chodidla mají kratší dobu kontaktu s podložkou než běžci využívající běh přes zadní část chodidla, ne však statisticky významně.

V neposlední řadě bylo součástí této disertační práce hodnocení působících sil a tlaků při běhu. Statisticky signifikantní rozdíly byly zjištěny pouze u sil a tlaků ve střední části chodidla. Nicméně výrazné rozdíly se objevují v silách a tlacích při prvním kontaktu chodidla s podložkou. Tento ukazatel potvrzuje předpoklad, že nárazy dolní končetiny na podložku jsou mnohem větší. Na základě této skutečnosti je nutné, aby se začínající běžci v minimalistické obuvi soustředili na správné technické provedení běhu, jelikož by při pravidelných prvních kontaktech v zadní části chodidla mohlo dojít ke zdravotním problémům. Proto také běžci minimálně obutí dosahují posunu plantárních tlaků směrem k přední části chodidla, což jim umožní lépe tlumit nárazy. Nezkušený běžec by měl

z počátku využívat minimalistickou obuv pro chůzi a následně kratší vzdálenosti běhu. Poté je dobré začínat i s barefoot obutím. Můžeme tedy uvést, že u sil a tlaků dochází k významným rozdílům při prvním kontaktu chodidla s podložkou.

Minimalistická obuv by tak měla mít určité své zastoupení u běžců na dlouhé tratě. Důležité je však soustředit se na správnou techniku běhu. Můžeme také na základě této disertační práce a prostudovaných studií, které se v řadě tvrzení shodují s naší studií, určit minimalistickou obuv jako určitý mezistupeň mezi sportovní a barefoot obuví. A tak běžci, kteří chtějí začínat s minimalizmem, by měli nejdříve využít právě tuto obuv a posléze plynule přecházet na obuv barefoot. Dle ostatních studií, které zde byly uvedeny, mají také běžci minimálně obutí pevnější klenbu a méně ploché nohy. Pro vědu a praxi je možné považovat výzkum za zdařený, a můžeme tak potvrdit předchozí výzkumy s rozdílem, že náš výzkum byl realizován na skupině rekreačních běžkyň a do budoucna je možné na něho navázat v dalším pozorování a srovnávání například v oblasti maximalizmu či srovnávání nezkušených a zkušených běžců v oblasti minimalismu.

7 REFERENČNÍ SEZNAM

1. AHN, A. N., C. BRAYTON, T. BHATIA a P. MARTIN. Muscle activity and kinematics of forefoot and rearfoot strike runners. *Journal of Sport and Health Science*. 2014, 3(2), 102-112 [cit. 2017-05-06]. DOI: 10.1016/j.jshs.2014.03.007. ISSN 20952546.
2. BENNO M. NIGG. Biomechanics of sport shoes. Calgary, Alta: University of Calgary, 2010. ISBN 978-098-6742-101.
3. BONACCI, Jason, Philo U SAUNDERS, Amy HICKS, Timo RANTALAINEN, Bill (Guglielmo) T VICENZINO a Wayne SPRATFORD. Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: a biomechanical study. *British Journal of Sports Medicine*. 2013, 47(6), 387-392, [cit. 2017-05-04]. Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/biomechanical-study-is-not-the-same-as-running-%3A-a-Bonacci-Saunders/0e4eb27d8226c90709edd5d91dceaf04c51c05f2>
4. BORGIS. Koktejl [online]. © 2003-2018 [cit. 2018-01-10]. Dostupné z: <https://www.novinky.cz/koktejl/202870-jeskyne-v-armenii-skryvala-zrejme-nejstarsi-botu-na-svete-i-s-tkanickou.html>
5. BREINE, Bastiaan, Philippe MALCOLM, Ine VAN CAEKENBERGHE, Pieter FIERS, Edward C. FREDERICK a Dirk DE CLERCQ. Initial foot contact and related kinematics affect impact loading rate in running. *Journal of Sports Sciences*. 2016, 35(15), 1556-1564. [cit. 2017-04-10]. DOI: 10.1080/02640414.2016.1225970. ISSN 0264-0414.
6. BUNC, Václav. Body composition as a determinant factor of aerobic fitness and physical performance. *Isokinetics and Exercise Science*. 2006, 14(2), 142-143.
7. BUNC, Václav. Energetická náročnost pohybových aktivit a její využití pro ovlivňování tělesné hmotnosti. VOBR, R. (ed). *Disportare 2006*. České Budějovice: Pedagogická fakulta Jihočeské univerzity, 2006b.
8. BUNC, Václav. Zvláštnosti kondiční přípravy žen. *Fit programy pro ženy: průvodce kondiční přípravou: 258 ilustrovaných cviků: 12 komplexních pohybových programů*. Praha: Grada, 2006. Fitness, síla, kondice. ISBN 80-247-1191-5.

9. CAVANAGH, Peter R. a Mario A. LAFORTUNE. Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*. 1980, 13, 397-406, [cit. 2017-03-15]. Dostupné z: <http://www.uta.edu/faculty/ricard/Classes/KINE-5350/Cavanagh%20%281980%29%20Ground%20reaction%20forces%20in%20distance%20running%20.pdf>
10. CAVANAGH, Peter R. *Biomechanics of distance running*. Champaign, IL: Human Kinetics Books, c1990. ISBN 08-732-2268-7.
11. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
12. DE WIT, Brigit, Dirk DE CLERCQ a Peter AERTS. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of Biomechanics*. 2000, 33, 269-278, [cit. 2018-04-20]. Dostupné z: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.454.6137&rep=rep1&type=pdf>
13. DIVERT, C., G. MORNIEUX, H. BAUR, F. MAYER a A. BELLI. Mechanical Comparison of Barefoot and Shod Running. *International Journal of Sports Medicine*. 2005, 26(7), 593-598, [cit. 2018-04-15]. DOI: 10.1055/s-2004-821327. ISSN 0172-4622.
14. DUBINA, T. L., A.Ya. MINTS & E. V. ZHUK. Biological age and its estimation. III. Introduction of a correction to the multiple regression model of biological age and assessment of biological age in cross-sectional and longitudinal studies. *Experimental Gerontology*. 1984, 19(2), 133-143. [cit. 2018-03-20]. DOI: 10.1016/0531-5565(84)90016-0. ISSN 05315565.
15. DUNGL, Pavel. *Ortopedie a traumatologie nohy. 1*. Praha: Avicenum, 1989, 285 s.
16. DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0550-8.
17. DORIAN DEFLANDRE, CÉDRIC SCHWARTZ, JEAN-PIERRE WEERTS, JEAN-LOUIS CROISIER a THIERRY BURY, 2016. A Comparison of 3D Methods for Identifying the Stance Phase in Treadmill Running for Both Rearfoot and Forefoot Runners. *Journal of Sports Science*. 4(3), [cit. 2018-04-04]. DOI: 10.17265/2332-7839/2016.03.002. ISSN 23327839.
18. ELLIOT, Bruce a Tim ACKLAND. Biomechanical Effects of Fatigue on 10,000 Meter Running Technique. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 1981, 52(2), 160-166, [cit. 2018-04-07]. DOI: 10.1080/02701367.1981.10607853. ISSN 0270-1367.

19. ENOKA, Roger M. *Neuromechanics of human movement*. Fifth edition. Champaign, IL: Human Kinetics, 2015. ISBN 978-145-0458-801.
20. FELLIN, Rebecca E., William C. ROSE, Todd D. ROYER a Irene S. DAVIS, 2010. Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 13(6), 646-650, [cit. 2018-03-10]. DOI: 10.1016/j.jsams.2010.03.006. ISSN 14402440.
21. FINN, Adharanand. *Běhání s Keňany: cesta za tajemstvím nejrychlejších lidí planety*. Praha: Mladá fronta, 2012. ISBN 978-80-204-2778-6.
22. FIXX, James F. *The complete book of running*. New York: Random House, c1977. ISBN 03-944-1159-5.
23. FORNER CORDERO, A., H. J. F. M. KOOPMAN a F.C.T. VAN DER HELM. Use of pressure insoles to calculate the complete ground reaction forces. *Journal of Biomechanics*. 2004, 37(9), 1427-1432, [cit. 2017-06-10]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2003.12.016. ISSN 00219290.
24. FRANCIS, Peter, James LEDINGHAM, Sarah CLARKE, DJ COLLINS a Philip JAKEMAN. A Comparison of Stride Length and Lower Extremity Kinematics during Barefoot and Shod Running in Well Trained Distance Runners. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2016, 15(3), 417-423, [cit. 2017-01-10]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4974854/>
25. FTVS UK. *Aktivity podporující zdraví* [online]. Praha, ©2017 [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: https://www.ftvs.cuni.cz/FTVS-1887-version1-ftvs_987_version1_aktualita5.pdf.
26. GALLO, Jiří. *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2486-6.
27. GOSKE, Steven, Ahmet ERDEMIR, Marc PETRE, Sachin BUDHABHATTI a Peter R. CAVANAGH. Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis. *Journal of Biomechanics*. 2006, 39(13), 2363-2370, [cit. 2016-10-11]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.08.006. ISSN 00219290.
28. GOTAAS, Thor. *Running: a global history*. London: Reaktion, 2012. ISBN 978-186-1899-132.
29. GRANT, Sandra, K. CORBETT, AM. AMJAD a T. AITCHISON. A comparison of methods of predicting maximum oxygen uptake. *British Journal of Sports Medicine*. 1995, 29(3), 147-152, [cit. 2017-09-20]. Dostupné z: <http://bjsm.bmj.com/content/29/3/147.long>

30. GRIGG, NICOLE L., SCOTT C. WEARING, JOHN M. O'TOOLE a JAMES E. SMEATHERS. Achilles Tendinopathy Modulates Force Frequency Characteristics of Eccentric Exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2013, 45(3), 520-526, [cit. 2018-03-01]. DOI: 10.1249/MSS.0b013e31827795a7. ISSN 0195-9131.
31. HASEGAWA, Hiroshi, Takeshi YAMAUCHI a William J. KRAEMER. Foot Strike Patterns of Runners at the 15-km Point During an Elite-Level Half Marathon. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 2007, 21(3), 888-93, [cit. 2018-05-01]. DOI: 10.1519/R-22096.1. ISSN 1064-8011.
32. HAYES, Phil a Nicholas CAPLAN. Foot strike patterns and ground contact times during high-calibre middle-distance races. *Journal of Sports Sciences*. 2012, 30(12), 1275-1283, [cit. 2018-04-11]. DOI: 10.1080/02640414.2012.707326. ISSN 0264-0414.
33. HEIN, Tobias a Stefan GRAU. Can minimal running shoes imitate barefoot heel-toe running patterns? A comparison of lower leg kinematics. *Journal of Sport and Health Science*. 2014, 3(2), 67-73, [cit. 2017-09-25]. DOI: 10.1016/j.jshs.2014.03.002. ISSN 20952546.
34. HEINRICH, Bernd. *Why we run: a natural history*. New York: Ecco, 2002. ISBN 00-609-5870-7.
35. HENDERSON, Joe. *Marathon training*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, c2004. ISBN 07-360-5191-0.
36. HENNIG, E. M., P. R. CAVANAGH, H. T. ALBERT a N. H. MACMILLAN. A piezoelectric method of measuring the vertical contact stress beneath the human foot. *Journal of Biomedical Engineering*. 1982, 4(3), 213-222, [cit. 2017-11-12]. DOI: 10.1016/0141-5425(82)90005-X. ISSN 01415425.
37. HENNIG, Ewald M. a Thomas L. MILANI. In-Shoe Pressure Distribution for Running in Various Types of Footwear. *Journal of Applied Biomechanics*. 1995, 11(3), 299-310, [cit. 2016-12-01]. DOI: 10.1123/jab.11.3.299. ISSN 1065-8483.
38. HENNIG, Ewald M., Gordon A. VALIANT a Qi LIU. Biomechanical Variables and the Perception of Cushioning for Running in Various Types of Footwear. *Journal of Applied Biomechanics*. 1996, 12(2), 143-150, [cit. 2018-03-01]. DOI: 10.1123/jab.12.2.143. ISSN 1065-8483.

39. HLAVÁČEK, Petr. Nejstarší zachovalá evropská obuv. In: Sborník materiálů z 1. Mezinárodní konference Obuv v historii 1994. Zlín: Muzeum jhv Moravy ve Zlíně, 1994.
40. HRYVNIAK, David, Jay DICHARRY a Robert WILDER. Barefoot running survey: Evidence from the field. *Journal of Sport and Health Science*. 2014, 3(2), 131-136, [cit. 2017-10-13]. DOI: 10.1016/j.jshs.2014.03.008. ISSN 20952546.
41. HURKMANS, H. L. P., J. B. J. BUSSMANN, E. BENDA, J. A. N. VERHAAR a H. J. STAM. Accuracy and repeatability of the Pedar Mobile system in long-term vertical force measurements. *Gait & Posture*. 2006, 23(1), 118-125, [cit. 2017-07-20]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.05.008. ISSN 09666362.
42. JANDAČKA, Daniel. Kinetická analýza lidského pohybu. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2011. ISBN 978-80-7464-103-9.
43. JANURA, Miroslav. Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003. ISBN 80-244-0644-6.
44. JANURA, Miroslav a František ZAHÁLKA. Kinematická analýza pohybu člověka. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004. ISBN 80-244-0930-5.
45. JEŘÁBEK, Petr. Atletická příprava: děti a dorost. Praha: Grada, 2008. Děti a sport. ISBN 978-80-247-0797-6.
46. KASMER, Mark E., Nicholas C. KETCHUM a Xue-Cheng LIU. The effect of shoe type on gait in forefoot strike runners during a 50-km run. *Journal of Sport and Health Science*. 2014, 3, 122-130, [cit. 2018-03-23]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2095254614000301>
47. KASMER, Mark E., Xue-cheng LIU, Kyle G. ROBERTS a Jason M. VALADAO. Foot-Strike Pattern and Performance in a Marathon. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2013, 8(3), 286-292, [cit. 2017-11-23]. DOI: 10.1123/ijsp.8.3.286. ISSN 1555-0265.
48. KERR, Barry A. a Benno NIGG. Biochemical aspects of sport shoes and playing surfaces: proceedings of the International Symposium on Biomechanical Aspects of Sport Shoes and Playing Surfaces. Calgary [Alta.]: Univ. of Calgary, 1983. ISBN 08-895-3050-5.
49. KOMI, P., A. GOLLHOFER, D. SCHMIDTBLEICHER a U. FRICK. Interaction Between Man and Shoe in Running: Considerations for a More Comprehensive Measurement Approach. *International Journal of Sports Medicine*. 1987, 08(03), 196-202, [cit. 2017-06-23]. DOI: 10.1055/s-2008-1025655. ISSN 0172-4622.

