

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

VLIV POVRCHU A OBUTÍ NA VARIABILITU ZRYCHLENÍ A ÚHLOVÉ
RYCHLOSTI TRUPU PŘI BĚHU

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Natálie Pacolová, tělesná výchova a sport
Vedoucí práce: doc. Mgr. Zdeňka Svobody Ph.D.

Olomouc 2021

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Natálie Pacolová

Název diplomové práce: Vliv povrchu a obutí na variabilitu zrychlení a úhlové rychlosti trupu při běhu

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

Vedoucí diplomové práce: doc. Mgr. Zdeňka Svobody Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2021

Abstrakt:

Práce se zabývá variabilitou zrychlení a úhlové rychlosti trupu při bosém běhu a běhu v obuvi na travnatém a asfaltovém povrchu.

Měření podstoupilo 20 dospělých osob, z toho bylo 11 žen a 9 mužů ve věku $22,45 \pm 3,6$ let. Data o zrychlení a úhlové rychlosti trupu byla získána pomocí bezdrátového inerciálního senzoru umístěného v oblasti bederní páteře. Frekvence běhu byla 156 kroků za minutu. Každé osobě byly měřeny celkem čtyři pokusy. Měřil se běh na asfaltovém a travnatém povrchu v běžecké obuvi a boso. Pořadí pokusů bylo náhodné. Použitá obuv byla jednotná.

Výsledky měření ukázaly určité rozdíly ve variabilitě zrychlení a úhlové rychlosti trupu na různých površích a s různým typem obutí, avšak žádné z nich nebyl statisticky významný.

Klíčová slova: běh v obuvi, bosý běh, běžecké povrchy, zrychlení, úhlová rychlost

Bibliographical identification

Autor's first name and surname: Natálie Pacolová

Title of the thesis: Effects of Surface and Footwear on Variability of Trunk Acceleration and Angular Velocity during Running

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

Supervisor: doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of presentation: 2021

Abstract:

The present thesis deals with the influence of surface and footwear on the variability of acceleration and angular velocity of the trunk during barefoot running and running in footwear on grass and asphalt surfaces. In this measurement 20 subjects (11 women and 9 men) with age of 22.45 ± 3.6 participated.

The acceleration and angular velocity of the runners' trunk were measured using a wireless internal sensors placed on the lumbar spine. Each measured subject underwent four trials of running including shod running and barefoot running on both the asphalt and grass surface. The order of the conditions was randomized. a unified type of shoes was used. The running frequency was at fixed frequency 165 steps per minute.

The results of our study revealed certain differences in observed variability of acceleration and angular velocity on the various surfaces and between shod and barefoot running, however, there was no significant difference. However, no results were statistically significant.

Keywords: shod running, barefoot running, running surfacec, acceleration and angular velocity

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

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

V Olomouci dne 29. dubna 2021

.....

Děkuji panu doc. Mgr. Zdeňkovi Svobodovi Ph.D. za pomoc, ochotu a cenné rady, které mi poskytl při zpracování diplomové práce. Dále děkuji BEd. Jana Kleinová za spolupráci při realizaci měření a Mgr. Lucii Bizovské Ph.D. za pomoc při zpracování dat. Také děkuji své rodině za jejich podporu.

Obsah

Úvod	7
Přehled poznatků	8
Běh a člověk	8
Sportovní výkon a jeho struktura	10
Struktura výkonu v běžeckých disciplínách	12
Povrch	13
Zranění spojená s povrchem	15
Běžecký pás	16
Obutí	16
Následky nošení obuvi	17
Minimalistická obuv	19
Bosé běhání	20
Rychlost	22
Ekonomika běhu	22
Technika a biomechanika běhu	24
Běžecký cyklus	25
Fáze běžeckého cyklu	25
Biomechanická analýza pohybu	28
Rozdělení metod	29
Inerciální měřicí jednotky (IMU)	30
Historie akcelerometrů	31
Využití IMU ve sportu	31
Umístění akcelerometrů	33
Cíle	35
Výzkumné otázky	35
Metodika	36
Charakteristika souboru	36
Postup měření	36
Zpracování dat	38
Výsledky	40
Diskuse	47
Závěr	51
Souhrn	52
Summary	53
Referenční seznam	54
Příloha	66

Úvod

Po dvou končetinách se pohybujeme už od nepaměti. Člověk musel pro zajištění obživy denně překonávat dlouhé vzdálenosti a díky chůzi po dvou ušetřil až 20 % energetických nákladů ve srovnání s průměrnými čtyřnožci (Hora & Sládek, 2014). Ale při hře, útěku před predátorem nebo při pronásledování kořisti byl lidmi využíván na místo chůze běh. První nálezy obuvi pocházejí ze starého paleolitu, tedy teprve z dob před 45 000 lety (Lieberman, 2011). Jednalo se o minimalistickou ochranu nohy. Podle Brambla a Liebermana (2004) byla ale většina běhu uskutečňována bez bot na tvrdém a drsném povrchu.

Povrch může mít vliv na provedení běhu, běžecký výkon nebo výskyt zranění. Autoři Fu, Liu a Zhao (2011) uvádí, že běžci modifikují způsob běhu například podle tuhosti povrchu. Vliv na běh má také typ obutí. Některé běžecké boty dokonce mohou zlepšit ekonomiku běhu až o 4 % (Hunter, McLeod, Valentine, Low, Ward & Hager, 2019). Na druhou stranu obuv limituje propriocepci, která má vliv na výskyt zranění (Jenkins & Cauthon, 2011).

V dnešní době technologií se také podle Brewera (2010) díky lenosti běh ze života lidí postupně vytrácí. Běh už pro nás není životně důležitý, přesto se najdou tací, kteří se běhu věnují rekreačně nebo na sportovní úrovni. Podle Van Dyck, Cardon, Bourdeaudhuij, Ridder a Willem (2017) patří běh mezi sportovní aktivity, které zaznamenávají velký nárůst popularity.

Právě pro velkou oblibu běhu a faktu, že je také součástí mnoha dalších sportovních aktivit, jsme se v této práci zaměřili právě na něj. Vědecké studie ukázaly, že běžci mají schopnost adaptovat styl běhu podle tvrdosti povrchu (Tillman, Fiolkowski, Bauer, & Reisinger, 2002). Mechanika běhu je významně ovlivněna také obutím (Hunter et al., 2019). Je otázkou, zda tyto faktory ovlivňují také pohyb trupu z hlediska jeho variability či stability. Proto jsme se rozhodli v této práci zkoumat vliv povrchu a obutí na variabilitu zrychlení a úhlové rychlosti trupu při běhu.

Přehled poznatků

Běh a člověk

Pohyb po dvou končetinách, bipedie, není pro člověka pohybem novým. Existuje několik náznaků, že dřívější hominidé byli také bipedi (Galik et al., 2004). Z mnoha fosilních důkazů víme, že už před nejméně 4,4 miliony lety se australopitéci pravidelně procházeli na planetě Zemi po dvou (Ward, 2002). Avšak podle Bramble a Liebermana (2004) se mnoho vědců nezabývalo vlivem běhu na lidskou evoluci. Tento nedostatek pozornosti věnované běhu ve srovnání s chůzí podle nich může být způsoben také tím, že lidé jsou v několika ohledech jen průměrnými běžci (Bramble & Lieberman, 2004).

Elitní sprinteři mezi lidmi jsou poměrně pomalí a schopní udržet maximální rychlost $10,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ po dobu méně než 15 s. Naproti tomu jiní savci sprinteři, jako jsou například koně, chrti nebo antilopy, mohou maximální rychlost $15\text{--}20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ udržet až několik minut (Garland, 1983). Navíc je běh pro člověka energeticky náročnější než pro většinu savců a vyžaduje zhruba dvakrát tolik metabolické energie, než je typické pro savce stejné tělesné hmotnosti (Taylor, Heglund & Maloiy 1982).

Ve vytrvalostním běhu si ale lidé vedou lépe. Tento typ běhu je definován jako běh na delší vzdálenost po delší časový úsek s využitím aerobního metabolismu (Bramble & Lieberman, 2004). Průměrná rychlost rekreačního běžce se pohybuje mezi $3,2\text{--}4,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Elitní vytrvalostní běžci pak dokážou udržet průměrnou rychlost až $6,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. (Cavanagh & Kram, 1989). Bramble a Lieberman (2004) také poukazují na to, že vytrvalostní běh je mezi čtyřnohými savci neobvyklý a žádní primáti kromě lidí ho ani nejsou schopni.

Podle Van Dyck, Cardon, Bourdeaudhuij, Ridder a Willem (2017) patří běh mezi sportovní aktivity, které zaznamenávají velký nárůst popularity. Spolu s tímto tvrzením je ovšem třeba zmínit postřeh Brewera (2010), že v dnešní době technologií a lenosti se běh ze života lidí postupně vytrácí. Běh jako součást každodenního života je z části nahrazován během, který je prováděn lidmi jakožto volnočasová pohybová aktivita.

Běh s sebou přináší mnoho benefitů, bohužel ale může mít také negativní dopady. Ideální tréninkový stimul „sweet spot“ má takovou míru, která maximalizuje potenciál výkonu při přiměřeném tréninkovém zatížení a současně minimalizuje negativní následky tréninku, jako jsou zranění, nemoc, únava nebo přetrénování (Gabbett, 2016).

Orchard (2012) zmiňuje vztah mezi tréninkem (nadměrným i nedostatečným), zraněním, kondicí a výkonem, kdy právě přetrénování i nedostatečný trénink mohou vést k horšímu výkonu, snížení kondice a vyššímu výskytu zranění.

Několik starších studií zkoumajících vliv objemu, intenzity a frekvence tréninku na sportovní výkon ale ukázalo, že se výkon obecně zlepšuje s nárůstem tréninkového zatížení (Foster, 1998; Scrimgeour, Noakes, Adams & Myburgh, 1998). Podle Gabbetta

(2016) existuje názor, že vyšší tréninkové zatížení vede k většímu množství výskytu zranění. Avšak na základě své studie také tvrdí, že tvrdý a vhodně zvolený fyzický trénink dokonce může chránit před zraněním.

Existuje řada důkazů o tom, že cvičení před růstovým spurtem v pubertě stimuluje růst kostí a hypertrofii kosterního svalstva ve větší míře, než je pozorováno během růstu u dětí, které nejsou fyzicky aktivní. V dospělosti a stáří mohou lidé zmírnit ztráty kostní hmoty spojené se stárnutím a navýšit je pomocí cvičebních programů. Průřezové studie obecně ukazují, že silové cvičení spolu rázy mají největší osteogenní potenciál. Chůze a běh mají rovněž pozitivní účinky, zatímco cvičení bez zátěže, jako je plavání, nemá na kostní hmotu žádný vliv (Guadalupe-Grau, Fuentes, Guerra & Calbet, 2009).

Také Garber et al. (2011) ve své práci uvádí, že cvičení má příznivé účinky na zdraví a u většiny dospělých tyto výhody daleko převažují nad riziky. Podle American College of Sports Medicine (ACSM) by většina dospělých měla pravidelně cvičit pro zlepšení a udržení fyzické zdatnosti a zdraví. Taková aktivita by měla zahrnovat cvičení kardiorepirační, odporová, neuromotorická a cvičení flexibility. ACSM dále doporučuje kardiorepirační cvičení střední intenzity po dobu 30 a více minut, 5 a více dní týdně (celkem 150 a více minut týdně). Intenzivní kardiorepirační trénink vyšší intenzity doporučuje provádět minimálně 3krát týdně po dobu 20 minut (ideálně 75 minut týdně). Doporučuje také 2 až 3krát týdně provádět odporová cvičení pro každou hlavní svalovou skupinu a neuromotorická cvičení zaměřená na rovnováhu, hbitost a koordinaci. a 2 dny v týdnu považují za zásadní provádět sérii cvičení zaměřené na flexibilitu, kde by každý cvik měl být prováděn po dobu 60 s.

Podle Steiner, Murphy, McClellan, Carmichael & Davis (2011) je z velké části odpovědné za vyšší odolnosti vůči únavě navýšení svalových mitochondrií, které se podílí také na dalších zdravotních benefitech připsovaných cvičení. Zjištění jejich studie naznačují, že tréninková cvičení zvyšují také mozkovou mitochondriální biogenezi, což může mít vliv nejen na únavu, ale také na různá onemocnění centrálního nervového systému a demenci související s věkem.

Na základě předchozích faktů a zkušeností můžeme říct, že pohyb je pro život esenciální. a běh je jedna z pohybových aktivit, která je všem známá, snadno zařaditelná do denního režimu a proveditelná téměř kdekoliv.

Sportovní výkon a jeho struktura

Běh může být pro některé součástí každodenního života například v podobě volnočasové aktivity nebo tréninku pro dosažení maximálního výkonu v soutěži. V takovém případě Trew a Everett (2005) doporučují identifikovat způsob, jakým tyto činnosti provádí, protože s těmito znalostmi je možné uvažovat o tom, jak je lze zefektivnit. Dovalil a kolektiv (2009) také uvádí, že pro sportovní trénink je zásadní hlubší poznání sportovního výkonu.

Sportovní výkon je realizován ve specifických pohybových činnostech. Jejich obsahem je řešení úkolů, které jsou dané pravidly sportu, ve kterém se sportovec snaží dosáhnout o nejlepší uplatnění výkonových předpokladů. Takové pohybové činnosti jsou ovlivňované vnějšími podmínkami a kladou určité požadavky na organismus a osobnost člověka (Dovalil a kolektiv, 2009). Měkota & Cuberek (2007) vnímají sportovní výkon jako specifický typ pohybového výkonu, který se sportovec snaží provést na nejvyšší úrovni.

Skladba psychofyzických předpokladů k různým typům sportovních činností je postupně tvořena působením vlivů, jako jsou vrozené dispozice, prostředí a záměrný trénink. Takový komplex lze můžeme chápat jako celek složený z dílčích, vzájemně propojených částí. Pokud chceme docílit účinného tréninku, je nutné se v takovém komplexu orientovat (Dovalil a kolektiv, 2009).

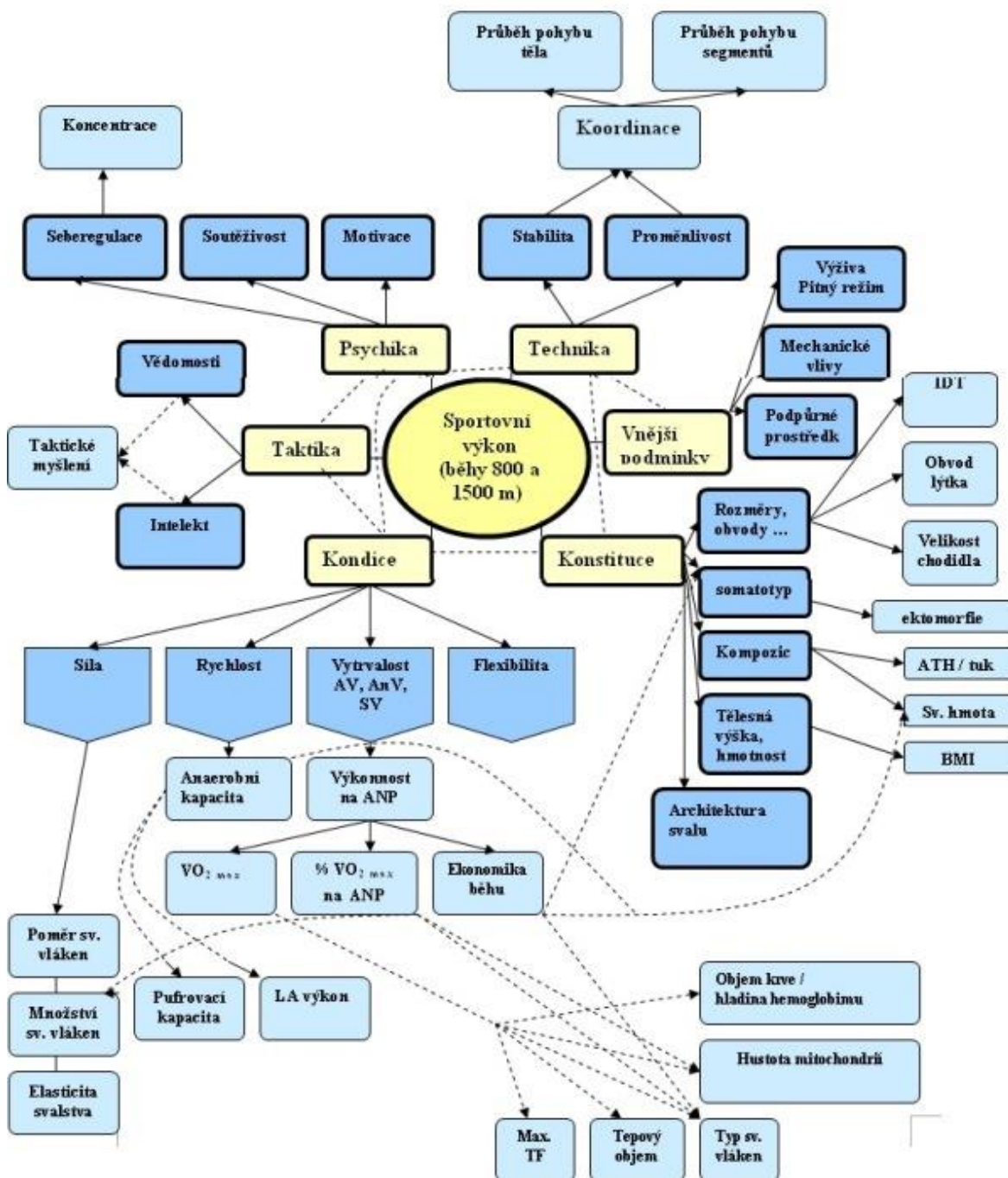
Nejen na sportovní výkon, ale také na způsob, jakým se člověk pohybuje, má podle Godfrey, Conway, Meagher & ÓLaighin (2008) velký vliv prostředí. Velký dopad má také na typ a množství prováděného pohybu a na tvorbu pohybového vzorce.

Současná teorie využívá podle Dovalila a kolektivu (2009) systémový přístup. Ten interpretuje sportovní výkon jako „vymezený systém prvků, který má určitou strukturu, tj. zákonité uspořádání a propojení sítí vzájemných vztahů.“ Jednotlivé prvky pak mohou povahu somatickou, fyziologickou, motorickou, psychickou apod. Mohou být jednodušší a snadno identifikovatelné, jako jsou např. somatické znaky, nebo složitější, kterými jsou podle Dovalila a kolektivu (2009) např. koordinační schopnosti. V některých sportovních odvětvích může dominovat pouze jeden faktor, naopak u jiných sportů je nutné brát v úvahu více faktorů (Dovalil & Choutka, 2012).

Struktura sportovního výkonu obsahuje všechny schopnosti, dovednosti, vědomosti, znaky tělesného rozvoje a mnoho dalšího. Ty jsou pak podmínkou k realizaci daného výkonu a jsou rozhodujícími činiteli, které mají pro sportovní výkon podstatný význam (Millerová, Hlína, Kaplan & Korbel, 2001). Dovalil a kolektiv (2009) uvádí, že faktory v kontextu sportovního výkonu můžeme chápat jako relativně samostatné součásti sportovního výkonu, které vycházejí ze základů výkonu somatických, kondičních, technických a psychických.

Podle Millerové et al. (2001) strukturu sportovního výkonu tvoří především faktory somatické, genetické, osobnostní, kondiční, dále technika, taktika, materiální a sociální podmínky.

Pro znázornění složitosti faktorů běhu je přiložen obrázek 1 zobrazující model struktury běžeckého sportovního výkonu podle Cacek, Lajkeba a Michálka (2006).



Obrázek 1. Model struktury sportovního výkonu běhu (Cacek, Lajkeb & Michálek, 2006).

Podle Conley a Krahenbul (1980) je klíčovým faktorem běhu jeho ekonomika. Ta ovlivňuje běžecké výkony na dlouhé vzdálenosti a je obvykle definována jako ustálená spotřeba kyslíku (VO_2) požadovaná při dané submaximální rychlosti, nebo jako energetický požadavek na jednotku vzdálenosti běhu (Fletcher, Esau & MacIntosh, 2009). Ekonomika běhu je ovlivňována mnoha faktory, jako jsou metabolické, kardiopulmonální, neuromuskulární, biomechanické, tréninkové a environmentální (Saunders, Pyne, Telford & Hawley, 2004). Některé z těchto vlivů lze po určité době změnit pomocí tréninku (Barners a Kilding, 2015), zatímco jiné lze změnit ihned například změnou obuvi (Fuller, Bellenger, Thewlis, Tsiros & Buckley (2015). Taková změna hrála hlavní roli při nedávném pokusu o zaběhnutí maratonu pod dvě hodiny (Hunter, McLeod, Valentine, Low, Ward & Hager, 2019).