50. KŘEN, Jiří, Josef ROSENBERG a Přemysl JANÍČEK. Biomechanika. 2. vyd. Plzeň: Západočeská univerzita, 2001. ISBN 80-708-2792-0.
51. KUČERA, Vladimír a Zdeněk TRUKSA. Běhy na střední a dlouhé tratě. Praha: Olympia, 2000. Atletika. ISBN 80-703-3324-3.
52. KÜNZEL, Dolf. Lidský organismus ve zdraví a nemoci. Praha: Avicenum, 1990. ISBN 80-201-0000-8.
53. LARSON, Peter. Comparison of foot strike patterns of barefoot and minimally shod runners in a recreational road race. *Journal of Sport and Health Science*. 2014, 3(2), 137-142, [cit. 2018-01-23]. DOI: 10.1016/j.jshs.2014.03.003. ISSN 20952546.
54. LARSON, Peter, Erin HIGGINS, Justin KAMINSKI, Tamara DECKER, Janine PREBLE, Daniela LYONS, Kevin MCINTYRE a Adam NORMILE. Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *Journal of Sports Sciences*. 2011, 29(15), 1665-1673, [cit. 2018-01-23]. DOI: 10.1080/02640414.2011.610347. ISSN 0264-0414.
55. LIEBERMAN, Daniel E. Strike type variation among Tarahumara Indians in minimal sandals versus conventional running shoes. *Journal of Sport and Health Science*. 2014, 3(2), 86-94, [cit. 2018-01-22]. DOI: 10.1016/j.jshs.2014.03.009. ISSN 20952546.
56. LIMA-SILVA, Adriano E., Romulo C. M. BERTUZZI, Flavio O. PIRES, Ronaldo V. BARROS, João F. GAGLIARDI, John HAMMOND, Maria A. KISS a David J. BISHOP. Effect of performance level on pacing strategy during a 10-km running race. *European Journal of Applied Physiology*. 2010, 108(5), 1045-1053, [cit. 2018-01-22]. DOI: 10.1007/s00421-009-1300-6. ISSN 1439-6319.
57. MALINA, Robert M., Claude. BOUCHARD a Oded. BAR-OR. Growth, maturation, and physical activity. 2nd ed. Champaign, Ill: Human Kinetics, c2004. ISBN 08-801-1882-2.
58. MANFRED GROSSER, Stephan Starischka a Ferdinand Tusker UNTER MITARBEIT VON ANDREA EISENHUT. Das neue Konditionstraining: für alle Sportarten, für Kinder, Jugendliche und Aktive. 8. überarbeitete Auflage. München: BLV Verlagsgesellschaft, 2001. ISBN 34-051-6033-2.
59. Marathon running: physiology, psychology, nutrition and training aspects. 1. New York, NY: Springer Berlin Heidelberg, 2016. ISBN 978-3-319-29726-2.

60. MARQUARDT, Matthias. Die Laufbibel Das Standardwerk zum gesunden Laufen. 10., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. Hamburg: spomedis, 2011. ISBN 978-393-6376-500.
61. MCDOUGALL, Christopher. Born to run: Zrození k běhu: zapomenutý národ a tajemství nejlepších a nejšťastnějších běžců světa. Praha: Mladá fronta, 2011. ISBN 978-80-204-2433-4.
62. MEDILOGIC. Medilogic insole sport - medilogic GmbH [online]. © 2017 [cit. 2017-05-24]. Dostupné z: <http://www.medilogic.com/en/products-human/footpressure-measurement/medilogic-insole-sport/>
63. MENZ, Hylton B. & Meg E. MORRIS. Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. *Gait & Posture*. 2006, 24(2), 229-236, [cit. 2017-07-22]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.09.002. ISSN 09666362.
64. MILLER, Elizabeth E., Katherine K. WHITCOME, Daniel E. LIEBERMAN, Heather L. NORTON a Rachael E. DYER. The effect of minimal shoes on arch structure and intrinsic foot muscle strength. *Journal of Sport and Health Science*. 2014, 3(2), 74-85, [cit. 2018-02-15]. DOI: 10.1016/j.jshs.2014.03.011. ISSN 20952546.
65. MOHAMED, Olfat, Kay CERNY, Wendy JONES a Judy M. BURNFIELD. The Effect of Terrain on Foot Pressures During Walking. *Foot & Ankle International*. 2016, 26(10), 859-869, [cit. 2018-02-15]. DOI: 10.1177/107110070502601012. ISSN 1071-1007.
66. MONAGHAN, Gail M., Wen-Hao HSU, Cara L. LEWIS, Elliot SALTZMAN, Joseph HAMILL a Kenneth G. HOLT. Forefoot angle at initial contact determines the amplitude of forefoot and rearfoot eversion during running. *Clinical Biomechanics*. 2014, 29(8), 936-942, [cit. 2018-03-05]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2014.06.011. ISSN 02680033.
67. MOTICON. Physio & Pro Sports - Moticon [online]. © 2017 [cit. 2017-05-24]. Dostupné z: <http://www.moticon.de/products/physio-pro-sports>
68. MOUNTAIN DESIGNS. Women's Salomon XA Pro 3D Trail Running Shoes [online]. © 2018 [cit. 2018-04-10]. Dostupné z: <https://www.mountaindesigns.com/store/products/170423/salomon-xa-pro-3d-w>
69. NEUBAUER, Jiří, Marek SEDLAČÍK a Oldřich KŘÍŽ. Základy statistiky: aplikace v technických a ekonomických oborech. 2., rozšířené vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5786-5.

70. NEUMANN, Georg. Das grosse Buch vom Triathlon. 2., überarb. Aufl. Aachen: Meyer und Meyer, 2010. ISBN 978-389-8995-955.
71. NEUMANN, Georg, Arndt PFÜTZNER a Kuno HOTTENROTT. Trénink pod kontrolou: metody, kontrola a vyhodnocení vytrvalostního tréninku. Praha: Grada, 2005. Fitness, síla, kondice. ISBN 80-247-0947-3.
72. NIGG, Benno. Biomechanical considerations on barefoot movement and barefoot shoe concepts. *Footwear Science*. 2009, 1(2), 73-79, [cit. 2017-07-29]. DOI: 10.1080/19424280903204036. ISSN 1942-4280.
73. NILSSON, J. a A. THORSTENSSON. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1989, 136(2), 217-227, [cit. 2018-03-28]. DOI: 10.1111/j.1748-1716.1989.tb08655.x. ISSN 00016772.
74. NOAKES, Timothy. Lore of running. 4th ed. Champaign, IL: Human Kinetics, c2003. ISBN 08-732-2959-2.
75. NOVACHECK, Tom F. The biomechanics of running. *Gait & Posture*. 1998, 7(1), 77-95, [cit. 2017-05-22]. DOI: 10.1016/S0966-6362(97)00038-6. ISSN 09666362.
76. NOVÁK, Arne. Biomechanika tělesných cvičení. 1. Praha: SPN, 1965.
77. NOVEL.DE. Pedar-x system. 20. Mnichov, 2011, 122 s.
78. NOVEL.DE. Pedoped [online]. © 2017 [cit. 2017-05-24]. Dostupné z: <http://novel.de/novelcontent/pedoped-mobile-forces-sensors>
79. NSCA. Posilování od A do Z. Brno: Computer Press, 2008. ISBN 978-80-251-2122-1.
80. ORTHOTIC BIOMECHANICAL SOLUTIONS. Vertical force and stance timings [online]. © 2010 [cit. 2017-06-27]. Dostupné z: <http://www.orthoticbiomechanicalsolutions.com/verticalforce.htm>
81. PAQUETTE, Max Robert, Songning ZHANG a Lucas Dahl BAUMGARTNER. Acute effects of barefoot, minimal shoes and running shoes on lower limb mechanics in rear and forefoot strike runners. *Footwear Science*. 2013, 5(1), 9-18, [cit. 2017-10-10]. DOI: 10.1080/19424280.2012.692724. ISSN 1942-4280.
82. PERIČ, Tomáš a Josef DOVALIL. Sportovní trénink. Praha: Grada, 2010. Fitness, síla, kondice. ISBN 978-80-247-2118-7.
83. PERL, DANIEL P., ADAM I. DAOUD a DANIEL E. LIEBERMAN. Effects of Footwear and Strike Type on Running Economy. *Medicine & Science in Sports &*

- Exercise. 2012, 44(7), 1335-1343, [cit. 2017-10-11]. DOI: 10.1249/MSS.0b013e318247989e. ISSN 0195-9131.
84. PETRAČIĆ, B., F.-J. RÖTTGERMANN a K.-Ch. TRAENCKNER. *Optimiertes Laufen: medizinische Tips zur biologischen Leistungsverbesserung*. 3. Aufl. Aachen, 2000. ISBN 978-389-1243-909.
85. PLACHETA, Zdeněk. *Zátěžová diagnostika v ambulantní a klinické praxi*. Praha: Grada, 1999. ISBN 80-716-9271-9.
86. PONTZER, Herman, Kelly SUCHMAN, David A. RAICHLEN, Brian M. WOOD, Audax Z. P. MABULLA a Frank W. MARLOWE. Foot strike patterns and hind limb joint angles during running in Hadza hunter-gatherers. *Journal of Sport and Health Science*. 2014, 3(2), 95-101, [cit. 2017-11-22]. DOI: 10.1016/j.jshs.2014.03.010. ISSN 20952546.
87. PULEO, Joe a Patrick MILROY. *Běhání - anatomie*. Brno: CPress, 2014. ISBN 978-80-264-0358-6.
88. PUTTI, A. B., G. P. ARNOLD, L. COCHRANE a R. J. ABBOUD. The Pedar® in-shoe system: Repeatability and normal pressure values. *Gait & Posture*. 2007, 25(3), 401-405, [cit. 2017-11-07]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.05.010. ISSN 09666362.
89. RAMANATHAN, A. K., P. KIRAN, G. P. ARNOLD, W. WANG a R. J. ABBOUD. Repeatability of the Pedar-X® in-shoe pressure measuring system. *Foot and Ankle Surgery*. 2010, 16(2), 70-73, [cit. 2017-11-07]. DOI: 10.1016/j.fas.2009.05.006. ISSN 12687731.
90. ROBBINS, Steven E. & Adel M. HANNA. Running-related injury prevention through barefoot adaptations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1987, 19(2), 148-156, [cit. 2017-05-08].
91. ROBBINS, Steven, Gerard J. GOUW, Jacqueline MCCLARAN a Edward WAKED. Protective Sensation of the Plantar Aspect of the Foot. *Foot & ankle*. 1993, 14(6), 347-352, [cit. 2017-12-05]. DOI: 10.1177/107110079301400608. ISSN 0198-0211.
92. ROBERTSON, D. Gordon E., Graham E. CALDWELL, Joseph HAMILL, Gary KAMEN a Saunders N. WHITTLESEY. *Research methods in biomechanics*. Second edition. Champaign, Illinois: Human Kinetics, 2014. ISBN 978-073-6093-408.

93. ROKYTA, Richard. Fyziologie. Třetí, přepracované vydání (první vydání v nakladatelství Galén). Praha: Galén, 2016. ISBN 978-80-7492-238-1.
94. SANASPORT. VIVOBAREFOOT TRAIL FREAK L 3M Mesh Pink/Teal [online]. © 2018 [cit. 2018-04-10]. Dostupné z: <https://www.sanasport.cz/vivobarefoot-trail-freak-l-3m-mesh-pink-teal>
95. SANDERSON, David J a Philip E MARTIN. Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking. *Gait & Posture*. 1997, 6(2), 126-136, [cit. 2017-12-05]. DOI: 10.1016/S0966-6362(97)01112-0. ISSN 09666362.
96. SANDLER, Michael a Jessica LEE. Bosé běhání. Praha: Mladá fronta, 2015. ISBN 978-80-204-3533-0.
97. SCOTT, Genevieve, Hylton B. MENZ a Lesley NEWCOMBE. Age-related differences in foot structure and function. *Gait & Posture*. 2007, 26(1), 68-75, [cit. 2017-09-22]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.07.009. ISSN 09666362.
98. SINCLAIR, Jonathan, Andrew GREENHALGH, Darrell BROOKS, Christopher James EDMUNDSON a Sarah Jane HOBBS. The influence of barefoot and barefoot-inspired footwear on the kinetics and kinematics of running in comparison to conventional running shoes. *Footwear Science*. 2013, 5(1), 45-53, [cit. 2018-04-22]. DOI: 10.1080/19424280.2012.693543. ISSN 1942-4280.
99. SMIDT, Gary L. Gait in rehabilitation. New York: Churchill Livingstone, 1990. ISBN 04-430-8663-X.
100. SMITH, Douglas G., John W. MICHAEL a John H. BOWKER. Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles. 3rd ed. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2004. ISBN 08-920-3313-4.
101. SOUMAR, Libor. Kinematická analýza [online]. Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem: Pokrok, 2011 [cit. 2014-12-03]. Dostupné z: http://pokrok.ujep.cz/elektronicka_knihovna/Kinematicka_analyza.pdf
102. SQUADRONE, Roberto a C. GALLOZZI. Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 2009, 49(1), 6-13, [cit. 2018-03-21].

103. STEFFNY, Herbert. Das große Laufbuch: Vom richtigen Einstieg bis zum Marathon. Aktualisierte und erw. Aufl. München: Südwest Verlag, 2010. ISBN 978-351-7086-422.
104. STÖGGL, Thomas a Tobias WUNSCH. Biomechanics of Marathon Running. Marathon Running: Physiology, Psychology, Nutrition and Training Aspects. Cham: Springer International Publishing, 2016, 13-45, [cit. 2017-12-03]. DOI: 10.1007/978-3-319-29728-6_2. ISBN 978-3-319-29726-2.
105. STRASSER, J. B. & Laurie BECKLUND. Swoosh: the unauthorized story of Nike, and the men who played there. San Diego, CA: Harcourt Brace Jovanovich, 1991. ISBN 01-518-7430-1.
106. SUCHOMEL, Aleš. Tělesně nezdatné děti školního věku: (motorické hodnocení, hlavní činitelé výskytu, kondiční programy). Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2006. ISBN 80-708-3140-6.
107. TEKSCAN. F-Scan system. [online]. © 2014 [cit. 2014-12-03]. Dostupné z: <https://www.tekscan.com/>
108. TENBROEK, Trampas M., Pedro RODRIGUES, Edward C. FREDERICK a Joseph HAMILL. Effects of unknown footwear midsole thickness on running kinematics within the initial six minutes of running. Footwear Science. 2013, 5(1), 27-37, [cit. 2018-04-29]. DOI: 10.1080/19424280.2012.744360. ISSN 1942-4280.
109. TVRZNÍK, Aleš a David GERYCH. Velká kniha běhání. Praha: Grada, 2014. Sport extra. ISBN 978-80-247-4872-6.
110. TVRZNÍK, Aleš a Libor SOUMAR. Běhání: od joggingu po maraton. Praha: Grada, 1999. ISBN 80-716-9858-X.
111. TVRZNÍK, Aleš, Miloš ŠKORPIL a Libor SOUMAR. Běhání: od joggingu po maraton. Praha: Grada, 2006. Sport extra. ISBN 80-247-1220-2.
112. VALTER, Ladislav a Martin NOSEK. Vybrané kapitoly z atletiky. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem, 2007. ISBN 978-80-7044-940-0.
113. VAUGHAN, Christopher L. Biomechanics of running gait. Critical Reviews in Biomedical Engineering. 1984, 12(1), 1-48, [cit. 2017-11-01]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6394212>
114. VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. Kineziologie nohy. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.

115. VINDUŠKOVÁ, Jitka. Repetitorium - specializace atletika [online]. Praha: Trenérský institut (ESF), 2007, 36 s. Dostupné z:
http://www.ftvs.cuni.cz/katedry/ka/Repetitoriumatletika_text.pdf
116. VIVOBAREFOOT. BAREFOOT OBUV VS MINIMALISTICKÁ OBUV [online]. © 2012-2018 [cit. 2018-04-29]. Dostupné z:
<https://www.vivobarefoot.cz/vice-o-znacce-vivobarefoot/barefoot-obuv-vs-minimalisticka-obuv>
117. VRCHOVECKÁ, Pavlína a Vendula ŠKERŤÍKOVÁ. Kondiční výuka s netradičním gymnastickým náčiním a náradím: inovace výuky tělesné výchovy a sportu na fakultách TUL v rámci konceptu aktivního životního stylu. Liberec: TUL, 2014. ISBN 978-80-7494-119-1.
118. WATERS, Robert L., Jacquelin PERRY, Daniel ANTONELLI a Helen HISLOP. Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1976, 58(1), 42-46, [cit. 2017-03-24]. Dostupné z:
<https://pdfs.semanticscholar.org/9d6f/f8917e238b65755cb13e73f85482eb4dd9b1.pdf>
119. WESSINGHAGE, Thomas. Laufen: der Ratgeber für Ausrüstung, Technik, Training, Ernährung und Laufmedizin. 4. Aufl. München [u.a.]: BLV-Verl.-Ges, 1999. ISBN 978-340-5147-648.
120. WÖLLZENMÜLLER, Franz. Běhání. České Budějovice: Kopp, 2006. Průvodce sportem. ISBN 80-723-2282-6.
121. XU, Hong, Masami AKAI, Shuichi KAKURAI, Kazuhiko YOKOTA a Hideo KANEKO. EFFECT OF SHOE MODIFICATIONS ON CENTER OF PRESSURE AND IN-SHOE PLANTAR PRESSURES¹. *America Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1999, 78(6), 516-524, [cit. 2018-04-29]. DOI: 10.1097/00002060-199911000-00005. ISSN 0894-9115.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ASCII	American Standard Code for Information Interchange; americký standardní kód pro výměnu informací
AVI	audio video interleave; formát multimediálního kontejneru
BMI	body Mass Index
COP	center of preassure; souřadnice působíště reakční síly
ECM/BCM	extra cellular mass/Body cell mass
EKG	elektrokardiogram
EMG	elektromyografie
FFS	forefoot strike pattern
FFSM	forefoot strike pattern v minimalistické obuvi
Fmax	maximální síla
FSP	foot strike pattern
IC	initial contact (první kontakt chodidla s podložkou)
MFS	middlefoot strike pattern
MFSM	middlefoot strike pattern v minimalistické obuvi
MFSS	middlefoot strike pattern ve sportovní obuvi
MPP	maximum peak preassure; maximální tlak
RFS	rearfoot strike pattern
RFSM	rearfoot strike pattern v minimalistické obuvi
RFSS	rearfoot strike pattern ve sportovní obuvi
StR	stance phase reversal (moment vertikály)
SwR	swing phase reversal (ukončení letové fáze – dokrok)
TO	toe off (odraz – letová fáze)
TTL	transistor-transistor-logic; tranzistorově-tranzistorová logika
VO _{2max}	maximální spotřeba kyslíku

9 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek č. 1: Nejstarší dochovaná obuv na světě (Borgis, 2018)

Obrázek č. 2: Průměrná EMG aktivita 32 svalů při chůzi a běhu s odlišnou rychlostí (Cappellini et al., 2006)

Obrázek č. 3: Zapojení svalových skupin v průběhu krokového cyklu běhu (Puleo a Milroy, 2014)

Obrázek č. 4: Způsoby prvního kontaktu chodidla s podložkou (Cavanagh a Lafortune, 1980)

Obrázek č. 5: Způsoby došlapu (Tvrzník a Soumar, 1999)

Obrázek č. 6: Kritické body běhu a sprintu (Novacheck, 1998)

Obrázek č. 7: Srovnání Swing a Stance u chůze a jednotlivých typů běhu (Vaughan, 1984)

Obrázek č. 8: Srovnání Swing a Stance u chůze, běhu, sprintu a elitních sprinterů (Novacheck, 1998)

Obrázek č. 9: Zapojení svalů při běhu (Novacheck, 1998)

Obrázek č. 10: Oporová fáze při běhu (Vaughan, 1984)

Obrázek č. 11: Charakteristiky běžecského cyklu

Obrázek č. 12: Rozložení tlaku na osmi místech pod chodidlem v průběhu stejné fáze při běhu rychlostí $3,3 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ (Henning et al., 1995)

Obrázek č. 13: Tlaková deska Emed (Novel.de, 2017)

Obrázek č. 14: Měřicí zařízení Pedar® (Novel.de, 2017)

Obrázek č. 15: F-Scan – synchronizace s videem (Tekscan, 2014)

Obrázek č. 16: Obsah sady systému Pedar (Novel.de, 2011)

Obrázek č. 17: Trublu® (Novel.de, 2017)

Obrázek č. 18: Software Pedar

Obrázek č. 19: Medilogic insole (Medilogic, 2017)

- Obrázek č. 20:** Systém Moticon's OpenGo (Moticon, 2017)
- Obrázek č. 21:** Pedoped (Novel.de, 2017)
- Obrázek č. 22:** Loadsol (Novel.de, 2017)
- Obrázek č. 23:** Systém Pedar při měření
- Obrázek č. 24:** Rozdělení měřicí stélky
- Obrázek č. 25:** Typy trajektorií CoP
- Obrázek č. 26:** Rozložení tlaků ve stojné fázi běhu – Pedar
- Obrázek č. 27:** Pedar® (Novel.de, 2017)
- Obrázek č. 28:** Realizace měření
- Obrázek č. 29:** Rozdělení chodidla na tři základní části za využití „mask“ software
- Obrázek č. 30:** Srovnání vývoje průměrné krokové frekvence běhu všech probandů s využitím MO a SO
- Obrázek č. 31:** Srovnání vývoje průměrné krokové frekvence běhu jednotlivých probandů s využitím MO
- Obrázek č. 32:** Srovnání vývoje průměrné krokové frekvence běhu jednotlivých probandů s využitím SO
- Obrázek č. 33:** Box plot opakovaných měření krokové frekvence běhu pro jednotlivé probandy
- Obrázek č. 34:** Vývoj průměrných hodnot doby kontaktu s podložkou všech probandů v průběhu krokového cyklu běhu při využití MO a SO
- Obrázek č. 35:** Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou jednotlivých probandů v průběhu krokového cyklu běhu s využitím MO
- Obrázek č. 36:** Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou jednotlivých probandů v průběhu krokového cyklu běhu s využitím SO
- Obrázek č. 37:** Box plot opakovaných měření doby kontaktu s podložkou pro jednotlivé probandy
- Obrázek č. 38:** Box plot vlivu způsobu došlapu na čas kontaktu s podložkou bez rozlišení typu obuvi

Obrázek č. 39: Box plot vlivu způsobu došlapu na čas kontaktu s podložkou při použití minimalistické obuvi

Obrázek č. 40: Box plot vlivu způsobu došlapu na čas kontaktu s podložkou při použití sportovní obuvi

Obrázek č. 41: Průměrné relativizované hodnoty síly celého chodidla v průběhu krokového cyklu běhu s využitím MO a SO při běhu po rovině

Obrázek č. 42: Průměrné relativizované hodnoty síly ($F_{\max_{\text{rev}}}$) celého chodidla v průběhu krokového cyklu běhu jednotlivých probandů s využitím MO při běhu po rovině

Obrázek č. 43: Průměrné relativizované hodnoty síly ($F_{\max_{\text{rev}}}$) celého chodidla v průběhu krokového cyklu běhu jednotlivých probandů s využitím SO při běhu po rovině

Obrázek č. 44: Box plot opakovaných měření maximálních sil na podložku zadní části chodidla pro jednotlivé probandy

Obrázek č. 45: Box plot opakovaných měření maximálních působících sil na podložku střední části chodidla pro jednotlivé probandy

Obrázek č. 46: Box plot opakovaných měření maximální síly v přední části chodidla pro jednotlivé probandy

Obrázek č. 47: Vliv způsobu došlapu a druhu obuvi na sílu při prvním kontaktu chodidla s podložkou

Obrázek č. 48: Vliv druhu obuvi na sílu při prvním kontaktu chodidla s podložkou (bez rozlišení kontaktního místa)

Obrázek č. 49: Průměrné relativizované hodnoty tlaku celého chodidla v průběhu krokového cyklu běhu s využitím MO a SO při běhu po rovině

Obrázek č. 50: Průměrné relativizované hodnoty tlaku ($P_{\max_{\text{rev}}}$) celého chodidla v průběhu krokového cyklu běhu jednotlivých probandů s využitím MO při běhu po rovině

Obrázek č. 51: Průměrné relativizované hodnoty tlaku ($P_{\max_{\text{rev}}}$) celého chodidla v průběhu krokového cyklu běhu jednotlivých probandů s využitím SO při běhu po rovině

Obrázek č. 52: Box plot opakovaných měření maximálního tlaku na celé noze pro jednotlivé probandy

Obrázek č. 53: Box plot opakovaných měření maximálního tlaku v zadní části chodidla pro jednotlivé probandy

Obrázek č. 54: Box plot opakovaných měření maximálního tlaku ve střední části chodidla pro jednotlivé probandy

Obrázek č. 55: Box plot opakovaných měření maximálního tlaku v přední části chodidla pro jednotlivé probandy

Obrázek č. 56: Vliv způsobu došlapu a druhu obuvi na tlak při prvním kontaktu chodidla s podložkou

Obrázek č. 57: Vliv druhu obuvi na tlak při prvním kontaktu chodidla s podložkou (bez rozlišení kontaktního místa)

10 SEZNAM TABULEK

Tabulka č. 1: Přehled medailových úspěchů Emila Zátopka

Tabulka č. 2: Typy vložek do bot systému F-Scan (Tekscan, 2014)