Podle Rabadán et al. (2011) běžecký výkon souvisí s řadou fyziologických charakteristik elitních běžců na střední a dlouhé vzdálenosti. Kromě vysoké maximální spotřeby kyslíku vytrvalostní výkon také souvisí s maximální rychlostí při běhu (Mooses et al., 2013).

Vedle fyziologických parametrů známe i několik antropometrických faktorů a hodnot tělesné kompozice, které mají vliv na běžecký výkon u elitních běžců na střední a dlouhé vzdálenosti (Arrese & Ostariz, 2006), ale také u ultramaratonských běžců (Knechtle et al., 2008). Mezi tyto parametry patří například tělesná výška a hmotnost (Maldonado, Mujika & Padilla, 2002) a tukuprostá hmota (Winter & Hamley, 1976). Podle Arrese, Badillo a Ostáriz (2005) lze říct, že nižší hodnoty podkožního tuku u elitních běžců mohou být zapříčiněny podáváním vysokých výkonů. Jejich analýza ukázala, že mírný přebytek tuku není prospěšný pro dosažení vysokého výkonu u běhů na jakékoliv vzdálenosti. Distribuce podkožního tuku může záviset na biologických nebo environmentálních faktorech, které nesouvisí s typem tréninku.

Dálšími parametry jsou obvod paže (Knechtle et al., 2008), různé kožní rasy dolních končetin a jejich obvody (Arrese & Ostariz, 2006). Ukazuje se, že běžci s menší koncentrací tělesné hmotnosti v končetinách, zvláště dolních, vynakládají při běhu menší úsilí při pohybování těchto segmentů, což má pozitivní vliv na jejich výkon. (Myers & Steudel, 1985).

Struktura výkonu v běžeckých disciplínách.

Kromě zmíněných faktorů struktury sportovního výkonu, což jsou podle Dovalila a kolektivu (2009) faktory vnitřní povahy, má na sportovní výkonnost vliv i další faktory. Takové faktory se označují jako faktory exogenní, nebo – li činitelé zevní povahy. Ty se ale netýkají tréninku, protože jsou netrénovatelné. Mezi činitele zevní povahy můžeme

zařadit materiál a konstrukce výstroje a výzbroje, druh a složení výživy, různé jevy, jako jsou například klimatické vlivy.

Přestože tyto vlivy nejsou trénovatelné, dají se v tréninku a při výkonu využít. V takovém případě o nich hovoříme jako o tzv. podpůrných (ergogenních prostředcích). Trenéři a sportovci se snaží využít takových prostředků, které mohou být přínosem, avšak jsou i také, které mohou mít vliv škodlivý. Používání podpůrných prostředků lze doporučit v případě, pokud jsou efektivní, bezpečné, legální a etické. V opačném případě se nedoporučují (Dovalil a kolektiv, 2009).

Sféra vlivů mechanických a biomechanických je podle Dovalila a kolektivu (2009) velmi obsáhlá. Řadí zde konstrukce zařízení a technologie, například povrchy drah a hřišť, náradí, náčiní, oblečení, obutí a jiné. Shledávají tuto problematiku specifickou a dotýkající se v různé míře jednotlivých sportů.

Následující kapitoly rozvádějí problematiku faktorů, na které jsme se v našem měření zaměřili, nebo na něj měly vliv. Jsou jimi faktor povrchu, obutí, rychlosti, techniky a ekonomiky.

Povrch

Jeden z vnějších faktorů, které mají vliv na běžecký výkon, je povrch, po kterém se běžec pohybuje. Různé typy povrchů mají odlišné vlastnosti, na které běžec, ať už vědomě nebo podvědomě, reaguje.

Například tvrdé povrchy mají podle (Fu, Liu & Zhao, 2011) za následek vyšší riziko zranění ve srovnání s měkkými povrchy. Tuhost je v práci Nigg a Yeadon (1987) definována jako poměr aplikovaných sil potřebných k vychýlení. Tuhost nemá konkrétní souvislost s odolností. Tuhost obvykle není konstantní, ale mění se s působením sil a jejich velikostí. Tuhost nemá konkrétní souvislost s odolností. Tuhost obvykle není konstantní, ale mění se s působením sil a jejich velikostí. Podle Fu, Liu a Zhao (2011) by tuhost materiálu měla být brána jako hlavní kritérium při výběru podrážky běžeckých bot.

S tuhostí podrážky souvisí nárazové síly, které Nigg a Yeadon (1987) definují jako síly dosahující své maximální velikosti dříve než 50 ms po prvním kontaktu s podložkou. Tyto síly se vyznačují rychlým nárůstem zatížení. Někteří autoři používají pro tyto síly označení počáteční síly, vysokofrekvenční síly nebo passive forces pasivní síly.

Nárazové síly jsou výsledkem kontaktu chodidla se zemí, během kterého rychlost chodidla zpomalí až se rychlostí blíží 0, což má za následek generování reakčních sil podložky (Whittle, 1999). Nárazové síly jsou tlumeny pasivními a aktivními mechanismy. Na tyto síly mají vliv také další faktory, kterými jsou rychlost běhu, typ povrchu a obuv (Sheerin, Reid & Besier, 2019). Kromě přímého pozorování reakčních sil podložky byla zjištěna mírná korelace mezi vertikálními nárazovými silami a tibiálním zrychlením

z akcelerometrů připevněných na kůži (Hennig & Lafortune, 1991). Lze tedy takto umístěné akcelerometry využít pro nepřímé hodnocení nárazových sil v reálném prostředí mimo laboratoř (Waite, Goetschius & Lauver, 2020).

Fu, Liu a Zhao (2011) ve své práci uvádí, že testovaní běžci modifikovali způsob běhu podle tuhosti povrchu tak, aby dolní končetiny kompenzovaly vysoké nárazové síly. Způsob dopadu byl běžci podvědomě změněn, aby byl jejich běh po tvrdém povrchu lehce tlumený a naopak. V obou případech se tak dělo, aby byly zachovány konzistentní hodnoty nárazových sil.

Také Dixon, Collop a Batt (2000) uvádí, že zachování podobných sil při dopadu napříč různými podmínkami je dosaženo úpravami v kinematice běhu, které kompenzují změny v tuhosti při konfrontaci s povrchem. Například De Wit a De Clercq (1997) ve své studii popsali nižší počáteční náklon chodidla při bosém běhu ve srovnání s během v botách. Ve studii Bobbert, Yeadon a Nigg (1992) popisují, jak změna geometrie dolních končetin bezprostředně před kontaktem se zemí může ovlivnit maxima nárazových sil úpravou tuhosti dolních končetin během nárazu.

Frederick (1986) uvádí, že kompenzace vyšší tuhosti boty nebo povrchu se v jeho studii projevila ve vyšší počáteční flexi kolene, která snížila tuhost dolní končetiny. Kromě toho bylo pozorováno snížení rychlosti nárazu paty při běhu na tuhém betonovém povrchu ve srovnání s během po travnatém povrchu (Nigg & Yeadon, 1987).

Ve studii Dixona et al. (2000) při běhu na povrchu poskytujícím menší absorpci nárazu pozorovali větší počáteční flexi kolena pouze u některých subjektů. Tito autoři poukazují na to, že mechanismus adaptace u běžců je různý.

Hardin, Van Den Bogert a Hamill (2004) zkoumali kinematické adaptace kyčelních, kolenních a hlezenních kloubech ovlivněné tuhostí povrchu při běhu. Zjistili, že flexe kolen a maximální flexe kyčle se snižovaly s ohledem na zvyšující se povrchovou tuhost, ale maximální úhlové rychlosti všech sledovaných kloubů se zvýšily.

Podle Abdul Yamin, Basaruddin, Salleh, Salim & Wan Muhamad (2021) je pozoruhodný nedostatek studií popisujících, jak povrch ovlivňuje při běhu kinematiku nohy. Proto bylo cílem jejich studie zkoumat vliv tuhosti povrchu na multisegmentovou kinematiku nohy a časové parametry při běhu. Testované osoby běžely na třech různých površích (beton, umělá tráva a guma) v běžeckých botách s vyvýšenou patou a podporou klenby, a naopak v minimalistické běžecké obuvi s rovnou podrážkou. Bylo zjištěno, že běh po površích s různou tuhostí významně ovlivňuje maximum úhlů mediální strany podélné klenby a dobu stojné fáze u obou typů obutí.

Dalším povrchovým faktorem, se kterým se běžci setkávají, je sklon, který může mít vliv na riziko zranění z přetížení (Mackenzie & Cushion, 2013). Měkčí povrchy, například

pogumované, jsou spojovány s menšími nárazovými silami ve srovnání s povrchy tvrdými, jako je asfalt (Ueberschär, Fleckenstein, Warschun, Kränzler, Walter & Hoppe, 2019).

Studie Waite et al. (2020) prokázala, že v určitých sklonech terénu může travnatý povrch mít za následek vyšší tibiální zrychlení než asfalt nebo beton. Navíc běh po povrchu s mírným náklonem má za následek nižší maximum zrychlení tibie než běh z kopce s mírným sklonem. Proto doporučují zvážit volbu terénu, jak jeho typ, tak sklon, protože kumulativní účinek nárazových sil může vést ke vzniku zranění z přetěžování.

Zranění spojená s povrchem.

Běh je spojován s různými benefity (Hillman, Erickson & Kramer, 2008), avšak na základě analýz etiologie se s během také pojí vyšší riziko závažných chronických poranění dolních končetin (Van Gent, Siem, Van Middelkoop, Van Os, Bierma-Zeinstra, & Koes, 2007). Jedním z faktorů, který má vliv na zranění z přetěžování, jsou opakované nárazy, které se objevují při každém došlapu nohou (Waite et al., 2020). S navýšením tréninkového objemu může růst množství opakovaných nárazů (Pohl, Mullineaux, Milner, Hamill & Davis, 2008). Odhaduje se, že běžci, kteří naběhají 32 km týdně, při tréninku narazí na zem více než 1,3 milionkrát ročně (Clansey, Lake, Wallace, Feehally, & Hanlon, 2016).

Dalšími zraněními, na které má vliv mimo jiné typ povrchu, jsou poranění chodidla a kotníku. Ta vznikají zejména ve stejné fázi jakýmkoliv vychýlením segmentu chodidla (zejména ve frontální rovině) během běhu (Mei, Gu, Xiang, Baker, & Fernandez, 2019).

Také kolenního kloub bývá u běžců častým místem zranění. Stergiou a Bates (1997) studovali vliv tvrdosti povrchu na vztah mezi funkcí subtalárního a kolenního kloubu. Zjistili, že existuje silný vztah mezi pronací a tibiální rotací. Výsledky také ukázaly, že existuje významný rozdíl v nárazové síle, ale neexistuje významný rozdíl kinematických a časových parametrů pro každý kloub.

Zvýšený výskyt rizika zranění z přetížení je spojován s praktikováním sportů na umělých površích (Pine, 1991). V takovém případě se objevují nadměrné hodnoty maximálních nárazových sil. Předpokládalo se, že tyto síly jsou sníženy při běhu po povrchu s vyššími tlumicími vlastnostmi. Takový předpoklad tedy vedl k přesvědčení, že využívání sportovních povrchů s vyšším odpružením bude mít za následek nižší výskyt zranění z přetížení (Dixon, Collop & Batt, 2000). Mnoho studií ale zjistilo, že maximální nárazové síly při běhu na površích s odlišnými mechanickými vlastnostmi jsou na podobné úrovni (Feehery, 1986; Nigg & Yeadon, 1987; Wilson, Rochelle & Bischoff, 1997). Podobné výsledky byly zjištěny také při nošení běžecké obuvi s různými typy odpružení (Clarke, 1983; Nigg & Yeadon, 1987). Protože reakční síla podložky

představuje zjednodušeně zrychlení těžiště těla, zdá se, že toto zrychlení zůstává konzistentní navzdory změnám na rozhraní dopadu nohy na podložku (Dixon et al., 2000).

Běžecský pás.

Další povrch, po kterém mohou sportovci běhat, je běžecský pás. Již v roce 1976 bylo pomocí kinematografické analýzy zjištěno, že běžci na běžecském páse snížili délku kroku, což mělo za následek zvýšení rychlosti kroku a zkrácení času švihů (Monte, 1976). Další studie prokázala, že běžci na běžecském páse snížili dorzální flexi v kotníku při dokroku na patu ve srovnání s běžci, kteří běželi po zemi (Nigg, De Boer & Fisher, 1995). Jiné studie ukázaly podobné provedení běhů na páse a na zemi (Fellin & Davis, 2010; Schache et al., 2001). Autoři Rozumalski, Novacheck, Griffith, Walt a Schwartz (2015) ve své studii došli k závěru, že i když jsou výsledky kinematiky běhu na běžecském páse i na zemi podobné, běžecské cykly jsou mezi těmito dvěma způsoby dostatečně odlišné, aby způsobily velké rozdíly v kinetice.

Studie Riley, Dicharry, Franz, Della Croce, Wilder a Kerrigan (2008) dospěla jako jedna z mála k závěru, že analýzu běhu na páse lze zobecnit na mechaniku běhu po zemi. Tato studie porovnávala kinematické a kinetické parametry běhu na běžecském páse a běhu po zemi. Naměřili statisticky významné rozdíly v kinematice kolene a v maximech reakční síly podložky. Autoři uvádějí, že vlastnosti kinematické a kinetické parametry běhu jsou při využití běžecského páse podobné s během po zemi, ale nejsou přímo ekvivalentní. Přesto, pokud bude povrch běžecského páse dostatečně tuhý a rychlost páse bude adekvátně regulována, lze podle nich analýzu běhu na páse zobecnit na mechaniku běhu po zemi a výzkumné protokoly vytvořené z běhu na běžecském páse využívat pro studium běhu v terénu.

Obutí

U maratonu může volba závodních bot výrazně ovlivnit výkon. Pro překonání světového rekordu maratonu je podle Hoogkamer, Kipp, Frank, Farina, Luo a Kram (2018) klíčové, že konkrétní obuv může snížit energetické nároky na běh a sportovci tak mohou být schopni vyvinout vyšší rychlost běhu při stejné hodnotě metabolismu (Daniels, 1985).

Ve svém článku Kirby (2014) píše, že období velkého zvýšení zájmu o běh se v Americe objevilo na začátku 70. let, kdy americký dálkový běžec Frank Shorter vyhrál maraton na olympijských hrách v Mnichově v roce 1972.

V Československu mohli být lidé motivováni k běhu o dvacet let dříve díky fantastického výkonu běžce Emila Zátopeka na olympijských hrách v Helsinkách v roce 1952, kde získal zlatou medaili mimo jiné v maratonském běhu.

Díky tomuto zájmu o běh došlo také k navýšení poptávky po širším běžeckém sortimentu a lepších běžeckých botách. Jen v USA v roce 2014 prodej běžeckých bot přesáhl 3 miliardy USD a více než 50 milionů Američanů provozovalo běh jako jednu z rekreačních aktivit (Kirby, 2014).

Hunter et al. (2019) ve své studii porovnávali boty Nike Vaporfly 4 % se dvěma dalšími populárními maratonskými botami a zjišťovali rozdíly v ekonomice běhu. Běžci v botách Vaporfly měli ve výsledku příjem kyslíku až o 2,8 % nižší než u dalších dvou bot, které byly testovány. Významně se také lišila délka kroku, rychlost plantární flexe i vertikální oscilace těžiště. Tyto výsledky naznačují, že použití bot Nike Vaporfly 4 % vede ke zlepšení ekonomiky běhu, a to částečně díky rozdílům v mechanice běhu.

Také Hoogkamer, Kipp, Spiering a Kram (2016) konstatovali, že jeden z hlavních faktorů souvisejících se zlepšením ekonomiky běhu a výkonu je hmotnost obuvi. Předchozí studie ukázaly, že se energetické nároky zvýší o 1 % s každými přidanými 100 g hmoty na botách (Fuller et al., 2015) a u běhu na běžeckém páse dojde ke snížení výkonu o 2 % na 5 km (Fuller, Thewlis, Tsiros, Brown & Buckley, 2016).

Podobně Rodrigo-Carranza, González-Mohíno, Santos-Concejero a González-Ravé (2020) provedli studii, jejímž cílem bylo posoudit účinky přidané hmotnosti obuvi na ekonomiku běhu, charakteristiku běžeckého cyklu a výkon u trénovaných běžců. Jejich výsledky vyšly v souladu s dřívější metaanalýzou Fullera et al. (2015), kde byl nalezen pozitivní vztah mezi hmotností obuvi a metabolickými nároky na běh. Přestože ve studii Rodrigo-Carranza et al. (2020) nebylo prokázáno, že přidání 100 g na botu má vliv na kinematické a neuromuskulární proměnné, jež by mohly vysvětlit změnu ve výkonu, její výsledky přesto naznačují, že hmotnost obuvi je klíčovým faktorem vytrvalostního běžeckého výkonu při vysoké a submaximální intenzitě.

Na základě těchto výsledků autoři doporučují volit co nejlehčí obuv pro optimalizaci výkonu při vysoké a submaximální intenzitě.

Studie De Wit, De Clerq a Lenoir (1995) zase zjišťovala vliv tvrdosti mezিপodešve na nárazové síly a pohyb zadní části chodidla. Na základě výsledků uvádí, že dobrá běžecká obuv by měla vyvážit mezi snížením nárazových sil a snížením nadměrné pronace.

Měkké boty obecně poskytovaly dobré odpružení, ale špatnou kontrolu, zatímco boty s pevnými mezিপodešvemi měly účinky opačné (Stergiou & Bates, 1997). Tyto účinky potvrdili také Nigg a Bahlsen (1988).

Následky nošení obuvi.

Lieberman (2012) upozorňuje na to, že mnoho příznaků onemocnění, které se snažíme léčit, se ve skutečnosti vyvinulo jako prospěšná evoluční adaptace. Jako příklad

uvádí léčbu horečky antipyretiky. Evoluční pohled nabádá k tomu, abychom horečku považovali za součást imunitní reakce těla, která se vyvinula, aby pomohla v boji proti infekcím. Stejně tak obuv s tlumivými elastickými podešvemi může být dalším příkladem kontraproduktivního způsobu léčby symptomů, nikoli příčiny zranění. Výstelka paty snižuje bolest způsobenou nárazem zadní části chodidla na tvrdý povrch. Takový druh bolesti by však mohl být adaptací, která zabraňuje běhu s opakujícími se vysokými nárazy.

Například plantární fasciitida, která je způsobena příliš velkým napětím na plantární fascii, se často léčí předepisováním protetik nebo výměnou obuvi, což snižuje zatížení plantární fascie (Nigg, 2010). Perspektiva evoluční medicíny ale naznačuje, že tato léčba pouze zmírňuje příznaky plantární fasciitidy, místo aby vyřešila biomechanický problém, který způsobuje přetížení dané fascie. Podle tohoto přístupu by mohlo být vhodnou preventivní terapií posílení svalů klenby nebo změna kinematiky běžce tak, aby se změnil způsob dynamického zatížení klenby (Lieberman, 2012).

Existují další možnosti, jak změnit například techniku došlapu. Ve studii od Cheung a Davis (2011) běžkyně s patelofemorálním syndromem použily zařízení pro zvukový biofeedback připevněné k patě botní stélky. Toto zařízení vydávalo zvuk, kdykoli se jejich pata dotkla země, což vedlo ke změně techniky došlapu ze zadní části chodidla na dopad na přední část chodidla nebo na celé chodidlo. Při změně došlapu nohou se výrazně snížila rychlost zatížení ve vertikálním směru a bolest kolena. Výsledky této studie poskytují předběžné důkazy na podporu použití auditivní zpětné vazby ke změně kinetiky běhu a snížení příznaků zranění.

Z pohledu evoluční medicíny uvádí Lieberman (2012) tři následky nošení obuvi, které mohou vést ke zranění. První je, že boty limitují propriorecepci. Senzorická zpětná vazba z plantární části nohy se vyvinula u raných tetrapodů pro vnímání tvrdosti, drsnosti, nerovnosti země a případných nebezpečných předmětů, jako jsou ostré kameny. Plantární propriocepce aktivuje reflexy a pomáhá centrální nervové soustavě činit rozhodnutí, která pomáhají zvyšovat stabilitu a předcházet zranění. Tyto zpětnovazebné mechanismy, které jsou ale v botě omezeny, mohou pomoci vyhnout se některým traumatickým a opakujícím se zraněním (Jenkins & Cauthon, 2011).

Druhým následkem nošení obuvi podle Liebermana (2012) je jiná běžecká forma, než je běžná u bosých běžců. Ta může být ulehčena moderními botami se zvýšeným podpatkem, tužší podrážkou, odpružením a podporou klenby. Pokud přirozený výběr přizpůsobil lidské tělo bosému stylu běhu, pak lze předpokládat, že by tento druh běžecké formy měl být méně škodlivý. U některých běžců tedy může dojít ke zranění, protože při novém způsobu běhu na tělo působí síly, na které není dostatečně přizpůsobeno.

Poslední následek se podle Liebermana (2012) týká hypotézy, že bota může přispívat ke slabým a neflexibilním nohám, zejména v dětství, kdy noha ještě roste. Boty s tvrdou podrážkou, podporou klenby a mechanismy kontrolujícími pronaci mohou bránit svalům a kostem v přizpůsobení se dříve normálnímu zatížení. Liebermann (2011) pro srovnání uvádí příklad, že průmyslově zpracované potraviny nenáročné na žvýkání způsobují slábnutí svalů čelisti, které pak mají za následek její neadekvátní růst a vysokou frekvenci dříve vzácných vad a poškozených zubů. Stejně tak se mohou u jedinců, kteří při růstu nosí vysoce podpůrnou obuv, vyvinout abnormálně slabé nohy, zejména slabé svaly podélné klenby (Lieberman, 2012). Populace, které chodí boso, mají menší variabilitu forem klenby včetně nižšího procenta výskytu plochých nohou (D'Août, Pataky, Clercq & Aerts (2009) a nižší frekvenci jiných abnormalit nohou (Rao & Joseph, 1992).

Minimalistická obuv.

Existují data naznačující, že používání minimalistické obuvi, na rozdíl od vysoce podpůrné obuvi, chodidlo posiluje (Bruggemann, Potthast, Braunstein & Niehoff, 2005). Silná noha může být pružnější a lépe kontrolovat nadměrnou pronaci a další pohyby, které se podílejí na některých běžeckých zraněních (Arulsingh, Pai, & Samuel, 2015; Williams III, McClay & Hamill, 2001).

Kirby (2014) sledává nárůst zájmu o běh naboso, v minimalistických botách a spolu s nimi i o způsoby došlapu při běhu (running footstrike patterns) jedním z nejzajímavějších trendů nebo módních výstřelků v běhu. Nárůst zájmu o bosé a minimalistické běhání byl podle něj částečně způsoben knihou Zrození k běhu od Christophera McDougalla. V této knize McDougall (2010) tvrdí, že když naši předkové běhali naboso, moderní lidé by také takto mohli běhat, nebo alespoň volit boty s tenčí podrážkou. Ta podle něj napodobuje běh naboso a umožňuje „přirozenější“ běžecskou formu. Dále také na základě svého bádání tvrdil, že neexistují žádné důkazy o tom, že by moderní polstrovaná běžecská obuv se silnější podrážkou, která se stala populární v 70. letech, zabránila běžecským zraněním.

Boty napodobující běh naboso ale nemají prokazatelný vliv na výskyt zranění. Přestože například společnost Vibram prodávající minimalistickou obuv Five Fingers hlásala hned několik benefitů při nošení této obuvi, v lékařské literatuře se také objevily zprávy například od Giuliani, Masini, Alitz & Owens (2011) a Salzler, Bluman, Noonan, Chiodo & DeAsla (2012), že tyto boty ve skutečnosti zranění u některých běžců způsobily. Ve studii Ridge, Johnson, Mitchell, Hunter, Robinson, Rich a Brown (2013), kde běžci podstoupili 10týdenní program pro přechod k minimalistickým botám Vibram Five Fingers, došlo ve srovnání s těmi, kteří trénovali pouze v tradičních běžecských botách se silnou

podrážkou, k významnému nárůstu edému kostní dřené chodidla. Je však nutné zmínit, že tito běžci dříve v minimalistických botách nebo naboso neběhali.

Několik studií jako například De Wit, De Clercq a Aerts (2000), Lieberman et al. (2010), a Squadroni a Gallozzi (2009) se shodují, že běh bez bot je odlišný od běhu v botách, které mají běh naboso přibližovat. Výsledky studie Bonacci, Saunders, Hicks, Rantalainen, Vicenzino a Spratford (2013) podporují hypotézu, že běh naboso vyvolává změny v mechanice běhu trénovaných běžců, kteří běžně běhají v botách. Ve srovnání s během v obuvi, včetně té minimalistické, běh naboso prokázal rozdílnou mechaniku v kotníku a koleni. Tyto výsledky tedy nasvědčují tomu, že minimalistická bota nemůže zcela napodobit mechaniku běhu bosého.

Bosé běhání.

Na bosý běh podle Liebermana (2012) existuje mnoho různých názorů. Na jedné straně zastánci běhu naboso tvrdí, že běh bez bot je pro nás přirozenější a že boty způsobují zranění. Na druhé straně skeptici jsou přesvědčeni, že běh naboso je nebezpečný výstřelek, kterého je třeba se vyvarovat. Další časté názory jsou, že běh naboso je nezdravý, protože noha potřebuje odpružení, ochranu, podporu a kontrolu pohybu. Jiní tvrdí, že běh naboso může být bezpečný pouze po pláži nebo trávníku, ale ne na tvrdém povrchu, jako je asfalt a beton, anebo že jen jedinci, kterým bylo „biomechanicky dáno“, mohou běhat bez bot.

Bramble a Lieberman (2004) uvádí, že lidé běhají na dlouhé vzdálenosti po mnoho let a většina těchto běhů bylo skutečně bez bot na tvrdém a drsném povrchu. Minimální obuv jako sandály nebo mokasíny zřídka vydrží do archeologických nálezů, ale byly nalezeny ve starém paleolitu, který začal teprve před 45 000 lety (Lieberman, 2011). Všichni běhali bosí nebo v minimálních botách až do roku 1970, kdy byla vyvinuta moderní běžecká obuv s tlumenou patou, podporou klenby a vyztuženou podrážkou. Z toho podle Bramble a Liebermana (2004) vyplývá, že lidské tělo musí být dobře přizpůsobeno běhu naboso.

Z evolučního hlediska je bosý běh stejně přirozený jako bosá chůze nebo cokoli jiného, co naši předkové dělali už jako kojenci. Proto je podle Liebermana (2012) nesprávné uvažovat o bosém běhání jako o módní záležitosti nebo jako o něčem skutečně nebezpečném.

Většina debat týkajících se bosého běhu v zásadě upozorňuje na obavy spojené s vysokou prevalencí běžeckých zranění. Ročně 30 % až 70 % běžců utrpí zranění, která souvisí s opakujícím se stresem na dolní končetiny (Van Gent et al., 2007). Navzdory velké pozornosti, mnoha výzkumů a sofistikovanému designu obuvi za posledních 30 let

nedošlo k výraznému poklesu běžeckých zranění. Z toho můžeme vyvodit, že současné přístupy nefungují a jsou neefektivní (Lieberman, 2012).

Podle Liebermana (2012) tento nedostatek v progresu s sebou nese několik všeobecně přijímaných hypotéz. Jedna z nich je, že běh jako takový je skutečně škodlivý a že vysoká míra zranění je normální a lze ji očekávat. Další běžnou hypotézou je, že mnoho lidí je nedostatečně adaptováno pro dlouhý běh kvůli biomechanickým abnormalitám (například asymetrií), modernímu životnímu stylu, který snižuje flexibilitu nebo neuromuskulární dovednosti, nebo kvůli novým environmentálním podmínkám, jako jsou tvrdé zpevněné plochy.

Velké množství studií bosého běhu, jako například Ridge et al. (2013), De Wit, De Clercq & Aerts (2000), Divert, Mornieux, Freychat, Baly, Mayer & Belli (2008) a Kerrigan, Franz, Keenan, Dicharry, Della Croce a Wilder (2009), jsou ale prováděny tak, že běžci, kteří běžně běhali v obuvi, jsou vyzváni, aby si je pro laboratorní měření sundali. Třebaže může být takový výzkum užitečný, výhradní využití běžců, kteří běhají běžně v botách, pro studium bosého běhu je problematické. Nelze totiž očekávat, že si tyto subjekty vyvinuly muskuloskeletální adaptace a kinematické návyky opravdových bosých běžců, a proto mohou běžet od těchto lidí odlišně. Je také důležité zdůraznit, že všichni běžci, ať už jsou bosí nebo obutí, se liší také svou vlastní formou. V závislosti na řadě podmínek, jako je rychlost, struktura a tvrdost povrchu nebo únava, se tato forma může lišit. Když běží bez bot běžci, kteří jsou běžně zvyklí běhat v botách, mají větší pravděpodobnost dopadu na patu na měkkém povrchu, jako je tráva, a větší pravděpodobnost dopadu na přední nebo střední část chodidla při běhu po tvrdém povrchu (Myers & Steudel, 1985). Jedna hypotéza říká, že bosí běžci mají ještě proměnlivější kinematiku než běžci v botách, protože mají lepší propriorecepci ze svých nohou. Neexistuje nic takového jako jediná bosá běžecká forma, ale místo toho vysoce variabilní rozsah kinematických stylů (Lieberman, 2012).

Zatímco asi 75 % obutých běžců došlapuje na paty při mírných rychlostech na rovném a tvrdém povrchu (Hanson, Berg, Deka, Meendering & Ryan, 2011), zkušenější bosí běžci s větší pravděpodobností dopadnou směrem k přední nebo střední části chodidla. To znamená, že i bosí běžci někdy došlapují na paty (Jungers et al., 2009) a není správné předpokládat, že bosí běžci vždy došlapují na špičky.

Dalším společným rysem běžců, kteří jsou zvyklí běhat boso, je relativně krátký krok a jeho rychlé střídání (9170 kroků za minutu) bez ohledu na rychlost (Raichlen, Armstrong & Lieberman, 2011). Relativně kratší krok vysvětluje, že bosí běžci často dopadají chodidlem na zem více svisle a se srovnaným kolenem s kyčlí (Lieberman, 2012).

Rychlost

Běh lze klasifikovat podle rychlosti. Jakožto jogging nebo submaximální běh definujeme pohyb o rychlosti od 8 km/h do 16,1 km/h, přičemž rychlejší běh pak označujeme jako sprint (Daoud, Geissler, Wang, Saretsky, Daoud & Lieberman, 2012). Spolu s rostoucí rychlostí dochází k charakteristickým změnám ve způsobu běhu. Stejně jako u chůze se těžiště těla při běhu přemisťuje v prostoru po sinusové křivce, avšak během cyklu běhu je tělo nakloněné dopředu. Linie přechodu mezi kroky je ve středové linii nebo v její blízkosti, aby se minimalizoval boční posun v těžišti. Se zvyšující se rychlostí klouby dolních končetin zvyšují svůj rozsah pohybu, aby snížily svislý posun těžiště (Mann, Baxter, & Lutter, 1981). Rychlejší běžci tedy potřebují větší flexibilitu a excentrickou svalovou sílu, než běžci pomalí.

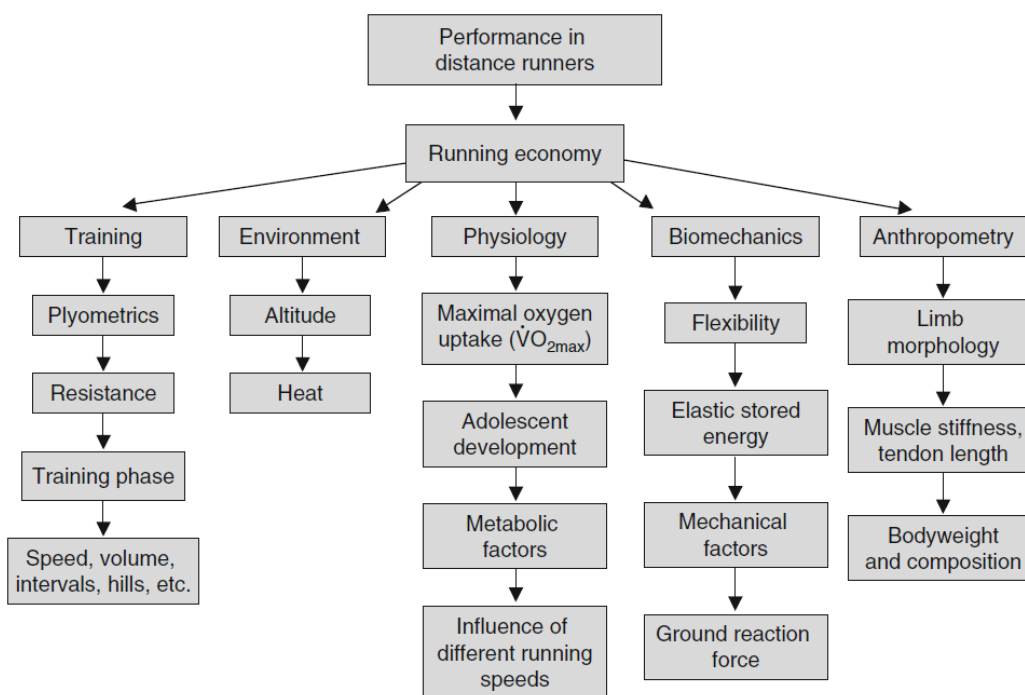
Dugan (2005) uvádí, že rychlost a délku běhu můžeme popsat pomocí výrazů kadence, délka dvojkroku a délka kroku. Kadence se rovná počtu kroků za jednotku času. Délka dvojkroku je vzdálenost mezi dvěma po sobě následujícími kontakty stejné nohy s povrchem. Délka kroku je vzdálenost mezi body kontaktu jedné a následně druhé nohy s povrchem. Časové a prostorové změny během pohybu spolu většinou vzájemně souvisejí. Zvýšení rychlosti je dosaženo prodloužením délky kroku s následným zvýšením kadence (Ounpuu, 1994). Ve vyšší rychlosti je více času stráveno v letové fázi (Dugan, 2005).

Vyšší excentrická kontrakce, ke které dochází při řízení pohybu kloubu, má za následek vyšší výdej energie. Větší rozsah pohybu dolní končetiny také slouží k minimalizaci vertikálního posunu těžiště těla (Mann et al., 1981). Konečným výsledkem jsou zvýšené energetické nároky přímo související se zvyšující se rychlostí, což limituje absolutní běžeckou vzdálenost. Se zvyšující se rychlostí se mění účinnost běhu a jeho ekonomika. Ekonomika běhu byla tradičně měřena hodnocením spotřeby kyslíku v dané rychlosti (Anderson, 1996). Energetické nároky běhu nejsou determinovány pouze rychlostí, ale také biomechanickými proměnnými. Dosud ale nebyl nalezen ideální model pro ekonomický běh. Je mnoho faktorů, které ho mohou ovlivnit. Tréninkem umožňuje jedinec svému tělu se biomechanicky adaptovat, aby dosáhlo nejméně energeticky náročného vzorce běhu (Dugan, 2005).

Ekonomika běhu

Ekonomika běhu, jako schopnost udržet rychlost s minimálním vynaložením energie, se podle Kučery a Truksy (2000) považuje za jeden ze zásadních faktorů u výkonů vysoké úrovně. Podle Andersona (1996) je ekonomika běhu množství kyslíku potřebné k udržení určité rychlosti a byla brána jako fyziologické kritérium pro efektivní výkon. Pro dlouhý běh byla dokonce identifikována jako kritický prvek celkového výkonu.

Ekonomika běhu je založena na takových kritériích, jako jsou účinný metabolismus, charakteristické pohybové znaky, individuální rozdíly v tělesné stavbě apod. (Kučera & Truksa, 2000, p. 48). Na obrázku 2 jsou uvedeny faktory ovlivňující ekonomiku při běhu na delší vzdálenosti. Anderson (1996) uvádí, že biomechanické faktory pravděpodobně přispívají k lepší ekonomice u každého běžce. Další faktory, které souvisí s ekonomikou běhu, jsou délka kroku a malá vertikální oscilace těžiště těla.



Obrázek 2. Faktory ovlivňující ekonomiku při běhu na delší vzdálenosti (Saunders, Pyne, Telford & Hawley, 2004).

Kučera a Truksa (2000) se mimo jiné shodují, že indikátorem běžecké ekonomiky je změna výšky těžiště během bezoporové fáze kroku. Nadbytečné zvýšení tohoto zdvihu o 1 cm při každém kroku na trati 5000 m odpovídá práci vynaložené na vystoupení do 5. poschodí domu. Takto zbytečná práce má pochopitelně negativní vliv na výkon.

Biomechanickou účinnost mohou dále ovlivnit ostřejší úhel kolene během švihů, menší rozsah pohybu, ale větší úhlová rychlost plantární flexe během odrazu z přední části chodidla, rychlejší rotace ramen v transverzální rovině, větší rotace pánve a ramen v transverzální rovině a efektivní využití uložené elastické energie. Další faktory, které mohou zlepšit ekonomiku, jsou vedle komplexní tréninkové historie také lehká tlumivá obuv a dobrý povrch (Anderson, 1996).

Autoři Kučera a Truksa (2000) ve své knize píšou o studii, ve které byla srovnávána technika čtyř běžců na 1500 m, kteří měli téměř totožnou fyziologickou kapacitu, ale

odlišnou úroveň techniky běhu. Zjistil, že neekonomické umístění odrazové nohy na začátku oporové fáze kroku může způsobit vyšší energetické nároky na odrazovou fázi a způsobit tak ztráty horizontální rychlosti.

Souvislost mezi mechanikou běhu a jeho energetickými nároky zmínil už Anderson (1996), ale poukazoval na to, že v jeho době dosavadní výzkumy neprokázaly jasný profil z hlediska mechaniky pro běžce s dobrou ekonomikou běhu. Zdá se, že prostřednictvím tréninku jsou jedinci schopni své vlastní jedinečné tělesné rozměry a mechanické vlastnosti integrovat a přizpůsobit tak, aby dospěli k neekonomičtějším pohybu při běhu (Anderson, 1996).

Podle Kučery a Truksy (2000) je efektivita pohybů během výkonu špičkové úrovně hlavním kritériem k vyhodnocování efektivní běžecké techniky. Lepší technika běhu se vyznačuje stejnými fyziologickými ukazateli s vyšším výkonem. Efektivita techniky běhu závisí na pohybové ekonomii. Ekonomie se zlepšuje snižováním mechanické práce v oporové fázi při určité rychlosti běhu. To vyžaduje nejen menší brždění a zrychlování pohybů těla, ale i menší vertikální a horizontální výchyly.

Pokud chceme vyhodnocovat vykonanou mechanickou práci, je potřeba brát v úvahu tělesnou stavbu běžce a efektivitu práce kosterních svalů. Běžci vysoké úrovně mohou dosahovat až 75% nebo ještě lepší mechanické účinnosti. (Kučera & Truksa, 2000).

Technika a biomechanika běhu

Správná běžecká biomechanika zahrnuje synchronizaci pohybu všech komponentů kinetického řetězce. Noha slouží jako spojovací článek mezi povrchem a zbytkem tohoto řetězce. Mezi mnohé funkce nohy patří přizpůsobování se nerovnému terénu a propriorecepce správné polohy a rovnováhy (Dugan, 2005).

Technika je podle Dovalil a kolektiv (2009) především záležitostí řízení motoriky. Cílem je dosažení dokonale efektivní organizace sportovní činnosti, tj. takového uspořádání pohybu v prostoru a čase, které vede k úspěšnému řešení požadovaného pohybového úkolu. To v zásadě určuje dokonalá souhra zúčastněných svalových skupin řízená nervovou soustavou.

Během běžeckého cyklu se pohyb nohy odlehčuje a může být ovlivněn kompenzačním pohybem ostatních kostí a kloubů dolní končetiny. Nesprávné vyrovnání bederní páteře a dolních končetin mohou vést ke změně mechaniky a způsobit tak zranění (Dugan, 2005).

Běžec vykoná asi 3–5 miliónů běžeckých kroků v průběhu jednoho tréninkového roku (Kučera & Truksa, 2000). Ekberg (1956) dokázal, že odchylky od optimálního

běžecského kroku zvyšují energetický výdej, a je nutné poznamenat, že zdaleka ne všechny běžecské kroky v tréninku jsou optimální. Proto je nezbytné porozumět biomechanice běhu po celém kinematickém řetězci (Dugan, 2005).

Běh klade větší nároky na klouby a svaly než chůze (Dugan, 2005). Při běhu byl zaznamenán větší rozsah pohybu v kloubech, zejména flexe kyčle, kolene a dorzální flexe kotníku (Ounpuu, 1994). V jiných kloubech, např. v oblasti bederní páteře a pánve (Dugan, 2005) pravděpodobně také dochází k většímu rozsahu pohybu. S rostoucí rychlostí běhu narůstá rozsah pohybu především v sagitální rovině (Ounpuu, 1994). Někteří vědci zaznamenali také větší míru pohybu v transverzální rovině během sprintu. K ovládnutí tohoto pohybu je zapotřebí větší excentrická práce svalů bérce (Dugan, 2005). Goater (2012) ve své knize upozorňuje, že běhání není pouze o nohou, ale zapojuje se do něj celé tělo.

Běžecský cyklus

Běh můžeme charakterizovat jako rytmickou soustavu skoků a jedná se o cyklický pohyb (Prukner & Machová, 2011). Běžecský cyklus je ohraničen prvním počátečním kontaktem jedné nohy a následujícím počátečním kontaktem nohy stejné (Goater, 2012).