Tabulka č. 3: Měřicí systémy F-scan (Tekscan, 2014)

Tabulka č. 4: Srovnání softwarových verzí systému F-Scan (Tekscan, 2014)

Tabulka č. 5: Technické údaje Pedar systému (Novel.de, 2011)

Tabulka č. 6: Technické údaje vložek Pedar (Novel.de 2011)

Tabulka č. 7: Srovnání minimalistické a sportovní obuvi a p -hodnoty za využití neparametrického znaménkového testu pro různé proměnné v průběhu běhu po rovině

Tabulka č. 8: Charakteristika sledovaného souboru

Tabulka č. 9: Obuv určená k měření a její charakteristika

Tabulka č. 10: Protokol měření – fiktivní příklad

Tabulka č. 11: Charakteristika sledovaného souboru

Tabulka č. 12: Hodnoty frekvence běhu pro minimalistickou a sportovní obuv

Tabulka č. 13: Posuny plantárních tlaků při použití sportovní a minimalistické obuvi – levá noha

Tabulka č. 14: Hodnoty relativních časových parametrů kontaktu chodidla s podložkou při použití minimalistické a sportovní obuvi

Tabulka č. 15: Hodnoty relativních časových parametrů kontaktu chodidla s podložkou při použití minimalistické a sportovní obuvi podle iniciační fáze došlapu

Tabulka č. 16: Hodnoty maximálních a relativizovaných působících sil na podložku s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Tabulka č. 17: Hodnoty maximálních a relativizovaných maximálních sil zadní části chodidla na podložku s využitím minimalistické a sportovní obuvi

Tabulka č. 18: Hodnoty maximálních a relativizovaných působících sil na podložku střední části chodidla s použitím minimalistické a sportovní obuvi

Tabulka č. 19: Hodnoty maximálních a relativizovaných sil působících na podložku přední části chodidla s použitím minimalistické a sportovní obuvi

Tabulka č. 20: Relativizované hodnoty maximální síly při prvním kontaktu chodidla s podložkou.

Tabulka č. 21: Post-hoc analýza vlivu způsobu došlapu a druhu obuvi na sílu prvního kontaktu chodidla s podložkou (vícenásobné porovnání průměrného pořadí pro všechny skupiny)

Tabulka č. 22: Hodnoty maximálního a relativizovaného maximálního tlaku na celé noze s použitím minimalistické a sportovní obuvi

Tabulka č. 23: Hodnoty maximálního a relativizovaného maximálního tlaku v zadní části chodidla s použitím minimalistické a sportovní obuvi

Tabulka č. 24: Hodnoty maximálního a relativizovaného maximálního tlaku ve střední části chodidla s použitím minimalistické a sportovní obuvi

Tabulka č. 25: Hodnoty maximálního a relativizovaného maximálního tlaku na přední části chodidla s použitím minimalistické a sportovní obuvi

Tabulka č. 26: Relativizované hodnoty maximálního tlaku při prvním kontaktu chodidla s podložkou.

Tabulka č. 27: Post-hoc analýza vlivu způsobu došlapu a druhu obuvi na tlak při prvním kontaktu chodidla s podložkou (vícenásobné porovnání průměrného pořadí pro všechny skupiny)

11 PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Vyjádření etické komise

Příloha č. 2: Informovaný souhlas

Příloha č. 3: Průběh časových, silových a tlakových parametrů u jednotlivých probandů

Příloha č. 1: Vyjádření etické komise

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešlešlavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Analýza rozložení tlaku na úrovni interakce chodidla a obuvi u běhu po rovině v minimalistické a sportovní obuvi

Forma projektu: doktorská práce

Období realizace: duben 2018 – květen 2018

Předkladatel: Mgr. Jan Charousek - UK FTVS

Hlavní řešitel: Mgr. Jan Charousek – UK FTVS

Místo výzkumu (pracoviště): Katedra tělesné výchovy TU v Liberci

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Doc. PhDr. Soňa Jandová, Ph.D.

Finanční podpora: Katedra tělesné výchovy TU v Liberci

Popis projektu: Projekt se zabývá analýzou rozložení tlaků na podložku v průběhu běhu s využitím minimalistické a sportovní obuvi. K výzkumu bude použita dynamografická vyšetřovací metoda. K měření bude využito měřicího zařízení Pedar od firmy Novel. Měření bude realizováno na umělé trávě fotbalového hřiště. Získané výstupy mohou přispět k rozšíření využití minimalistické obuvi a informovanosti o případných rizicích, která jsou spojena s využitím minimalistické a sportovní obuvi. Získané výstupy mohou dále sloužit vrcholovým i amatérským běžcům na dlouhé trať.

Charakteristika účastníků výzkumu: Předpokládá se 14 účastníků ženského pohlaví ve věku 30 let. Probandky budou vybrány na základě velikosti nohy, jelikož měření proběhne v jednotné obuvi. Podmínkou absolvování měření je dobrý zdravotní stav. Probandy se nemohou účastnit měření, jestliže měly v předcházejícím kalendářním roce úraz dolních končetin. Dále se měření nemohou účastnit probandky, které v předcházejícím kalendářním měsíci byly nemocné. Osoby účastnící se měření jsou pravidelně běhající osoby, které stvrzují, že týdně naběhají minimálně 25 km. Důležitá je také zkušenost s během v minimalistické a sportovní obuvi (pravidelný běh v obou typech obuvi po dobu delší než jeden rok). Probandky, které nesplní některou z výše uvedených podmínek, nemohou být zařazeny do výzkumu.

Zajištění bezpečnosti: Účastníci výzkumu před samotnou realizací měření budou řádně zahřátí a rozcvičeni. Výzkum bude probíhat za konstantního počasí (bez deště, příliš vysoké nebo naopak nízké teploty). Výběr probandek bude proveden na základě jednotné velikosti nohy. Probandky absolvují měření ve stejné obuvi (nebude pro každou pořizována nová), ale v rámci zajištění hygieny musí před měřením mít čisté ponožky, které si před měřením obléknou. Dále bude po každém měření obuv vystříkána dezinfekčním a antibakteriálním sprejem. Stejně tak budou očištěny i měřicí stélky. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu.

Etické aspekty výzkumu: Ochrana osobních dat: Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v doktorské práci, případně v odborných časopisech a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána.

Pořizování fotografií/vidí účastníků: Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmaznáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou po ukončení výzkumu smazány. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Text informovaného souhlasu: příložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně. Potvzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 17. 4. 2018

Podpis předkladatele:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem:

dne:

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6
UK FTVS

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2: Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); [Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování](#) (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a [Úmluva o lidských právech a biomedicině](#) č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci disertační práce na UK FTVS s názvem „Analýza rozložení tlaku na úrovni interakce chodidla a obuvi u běhu po rovině v minimalistické a sportovní obuvi“, prováděné na Katedře tělesné výchovy TU v Liberci.

Disertační práce je financována za podpory KTV TUL.

1. Cílem tohoto projektu je analýza tlaků na podložku v průběhu běhu po rovině v minimalistické a sportovní obuvi.
2. K výzkumu bude využita dynamografická vyšetřovací metoda za využití měřícího zařízení Pedar od firmy Novel.
3. Do výzkumu jste zařazeni na základě jednotné velikosti nohy.
4. V botě budete mít měřící stélku, která bude před každým měřením dezinfikována a za pomoci kabelů připojena k bedernímu pásu, ve kterém je hlavní měřící zařízení, jedná se tedy o metodu neinvazivní.
5. Poběžíte třikrát padesátimetrový úsek v minimalistické a následně sportovní obuvi, odhadovaná doba měření jedné osoby je 30 minut. Přestávka mezi jednotlivými úseky je stanovena na dvě minuty. Rychlost běhu je stanovena na $3,33 \pm 0,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, která odpovídá rychlosti běhu na dlouhé tratě pro ženy.
6. Podmínkou absolvování měření je Váš dobrý zdravotní stav. Nemůžete se účastnit měření, jestliže jste měla v předcházejícím kalendářním roce úraz dolních končetin nebo jste v předcházejícím kalendářním měsíci byla ve stavu nemocná.
7. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu.

8. K výzkumu bude použita jednotná obuv, kterou zajišťuje řešitel projektu, která bude před každým měřením desinfikována. V rámci zajištění hygieny si musíte před měřením obléknout čisté ponožky.
9. Očekávaným přínosem tohoto výzkumu je rozšíření informací z oblasti běhu v minimalistické obuvi a jejímu srovnání se sportovní obuví.
10. Vaše účast v projektu nebude finančně ohodnocená.
11. Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v disertační práci, případně v odborných časopisech a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS, po anonymizaci budou osobní data smazána.
12. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou po ukončení výzkumu smazány.
13. Výsledky doktorské práce budou zveřejněny v rámci UK FTVS v elektronické podobě v repozitáři závěrečných prací UK, originál svazku doktorské práce bude k nahlédnutí ve studovně UK FTVS, eventuálně po vyžádání na emailové adrese: jan.charousek@seznam.cz.
14. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: **Mgr. Jan Charousek**

Podpis:

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení:

Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka

Podpis:

Příloha č. 3: Průběh časových, silových a tlakových parametrů u jednotlivých probandů

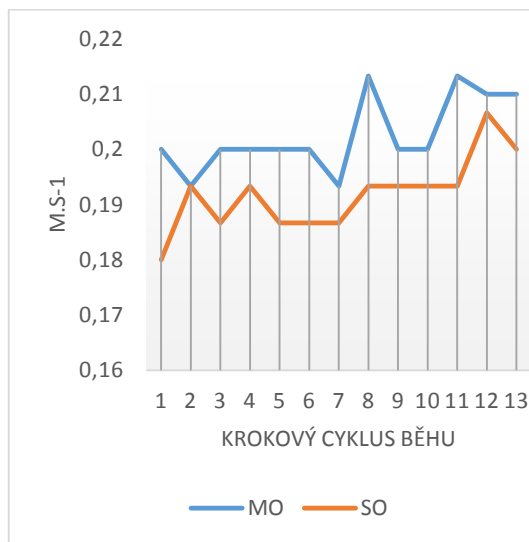
Následující obrázky znázorňují křivku ze tří pokusů běhu stanovenou rychlostí běhů u daného probanda.

Proband 1

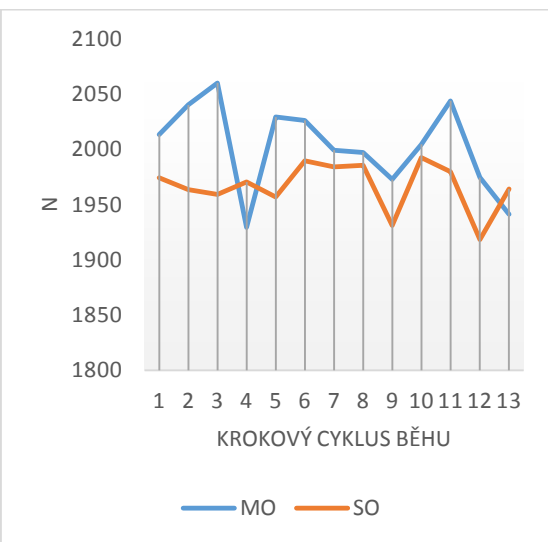
Věk: 31, výška: 176 cm, hmotnost: 59 kg, počet km týdně: 43, odrazová noha: pravá

1. Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
2. Průměrné hodnoty působící síly na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
3. Průměrné hodnoty tlaku na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
4. Průměrné hodnoty průběhu krokové frekvence běhu

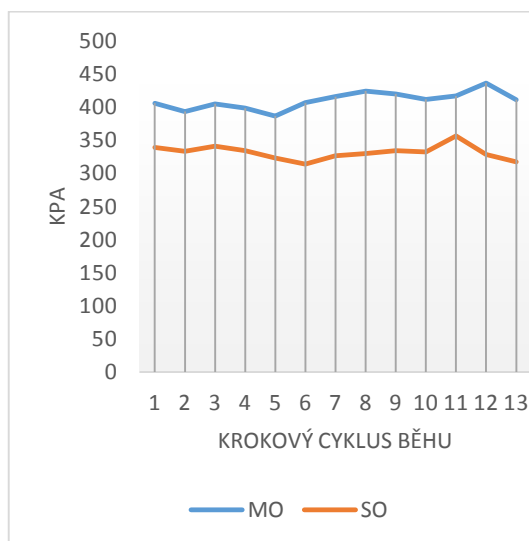
1.



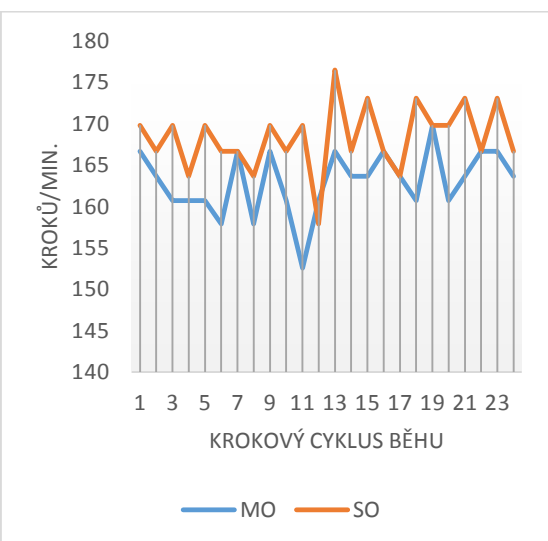
2.