V tomto úseku probíhají dvě období letové fáze (float), během kterých není ani jedna noha v kontaktu se zemí. To má za následek zkrácení času v oporové fázi a prodloužení času ve fázi švihové. Spolu se stále rostoucí rychlostí dochází k dalšímu snížení doby strávené v oporové fázi, zatímco doba trvání švihové fáze se zvyšuje (Dugan, 2005).

Takto vypadá analýza světového rekordu Usaina Bolta na 100 m z Berlína roku 2009: 9,58 sekundy, 41 kroků, doba v kontaktu s podložkou – 3,20 sekundy, doba ve vzduchu – 6,38 sekundy (Goater & Melvin, 2012). Autor na základě těchto časů přirovnává běh k létání.

Fáze běžecského cyklu.

Prukner & Machová (2011) v pohybovém cyklu švihového způsobu běhu rozlišují tři fáze: odraz, let a dokrok, kromě toho pak střední polohu (moment vertikály). Kučera a Truksa (2001) zase popisují 3 fáze běžecského kroku, kterými jsou fáze amortizační, hnací a letová. Různí autoři označují za nejdůležitější odlišnou fázi běžecského cyklu. Pro Pruknera a Machovou (2011) je to fáze odrazu, přičemž síla odrazu podle nich musí směřovat do těžiště. Pro Kučeru a Truksu (2011) je nejdůležitějším v celém běžecském krokovém cyklu amortizační fáze. Racionální pohyby v této fázi zajišťují minimální vertikální odchylky těla, maximální využití elasticity svalů a minimální ztráty horizontální rychlosti.

Průběh běhu podle Pruknera a Machové (2011, p. 39) vypadá následovně: „Moment vertikály je výchozí polohou pro odraz, který uděluje běžci vždy nové zrychlení. Nejdůležitější je fáze odrazu, přičemž síla odrazu musí směřovat do těžiště. Ve fázi letu se tělo atleta pohybuje setrvačností. Při správné technice běhu nedojde při dokroku ke zbrzdění pohybu. Dopad švihové nohy musí být amortizován pružným došlápnutím.“

Pro jednotnost terminologie a výchozího paradigmatu blíže nastiňme teorii fází běžeckého kroku Kučery a Truksy (2000), z níž budeme nadále vycházet.

1) Amortizační fáze

Zásadní pro tuto fázi je pohyby dosáhnout minimálních ztrát horizontální rychlosti. Hlavním úkolem tedy je vertikálně neodchýlit těžiště od přímočaré dráhy. Optimální dokrok je proveden tak, že horizontální rychlost dokračující nohy je v momentu došlapu nulová.

O poklesu kyčlí, tedy i těžiště v amortizační fázi, rozhodují dva faktory. Jsou jimi vertikální rychlost těla běžce před došlapem a flexibilita opěrného systému k potřebné absorpci vertikálních sil.

Pro snížení poklesu kyčlí je potřeba kratší letová fáze a účinnější došlap nohy. Výsledkem menší vertikální odchylky pak jsou menší energetické. Navíc dobře provedený došlap zachová více elastické energie ve svalovém systému k využití v následující hnací fázi. Toto natažení svalů v kotníku hraje významnou roli v uchování elastické energie během amortizační fáze. Svaly kolen a kyčlí jsou pak odpovědné za udržování postoje.

2) Hnací fáze (driving phase)

Tato fáze závisí na optimální hnací akci, optimálním úhlu odrazu, exploataci nahromaděné potenciální energie svalů a využívání reakčních sil vytvářených aktivním pohybem vpřed – nahoru opačné nohy. Velikost reakčních sil se snižuje dříve, než se hnací noha zvedne z dráhy. Proto prodloužení hnací fáze není racionální.

Není dobré klást důraz na první část hnací fáze, protože to může způsobit nežádoucí pohyb vzhůru. To by vytvářelo rychlostní ztráty právě z důvodu vertikální odchylky. Hnací fáze musí být kontinuální pro zajištění optimálního hnacího úhlu a současně dostatečně krátká, aby byla zajištěna správně načasovaná akce nohy vpřed.

Dalším důležitým faktorem konečné fáze švih je brzdící akce stehna vedoucí nohy. Ta má zodpovědnost za správné načasování pohybu vpřed švihové nohy. Kučera a Truksa (2000) upozorňují na to, že by bylo nesprávné akceptovat názor, že v běžích na střední a dlouhé tratě musí být opěrná noha na konci fáze zcela natažena. Tak tomu je pouze ve finiši.

Fáze amortizační a hnací se řadí do fáze oporové.

3) Letová fáze

Omezená doba trvání s minimálním energetickým výdajem jsou nejdůležitějšími kritérii pro hodnocení letové fáze, která je determinována pohyby v předchozích fázích. Většinou švihová akce stehna pomáhá k tomu, aby nedošlo k dlouhému pohybu vzad vzhůru druhé nohy. To naopak zkracuje trajektorii pohybu nohy, která je odpovědná za zmenšení energetické náročnosti letové fáze. Pro dlouhé běhy je optimální, když noha není vykopnuta výše, než je kolenní kloub (Kučera & Truksa, 2000).

Aktivní extenze stehna vedoucí nohy je nejdůležitějším prvkem v technice druhé části letové fáze. Správné provedení extenze stehna zabezpečuje aktivní dokrok nohy a zmenšuje brzdící síly (Kučera & Truksa, 2000).

S pohybem nohou souvisí také pohyb paží, který je vždy opačného směru. Paže usnadňují rotační pohyb trupu kolem podélné osy. Běžec má při běhu trup nakloněný vpřed (běžecký náklon) a velikost náklonu závisí na rychlosti a způsobu běhu. Čím větší je náklon trupu, tím dochází k ostřejšímu úhlu odrazu a vznikají tak větší nároky na sílu a rychlost. Pohyb těžiště po křivce je nerovnoměrný a vychyluje se i do stran. Rozdíl výšky těžiště mezi oporovou a letovou fází činí 6-8 cm (Prukner & Machová, 2011).

Kučera & Truksa (2000) pro hodnocení techniky běhu doporučují sledovat následující proměnné:

- a) délka kroku,
- b) frekvence kroku,
- c) doba trvání letové fáze,
- d) změny, které probíhají při změně rychlosti běhu,
- e) úhel odrazu (zda nedochází k odrazu mimo těžiště),
- f) postavení hlavy a trupu,
- g) způsob vedení paží, uvolněnost v ramenou,
- h) horizontální či vertikální odchylky těžiště (skákání nebo kolébání).

Autoři Goater & Melvin (2012) tvrdí, že technika je stejná pro všechny rychlosti běhu, ať už se jedná o sprinty v maximální rychlosti, nebo lehký klus. Kučera a Truksa (2000) upozorňují na to, že je třeba si uvědomit, že běžecká technika je velmi individuální a je dána stavbou těla běžce, jeho trénovaností, a dalšími vnějšími faktory. V této práci jsme se zaměřili právě na hodnocení urychlení a úhlové rychlosti trupu na travnatém a asfaltovém povrchu s různým typem obutí.

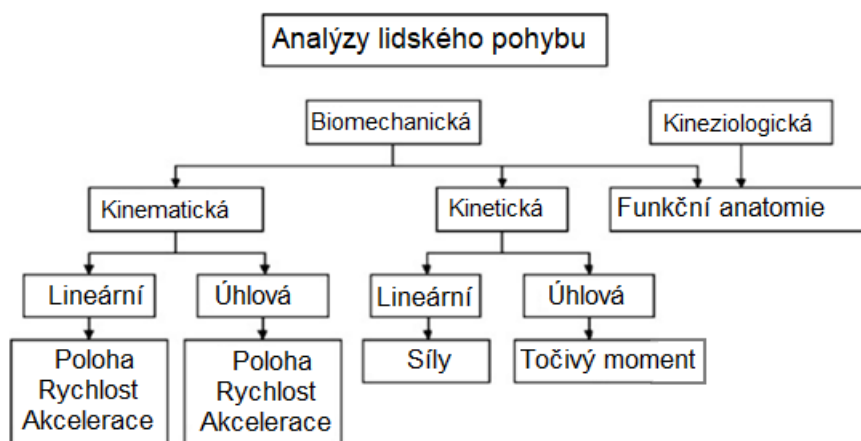
Biomechanická analýza pohybu

Lidský pohyb je důležitý neuro-muskuloskeletární projev těla, který zahrnuje faktory mechanické, fyziologické, anatomické, sociologické, environmentální a psychologické (Everett & Kell, 2010). Podle Janury, Vařeky, Lehnerta, Svobody, Klugarové, Elfmarka a Vařekové (2012) má při analýze pohybu biomechanika nezastupitelné místo. Její použití v kombinaci s dalšími vědními disciplínami umožňuje získání komplexních poznatků o dané pohybové činnosti.

Bartlett (2014) ve své knize uvádí definici sportovní biomechaniky jako studium analýzy vzorců lidského pohybu ve sportu. Pojem biomechanika, který obsahuje prvky fyziky spolu s porozuměním funkčního pohybu a anatomie, se již mnoho let používá k popisu mechanické analýzy biologických systémů (Hall, 2012).

Analýza lidského pohybu byla prováděna již v pátém století před naším letopočtem. Aristoteles a jeho kolegové vyvinuli model lidského aparátu (Greene & Roberts, 2015). Lidský pohyb podle Hamilla a Knutzena (2006) zahrnuje změnu umístění osoby, její polohy nebo držení těla ve vztahu k určitému bodu v prostředí. Už dříve Brooke (1973) tvrdil, že pohyb není jednotný, ale hluboce stratifikovaný, a vyžaduje analýzu a jasnou identifikaci celé řady jeho vrstev. Lidský pohyb jako koncept tedy podle něj nelze omezit pouze na fyzickou stránku, ale je nutné na něj nahlížet jako na komplexní a mnohaúrovňovou formu života (Godfrey et al., 2008). Faktory fyziologické, anatomické, environmentální, psychologické a sociologické by podle Trew a Everett (2005) měly být součástí chápání pohybu člověka jako celku.

Hood, McBain, Portas a Spears (2012) uvádí, že současný technologický pokrok dal vzniknout novým systémům pro měření sportovního výkonu nebo vylepšení těch stávajících. Přístrojové techniky pro biomechanickou analýzu pohybu je možné efektivně využívat jen za předpokladu, že budou s nimi budou pracovat odborníci, kteří budou schopni zajistit jejich efektivní vytíženost (Janura et al., 2012). S pokrokem v akademickém a aplikovaném výzkumu mohou analytici pomocí systémů interpretovat získaná data a identifikovat potenciální neefektivnost výkonu sportovce nebo týmu. Na základě těchto výsledků lze poté zavést intervence a sledovat účinky na výkon pomocí stejných analytických systémů. Měřicí techniky mohou být různé, od pozorování s okamžitou zpětnou vazbou až po složité techniky snímání pohybu v laboratoři či v terénu, a to v závislosti na analyzovaném pohybu, dostupných zdrojích a typu požadované zpětné vazby (Hood et al., 2012). Přeložené rozdělení analýzy pohybu je znázorněno na obrázku 3.



Obrázek 3. Analýzy lidského pohybu od Godfrey et al. (2008).

Rozdělení metod

Pohyb lze analyzovat pomocí širokého spektra metod, které volíme na základě cíle analýzy, dostupnosti přístrojové techniky, časových možností apod. (Janura et al. 2012).

Základní rozdělení metod pro analýzu pohybu podle Janury a kol. (2012) na kvalitativní a kvantitativní je dáno charakterem výstupních veličin a způsobem jejich zpracování.

Kvalitativní analýza

Při kvalitativní analýze hodnotíme a popisujeme pohyb, aniž bychom měřili konkrétní fyzikální veličiny. Tento postup přináší mnoho důležitých poznatků, ale neumožňuje určit velikost (kvantifikaci) výstupních veličin a jejich rozdílů (Knudson & Morisson, 1997).

Běžnou metodou analýzy pohybu je pozorování (Hood et al., 2012). Trenéři nebo vědci často provádějí pozorování tak, že sledují výkon sportovců a rovnou identifikují chyby v rámci pohybového vzorce a poskytují zpětnou vazbu sportovcům prostřednictvím demonstrace požadovaného pohybu nebo diskuse o tom, jak jej zlepšit (Lees, 2002). Přestože je tato forma analýzy snadno dostupná a nákladově nenáročná, podle Barris a Button (2008) není bezproblémová a zcela spolehlivá (vysoká míra subjektivity a někdy i chybovosti pozorovatele). Jako alternativa pro zvýšení spolehlivosti dat z pozorování se používá video analýza. Ta se stala více dostupnou spolu s technologickým pokrokem. Podobně jako u přímého pozorování byla ale i u této metody vyhodnocena spolehlivost pozorovatelů jako průměrná až dobrá (Brunnekreef, Van Uden, Van Moorsel & Kooloos, 2005). Použití videa však zlepšuje proces zpětné vazby díky možnosti opakovaného přehrávání záznamu, jeho zpomalení a pořizování snímků významných bodů pohybu. Ale stejně jako u přímého pozorování je zpětná vazba u video analýzy zcela subjektivní a stojí

na znalostech pozorovatele (Hood et al., 2012). Pro zcela objektivní zpětnou vazbu je potřeba využít kvantitativní nástroje pro hodnocení výkonu.

Kvantitativní analýza

Výstupem kvantitativních metod jsou číselné hodnoty zpravidla udávající velikost fyzikálních veličin. Použití těchto metod vyžaduje přístrojové a technické vybavení vytvořené často na základě nejnovějších poznatků v oblasti vědy a výzkumu. Většinou má toto vybavení také odpovídající vysokou pořizovací a provozní hodnotu (Janura et al., 2012).

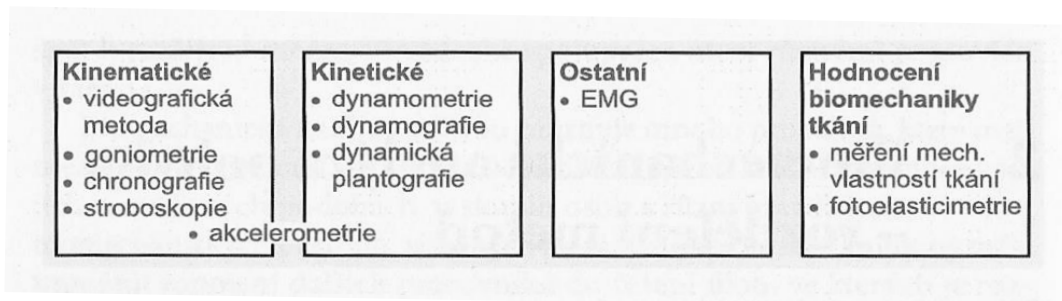
Mohou zde být implementovány techniky pro získání informací o kinetice (zkoumá časové změny síly) a kinematice (zkoumá časové změny pohyb). Podle složitosti pohybu může být analýza dvoj nebo trojrozměrná (Hood et al., 2012). Ačkoli je podle Mackey, Walt, Lobb & Stott (2005) 3D analýza pro rozbor cyklu chůze a běhu označována jako metoda zlatého standardu, při měření sportovních výkonů je nutná obezřetnost vzhledem k laboratorní povaze techniky a nedostatku validity u některých testovacích protokolů (Hood et al., 2012).

Inerciální měřicí jednotky (IMU)

Rychle se rozvíjícím alternativním přístupem k měření lidského pohybu je použití inerciálních měřicích systémů nebo jednotek. Stávají se běžnými v biomechanických výzkumech (Krüger & Edelmann-Nusser, 2009) a při hodnocení výkonnosti (Bergamini, Picerno, Pillet, Natta, Thoreux & Camomilla, 2012). Tyto jednotky jsou malá elektronická zařízení, která obvykle obsahují gyroskopy, magnetometry a akcelerometry, které lze upevnit na objekt nebo na tělo sportovce. Výpočty z těchto zařízení lze provádět téměř okamžitě i na levných mikroprocesorech a pomocí bezdrátového přenosu lze navíc data v reálném čase odesílat na přijímací zařízení. Jedna z nevýhod techniky laboratorní povahy je, že mohou omezovat v samotném pohybu (Hood et al., 2012).

Higginson (2009) také uvádí, že nárůst popularity běhu vedl k potřebě vynalézt snazší a levnější způsoby jeho hodnocení. Ačkoli tradiční měřicí zařízení, mezi která můžeme zařadit systémy pro snímání pohybu, silové plošiny a elektromyografy, jsou adekvátními metodami, jejich používání může být omezeno vysokými náklady nebo nedostatečnou možností jejich přenosu. Technologické nástroje, jako jsou akcelerometry, elektrogoniometry, gyroskopy a snímače tlaku v botě, přinesly další možnosti. Tyto senzory se běžně používají k získávání stejných informací jako z tradičních systémů, ale nejsou zatíženy jejich omezeními. V kombinaci s bezdrátovou technologií poskytují cenově dostupnou a lehkou alternativu k analýze běhu, která umožňuje sběr dat v téměř jakémkoli prostředí.

Janura a kolektiv (2012) uvádějí, že metoda akcelerometrie umožňuje měření zrychlení pomocí akcelerometrů a bývá někdy zařazována na pomezí kinematických a kinetických metod. Způsob, jak tito autoři dělí biomechanické kvantitativní metody, je na obrázku 4.



Obrázek 4. Rozdělení kvantitativních metod pro analýzu pohybu v biomechanice (Janura a kolektiv, 2012).

Historie akcelerometrů.

Akcelerometry byly poprvé koncipovány k monitorování lidského pohybu již v padesátých letech (Inman & Eberhart, 1953), ale byly považovány za nevhodné kvůli velkým rozměrům a nákladům (Culhane, O'connor, Lyons & Lyons, 2005). Spolu s pokrokem ve vědě a technologii se téma akcelerometrie ve zkoumání lidského pohybu znovu objevilo v 70. letech (Morris, 1973). Morris tvrdil, že akcelerometry mají mnoho výhod v porovnání s běžně používanou kinematografií a elektrogoniometrií. Data ze senzorů s akcelerometry byla zaznamenávána do přenosného rekordéru, který byl připevněn k pasu a připojen pomocí lehkého kabelu.

Akcelerometry jsou zařízení, která měří aplikované zrychlení působící podél citlivé osy (Schutz, Weinsier & Hunter, 2001). Protože reagují jak na frekvenci, tak na intenzitu pohybu, jsou přesnější než aktometry nebo krokoměry (Mathie, Coster, Lovell & Celler, 2004).

Využití IMU ve sportu.

Janura a kolektiv (2012) uvádí, že „akcelerometry jsou senzory pro měření zrychlení, odstředivých a setrvačných sil. Slouží také pro určování pozice tělesa, jeho náklonu nebo vibrací. Pracují na principu určení odchylek způsobených pohybem hmotného tělesa (setrvačnost hmoty) umístěného v akcelerometru. Tyto změny jsou převáděny na výstupní elektrický signál. Použitím tří akcelerometrů umístěných tak, že jejich osy jsou na sebe kolmé, lze určit třídimenzionální (3D) zrychlení.“

Zatímco pro dřívější analytické metody byla zapotřebí dobře vybavená výzkumná laboratoř, v současné době se používají levnější přenosná zařízení, která umožňují

vědcům přesouvat měření z laboratoří do přirozenějšího prostředí a získat tak vhodnější informace pro praxi v reálném životě (Higginson, 2009). Podle Norris, Anderson a Kenny (2014) jsou tato zařízení vhodná pro zkoumání běhu.

Došlo tak současně k nárůstu používání zařízení, jako jsou akcelerometry. Vědci objevili jejich potenciál při hodnocení analýzy běhu bez omezení laboratorních technologií (Lee, Sutter, Askew & Burkett, 2010). Bylo také prokázáno, že kinematické měřicí systémy často používané trenéry (např. analýza videa) jsou zcela subjektivní a závislé na znalostech trenéra (Hood et al., 2012) a jejich skórování stejného pohybu na videozáznamu se v průběhu času mění (O'Halloran, 2005).

K hodnocení lidského pohybu se používá mnoho technik. Některé zahrnují pozorování, technologie přírodních věd (silové plošiny, gait mats, optická analýza pohybu), dotazníky a další. Mnoho z těchto technik, které jsou primárně určené pro laboratorní účely, nejsou ideální pro kontinuální analýzu (Culhane et al., 2005). Akcelerometry se tak staly preferovanou volbou pro kontinuální, nezatěžující a spolehlivou metodou detekce a monitorování pohybu člověka (Godfrey et al., 2008).

Akcelerometry se běžně používají k analýze dopadů v různých vrcholových sportech (Kenneally-Dabrowski, Serpell & Spratford, 2018). Data poskytovaná akcelerometry mohou přispívat ke zvyšování výkonu, prevenci úrazů a monitorování sportovců. V posledních letech byla prokázána reliabilita těchto zařízení (Kelly, Murphy, Watsford, Austin & Rennie, 2015).

Podle Kenneally-Dabrowski, Serpell a Spratford (2018) se v literatuře objevilo několik studií, které úspěšně používaly jediný akcelerometr k identifikaci parametrů běžeckého cyklu. Mezi ně se řadí například vertikální posuny těžiště a oscilace, frekvence kroku (step), doba trvání jednoho běžeckého cyklu a další (Lee, Sutter, Askew, & Burkett, 2010).

Díky vývoji IMU se jejich rozměry zmenšují a dají se tak snáz použít při dynamičtějším pohybu (Chen, Gonzalez, Vasilakos, Cao & Leung, 2011). Akcelerometry mikroelektromechanických systémů se osvědčily při přímém měření zrychlení. Zatímco v předchozích optických systémech se objevovaly chyby při výpočtu zrychlení, akcelerometry takové chyby nedělají, a navíc mají výhodu v možnosti využití jedné nebo více os (Higginson, 2009). Právě to vedlo k úspěšné validaci IMU pro identifikaci řady parametrů při měření běhu. Mezi tyto parametry patří např. vertikální posunutí těžiště (Gullstrand, Halvorsen, Tinmark, Eriksson & Nilsson, 2009), běžecká rychlost (Hauswirth, Le Meur, Couturier, Bernard & Brisswalter, 2009) a úhlová rychlost (Channells, Purcell, Barrett & James, 2006)

Norris et al. (2014) na základě systematického přehledu doporučuje pro budoucí výzkumy běhu s využitím akcelerometrů následující: Pokud zkoumáme tibiální zrychlení, navrhuje postupovat podle Mathie, et al. (2004) a umístit akcelerometr v přední/distální části holenní kosti. Rovněž doporučuje, aby byl použit biaxiální nebo triaxiální akcelerometr, protože během testování dochází ke zkreslení axiálního vyrovnaní (Mercer, Devita, Derrick & Bates, 2003).

V přesnosti sběru dat hraje podle Norrisse (2014) důležitou roli také hmotnost senzoru, kterou se doporučuje volit do 3 g. Ta může mít zásadní význam zejména při sběru údajů o zrychlení z tibie, protože senzor je připevněn na malou povrchovou plochu (distální holenní kost) ve srovnání s umístěním na dolní část zad.

Umístění akcelerometrů.

Téma umístění senzorů řešila studie Dixon, Schütte, Vanwanseele, Jacobs, Dennerlein, Schiffman & Hu (2019), jejímž cílem bylo mimo jiné zjistit, jak umístění senzorů ovlivnilo průběh signálu. Její zjištění ukázala, že pro získání kvalitních dat stačí jeden senzor umístěný na holeni nebo v oblasti bederní páteře. Jejich výsledky naznačují, že pohybový vzorec dolní končetiny se přenáší do dolní oblasti zad, aniž by došlo ke ztrátě přesnosti. Tento výsledek byl překvapivý, protože chodidlo a distální část končetiny absorbují, modulují a kontrolují interakci chodidla se zemí, a proto by měly být spjaty s vlastnostmi povrchu (Williams III, McClay, Hamill & Buchanan, 2001) více než pohyb zachycený v dolní části zad (Dixon, Schütte, Vanwanseele, Jacobs, Dennerlein, Schiffman & Hu, 2019).

Také Mathie, Coster, Lovell & Celler (2004) se zabývali umístěním akcelerometru na těle subjektu. Podle nich bývá akcelerometr obvykle připevněn k části těla, jejíž pohyb je sledován. Například zařízení připevněná ke kotníku a holeni se používají ke studiu pohybu dolních končetin během chůze nebo běhu, zatímco akcelerometry připevněné na zápěstí dokážou monitorovat třes u Parkinsonovy nemoci. Při studiu pohybu celého těla nejlépe slouží senzory umístěné nejbližší středu těla, například na hrudní kosti, pod paží nebo v pase (Bouten, Koekkoek, Verduin, Kodde & Janssen, 1997).

Přesné umístění akcelerometru může také ovlivnit přesnost měření. Pokud je například senzor umístěn příliš blízko ke středu otáčení, může být amplituda výsledného měřeného signálu zeslabena (Godfrey et al., 2008).

Výsledek akcelerometru připevněného na tělo závisí podle (Mathie et al., 2004) na čtyřech faktorech:

1. pozici, ve které je umístěn,
2. jeho orientaci v tomto umístění,
3. postavení subjektu,

4. činnosti prováděné subjektem.

Hlavní složky akcelerace jsou způsobeny pohybem těla. Faktory tvořícími translační a rotační pohyby těla jsou tělem generovaná lineární, dostředivá a coriolisova zrychlení. V signálu akcelerometru mohou být přítomna i další rušivá výsledná zrychlení způsobená např. pohybem měkkých tkání nebo vnějšími vibracemi. Tyto rušivé signály lze ale minimalizovat pečlivým umístěním nástroje a filtrováním signálu (Mathie et al., 2004).

Sheerin et al. (2019) ve své práci také řeší problematiku umístění a tvrdí, že pro používání akcelerometrů připevněných na holenní kost platí několik doporučení, která je třeba dodržovat k dosažení přesných a reprodukovatelných výsledků. Zařízení by měla být pevně připevněna k holenní kosti. Rozdílne umístěné akcelerometry nemusí poskytovat srovnatelné údaje. Distálně připevněná zařízení poskytují vyšší hodnoty, které pravděpodobně blíže představují zrychlení daného segmentu. Naproti tomu axiální tibiální oblast zrychlení je jedinou složkou, kde je prokazatelná konstruktivní validita s ohledem na zranění.

Tibiální zrychlení je jasně ovlivněno rychlostí běhu, přičemž vyšší rychlost běhu vede ke zvýšenému maximu tibiálního zrychlení. Míra nárůstu tibiální akcelerace je pravděpodobně určena změnami rychlosti a délky kroku. Kde dochází ke značnému prodloužení kroku, může také docházet ke změnám v úhlu a rychlosti při flexi kolene, rychlosti úderu paty nebo v následné tuhosti dolní končetiny, což jsou důležité determinanty charakteristiky došlapu. Podstatný vliv na tuhost dolních končetin a tibiální zrychlení má také soulad obuvi a povrchu plochy (Sheerin et al., 2019).

Dále se doporučuje pro sběr dat týkajících se vertikálních parametrů umístit senzor s akcelerometrem na dolní oblast zad, opět s upřednostněním biaxiálních nebo triaxiálních akcelerometrů (Gullstrand et al., 2009).

Cíle

Hlavním cílem výzkumu bylo posoudit vliv povrchu a obutí na variabilitu zrychlení a úhlové rychlosti trupu při běhu pomocí inerciálních senzorů.

Díličními cíli bylo:

- posoudit vliv povrchu na variabilitu zrychlení a úhlové rychlosti trupu při běhu,
- posoudit vliv obuvi na variabilitu zrychlení a úhlové rychlosti trupu při běhu,
- posoudit kombinovaný efekt povrchu a obuvi na variabilitu zrychlení a úhlové rychlosti trupu při běhu.

Výzkumné otázky

Stanovili jsme si následující výzkumné otázky:

Je variabilita zrychlení a úhlové rychlosti trupu větší při běhu naboso ve srovnání s během v obuvi?

Je variabilita zrychlení a úhlové rychlosti trupu větší při běhu na trávě ve srovnání s během na asfaltu?

Metodika

Charakteristika souboru

Diplomová práce vznikla jako součást projektu „iMove – nositelné senzory pro mobilní analýzu pohybu člověka“, který byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci pod jednacím číslem 45/2018 (Příloha 1).

Měření se zúčastnilo 20 osob. Jednalo se o soubor 11 žen a 9 mužů ve věku $22,45 \pm 3,6$ let. Všichni byli starší 18 let a nikdo v době měření netrpěl zraněním dolní končetiny ani neuromuskulární poruchou. Současně nikdo neměl předchozí tréninkovou zkušenost s bosým během. Všechny měřené osoby studovaly na Fakultě tělesné kultury a pravidelně se účastnily pohybových aktivit.

Metody

Pro měření zrychlení a úhlové rychlosti byl využit Trigno Wireless systém obsahující inerciální senzory zobrazené na obrázku 5. Ty jsou vybaveny interní inerciální měřicí jednotkou, které kombinují měření zrychlení (akcelerometr) ve směru vertikálním, anteroposteriorním a mediolaterálním a úhlové rychlosti (gyroskop) v rovině sagitální, frontální a transverzální. Magnetometr v jednotce navíc poskytuje informace o její poloze. Při zapojení do režimu orientace jsou data magnetometru sloučena s daty akcelerometru a gyroskopu, aby se odhadla orientace snímače v prostoru. Měřicí frekvence byla pro zrychlení i úhlovou rychlost 148 Hz.



Obrázek 5. Senzor systému Trigno Wireless (Delsys Inc., 2020).

Postup měření

Měření proběhlo v Centru kinantropologického výzkumu Univerzity Palackého v Olomouci v jeho venkovní části. Zpevněný povrch byl reprezentován poměrně hladkou asfaltovou cestou, ze které byly odstraněny větší kameny a jiné nerovnosti. Měkký povrch

byl zastoupen trávníkem, který nebyl dokonale rovný. Oba povrchy byly bez viditelného sklonu.

Testovaným osobám byl po převlečení do sportovního oděvu připevněn senzor. Ten byl umístěn na bederní páteř přibližně na úrovni pátého bederního obratle. K připevnění senzorů byly použity oboustranné lepicí pásky určené pro dané senzory, lepicí fólie, která byla přelepena přes senzor, nebo tejpovací páska, která byla připevněna také přes senzor a plnila stejnou funkci, jako lepicí fólie, a to zamezení pádu senzoru v případě selhání oboustranné lepicí pásky. Na obrázku číslo 6 je naznačeno umístění senzoru na měřené osobě, které se nachází na průsečíku dvou naznačených čar. Vedlejší obrázek 7 zobrazuje připevnění senzoru na kůži před nalepením bezpečnostní folie nebo tejpovací pásky. Na těle byly umístěny i další senzory pro snímání svalové aktivity vybraných svalů, které však nebyly využity pro potřeby této diplomové práce. Před měřením byly senzory kalibrovány.



Obrázek 6. Umístění senzoru na měřené osobě. Obrázek 7. Připevnění senzoru na kůži.

Po umístění senzoru byly měřené osoby seznámeny s přesným průběhem samotného měření. Poté následovalo rozcvičení k celkové přípravě organismu pro daný úkol, jehož součástí bylo rozběhání danou kadencí 165 kroků za minutu udávanou z reproduktoru. Jako poslední před měřením došlo k losování pořadí typu povrchů a obutí, ve kterém osoba podstoupí měření. Možnosti byly následující:

- a) V botách po asfaltu
- b) V botách po trávě
- c) Bez bot po asfaltu
- d) Bez bot po trávě

Boty použité pro měření byly pro každou měřenou osobu stejného typu značky PRO TOUCH Drop Shot (IIC-INTERSPORT, Bern, Švýcarsko). Velikost obuvi si měřené osoby volily samy.

Samotné měření probíhalo následovně: měřená osoba se připravila na začátek vyznačeného úseku podle toho, co si vylosovala. Délka úseku byla zvolena tak, abychom získali potřebné množství dat pro následnou analýzu. Po domluveném signálu „můžeš“ se subjekt rozběhl kadencí 165 kroků za minutu. K ukončení běhu došlo po signálu „stůj“. Měřená osoba kromě kadence a vzdálenosti nebyla ovlivněna žádnými doporučeními za účelem zachování individuálního způsobu běhu. Po pokusu následovaly další se stejným průběhem. Měřená osoba tak absolvovala čtyři pokusy měření. Jednalo se o bosý běh na asfaltovém povrchu, běh v obuvi na asfaltovém povrchu, bosý běh po travnatém povrchu a běh v obuvi po travnatém povrchu. Pořadí pokusů bylo náhodné.

Příprava a měření jedné osoby celkem trvala okolo 40 minut. Na konci měření každé osoby byly senzory sejmuty a vyčištěny alkoholovým vlhčeným ubrouskem. V případě potřeby byly senzory umístěny do základny pro nabití.

Zpracování dat

Naměřená data byla exportována z měřicího software a následně zpracována v programu Matlab (R2017a, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA). Na základě zrychlení ve vertikálním směru byly určeny dva prostřední běžecké cykly (4 kroky). Pro každý směr zrychlení (vertikální, anteroposteriorní, mediolaterální) a rovinu úhlové rychlosti (sagitální, frontální, transverzální) byl odečten průměr a vypočítána střední kvadratická odchylka (root mean square – RMS). Výstupní parametry tedy byly následující:

- variabilita zrychlení ve vertikálním směru (RMS acc V),
- variabilita zrychlení ve anteroposteriorním směru (RMS acc V),
- variabilita zrychlení ve mediolaterálním směru (RMS acc V),
- variabilita úhlové rychlosti v sagitální rovině (RMS gyro sag),

- variabilita úhlové rychlosti ve frontální rovině (RMS gyro frontal),
- variabilita úhlové rychlosti v transverzální rovině (RMS gyro trans).

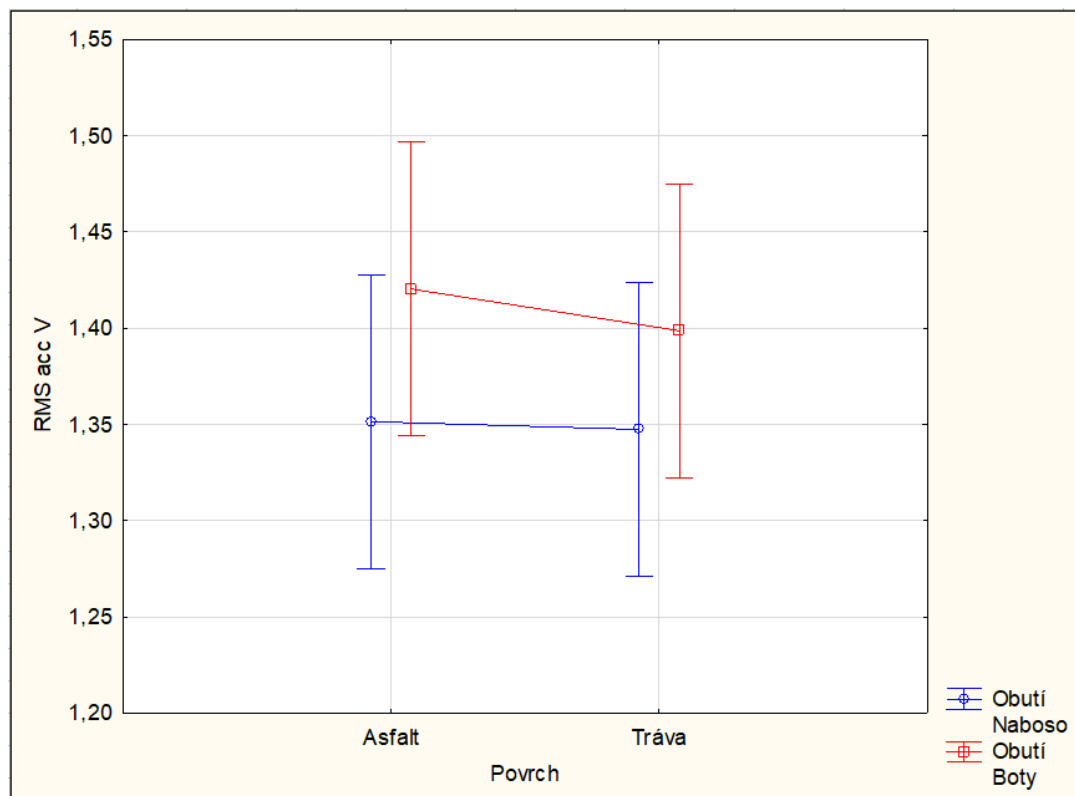
Data byla statisticky zpracována v softwaru Statistica (verze 13, Tibco software, Palo Alto, USA). Normalita rozložení dat byla ověřena testem Kolmogorov-Smirnov. Všechny proměnné měly normální rozložení dat. Pro posouzení efektu povrchu a obutí byla použita dvou-faktorová analýza rozptylu a Fisherův post hoc test. Hladina statistické významnosti byla stanovena $\alpha = 0,05$. Věcná významnost byla posouzena pomocí koeficientu η^2 . Hodnoty byly interpretovány takto: 0,01 malý efekt, 0,06 střední efekt, 0,14 velký efekt.

Výsledky

U všech sledovaných proměnných jsme zkoumali efekt povrchu a efekt obutí. Analyzovali jsme také kombinovaný efekt povrch*obutí, který ukazuje, zda jsou jednotlivé efekty nezávislé, tedy např. zda může být vliv obuvi odlišný na různých površích. Analýza je také doplněna post hoc testy, které ukazují na významnost rozdílů mezi každou dvojicí podmínek (povrch, obutí).

Hodnoty variability zrychlení trupu ve vertikálním směru (RMS acc V) jsou znázorněny v obrázku 8. U běžců byla naměřena větší variabilita při běhu v botách ve srovnání s během boso. Variabilita běhu po asfaltu a trávníku bez bot se výrazně nelišila. Efekt obutí je z pohledu věcné významnosti malý a není statisticky významný ($p = 0,122$; $\eta^2 = 0,033$). Významný nebyl ani efekt povrchu ($p = 0,738$; $\eta^2 < 0,002$) ani kombinovaný efekt povrch*obutí není významný ($p = 0,820$; $\eta^2 < 0,001$). Hladiny statistické významnosti při porovnání různých podmínek jsou uvedeny v tabulce 1. Žádný z rozdílů nebyl statisticky významný.

Obrázek 8. Variabilita zrychlení trupu při běhu ve vertikálním směru.

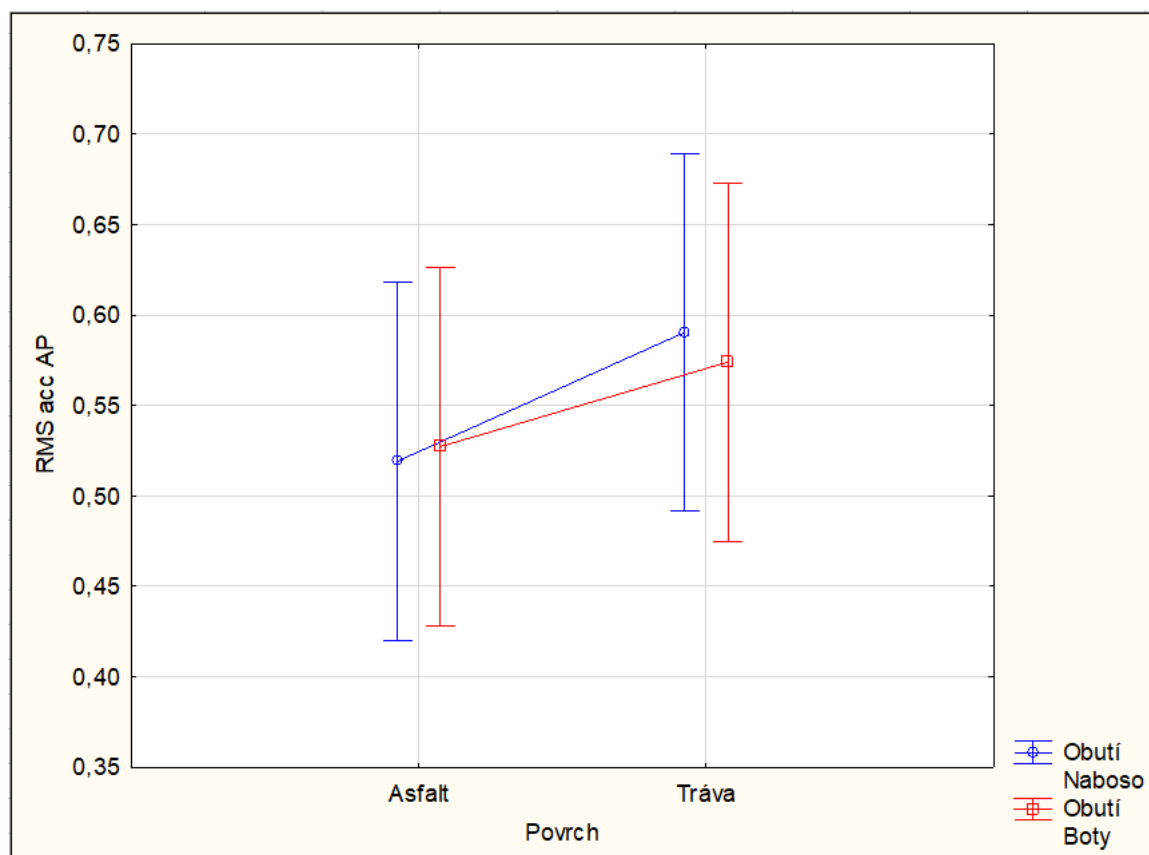


Tabulka 1. Hodnoty statistické významnosti u variability zrychlení trupu ve vertikálním směru.