3.



4.

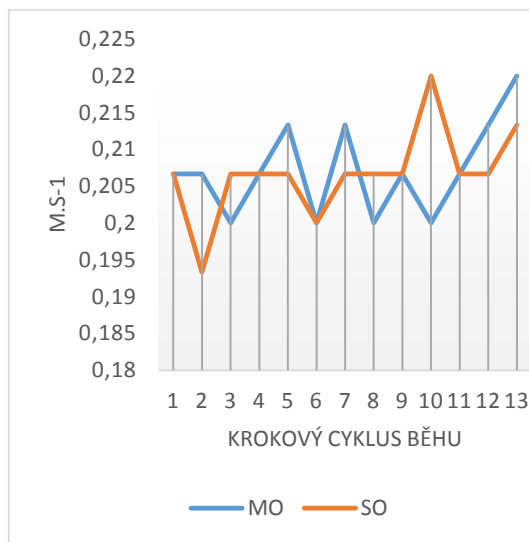


Proband 2

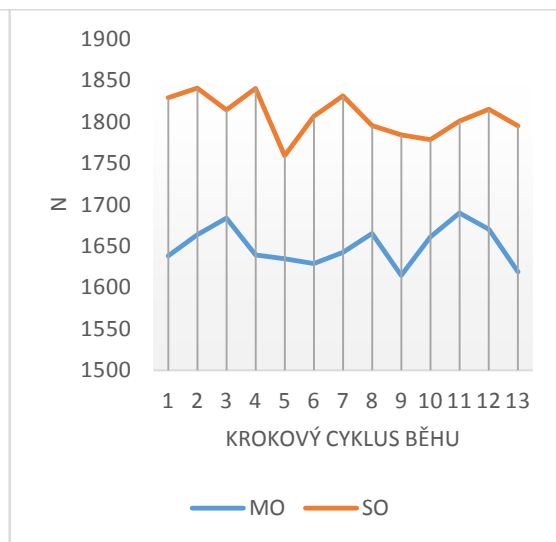
Věk: 27, výška: 166 cm, hmotnost: 58 kg, počet km týdně: 50, odrazová noha: pravá

1. Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
2. Průměrné hodnoty působící síly na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
3. Průměrné hodnoty tlaku na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
4. Průměrné hodnoty průběhu krokové frekvence běhu

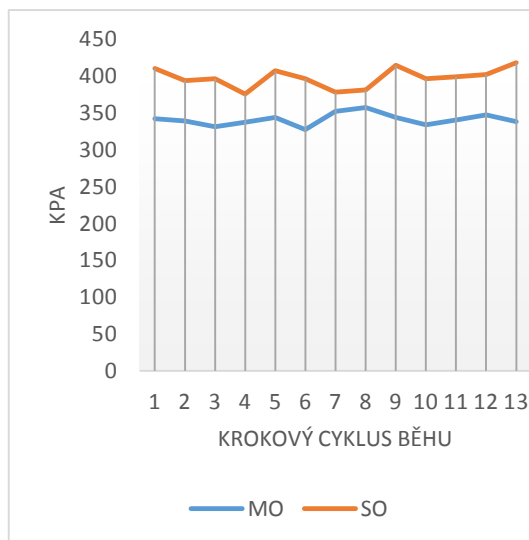
1.



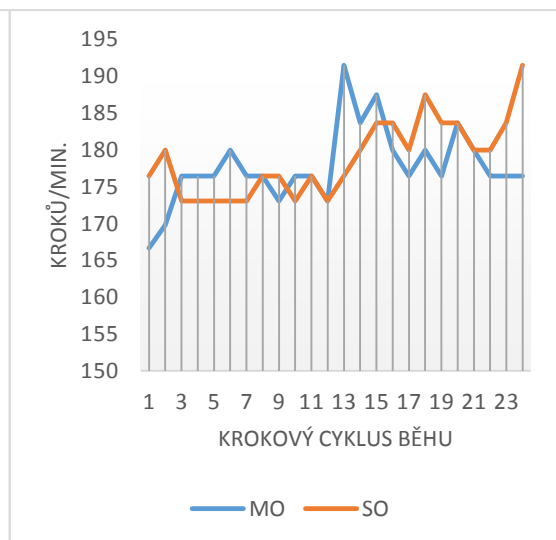
2.



3.



4.

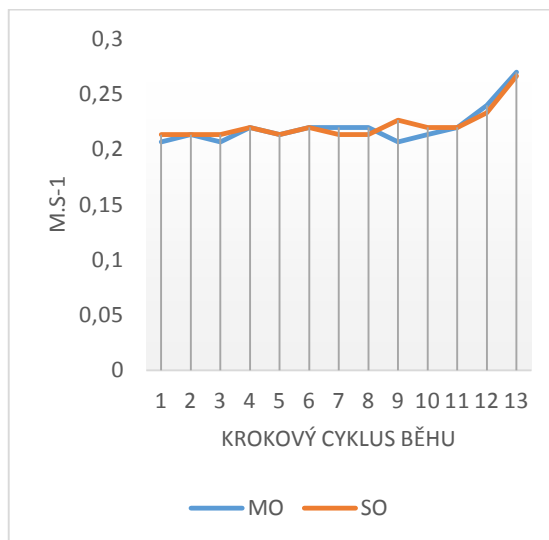


Proband 3

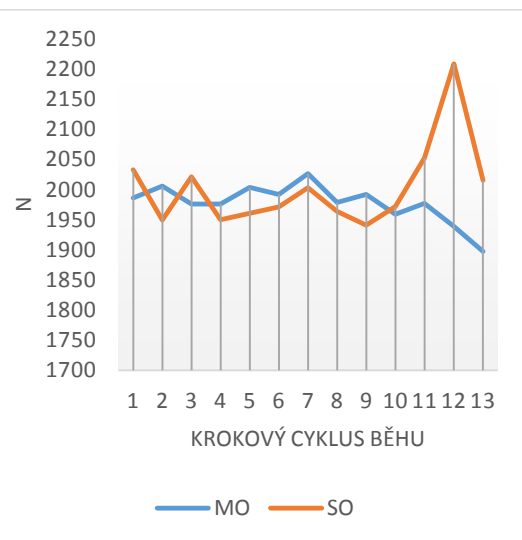
Věk: 37, výška: 164 cm, hmotnost: 67 kg, počet km týdně: 30, odrazová noha: levá

1. Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
2. Průměrné hodnoty působící síly na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
3. Průměrné hodnoty tlaku na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
4. Průměrné hodnoty průběhu krokové frekvence běhu

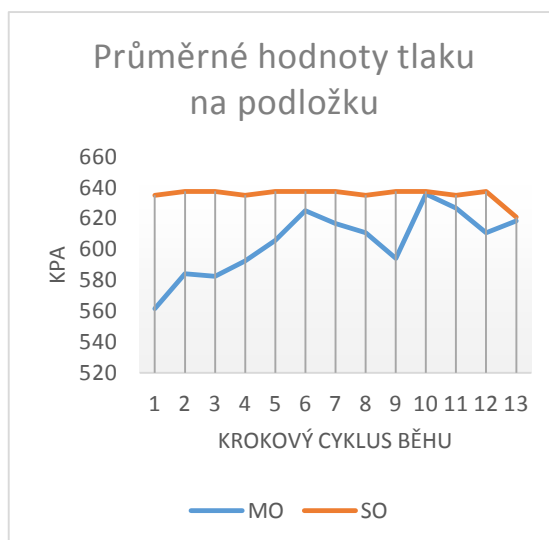
1.



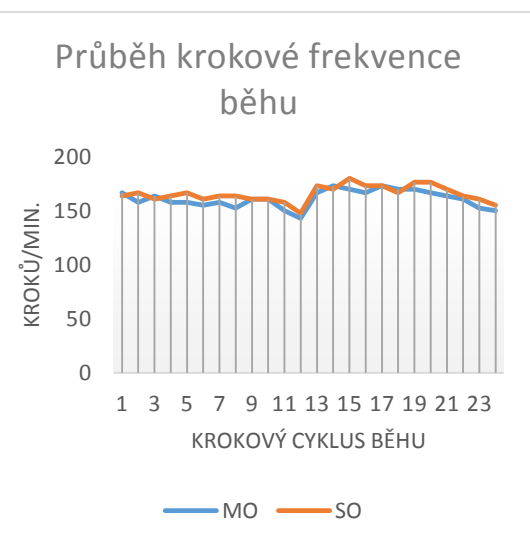
2.



3.



4.

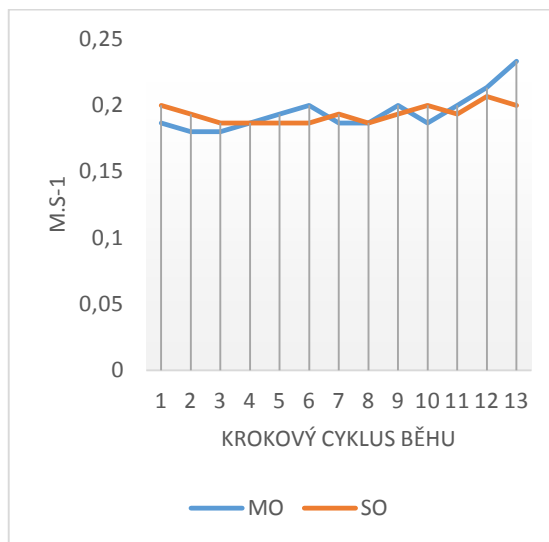


Proband 4

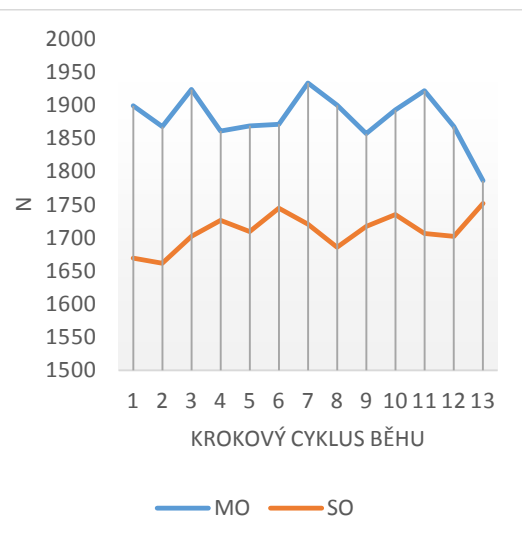
Věk: 26, výška: 170 cm, hmotnost: 68 kg, počet km týdně: 25, odrazová noha: pravá

1. Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
2. Průměrné hodnoty působící síly na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
3. Průměrné hodnoty tlaku na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
4. Průměrné hodnoty průběhu krokové frekvence běhu

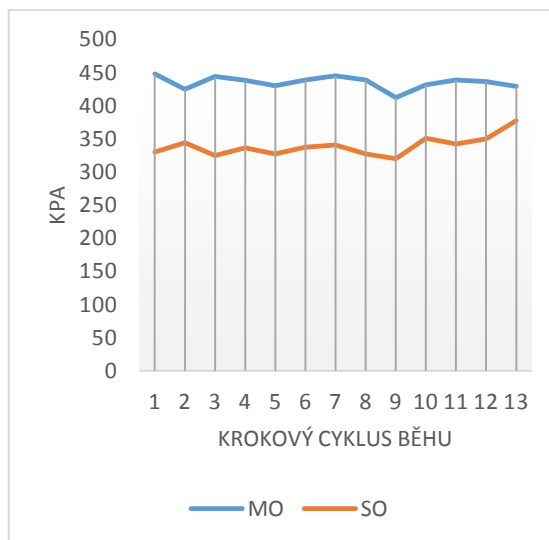
1.



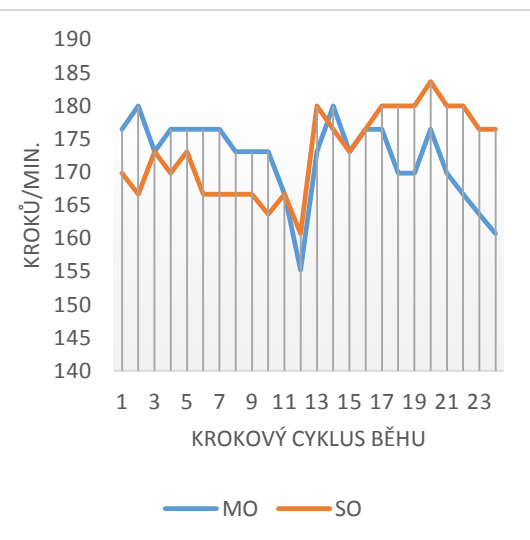
2.



3.



4.