Podmínky	Obutí	Povrch	{1}	{2}	{3}	{4}
1	Naboso	Asfalt		0,940	0,208	0,387
2	Naboso	Tráva	0,940		0,183	0,347
3	Boty	Asfalt	0,208	0,183		0,691
4	Boty	Tráva	0,387	0,347	0,691	

Hodnoty variability zrychlení trupu v anteroposteriorním směru (RMS acc AP) jsou znázorněny v obrázku 9. Variabilita je větší při běhu po trávě ve srovnání s během po asfaltu, a to jak při běhu naboso, tak při běhu v obuvi. Avšak efekt povrchu je z pohledu věcné významnosti malý a není statisticky významný ($p = 0,238$; $\eta^2 = 0,019$). Nevýznamný je také efekt obutí ($p = 0,933$; $\eta^2 < 0,000$), podobně ani kombinovaný efekt povrch*obutí není významný ($p = 0,804$; $\eta^2 < 0,001$). Hladiny statistické významnosti při porovnání různých podmínek jsou uvedeny v tabulce 2. Žádný z rozdílů nebyl statisticky významný.

Obrázek 9. Variabilita zrychlení trupu při běhu v anteroposteriorním směru.

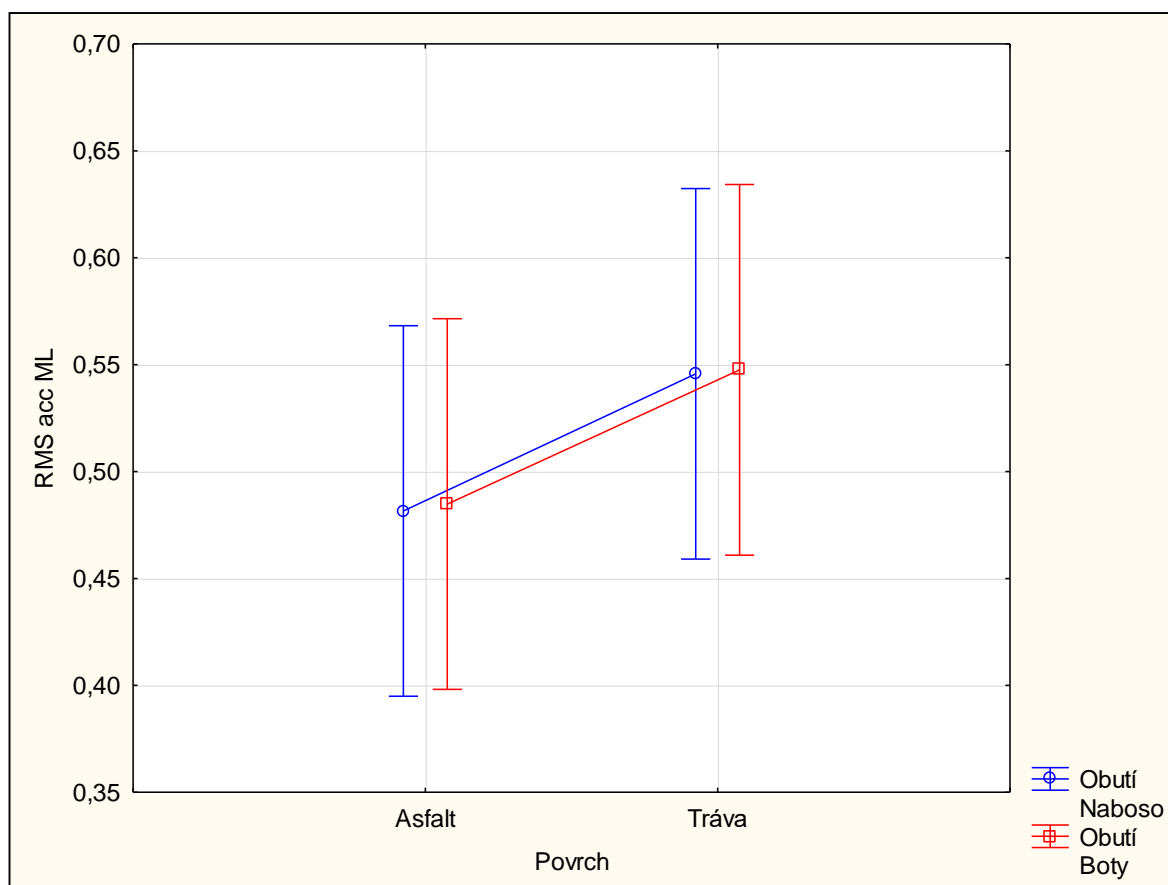


Tabulka 2. Hodnoty statistické významnosti u variability zrychlení trupu v anteroposteriorním směru.

Podmínky	Obutí	Povrch	{1}	{2}	{3}	{4}
1	Naboso	Asfalt		0,313	0,908	0,437
2	Naboso	Tráva	0,313		0,371	0,815
3	Boty	Asfalt	0,908	0,371		0,508
4	Boty	Tráva	0,437	0,815	0,508	

Hodnoty variability zrychlení trupu v mediolaterálním směru (RMS acc ML) jsou znázorněny v obrázku 10. Variabilita je větší při běhu po trávě ve srovnání s během po asfaltu, avšak efekt povrchu je z pohledu věcné významnosti malý a není statisticky významný ($p = 0,149$; $\eta^2 = 0,029$). Podobně není významný ani efekt obutí ($p = 0,953$; $\eta^2 < 0,001$) ani kombinovaný efekt povrch*obutí ($p = 0,988$; $\eta^2 < 0,001$). Hladiny statistické významnosti při porovnání různých podmínek jsou uvedeny v tabulce 3. Žádný z rozdílů nebyl statisticky významný.

Obrázek 10. Variabilita zrychlení trupu při běhu v mediolaterálním směru.

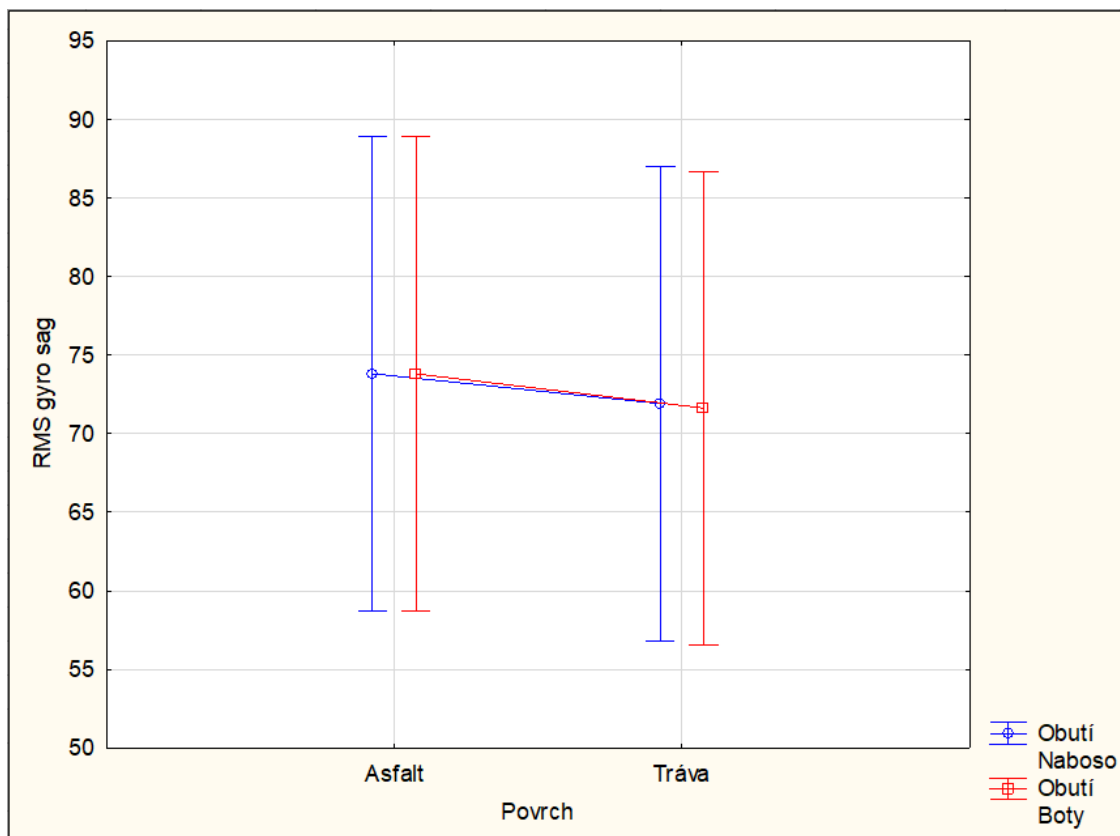


Tabulka 3. Hodnoty statistické významnosti u variability zrychlení trupu v mediolaterálním směru.

Podmínky	Obutí	Povrch	{1}	{2}	{3}	{4}
1	Naboso	Asfalt		0,301	0,958	0,287
2	Naboso	Tráva	0,301		0,325	0,975
3	Boty	Asfalt	0,958	0,325		0,311
4	Boty	Tráva	0,287	0,975	0,311	

Hodnoty variability úhlové rychlosti trupu v sagitální rovině (RMS gyro sag) jsou znázorněny v obrázku 11. Variabilita je téměř stejně velká jak při běhu po trávě ve srovnání s během po asfaltu, tak i při běhu v botách ve srovnání s během bez nich. Efekt povrchu je tedy z pohledu věcné významnosti malý a není statisticky významný ($p = 0,788$; $\eta^2 = 0,001$). Efekt obutí není významný ($p = 0,985$; $\eta^2 < 0,001$) stejně jako kombinovaný efekt povrch*obutí ($p = 0,986$; $\eta^2 < 0,001$). Hladiny statistické významnosti při porovnání různých podmínek jsou uvedeny v tabulce 4. Žádný z rozdílů nebyl statisticky významný.

Obrázek 11. Variabilita úhlové rychlosti trupu při běhu v sagitální rovině.

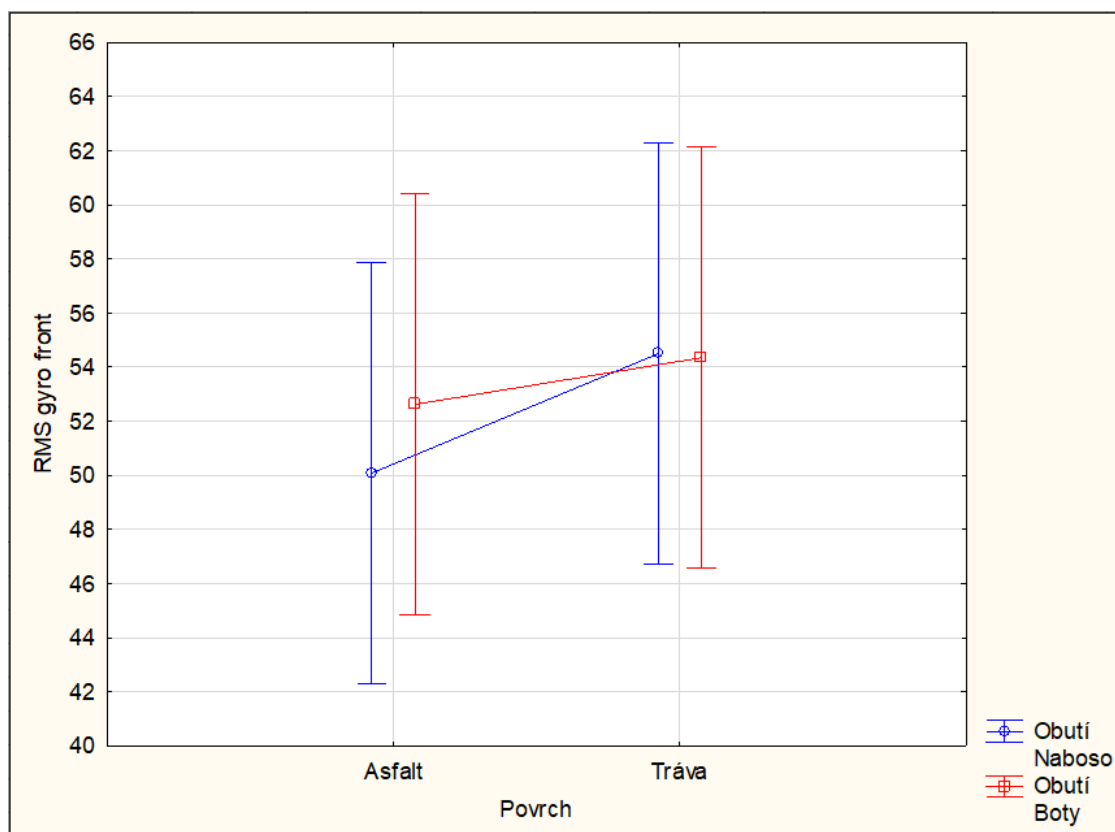


Tabulka 4. Hodnoty statistické významnosti u variability zrychlení trupu ve vertikálním směru.

Podmínky	Obutí	Povrch	{1}	{2}	{3}	{4}
1	Naboso	Asfalt		0,859	0,999	0,839
2	Naboso	Tráva	0,859		0,860	0,979
3	Boty	Asfalt	0,999	0,860		0,839
4	Boty	Tráva	0,839	0,979	0,839	

Hodnoty variability úhlové rychlosti ve frontální rovině (RMS gyro front) jsou znázorněny v obrázku 12. Variabilita je větší při běhu po trávě ve srovnání s během po asfaltu, avšak efekt povrchu je z pohledu věcné významnosti malý a není statisticky významný ($p = 0,43$; $\eta^2 = 0,009$). V případě běhu s botami je tento efekt povrchu podobně malý jako v případě běhu bosého. Celkově efekt obutí není významný ($p = 0,0761$; $\eta^2 < 0,001$), podobně jako kombinovaný efekt povrch*obutí ($p = 0,732$; $\eta^2 < 0,002$). Hladiny statistické významnosti při porovnání různých podmínek jsou uvedeny v tabulce 5. Žádný z rozdílů nebyl statisticky významný.

Obrázek 12. Variabilita úhlové rychlosti trupu při běhu ve frontální rovině.

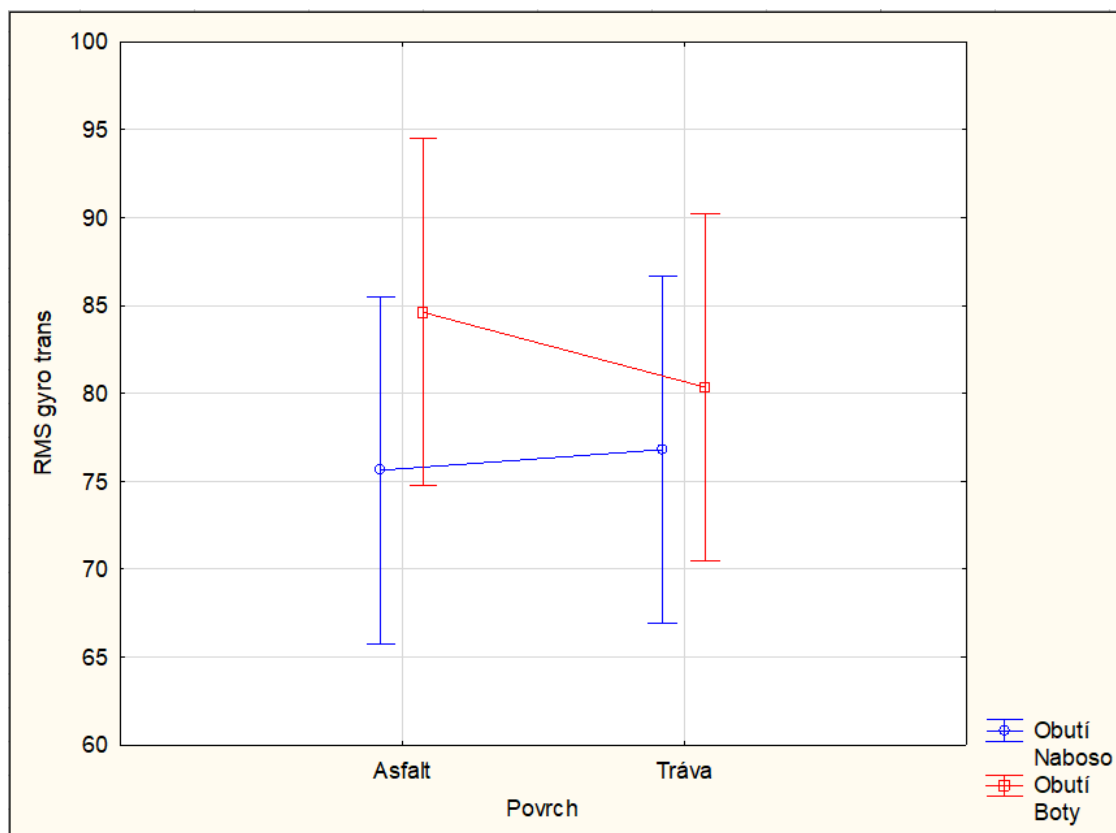


Tabulka 5. Hodnoty statistické významnosti u variability úhlové rychlosti trupu ve frontální rovině.

Podmínky	Obutí	Povrch	{1}	{2}	{3}	{4}
1	Naboso	Asfalt		0,427	0,647	0,443
2	Naboso	Tráva	0,427		0,735	0,978
3	Boty	Asfalt	0,647	0,735		0,755
4	Boty	Tráva	0,443	0,978	0,755	

Hodnoty variability úhlové rychlosti trupu v transversální rovině (RMS gyro trans) jsou znázorněny v obrázku 13. Při běhu v botách byla naměřena vyšší variabilita na trávě ve srovnání s asfaltem, avšak efekt obutí je z pohledu věcné významnosti malý a není statisticky významný ($p = 0,210$; $\eta^2 = 0,022$). Významný není také efekt povrchu ($p = 0,757$; $\eta^2 < 0,001$) ani kombinovaný efekt povrch*obutí ($p = 0,586$; $\eta^2 < 0,001$). Hladiny statistické významnosti při porovnání různých podmínek jsou uvedeny v tabulce 6. Žádný z rozdílů nebyl statisticky významný.

Obrázek 13. Variabilita úhlové rychlosti trupu při běhu v transversálním rovině.



Tabulka 6. Hodnoty statistické významnosti u variability úhlové rychlosti trupu v transversální rovině.

Podmínky	Obutí	Povrch	{1}	{2}	{3}	{4}
1	Naboso	Asfalt		0,867	0,204	0,502
2	Naboso	Tráva	0,867		0,269	0,614
3	Boty	Asfalt	0,204	0,269		0,546
4	Boty	Tráva	0,502	0,614	0,546	

Diskuse

Tato práce se zaměřila na posouzení vlivu povrchu a obutí na variabilitu zrychlení a úhlové rychlosti trupu při běhu. Variabilita těchto proměnných byla zkoumána pomocí střední kvadratické odchylky (root mean square, RMS). RMS byla vypočítána pro každý směr (zrychlení) a každou rovinu (úhlová rychlost) samostatně, což poskytuje komplexní hodnocení variability pohybu při běhu v daných podmínkách (McGregor, Busa, Yaggie & Bollt, 2009).

Data byla získána ze senzorů umístěných v oblasti pátého bederního obratle, aby měření odráželo zejména pohyb trupu a těžiště. Toto umístění bylo zvoleno na základě několika studií, které analyzovaly běh pomocí akcelerometrů připevněných v bederní části zad (Auvinet, Gloria, Renault, & Barrey, 2002; Kawabata et al., 2013; McGregor et al., 2009). Jiní autoři Cavagna, Komarek a Mazzoleni (1971) také doporučují připevnit akcelerometry blízko těžiště těla. V řadě studií, kde byl akcelerometr připevněn v bederní části zad, ukázaly vysokou spolehlivost při hodnocení RMS (Moe-Nilssen, 1998; Henriksen et al., 2004; Hsu, Tsai, Yau, Shie & Wu, 2016).

Vliv povrchu na provedení běhu

Variabilita zrychlení trupu ve vertikálním směru při běhu po asfaltu a trávníku se významně nelišila a efekt povrchu byl z pohledu věcné významnosti malý. Hodnoty variability zrychlení trupu v anteroposteriorním směru byly naměřeny větší při běhu po trávě ve srovnání s během po asfaltu, a to jak při běhu naboso, tak při běhu v obuvi. Avšak i pro tento parametr byl efekt povrchu z pohledu věcné významnosti malý a nebyl statisticky významný. Podobně hodnoty variability zrychlení trupu v mediolaterálním směru byly větší při běhu po trávě ve srovnání s během po asfaltu, avšak efekt povrchu byl z pohledu věcné významnosti malý a nebyl statisticky významný.

Variabilita úhlové rychlosti trupu v sagitální rovině byla téměř stejně velká jak při běhu po trávě ve srovnání s během po asfaltu v obou typech obutí. Variabilita úhlové rychlosti ve frontální rovině byla větší při běhu po trávě ve srovnání s během po asfaltu, avšak efekt povrchu byl z pohledu věcné významnosti malý a nebyl statisticky významný, podobně jako v případě variability úhlové rychlosti trupu v transverzální rovině.

Shrnuto, žádná z proměnných nevykazovala takových hodnot, aby se dal efekt povrchu považovat za statisticky významný. To může být způsobeno vlastnostmi povrchu, které jsme zvolili. Schütte, Aeles, Beéck, Van der Zwaard, Venter a Vanwanseele (2016) pro podobné měření zvolili tři druhy povrchu, z nichž jeden byl tvořen dřevěnými štěpkami. V tomto případě výsledky získaných dat z akcelerometrů naznačují, že štěrky dřeva

narušují aspekty dynamické stability a zatížení. Rozdíl ve variabilitě zrychlení u zbylých dvou povrchů nebyl statisticky významný.

Při běhu po různých površích dochází u běžců ke změnám v provedení běžecké techniky. Běžci v práci Fu, Liu a Zhao (2011) modifikovali způsob běhu tak, aby byl jejich běh po tvrdém povrchu mírně tlumený. Ovšem efekt povrchů na provedení běhu, kterými byla tráva, betonová cesta a gumová atletická dráha, také nebyl tak velký, jak autoři očekávali.

Ve více studiích zabývajících se vlivem povrchu na provedení běhu (Frederick, 1986; Nigg & Yeadon, 1987) se uvádí, že kompenzace vyšší tuhosti boty nebo povrchu se projeví ve vyšší počáteční flexi kolene. Kromě toho bylo pozorováno také snížení rychlosti nárazu paty při běhu na tuhém betonovém povrchu ve srovnání s během po travnatém povrchu (Nigg & Yeadon, 1987). Autoři Dixon et al. (2000) poukazují na to, že mechanismus adaptace u běžců je různý. To může vysvětlovat, poměrně velké rozdíly ve variabilitě zrychlení trupu a úhlové rychlosti u našich běžců.

Vliv obutí na provedení běhu

V našem měření byla naměřena větší variabilita zrychlení trupu ve vertikálním směru při běhu v botách ve srovnání s během naboso. Efekt obutí byl z pohledu věcné významnosti malý a nebyl statisticky významný. Hodnoty variability zrychlení trupu v anteroposteriorním a v mediolaterálním směru nepoukázaly na významný efekt obutí. U hodnot variability úhlové rychlosti trupu v sagitální, frontální a transverzální rovině nebyl efekt obutí statisticky významný.

To, že žádný z rozdílů nebyl statisticky významný, mohlo být zapříčiněno zvoleným typem obuvi. Ve studiích Stergiou a Bates (1997) a Nigg a Bahlsen (1988) měkké boty obecně poskytovaly dobré odpružení, ale špatnou kontrolu, zatímco boty s pevnými mezipodešvemi měly účinky opačné (Stergiou & Bates, 1997; Nigg & Bahlsen, 1988).

Sice několik studií jako například De Wit, De Clercq a Aerts (2000), Lieberman et al. (2010), a Squadrone a Gallozzi (2009) se shodují, že běh bez bot je odlišný od běhu v botách, a to i v těch, s kterými se má provedení běhu přibližovat běhu naboso. Ale je možné, že tyto rozdíly nejsou takové, aby se projevíly ve variabilitě zrychlení a úhlové rychlosti trupu, a proto naše výsledky nevykazovaly žádný statisticky významný efekt. Podle Bonacci et al. (2013) ale můžeme sledovat rozdílnou mechaniku v kotníku a koleni při běhu v obuvi, včetně té minimalistické a běhu naboso.

Lieberman (2012) uvádí, že bosí běžci mají proměnlivější provedení pohybu (kinematiku) než běžci v botách, protože mají lepší propriorecepci ze svých nohou. Běžci, kteří se účastnili našeho měření, naboso pravidelně neběhali, tedy je možné, že nejsou

schopni adekvátně využívat vyšší míru proprioreceptivních informací, a tedy se variabilita jejich běhu neliší od provedení v botech.

Vliv dalších faktorů na provedení běhu

Jak bylo uvedeno na začátku této práce, existuje mnoho faktorů, které mohou mít vliv na běh a jeho provedení. Jedním z nich je také rychlost. Studie Taylor a Beneke (2012), ve které analyzovali nejrychlejší běžce světa, ukazuje, že snížení tuhosti trupu může vést k rychlejšímu běhu. Menší tuhost trupu se může podle spring-mass modelu projevit větším vertikálním pohybem těžiště těla. Změny v pohybu těžiště popisují také Mann et al. (1981). Spolu s rostoucí rychlostí podle nich dochází k charakteristickým změnám ve způsobu běhu. S rostoucí rychlostí běhu narůstá rozsah pohybu především v sagitální rovině (Ounpuu, 1994). Větší rozsah pohybu dolní končetiny také slouží k minimalizaci vertikálního posunu těžiště těla (Mann et al., 1981). Někteří vědci zaznamenali během sprintu také větší míru pohybu v transverzální rovině (Dugan, 2005). Je tedy pravděpodobné, že pokud by běžci v našem měření běželi vyšší rychlostí v některých podmínkách, mohlo by se to projevit ve změnách pohybů trupu.

Další faktor, který mohl mít vliv na naše výsledky, byl stav běžců. Ve studii Schütte, Maas, Exadaktylos, Berckmans, Venter a Vanwanseele (2015) zjistili, že únava běžce značně ovlivňuje variabilitu zrychlení trupu v horizontálních směrech. To se podle nich dalo očekávat i proto, že únava vyvolaná během může vést ke kompenzacím v kinematice trupu právě v horizontálních směrech (Koblbauer, van Schooten, Verhagen & van Dieën, 2014). Takové kompenzace se mohou projevit ve zvýšené variabilitě zrychlení trupu. Zvýšená mediolaterální variabilita zrychlení trupu naznačuje zvýšení posturálních výchylek a větší laterální pohyb trupu (Sekine et al., 2013). Le Bris, Billat, Auvinet a Chaleil (2006) se domnívají, že nadměrné zrychlení v mediolaterálním směru představuje ztrátu koordinace se zvýšením energetického výdeje. I když jsou mediolaterální pohyby relativně malé ve srovnání s vertikálními, mohly by v případě jejich snížení hrát důležitou roli v minimalizaci energetických nákladů při běhu a působit jako důležitý mechanismus kontroly rovnováhy (Arellano & Kram, 2011). Zajímavé je, že ve studii McGregor et al. (2009) netrénovaní běžci vykazovali vyšší podíl zrychlení trupu v horizontální rovině (mediolaterální a anteroposteriorní) ve srovnání s trénovanými běžci.

Jelikož běžci v našem měření neběželi velkou intenzitou ani dlouho, dalo by se také na základě informací ze studie Schütte, Maas, Exadaktylos, Berckmans, Venter a Vanwanseele (2015) předpokládat, že naši běžci netrpěli únavou ani na konci měření.

Kawabata et al. (2013) také upozorňuje na rozdíl zrychlení v horní a dolní části trupu. Edwards, White, Humphreys, Robergs a O'Dwyer (2019) připevnili akcelerometry

v horní části trupu. Na základě svých výsledků uvádí, že pro zjišťování dat o těžišti těla nemusí být umístění na trupu validní a reliabilní. V jejich studii akcelerometry při běhu prokázaly špatnou spolehlivost, vysokou variabilitu a nebyly validní pro odhad vertikálního zrychlení těžiště a hrudníku ani vertikálních reakčních sil podložky. Pro dosažení lepší validity a reliability doporučují akcelerometry k tělu adekvátě připevnit. V naší studii jsme proto senzory připevnili k tělu nejen oboustrannou lepicí páskou, ale také tejpovací páskou. Přesto ve dvou případech se senzory uvolnily. Stalo se tak v případě, kdy se měřená osoba hodně potila. Proto je vhodné najít lepší způsob, jak připevnit senzor na tělo měřené osoby.

Limity výzkumu

Je třeba konstatovat, že lokace povrchů byla pro všechny měřené osoby stejná, ovšem vlivem přírodních jevů se mohly podmínky lišit. To se týká především travnatého povrchu. Některé osoby běžely po suché nepošlapané trávě, jiné po kluzké podmáčené a podobně. Tyto rozdílné podmínky mohly negativně ovlivnit měření. Proto bychom pro podobná měření doporučovali volit takové umístění lokality s povrchy, které bude mít relativně stejné podmínky pro všechny měřené osoby.

Závěr

Na základě výsledků našeho měření můžeme uvést následující závěry:

- vliv travnatého a asfaltového povrchu na variabilitu zrychlení a úhlové rychlosti trupu při běhu nebyl prokázán,
- vliv obuvi na variabilitu zrychlení a úhlové rychlosti trupu při běhu byl malý a statisticky nebyl významný,
- kombinovaný efekt povrchu a obuvi na variabilitu zrychlení a úhlové rychlosti trupu při běhu se neprojevil.

Souhrn

Diplomová práce je zaměřená na posouzení vlivu povrchu a obutí na variabilitu zrychlení a úhlové rychlosti trupu při bosém běhu a běhu v obuvi na travnatém a asfaltovém povrchu.

V úvodě teoretické části jsme se zabývali během jako historicky zakotvenou součástí lidských životů a během na výkonnostní úrovni. Dále jsou zde popsány jednotlivé faktory, které mohou mít vliv na provedení běhu a jeho výkon jako jsou obuv, povrch, rychlost, ekonomičnost běhu a technika. Na konci teoretické části jsou popsány možnosti biomechanické analýzy pro hodnocení běhu s důrazem na využití akcelerometrů.

Výzkumné části se zúčastnilo 20 osob, z toho bylo 11 žen a 9 mužů ve věku $22,45 \pm 3,6$ let. Všechny měřené osoby byly starší 18 let a žádná v době měření netrpěla zraněním dolní končetiny ani neuromuskulární poruchou. Současně nikdo neměl předchozí tréninkovou zkušenost s bosým během. Pomocí inerciálního senzoru s akcelerometrem a gyroskopem bylo měřeno zrychlení a úhlová rychlost trupu běžců. Senzor byl umístěn v oblasti bederní páteře. Každá měřená osoba absolvovala celkem čtyři pokusy měření. Použitá obuv byla jednotná. Frekvence běhu byla 156 kroků za minutu. Měřen byl běh na asfaltovém povrchu v běžecké obuvi, běh na travnatém povrchu v běžecké obuvi, běh na travnatém povrchu bez obuvi a bosý běh po asfaltu. Pořadí pokusů bylo náhodné. Naměřené hodnoty byly zpracovány a statisticky vyhodnoceny.

Výsledky práce nevykazují žádný statisticky významný efekt povrchu nebo obutí na variabilitu zrychlení a úhlové rychlosti při běhu. Objevují se jen určité tendence. Byly naměřeny větší hodnoty variability zrychlení trupu v mediolaterálním směru při běhu po trávě ve srovnání s během po asfaltu či vyšší hodnoty variability zrychlení trupu ve vertikálním směru při běhu v botách ve srovnání s během boso. Dále byla naměřena větší variabilita zrychlení trupu v anteroposteriorním směru při běhu po trávě ve srovnání s během po asfaltu, a to jak při běhu naboso, tak při běhu v obuvi. Při běhu v botách byla naměřena vyšší variabilita úhlové rychlosti trupu v transversální rovině na trávě ve srovnání běhu v botách po asfaltu. Tyto tendence byly zhodnoceny i z hlediska věcné významnosti, avšak ve všech případech byl efekt malý.

Summary

This thesis is focused on assessment of the effect of the surface and footwear on the variability of acceleration and angular velocity of the trunk during barefoot running a running in footwear on grass and asphalt surfaces.

The literature overview gives a theoretical background of running as a historically grounded part of human lives and running on the performance level. Further factors that may affect running performance such as footwear, surface, speed, running economy and technique. The final part of the theory section summarizes possibilities of biomechanical analysis for evaluation of running with special focus on the use of accelerometers.

Twenty participants, of which were 11 women and 9 men aged 22.45 ± 3.6 participated in the study. All subjects were over 18 years old and none of them suffered lower limbs injury or neuromuscular disorder at the time of measurement. Also, no one has previous training experience with barefoot running. Using an inertial sensors, which include an accelerometer and a gyroscope, the acceleration and angular velocity of the runners' trunk were measured. The sensor was located in the lumbar spine. Each measured subject completed a total of four trials. a unified type of shoes was used. The participants ran at fixed frequency 165 steps per minute. Running on the asphalt surface in running shoes, shod running on the grass surface, barefoot running on the grass surface and barefoot running on asphalt. The order of the conditions was randomized. The obtained data were processed and statistically analysed.

The results of our study revealed no significant effect of surface and footwear on variability of acceleration and angular velocity of the trunk. Only certain tendencies were found. There was a greater variability in the mediolateral direction during running on grass in comparison with running on asphalt and greater variability of trunk acceleration in the vertical direction in shod running compared to barefoot running. Furthermore, greater variability of trunk acceleration in the anteroposterior direction was measured when running on grass compared to running on asphalt, both when running barefoot and when running in footwear. a higher variability of the angular velocity of the trunk was found in the transverse plane during shod running on grass compared to shod running on asphalt. These tendencies have been assessed also using effect size, however in all cases the effect was small.

Referenční seznam

- Abdul Yamin, N. A. A., Basaruddin, K. S., Salleh, A. F., Salim, M. S., & Wan Muhamad, W. Z. A. (2021). Effects of Running Surface Stiffness on Three-Segment Foot Kinematics Responses with Different Shod Conditions. *Applied bionics and biomechanics*, 8842591.
- Anderson, T. (1996). Biomechanics and running economy. *Sports medicine*, 22(2), 76-89.
- Arellano, C. J., & Kram, R. (2011). The effects of step width and arm swing on energetic cost and lateral balance during running. *Journal of biomechanics*, 44(7), 1291-1295.
- Arrese, A. L., Badillo, J. G., & Ostáriz, E. S. (2005). Differences in skinfold thicknesses and fat distribution among top-class runners. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 45(4), 512.
- Arrese, A. L., & Ostáriz, E. S. (2006). Skinfold thicknesses associated with distance running performance in highly trained runners. *Journal of sports sciences*, 24(1), 69-76.
- Arulsingh, K., Pai, G., & Samuel, A. J. (2015). Does Medial Arch Height Differs from Barefoot Runners to Shod Runners? – an Analytical Study. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy*, 9(1), 159-165.
- Auvinet, B., Gloria, E., Renault, G., & Barrey, E. (2002). Runner's stride analysis: comparison of kinematic and kinetic analyses under field conditions. *Science & Sports*, 17(2), 92-94.
- Barris, S., & Button, C. (2008). a review of vision-based motion analysis in sport. *Sports medicine*, 38(12), 1025-1043.
- Bartlett, R. (2014). *Introduction to sports biomechanics: Analysing human movement patterns*. Routledge.
- Bergamini, E., Picerno, P., Pillet, H., Natta, F., Thoreux, P., & Camomilla, V. (2012). Estimation of temporal parameters during sprint running using a trunk-mounted inertial measurement unit. *Journal of biomechanics*, 45(6), 1123-1126.
- Bobbert, M. F., Yeadon, M. R., & Nigg, B. M. (1992). Mechanical analysis of the landing phase in heel-toe running. *Journal of biomechanics*, 25(3), 223-234.
- Bonacci, J., Saunders, P. U., Hicks, A., Rantalainen, T., Vicenzino, B. G. T., & Spratford, W. (2013). Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: a biomechanical study. *British journal of sports medicine*, 47(6), 387-392.
- Bouten, C. V., Koekkoek, K. T., Verduin, M., Kodde, R., & Janssen, J. D. (1997). a triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 44(3), 136-147.

- Bramble, D. M., & Lieberman, D. E. (2004). Endurance running and the evolution of Homo. *nature*, 432(7015), 345-352.
- Brewer, J. (2010). Athletics – track events: from beginner to champion. London: Carlton.
- Brooke, J. D. (1973). *Human movement: a field of study*. Kimpton.
- Brunnekreef, J. J., Van Uden, C. J., van Moorsel, S., & Kooloos, J. G. (2005). Reliability of videotaped observational gait analysis in patients with orthopedic impairments. *BMC musculoskeletal disorders*, 6(1), 1-9.
- Bruggemann, G. P., Potthast, W., Braunstein, B., & Niehoff, A. (2005, July). Effect of increased mechanical stimuli on foot muscles functional capacity. In *Proceedings of the ISB XXth Congress-ASB 29th Annual Meeting: 31 July-5 August 2005; Cleveland* (Vol. 553).
- Cacek, J., Lajkeb, P., & Michálek, J. (2006). Eklektický model struktury sportovního výkonu v běžích na střední trati. *Atletika 2006*. Bratislava: ICM Agency.
- Cavagna, G. A., Komarek, L., & Mazzoleni, S. (1971). The mechanics of sprint running. *The Journal of Physiology*, 217(3), 709-721.
- Cavanagh, P. R., & Kram, R. (1989). Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effects. *Med Sci Sports Exerc*, 21(4), 467-79.
- Clansey, A. C., Lake, M. J., Wallace, E. S., Feehally, T., & Hanlon, M. (2016). Can trained runners effectively attenuate impact acceleration during repeated high-intensity running bouts?. *Journal of applied biomechanics*, 32(3), 261-268.
- Clarke, T. E. (1983). Biomechanical measurement of running shoe cushioning properties. *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces*, 25.
- Conley, D. L., & Krahenbuhl, G. S. (1980). Running economy and distance running performance of highly trained athletes. *Med Sci Sports Exerc*, 12(5), 357-360.
- Culhane, K. M., O'connor, M., Lyons, D., & Lyons, G. M. (2005). Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age and ageing*, 34(6), 556-560.
- D'Août, K., Pataky, T. C., De Clercq, D., & Aerts, P. (2009). The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Science*, 1(2), 81-94.
- Daniels, J. T. (1985). a physiologist's view of running economy. *Medicine and science in sports and exercise*, 17(3), 332-338.
- Daoud, A. I., Geissler, G. J., Wang, F., Saretsky, J., Daoud, Y. A., & Lieberman, D. E. (2012). Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Med Sci Sports Exerc*, 44(7), 1325-1334.
- De Wit, B., & De Clercq, D. (1997, August). Differences in sagittal plane kinematics between barefoot and shod running. In *Proceedings of the second annual congress of the European College of Sport Science* (pp. 790-1).

- De Wit, B., De Clercq, D., & Aerts, P. (2000). Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of biomechanics*, 33(3), 269-278.
- De Wit, B., De Clercq, D., & Lenoir, M. (1995). The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. *Journal of applied biomechanics*, 11(4), 395-406.
- Delsys Incorporated. (2020). *Delsys Trigno Wireless system: User's guide*. Boston, zdroj: <https://www.delsys.com/downloads/USERSGUIDE/trigno/wireless-biofeedback-system.pdf>.
- Divert, C., Mornieux, G., Freychat, P., Baly, L., Mayer, F., & Belli, A. (2008). Barefoot-shod running differences: shoe or mass effect?. *International journal of sports medicine*, 29(06), 512-518.
- Dixon, P. C., Schütte, K. H., Vanwanseele, B., Jacobs, J. V., Dennerlein, J. T., Schiffman, J. M., ... & Hu, B. (2019). Machine learning algorithms can classify outdoor terrain types during running using accelerometry data. *Gait & posture*, 74, 176-181.
- Dixon, S. J., Collop, A. C., & Batt, M. E. (2000). Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(11), 1919-1926.
- Dovallil, J., & Choutka, M. (2012). *Výkon a trénink ve sportu*. Olympia.
- Edwards, S., White, S., Humphreys, S., Robergs, R., & O'Dwyer, N. (2019). Caution using data from triaxial accelerometers housed in player tracking units during running. *Journal of Sports Sciences*, 37(7), 810–818.
- Ekberg Jr, C. E. (1956). Dynamic tests of a 55 ft. Amdek bridge member, March 1956.
- Everett, T., & Kell, C. (2010). *Human movement: An introductory text*. Elsevier health sciences.
- Feehery Jr, R. V. (1986). The biomechanics of running on different surfaces. *Clinics in podiatric medicine and surgery*, 3(4), 649-659.
- Fellin, R. E., Manal, K., & Davis, I. S. (2010). Comparison of lower extremity kinematic curves during overground and treadmill running. *Journal of applied biomechanics*, 26(4), 407-414.
- Fletcher, J. R., Esau, S. P., & MacIntosh, B. R. (2009). Economy of running: beyond the measurement of oxygen uptake. *Journal of Applied Physiology*, 107(6), 1918-1922.
- Foster, C. A. R. L. (1998). Monitoring training in athletes with reference to overtraining syndrome. *Medicine and science in sports and exercise*, 30(7), 1164-1168.
- Frederick, E. C. (1986). Kinematically mediated effects of sport shoe design: a review. *Journal of sports sciences*, 4(3), 169-184.