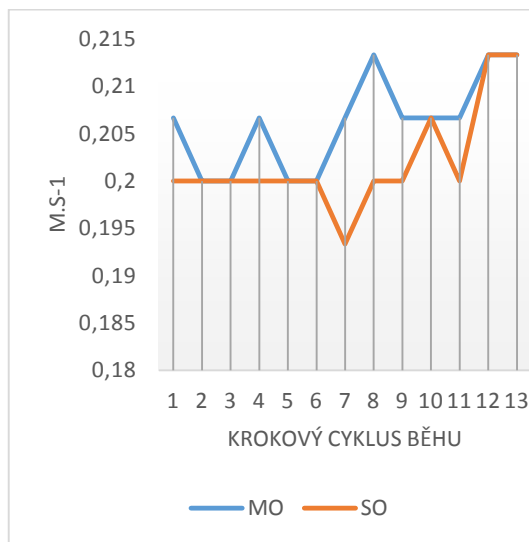


Proband 5

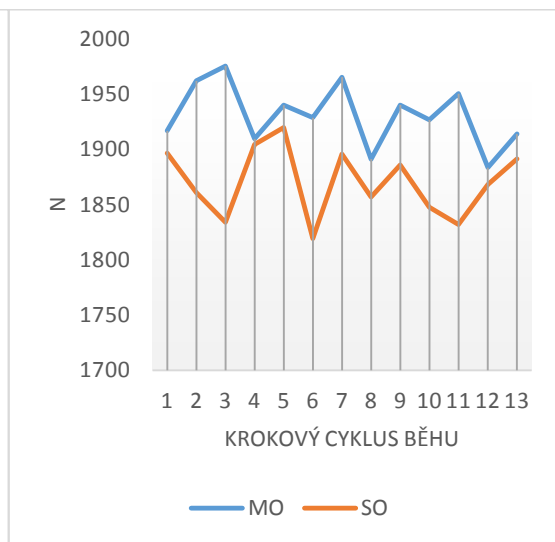
Věk: 30, výška: 168 cm, hmotnost: 73 kg, počet km týdně: 40, odrazová noha: levá

1. Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
2. Průměrné hodnoty působící síly na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
3. Průměrné hodnoty tlaku na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
4. Průměrné hodnoty průběhu krokové frekvence běhu

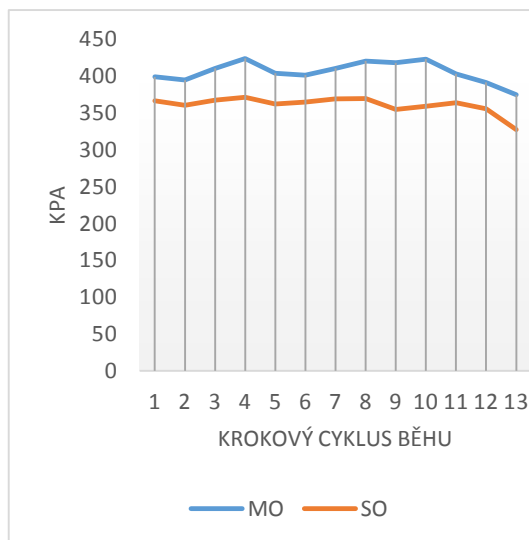
1.



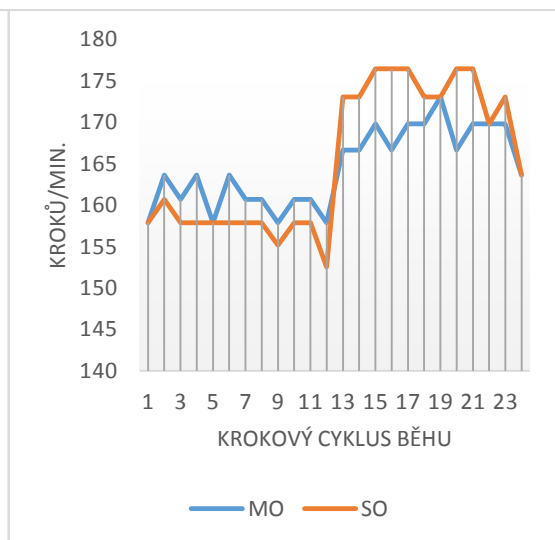
2.



3.



4.

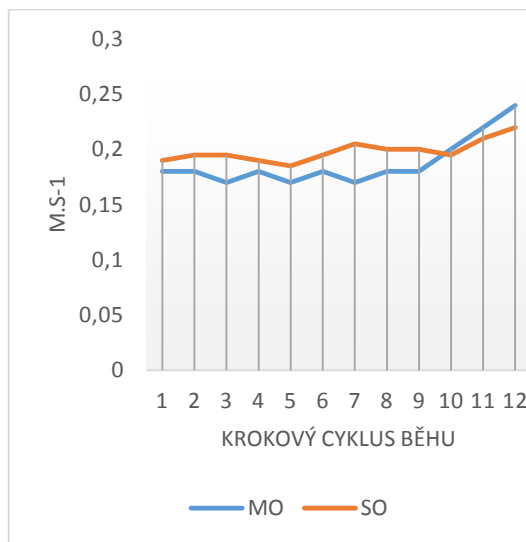


Proband 6

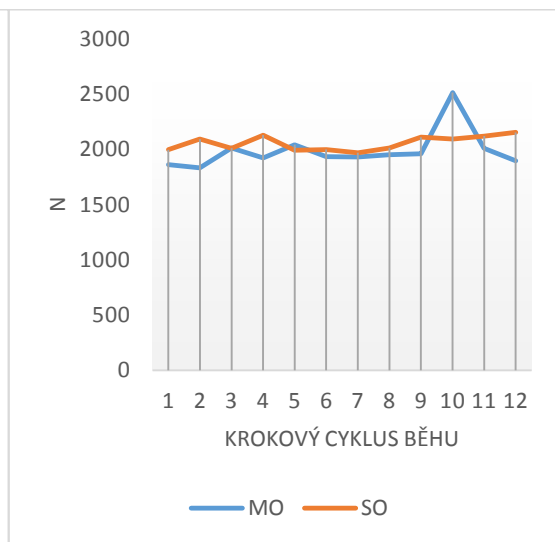
Věk: 33, výška: 165 cm, hmotnost: 60 kg, počet km týdně: 25, odrazová noha: levá

1. Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
2. Průměrné hodnoty působící síly na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
3. Průměrné hodnoty tlaku na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
4. Průměrné hodnoty průběhu krokové frekvence běhu

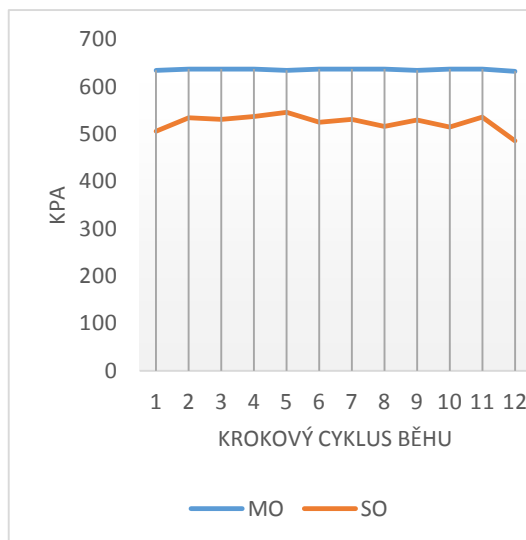
1.



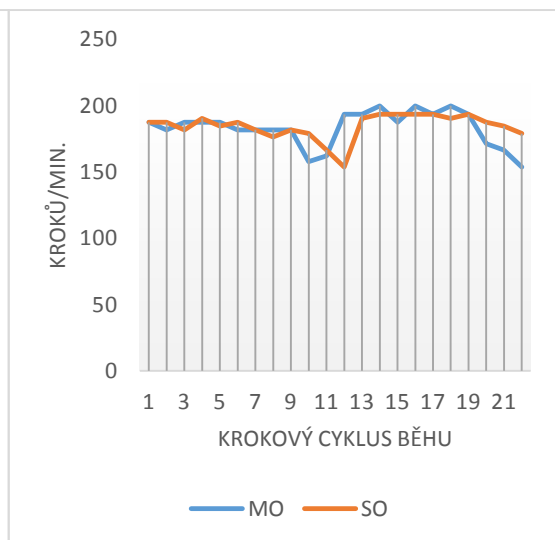
2.



3.



4.

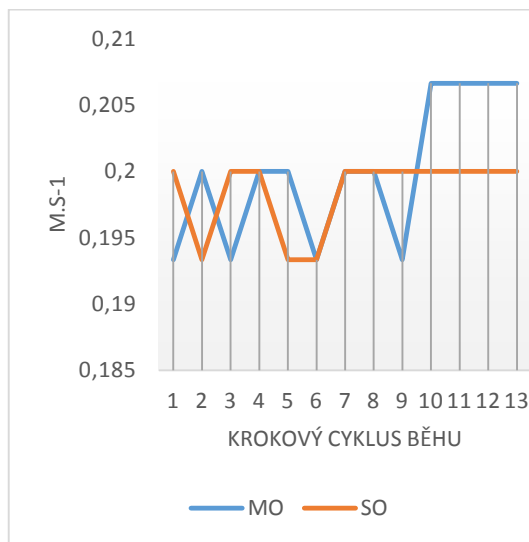


Proband 7

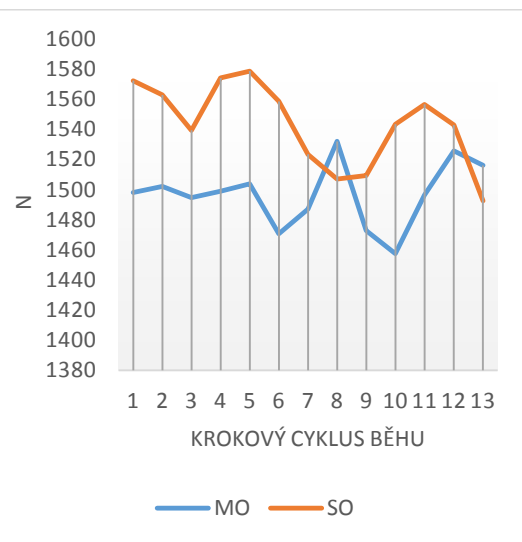
Věk: 32, výška: 173 cm, hmotnost: 65 kg, počet km týdně: 50, odrazová noha: pravá

1. Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
2. Průměrné hodnoty působící síly na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
3. Průměrné hodnoty tlaku na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
4. Průměrné hodnoty průběhu krokové frekvence běhu

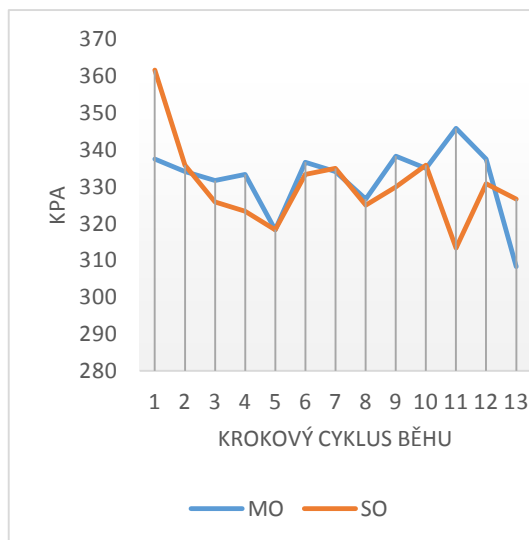
1.



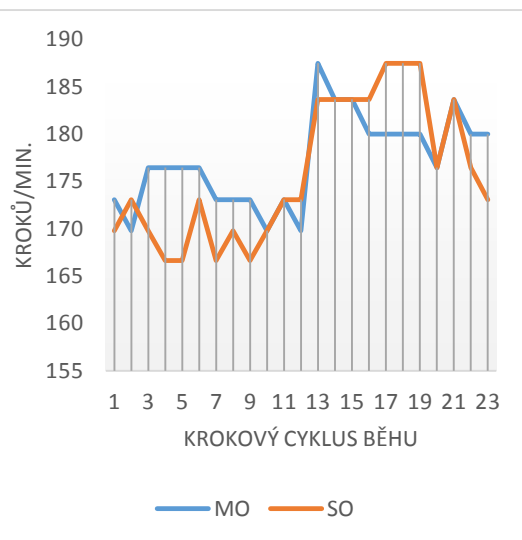
2.



3.



4.

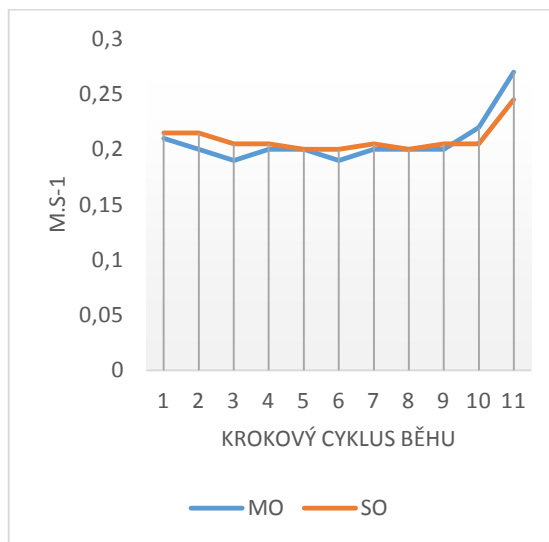


Proband 8

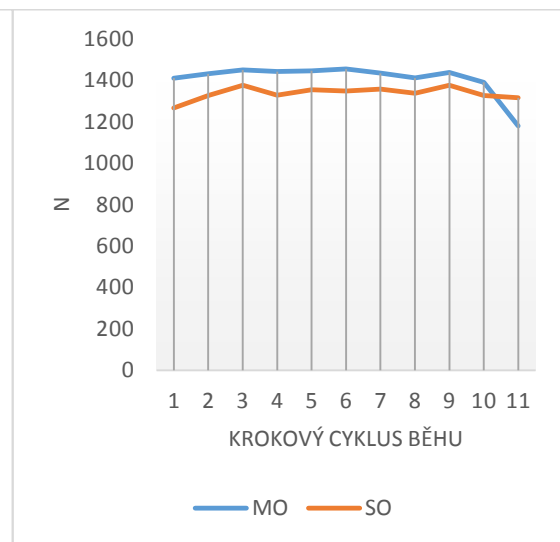
Věk: 30, výška: 170 cm, hmotnost: 64 kg, počet km týdně: 30, odrazová noha: levá

1. Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
2. Průměrné hodnoty působící síly na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
3. Průměrné hodnoty tlaku na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
4. Průměrné hodnoty průběhu krokové frekvence běhu

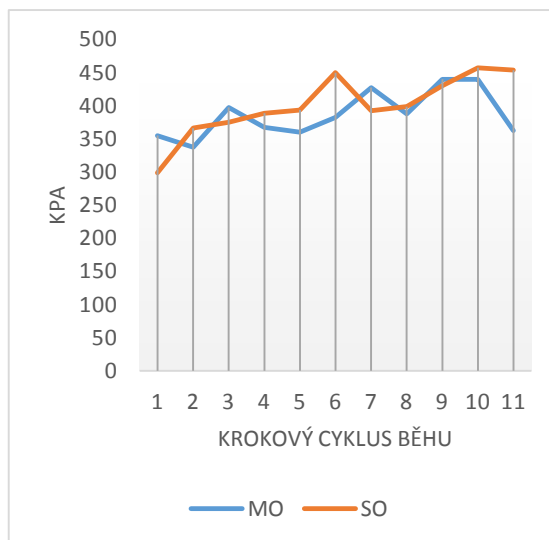
1.



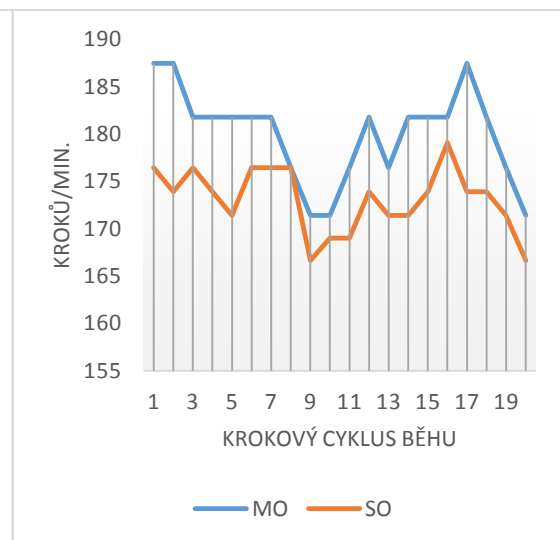
2.



3.



4.

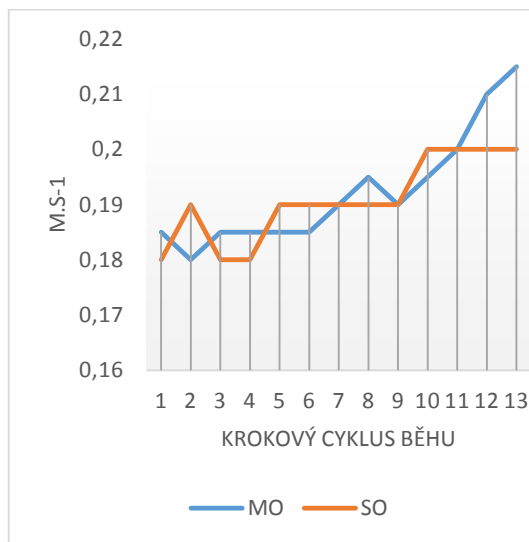


Proband 9

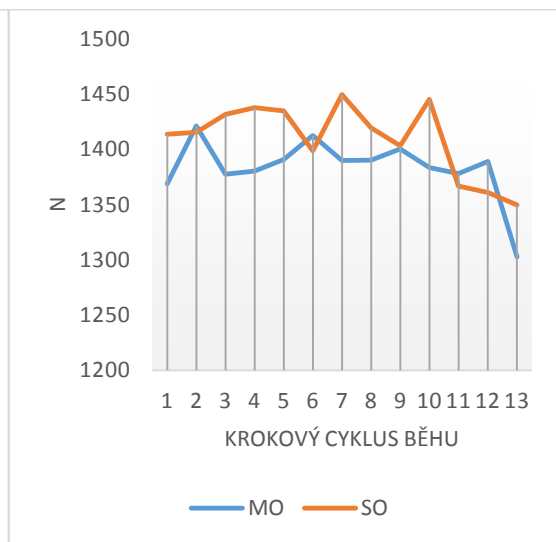
Věk: 41, výška: 165 cm, hmotnost: 58 kg, počet km týdně: 40, odrazová noha: pravá

1. Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
2. Průměrné hodnoty působící síly na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
3. Průměrné hodnoty tlaku na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
4. Průměrné hodnoty průběhu krokové frekvence běhu

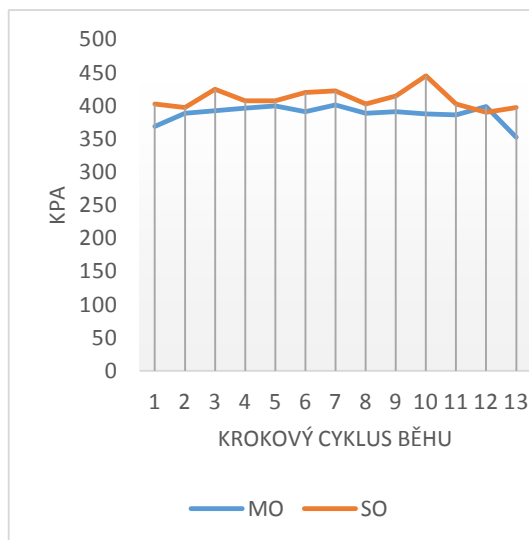
1.



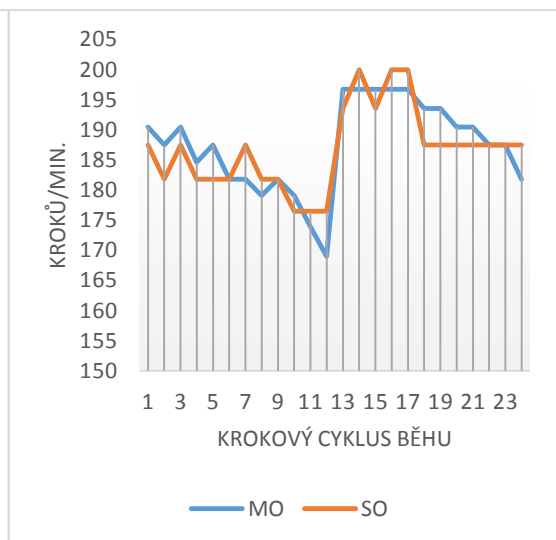
2.



3.



4.

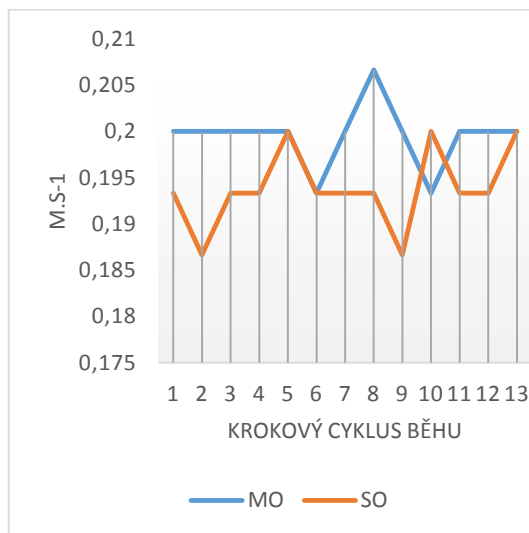


Proband 10

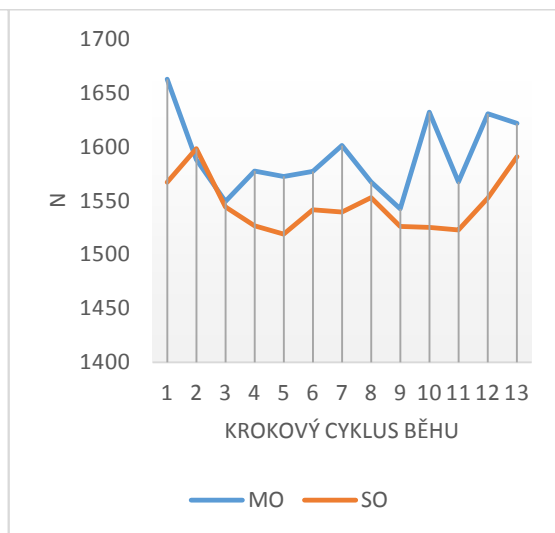
Věk: 35, výška: 169 cm, hmotnost: 58 kg, počet km týdně: 35, odrazová noha: levá

1. Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
2. Průměrné hodnoty působící síly na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
3. Průměrné hodnoty tlaku na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
4. Průměrné hodnoty průběhu krokové frekvence běhu

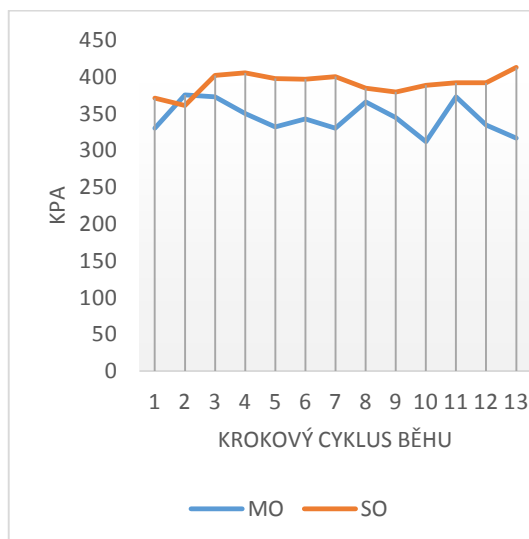
1.



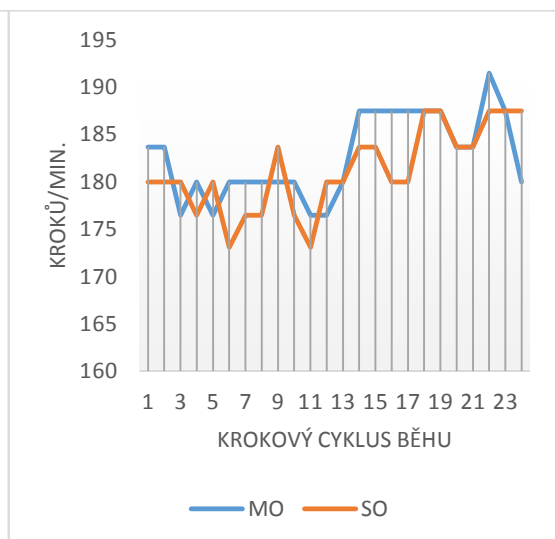
2.



3.



4.

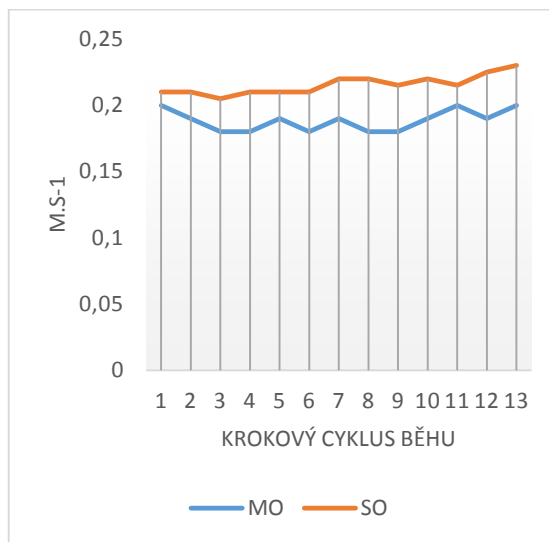


Proband 11

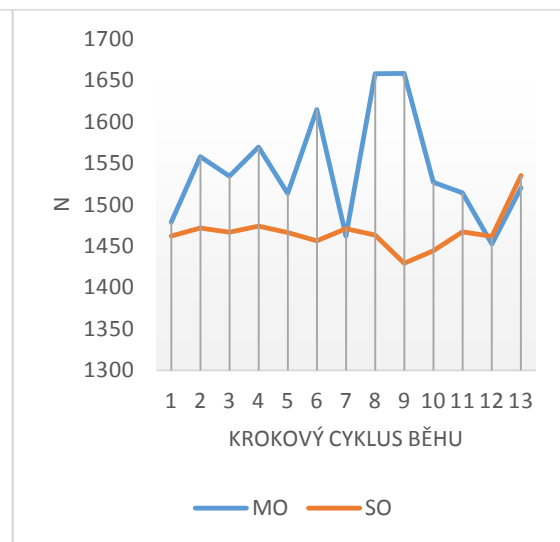
Věk: 40, výška: 177 cm, hmotnost: 67 kg, počet km týdně: 35, odrazová noha: levá

1. Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
2. Průměrné hodnoty působící síly na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
3. Průměrné hodnoty tlaku na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
4. Průměrné hodnoty průběhu krokové frekvence běhu

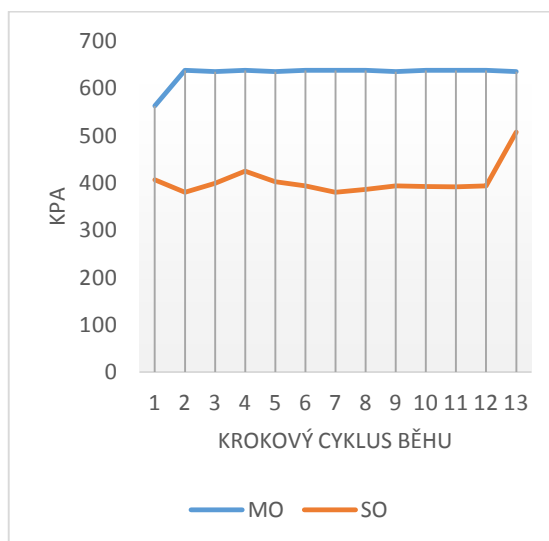
1.



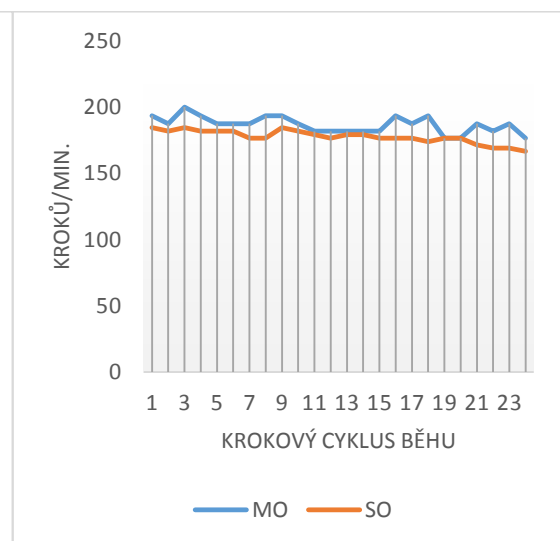
2.



3.



4.

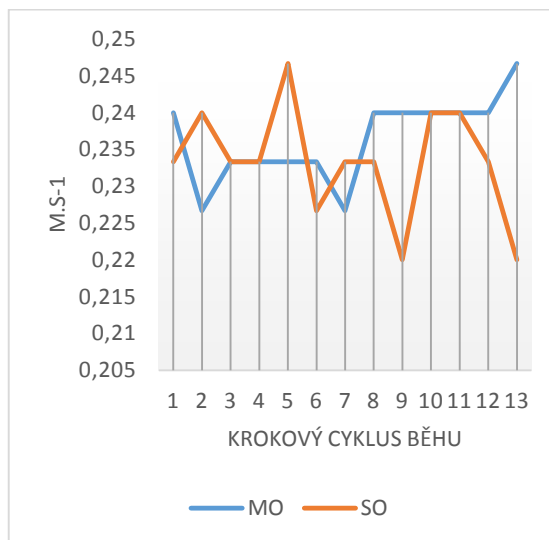


Proband 12

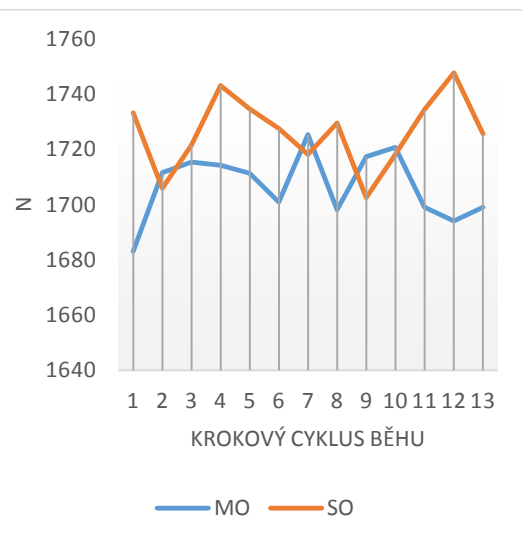
Věk: 21, výška: 165 cm, hmotnost: 58 kg, počet km týdně: 30, odrazová noha: pravá

1. Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
2. Průměrné hodnoty působící síly na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
3. Průměrné hodnoty tlaku na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
4. Průměrné hodnoty průběhu krokové frekvence běhu

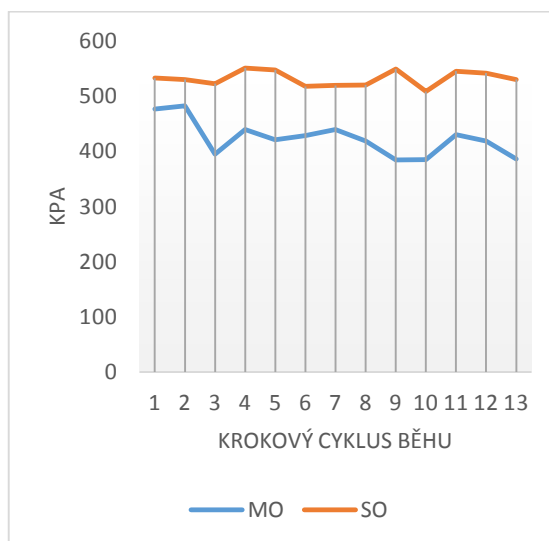
1.



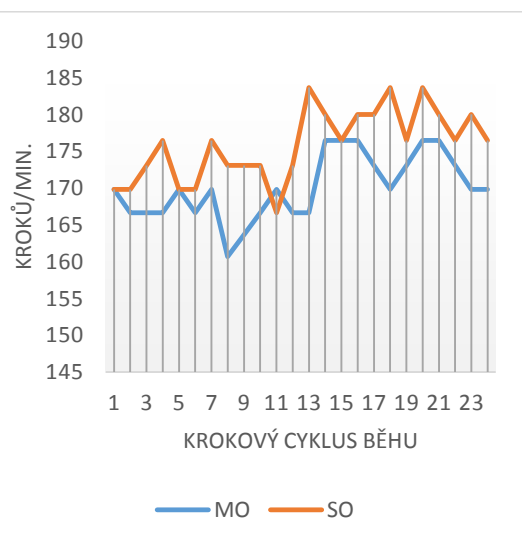
2.



3.



4.

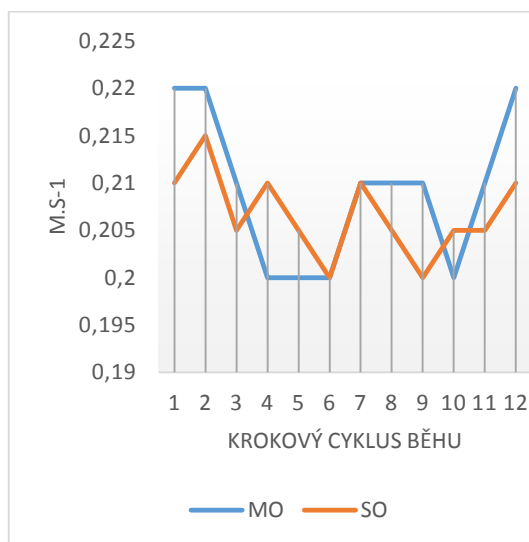


Proband 13

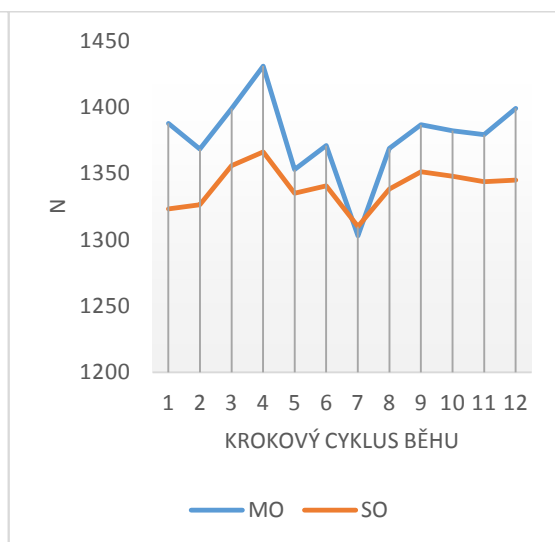
Věk: 32, výška: 178 cm, hmotnost: 68 kg, počet km týdně: 55, odrazová noha: pravá

1. Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
2. Průměrné hodnoty působící síly na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
3. Průměrné hodnoty tlaku na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
4. Průměrné hodnoty průběhu krokové frekvence běhu

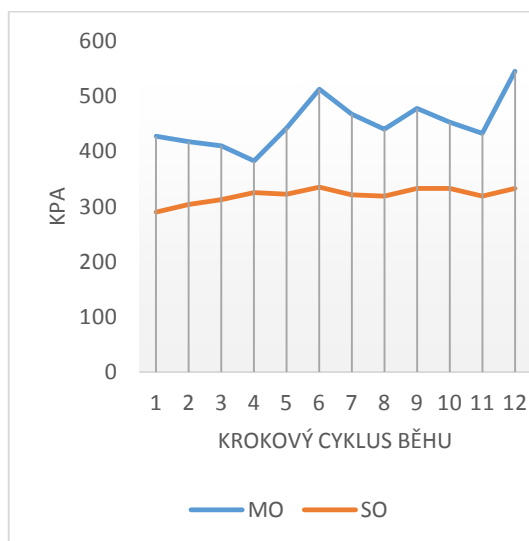
1.



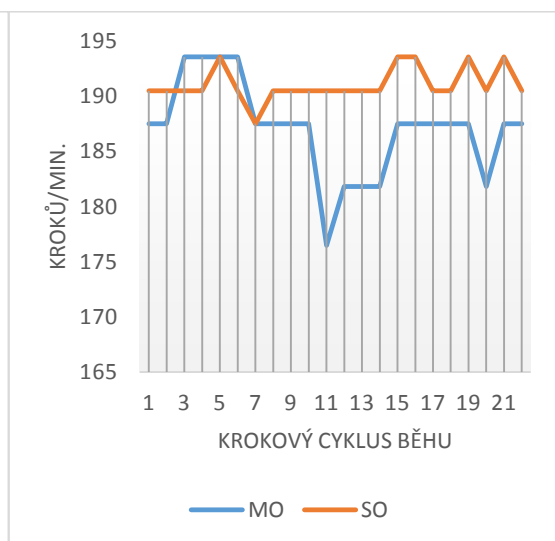
2.



3.



4.

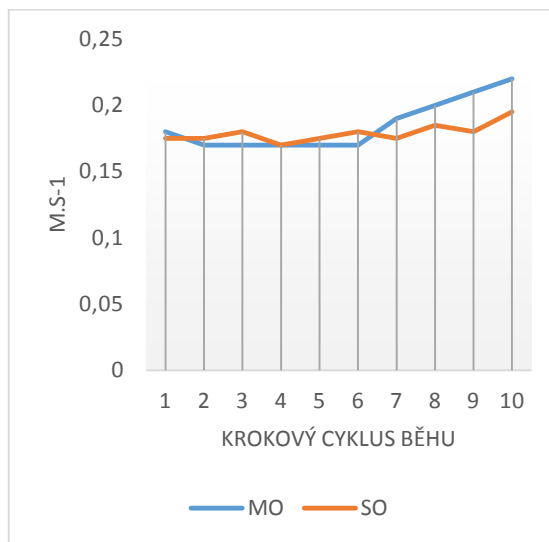


Proband 14

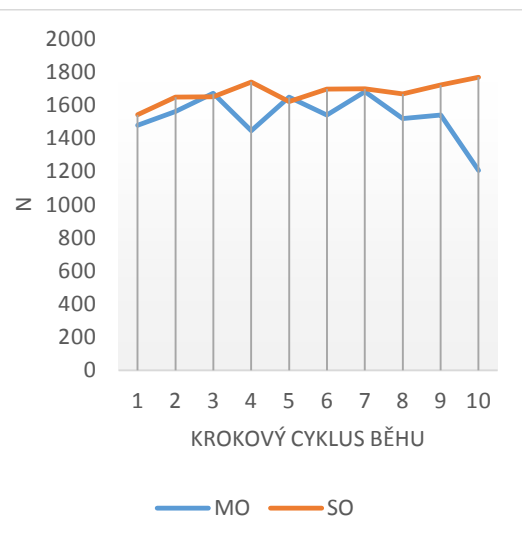
Věk: 38, výška: 172 cm, hmotnost: 66 kg, počet km týdně: 35, odrazová noha: levá

1. Průměrné hodnoty doby kontaktu s podložkou při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
2. Průměrné hodnoty působící síly na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
3. Průměrné hodnoty tlaku na podložku celého chodidla při běhu po rovině s využitím minimalistické a sportovní obuvi
4. Průměrné hodnoty průběhu krokové frekvence běhu

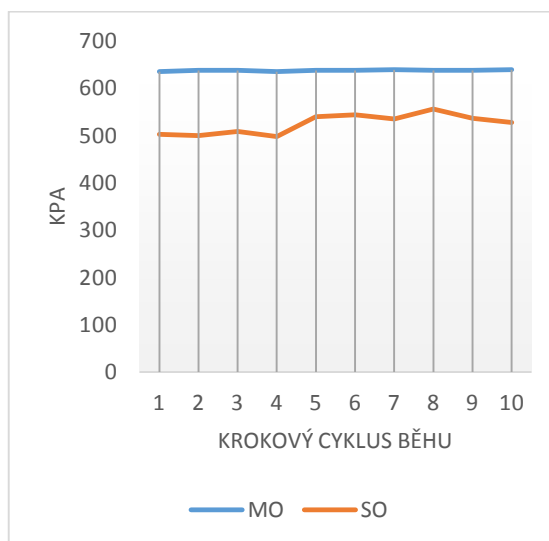
1.



2.



3.



4.