- Fu, W. J., Liu, Y., & Zhao, G. Y. (2011, August). Surface Effects on Plantar Pressure Characteristics in Jogging. In *2011 International Conference on Future Computer Science and Education* (pp. 93-96). IEEE.
- Fuller, J. T., Thewlis, D., Tsiros, M. D., Brown, N. A., & Buckley, J. D. (2016). Effects of a minimalist shoe on running economy and 5km running performance. *Journal of sports sciences, 34*(18), 1740-1745.
- Fuller, J. T., Bellenger, C. R., Thewlis, D., Tsiros, M. D., & Buckley, J. D. (2015). The effect of footwear on running performance and running economy in distance runners. *Sports medicine, 45*(3), 411-422.
- Gabbett, T. J. (2016). The training—injury prevention paradox: should athletes be training smarter and harder?. *British journal of sports medicine, 50*(5), 273-280.
- Galik, K., Senut, B., Pickford, M., Gommery, D., Treil, J., Kuperavage, A. J., & Eckhardt, R. B. (2004). External and internal morphology of the BAR 1002'00 Orrorin tugenensis femur. *Science, 305*(5689), 1450-1453.
- Garber, C. E., Blissmer, B., Deschenes, M. R., Franklin, B. A., Lamonte, M. J., Lee, I. M., ... & Swain, D. P. (2011). Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise.
- Garland, T. (1983). The relation between maximal running speed and body mass in terrestrial mammals. *Journal of Zoology, 199*(2), 157-170.
- Giuliani, J., Masini, B., Alitz, C., & Owens, L. B. D. (2011). Barefoot-simulating footwear associated with metatarsal stress injury in 2 runners. *Orthopedics, 34*(7), e320-e323.
- Goater, J., & Melvin, D. (2012). *The art of running faster*. Human Kinetics
- Godfrey, A., Conway, R., Meagher, D., & ÓLaighin, G. (2008). Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical engineering & physics, 30*(10), 1364-1386.
- Greene, D. P., & Roberts, S. L. (2015). *Kinesiology-E-Book: Movement in the Context of Activity*. Elsevier Health Sciences.
- Guadalupe-Grau, A., Fuentes, T., Guerra, B., & Calbet, J. A. (2009). Exercise and bone mass in adults. *Sports medicine, 39*(6), 439-468.
- Gullstrand, L., Halvorsen, K., Tinmark, F., Eriksson, M., & Nilsson, J. (2009). Measurements of vertical displacement in running, a methodological comparison. *Gait & posture, 30*(1), 71-75.
- Hall, S. J. (2012). Linear Kinematics of Human Movement. *Basic Biomechanics. 6th Edition ed. New York, USA: McGraw Hill, 319-354.*

- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2006). *Biomechanical basis of human movement*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Hanson, N. J., Berg, K., Deka, P., Meendering, J. R., & Ryan, C. (2011). Oxygen cost of running barefoot vs. running shod. *International journal of sports medicine*, 32(6), 401.
- Hardin, E. C., Van Den Bogert, A. J., & Hamill, J. (2004). Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(5), 838-844.
- Hauswirth, C., Le Meur, Y., Couturier, A., Bernard, T., & Brisswalter, J. (2009). Accuracy and repeatability of the Polar® RS800sd to evaluate stride rate and running speed. *International journal of sports medicine*, 30(05), 354-359.
- Hennig, E. M., & Lafortune, M. A. (1991). Relationships between ground reaction force and tibial bone acceleration parameters. *Journal of Applied Biomechanics*, 7(3), 303-309.
- Henriksen, M., Lund, H., Moe-Nilssen, R., Bliddal, H., & Danneskiold-Samsøe, B. (2004). Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. *Gait & posture*, 19(3), 288-297.
- Higginson, B. K. (2009). Methods of running gait analysis. *Current sports medicine reports*, 8(3), 136-141.
- Hillman, C. H., Erickson, K. I., & Kramer, A. F. (2008). Be smart, exercise your heart: exercise effects on brain and cognition. *Nature reviews neuroscience*, 9(1), 58-65.
- Hsu, C. Y., Tsai, Y. S., Yau, C. S., Shie, H. H., & Wu, C. M. (2016). Test-Retest Reliability of an Automated Infrared-Assisted Trunk Accelerometer-Based Gait Analysis System. *Sensors*, 16(8), 1156.
- Millerová, V., Hlína, J., Kaplan, A., & Korbel, V. (2001). *Běhy na krátké tratě: trénink disciplín*. Olympia.
- Hood, S., McBain, T., Portas, M., & Spears, I. (2012). Measurement in sports biomechanics. *Measurement and Control*, 45(6), 182-186.
- Hoogkamer, W., Kipp, S., Frank, J. H., Farina, E. M., Luo, G., & Kram, R. (2018). a comparison of the energetic cost of running in marathon racing shoes. *Sports medicine*, 48(4), 1009-1019.
- Hoogkamer, W., Kipp, S., Spiering, B. A., & Kram, R. (2016). Altered running economy directly translates to altered distance-running performance. *Med Sci Sports Exerc*, 48(11), 2175-80.
- Hora, M., & Sládek, V. (2014). Efektivita chůze a běhu v evoluci člověka. *Živa*, 4, 156-158.

- Hunter, I., McLeod, A., Valentine, D., Low, T., Ward, J., & Hager, R. (2019). Running economy, mechanics, and marathon racing shoes. *Journal of sports sciences*, 37(20), 2367-2373.
- Channells, J., Purcell, B., Barrett, R., & James, D. (2006, January). Determination of rotational kinematics of the lower leg during sprint running using accelerometers. *BioMEMS and Nanotechnology II* (Vol. 6036, p. 603616). International Society for Optics and Photonics.
- Chen, M., Gonzalez, S., Vasilakos, A., Cao, H., & Leung, V. C. (2011). Body area networks: a survey. *Mobile networks and applications*, 16(2), 171-193.
- Cheung, R. T., & Davis, I. S. (2011). Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 41(12), 914-919.
- Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *JBSJ*, 35(3), 543-558.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z., Klugarová, J., Elfmark, M., & Vařeková, R. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Jenkins, D. W., & Cauthon, D. J. (2011). Barefoot running claims and controversies: a review of the literature. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101(3), 231-246.
- Jungers, W. L., Harcourt-Smith, W. E., Wunderlich, R. E., Tocheri, M. W., Larson, S. G., Sutikna, T., ... & Morwood, M. J. (2009). The foot of Homo floresiensis. *Nature*, 459(7243), 81-84.
- Kawabata, M., Goto, K., Fukusaki, C., Sasaki, K., Hihara, E., Mizushina, T., & Ishii, N. (2013). Acceleration patterns in the lower and upper trunk during running. *Journal of sports sciences*, 31(16), 1841-1853.
- Kelly, S. J., Murphy, A. J., Watsford, M. L., Austin, D., & Rennie, M. (2015). Reliability and validity of sports accelerometers during static and dynamic testing. *International journal of sports physiology and performance*, 10(1), 106-111.
- Kerrigan, D. C., Franz, J. R., Keenan, G. S., Dicharry, J., Della Croce, U., & Wilder, R. P. (2009). The effect of running shoes on lower extremity joint torques. *Pm&r*, 1(12), 1058-1063.
- Kirby, K. A. (2014). Emerging Evidence On Footstrike Patterns In Running. *Podiatry Today*. 27(6). 54+. Retrieved 23. 5. 2019 from the World Wide Web: <https://www.podiatrytoday.com/emerging-evidence-footstrike-patterns-running>.

- Knechtle, B., Knechtle, P., Schulze, I., & Kohler, G. (2008). Upper arm circumference is associated with race performance in ultra-endurance runners. *British Journal of Sports medicine*, 42(4), 295-299.
- Knudson, D. V., & Morisson, C.V. (1997). *Qualitative analysis of human movement*. London: Human Kinetics.
- Koblbauer, I. F., van Schooten, K. S., Verhagen, E. A., & van Dieën, J. H. (2014). Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. *Journal of science and medicine in sport*, 17(4), 419-424.
- Krüger, A., & Edelmann-Nusser, J. (2009). Biomechanical analysis in freestyle snowboarding: application of a full-body inertial measurement system and a bilateral insole measurement system. *Sports Technology*, 2(1-2), 17-23.
- Kučera, V., & Truksa, Z. (2000). *Běhy na střední a dlouhé tratě*. Olympia.
- Le Bris, R., Billat, V., Auvinet, B., & Chaleil, D. (2006). Effect of fatigue on stride pattern continuously measured by an accelerometric gait recorder in middle distance runners. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 46(2), 227.
- Lee, J. B., Sutter, K. J., Askew, C. D., & Burkett, B. J. (2010). Identifying symmetry in running gait using a single inertial sensor. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(5), 559-563.
- Lees, A. (2002). Technique analysis in sports: a critical review. *Journal of sports sciences*, 20(10), 813-828.
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'andrea, S., Davis, I. S., ... & Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531-535.
- Lieberman, D. (2011). *The evolution of the human head*. Harvard University Press.
- Lieberman, D. E. (2012). What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. *Exercise and sport sciences reviews*, 40(2), 63-72.
- Mackenzie, R., & Cushion, C. (2013). Performance analysis in football: a critical review and implications for future research. *Journal of sports sciences*, 31(6), 639-676.
- Mackey, A. H., Walt, S. E., Lobb, G. A., & Stott, N. S. (2005). Reliability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia. *Gait & posture*, 22(1), 1-9.
- Maldonado, S., Mujika, I., & Padilla, S. (2002). Influence of body mass and height on the energy cost of running in highly trained middle – and long-distance runners. *International Journal of Sports medicine*, 23(4), 268-272.

- Mann, R. A., Baxter, D. E., & Lutter, L. D. (1981). Running symposium. *Foot & ankle*, 1(4), 190-224.
- Mathie, M. J., Coster, A. C., Lovell, N. H., & Celler, B. G. (2004). Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiological measurement*, 25(2), R1.
- McDougall, C. (2010). *Born to run: The hidden tribe, the ultra-runners, and the greatest race the world has never seen*. Profile Books.
- McGregor, S. J., Busa, M. A., Yaggie, J. A., & Bollt, E. M. (2009). High resolution MEMS accelerometers to estimate VO₂ and compare running mechanics between highly trained inter-collegiate and untrained runners. *PLoS One*, 4(10), 7355.
- Mei, Q., Gu, Y., Xiang, L., Baker, J. S., & Fernandez, J. (2019). Foot pronation contributes to altered lower extremity loading after long distance running. *Frontiers in physiology*, 10, 573.
- Mercer, J. A., Devita, P. A. U. L., Derrick, T. R., & Bates, B. T. (2003). Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(2), 307-313.
- Měkota, K., & Cuberek, R. (2007). *Pohybové dovednosti, činnosti, výkony*. Univerzita Palackého.
- Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J., & Davis, I. S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 38(2), 323.
- Moe-Nilssen, R. (1998). Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 79(11), 1377–1385.
- Monte, L. (1976). a cinematographic analysis of overground and treadmill running by males and females. *Medicine and science in sports*, 8(2), 84-87.
- Mooses, M., Jürimäe, J., Mäestu, J., Purge, P., Mooses, K., & Jürimäe, T. (2013). Anthropometric and physiological determinants of running performance in middle- and long-distance runners. *Kinesiology*, 45(2), 154-162.
- Morris, J. R. W. (1973). Accelerometry—A technique for the measurement of human body movements. *Journal of biomechanics*, 6(6), 729-736.
- Myers, M., & Steudel, K. (1985). Effect of limb mass and its distribution on the energetic cost of running. *Journal of Experimental Biology*, 116, 363-373
- Nigg, B. M., & Bahlsen, H. A. (1988). Influence of heel flare and midsole construction on pronation supination and impact forces for heel-toe running. *Journal of Applied Biomechanics*, 4(3), 205-219.
- Nigg, B. M., De Boer, R. W., & Fisher, V. (1995). a kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and science in sports and exercise*, 27(1), 98-105.

- Nigg, B. M., & Yeadon, M. R. (1987). Biomechanical aspects of playing surfaces. *Journal of sports sciences*, 5(2), 117-145.
- Norris, M., Anderson, R., & Kenny, I. C. (2014). Method analysis of accelerometers and gyroscopes in running gait: a systematic review. *Journal of Sports Engineering and Technology*, 228(1), 3-15.
- Nigg, B. M. (2010). *Biomechanics of Sports Shoes*. Calgary (Canada): Topline Printing.
- O'Halloran, J. A. (2005). The effect of experience on the qualitative analysis of human movement. *Proceedings of the Exercise and Sport Science Association of Ireland*, 9.
- Orchard, J. (2012). Who is to blame for all the football injuries. *Br J Sports Med*.
- Ounpuu, S. (1994). The biomechanics of walking and running. *Clinics in sports medicine*, 13(4), 843-863.
- Pine, D. (1991). Artificial vs natural turf: injury perceptions fan the debate. *The Physician and Sportsmedicine*, 19(8), 125-128.
- Pohl, M. B., Mullineaux, D. R., Milner, C. E., Hamill, J., & Davis, I. S. (2008). Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. *Journal of biomechanics*, 41(6), 1160-1165.
- Prukner, V., & Machová, I. (2011). *Didaktika školní atletiky*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Rabadán*, M., Díaz*, V., Calderón, F. J., Benito, P. J., Peinado, A. B., & Maffulli, N. (2011). Physiological determinants of speciality of elite middle-and long-distance runners. *Journal of sports sciences*, 29(9), 975-982.
- Raichlen, D. A., Armstrong, H., & Lieberman, D. E. (2011). Calcaneus length determines running economy: implications for endurance running performance in modern humans and Neandertals. *Journal of human evolution*, 60(3), 299-308.
- Rao, U. B., & Joseph, B. (1992). The influence of footwear on the prevalence of flat foot. a survey of 2300 children. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 74(4), 525-527.
- Ridge, S. T., Johnson, A. W., Mitchell, U. H., Hunter, I., Robinson, E., Rich, B. S., & Brown, S. D. (2013). Foot bone marrow edema after 10 week transition to minimalist running shoes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(7), 1363-1368.
- Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J. A. S. O. N., Della Croce, U., Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2008). a kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(6), 1093-1100.
- Rodrigo-Carranza, V., González-Mohíno, F., Santos-Concejero, J., & González-Ravé, J. M. (2020). Influence of Shoe Mass on Performance and Running Economy in Trained Runners. *Frontiers in Physiology*, 11, 1178.

- Rozumalski, A., Novacheck, T. F., Griffith, C. J., Walt, K., & Schwartz, M. H. (2015). Treadmill vs. overground running gait during childhood: a qualitative and quantitative analysis. *Gait & posture*, *41*(2), 613-618.
- Salzler, M. J., Bluman, E. M., Noonan, S., Chiodo, C. P., & de Asla, R. J. (2012). Injuries observed in minimalist runners. *Foot & Ankle International*, *33*(4), 262-266.
- Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D., & Hawley, J. A. (2004). Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports medicine*, *34*(7), 465-485.
- Scrimgeour, A. G., Noakes, T. D., Adams, B., & Myburgh, K. (1986). The influence of weekly training distance on fractional utilization of maximum aerobic capacity in marathon and ultramarathon runners. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, *55*(2), 202-209.
- Sekine, M., Tamura, T., Yoshida, M., Suda, Y., Kimura, Y., Miyoshi, H., ... & Fujimoto, T. (2013). a gait abnormality measure based on root mean square of trunk acceleration. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *10*(1), 1-7.
- Sheerin, K. R., Reid, D., & Besier, T. F. (2019). The measurement of tibial acceleration in runners—A review of the factors that can affect tibial acceleration during running and evidence-based guidelines for its use. *Gait & posture*, *67*, 12-24.
- Schutz, Y., Weinsier, R. L., & Hunter, G. R. (2001). Assessment of free-living physical activity in humans: an overview of currently available and proposed new measures. *Obesity research*, *9*(6), 368-379.
- Schütte, K. H., Aeles, J., De Beéck, T. O., van der Zwaard, B. C., Venter, R., & Vanwanseele, B. (2016). Surface effects on dynamic stability and loading during outdoor running using wireless trunk accelerometry. *Gait & posture*, *48*, 220-225.
- Schütte, K. H., Maas, E. A., Exadaktylos, V., Berckmans, D., Venter, R. E., & Vanwanseele, B. (2015). Wireless tri-axial trunk accelerometry detects deviations in dynamic center of mass motion due to running-induced fatigue. *PLoS one*, *10*(10), e0141957.
- Schütte, K., Maas, E., Venter, R., Berckmans, D., & Vanwanseele, B. (2015). Identifying treadmill running fatigue using trunk accelerometry based measures. In *International Society of Biomechanics Congress*, Date: 2015/07/12-2015/07/16, Location: Glasgow, Scotland.
- Schache, A. G., Blanch, P. D., Rath, D. A., Wrigley, T. V., Starr, R., & Bennell, K. L. (2001). a comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo–pelvic–hip complex. *Clinical Biomechanics*, *16*(8), 667-680.

- Squadrone, R., & Gallozzi, C. (2009). Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 49(1), 6.
- Steiner, J. L., Murphy, E. A., McClellan, J. L., Carmichael, M. D., & Davis, J. M. (2011). Exercise training increases mitochondrial biogenesis in the brain. *Journal of applied physiology*, 111(4), 1066-1071.
- Stergiou, N., & Bates, B. T. (1997). The relationship between subtalar and knee joint function as a possible mechanism for running injuries. *Gait & Posture*, 6(3), 177-185.
- Taylor, C. R., Heglund, N. C., & Maloiy, G. M. (1982). Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. I. Metabolic energy consumption as a function of speed and body size in birds and mammals. *Journal of Experimental Biology*, 97(1), 1-21.
- Taylor, M. J. D., & Beneke, R. (2012). Spring Mass Characteristics of the Fastest Men on Earth. *International Journal of Sports medicine*, 33(8), 667.
- Trew, M., & Everett, T. (Eds.). (2005). *Human movement: an introductory text*. Churchill Livingstone.
- Tillman, M. D., Fiolkowski, P., Bauer, J. A., & Reisinger, K. D. (2002). In-shoe plantar measurements during running on different surfaces: changes in temporal and kinetic parameters. *Sports Engineering*, 5(3), 121-128.
- Ueberschär, O., Fleckenstein, D., Warschun, F., Kränzler, S., Walter, N., & Hoppe, M. W. (2019). Measuring biomechanical loads and asymmetries in junior elite long-distance runners through triaxial inertial sensors. *Sports Orthopaedics and Traumatology*, 35(3), 296-308.
- Van Dyck, D., Cardon, G., de Bourdeaudhuij, I., de Ridder, L., & Willem, A. (2017). Who Participates in Running Events? Socio-Demographic Characteristics, Psychosocial Factors and Barriers as Correlates of Non-Participation-A Pilot Study in Belgium. *International Journal Of Environmental Research And Public Health*, 14(11).
- Van Gent, R. N., Siem, D., Van Middelkoop, M., Van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British journal of sports medicine*, 41(8), 469-480.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Waite, N., Goetschius, J., & Lauver, J. D. (2020). Effect of Grade and Surface Type on Peak Tibial Acceleration in Trained Distance Runners. *Journal of Applied Biomechanics*, 1(aop), 1-4.
- Ward, C. V. (2002). Interpreting the posture and locomotion of *Australopithecus afarensis*: where do we stand?. *American Journal of Physical Anthropology: The Official*

Publication of the American Association of Physical Anthropologists, 119(S35), 185-215.

- Whittle, M. W. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait & posture, 10(3), 264-275.*
- Williams, D. S., McClay, I. S., Hamill, J., & Buchanan, T. S. (2001). Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *Journal of applied biomechanics, 17(2), 153-163.*
- Williams III, D. S., McClay, I. S., & Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical biomechanics, 16(4), 341-347.*
- Wilson, J. F., Rochelle, R. D., & Bischoff, J. E. (1997). Identification and correlation of human footfall load parameters using multivariate analysis. *Journal of Biomechanical Engineering, 27708-0287*
- Winter, E.M., & Hamley, E.J. (1976). Submaximal oxygen uptake related to fat free mass and lean leg volume in trained runners. *British Journal of Sports medicine, 10(4), 223-225.*

Příloha

Příloha 1. Vyjádření etické komise.



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 20.6. 2018 byl projekt výzkumné práce /základního výzkumu

Autor/ hlavní řešitel: **Assoc. Prof. Nicolas Vuillerme, Ph.D.**

Hlavní spoluřešitelé: **Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D., Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.**

s názvem **Projekt iMove – nositelné senzory pro mobilní analýzu pohybu člověka**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **45 / 2018**
dne: **22. 6. 2018.**

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

Řešitelé projektu splnili podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc