

Univerzita Karlova

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Monika Švejdová

**Kompenzace chybějícího odporu vzduchu při běhu na běžeckém
pásu**

Bakalářská práce

Praha 2019

Autor práce: **Monika Švejdová**

Vedoucí práce: **MUDr. Jan Pokorný**

Oponent práce: **MUDr. Michal Procházka**

Datum obhajoby: **2019**

Bibliografická identifikace

ŠVEJDOVÁ, Monika. Kompenzace chybějícího odporu vzduchu při běhu na běžeckém pásu. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2019. 70 s., přílohy. Vedoucí bakalářské práce MUDr. Jan Pokorný.

Abstrakt

Práce je zaměřena na vyrovnání absence odporu vzduchu při běhu na běžeckém pásu. Cílem je nalezení možností kompenzace a ověření kompenzace pomocí sklonu pásu. K ověření jsme použili hodnoty tepových frekvencí probandů získaných během na pásu s korekcí sklonu a během na přirozeném povrchu identickou rychlostí. Výstupem práce je stanovení kompenzace sklonem pásu při rychlostech 10,5 km/h a 13,5 km/h.

Klíčová slova

Běh na běžeckém pásu, odpor vzduchu, tepová frekvence, sklon pásu

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographic identification

ŠVEJDOVÁ, Monika. Compensation of missing air resistance while running on a treadmill. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine, Department of Rehabilitation and Sports Medicine, 2019. 70 s., přílohy. Supervisor of the bachelor's theses MUDr. Jan Pokorný.

Abstract

This work is focused on compensation of missing air resistance while running on a treadmill. The aim is to find the possibilities of compensation and its verification by a slight inclination of the treadmill. For the verification, we used the heart rate values of (6) probands obtained while running on a treadmill with different grade and while outdoor running at the same speed. The output of this thesis is the determination of the treadmill grade compensation at speed of 10,5 km/h and 13,5 km/h.

Keywords

Treadmill running, air resistance, heart rate, slight incline of the treadmill

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

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením MUDr. Jana Pokorného, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 23. 4. 2019

Monika Švejdová

Poděkování

Chtěla bych poděkovat MUDr. Janu Pokornému za odborné vedené práce, za poskytnuté rady a připomínky a také všem zúčastněným probandům za spolupráci. V neposlední řadě děkuji všem svým blízkým za podporu a inspiraci po celou dobu mého studia.

Seznam zkratek

BMI- Body mass index

FFS- Forefoot strike- došlap na špičku

HDL- High-density lipoprotein

RFS-Rear foot strike- došlap na patu

TF- Tepová frekvence

VO₂- spotřeba kyslíku

OBSAH

ÚVOD	10
1 Anatomie a kineziologie dolní končetiny	11
1.1. Kineziologie kyčelního kloubu	11
1.1 Kineziologie kolenního kloubu a spojení kostí bérce	12
1.2 Kineziologie nohy	14
1.2.1 Klenba nožní	15
1.3 Svalový aparát dolní končetiny	16
1.3.1 Svaly kyčelního kloubu	17
1.3.2 Svaly stehna	18
1.3.3 Svaly bérce	18
1.3.4 Svaly nohy	19
2 Běh	20
2.1 Pozitivní dopady běhu	20
2.2 Fáze běhu	22
2.2.1 Dokrok	23
2.2.2 Moment vertikály	24
2.2.3 Dokončení odrazu (odvíjejí nohy)	25
2.2.4 Švihová fáze	26
2.3 Pohyb v kinetickém řetězci	27
2.4 Délka kroku	27
2.5 Techniky běhu	28
2.5.1 Zastoupení technik u běžců	29
2.5.2 Rozdíly mezi technikami	29
3 Běžecká poranění	33
3.1 Mechanismus vzniku poranění	33
3.2 Výskyt poranění	34
3.3 Rozdíly vzniku zranění dle technik běhu	36
3.4 Nejčastější běžecká poranění	37
3.4.1 Patelofemorální syndrom	37
3.4.2 Poranění Achillovy šlachy	37
3.4.3 Únavový syndrom holenní okostice (Medial tibial stress syndrome)	38

3.4.4	Syndrom iliotibiálního traktu.....	38
3.4.5	Plantární fascitida	39
4	Rozdíly při běhu na pásu	40
4.1	Odpor vzduchu	41
4.1.1	Odpor vzduchu při běhu	42
4.1.2	Kompenzace odporu vzduchu při běhu na pásu	43
5	Praktická část.....	46
5.1	Cíl práce	46
5.2	Hypotézy	46
5.3	Metodika.....	47
5.3.1	Probandi.....	47
5.3.2	EKG holter.....	48
5.3.3	Běžecský pás	49
5.3.4	Průběh měření.....	50
5.4	Způsob zpracování dat	52
6	Výsledky	53
6.1	Ověření hypotézy H1 a H2.....	53
6.2	Ověření hypotézy H3	54
6.2.1	Ověření hypotézy H4.....	55
7	Diskuze.....	56
8	Závěr	58
9	Referenční seznam	60
	Seznam obrázků	65
	Seznam tabulek.....	66
	Seznam příloh	67

ÚVOD

Běh je pro člověka, společně s chůzí nejpřirozenějším způsobem pohybu a přináší významná pozitiva. Během se zvyšuje tělesná kondice a dochází k adaptaci celého organismu, což zajišťuje prevenci před mnohými civilizačními chorobami. Naopak při běhu může dojít k poranění pohybového aparátu a to hlavně v oblasti dolních končetin. Poranění vznikají akutně, krátkým působením nadměrných sil, nebo opakovaným působením tlaku. Výskyt poranění úzce souvisí s používanou technikou došlapu, rozlišujeme běh s došlapem na patu, střed nohy a špičku.

Dnes se stále častěji pro běh využívá běžecího pásu, a to nejen pro trénink ale i pro zátěžové vyšetření. Mezi během na běžecím pásu a během po přirozeném povrchu však existují rozdíly. Hlavním rozdílem je absence odporu vzduchu při běhu na pásu, dále pak mírně odlišná biomechanika běhu a zapojení některých svalů. Chybějící odpor vzduchu snižuje energetické nároky při běhu na pásu, proto jsme se rozhodli zabývat jeho kompenzací. Nejhojněji využívanou kompenzací je sklon pásu. Ověření této kompenzace je náplní praktické části práce.

1 Anatomie a kineziologie dolní končetiny

Dolní končetina (*membrum inferius*) je orgán vyvinutý ke vzpřímenému stoji a jejím hlavním cílem je chůze, popřípadě běh. Tvoří tedy oporu těla při stoji a pomocí svalů umožňuje bipedální lokomoci. Během vývoje se postupně musela anatomicky i kineziologicky přizpůsobit ke vzpřímení. Primáti nohu dominantně používají k úchopu a jemné manipulaci, to je možné sledovat ještě u dětí v kojeneckém a batolecím věku. Teprve postupně se noha stává méně citlivou a slouží především ke stoji a chůzi. Vývojově se dolní končetina adaptovala, kosti jsou mohutnější, svaly větší a silnější. Omezen je i rozsah pohybu, což ale podporuje stabilitu končetiny. Základnu dolní končetiny tvoří pánev, která je zakončením osového skeletu. Tvoří propojení právě mezi dolní končetinou a trupem, a umožňuje přenos sil. (Dylevský, 2009; Véle, 2006)

Pánev tvoří dvě kosti pánevní (*os coxae*) a kost křížová (*os sacrum*), která vzniká srůstem pěti křížových obratlů. Kost pánevní se skládá z kosti kyčelní (*os ilium*), sedací (*os ischii*) a kosti stydké (*os pubis*). Tyto kosti se spojují osifikací v *acetabulu*, česky jamce kyčelního kloubu, do které zapadá hlavice kosti stehenní (*femur*). Tato mohutná kost se na distálním konci kloubí s kostí holenní (*tibia*). Běrec je tvořen nejen kostí holenní, ale i kostí lýtkovou (*fibula*), která však není nosná. Poslední částí dolní končetiny je noha. Ta se skládá ze třech skupin kostí a to zánártních kostí (*ossa tarsi*), nártních kostí (*ossa metatarsi*) a článků prstů (*phalanges*). (Čihák, 2016; Dylevský, 2009)

1.1. Kineziologie kyčelního kloubu

Kyčelní kloub (*articulatio coxae*) je spojení mezi kostí pánevní a kostí stehenní, která představuje volnou dolní končetinu. Pohyb kyčle se přes rigidní pánev přenáší na bederní páteř, proto se při pohybu zapojuje kromě svalů kyčle i mohutné zádové svalstvo. Stejně tak

se odráží pohyb páteře na kyčelním kloubu. Tvarově tento kloub označujeme jako kulový omezený. Jak bylo zmíněno, jamkou je *acetabulum* s tvarem duté polokoule srostlé ze třech kostí tvořících pánev, druhou část kloubu tvoří hlavice kosti stehenní. Hlavice je v *acetabulu* fixovaná vazy a to *lig. iliofemorale*, *lig. ischiofemorale*, *lig. pubofemorale* a *lig. capitis femoris*. Krček, část *femuru* nacházející se mezi hlavicí a tělem kosti u dospělého člověka svírá úhel s tělem kosti přibližně 135° , nazýváme ho kolodiafyzární úhel. Během vývoje se vlivem tahu svalů tento úhel zmenšuje, u novorozence naměříme až 160° . Pokud u dospělého jedince přesáhne hodnotu 135° mluvíme o valgozním postavení, naopak hodnoty pod 120° označujeme za varozitu. Velikost úhlu ovlivňuje polohu kostí v kolenním kloubu. Dalším rozměrem je tzv. torzní úhel hlavice *femuru*, který ovlivňuje rozsahy rotací v kyčelním kloubu. Norma u dospělého je $7-15^\circ$. Úhel se rozevívá mezi dlouhou osou krčku a distálními plochami *femuru* pro skloubení s kostí holenní. Vlastními pohyby v tomto kloubu, vycházející ze základního postavení, což je vzpřímený stoj, jsou flexe $0-120^\circ$, extenze $0-13^\circ$, abdukce $0-40^\circ$, addukce (hyperaddukce) $0-10^\circ$, rotace zevní $0-15^\circ$, vnitřní $0-35^\circ$. (Čihák, 2016; Dylevský, 2009; Dylevský, Kubálková a Navrátil, 2001).

1.1 Kineziologie kolenního kloubu a spojení kostí bérce

Ke spojení *femuru* a *tibie* dochází v nejsložitějším kloubu lidského těla a to kloubu kolenním (*articulatio genus*). Stýkají se zde kosti stehenní s holenní (*articulatio femorotibialis*) a česka (*patella*) s *femurem* (*articulatio femoropatellaris*). Česka je sezamská kost v úponové šlaše čtyřhlavého svalu stehenního, funguje jako kladka, která mění směr tahu čtyřhlavého svalu. Kloub doplňují dva menisky, několik tíhových váčků a zpevňuje jej dvanáct vazů. Menisky jsou dva poloměsíčné útvary tvořené tuhým vazivem po obvodu a ve středu vazivovou chrupavkou umístěné na kondylech holenní kosti. “Při ohnutí v koleni menisky absorbují až 90 % zátěže.” (Dylevský, 2009, s. 149)

Tíhové vácny a výchlipky kloubního pouzdra pomáhají v koleni snížit tření mezi vazy či úpony svalů a kostí. Vazy se rozdělují na nitrokloubní a mimo kloubní. Mezi vazy uvnitř kolene řadíme hlavně *lig. cruciatum anterius* a *posterius*, které udržují stabilitu v předozadním směru, dále tři menší vazy *lig. transversum genus* a *lig. meniscofemorale anterius et posterius*. Na přední straně kloubu je *lig. patellae* tedy vlastní úpon čtyřhlavého svalu přes čěšku a *retinaculum patellae mediale et laterale* opět úpon m. *quadriceps femoris*, který se však neupíná přes patellu. Dále kolenní kloub zpevňují dva postranní vazy a to *lig. collaterale tibiale* a *fibulare*. Zezadu koleno stabilizuje *lig. popliteum obliquum* a *lig. popliteum acruatum*. Základní postavení tohoto kloubního spojení je plná extenze, kdy jsou natažené měkké tkáně na zadní straně kloubu a postranní vazy, při tomto tzv. uzamčeném koleni na sebe naléhají kloubní plochy. Základním pohybem je skrčení tedy flexe, jejíž rozsah je 130-160°, pohyb je přitom rozdělen do třech fází. První fází je tzv. odemčení kolene tedy flexe přibližně do 5° se současnou rotací *tibie* směrem dovnitř. Jako další fáze nastupuje valivý pohyb, *femur* se valí po kloubních plochách *tibie* a meniscích. Ohnutí se dokončuje pomocí posuvného pohybu, kdy menisky s kondyly *femuru* kloužou po *tibii*. Rozsah pohybu do natažení více než 0° tedy hyperextenze, by u zdravého člověka neměla přesáhnout 15°. Extenzi v kolenním kloubu provádí m. *quadriceps femoris*, právě mezi osou jeho tahu a osou *lig. patellae* se rozvírá Q-úhel. Fyziologický rozsah tohoto úhlu je mezi 10-15°. Je-li tento úhel větší než 20°, příčinou bývá oslabení m. *vastus medialis*, je *patella* tažena laterálně a dochází k subluxaci ve femoropatelním skloubení. (Čihák, 2016; Dylevský 2009)

Kosti bérce (*tibia*, *fibula*) jsou v horní třetině jejich délky spojeny *tibiofibulárním* kloubem. Hlavička lýtkové kosti naléhá na kost holenní z vnější strany pod kondylem. Toto spojení je velice pevné, a to i kvůli vazům *lig. capitis fibulae anterius et posterius*, avšak pohyb v něm je nezbytný. V průběhu jsou k sobě kosti připevněny membránou - *membrana interossea cruris*, vazivovou ploténkou jejíž vlákna sestupují šikmo dolů od *tibie* k *fibule*. Na

distálním konci jsou obě kosti spojeny vazivovým spojením doplněné o kloubní štěrbinu. *Tibiofibulární syndesmosa* udržuje kosti v těsné blízkosti, protože společně utváří vidlici pro hlezenní kost. Spojení ještě zpevňují dva vazy *lig. tibiofibulare anterius et posterius*. (Čihák, 2016; Dylevský, 2009)

1.2 Kineziologie nohy

Mezi hlavní klouby umožňující pohyb hlezna patří horní a dolní zánártní kloub. Horní zánártní kloub také talocrurální či hlezenní je spojení mezi kostmi bérce tedy *tibií, fibulou* a kostí hlezenní (*talus*). Hlavici tvoří *trochlea tali*, pomocí horní a vnitřní kloubní plochy komunikuje s kostí holenní a na vnější stranu naléhá kost lýtková. *Tibie a fibula* tvoří vnitřní a vnější *malleolus* česky kotník. Stabilitu kloubu dodávají dva vazy *lig. collaterale mediale (deltoideum) a laterale*, každé složené z několika částí. Tento kloub umožňuje pohyb v předozadní rovině. Plantární flexe jinak propnutí špičky má fyziologický rozsah 0-35°, opačný pohyb, přitažení špičky (dorzální flexe) je fyziologicky více omezena, jen 0-25°. (Vařeka, Vařeková, 2009; Véle, 2006)

Dolní kloub zánártní se skládá z předního a zadního oddílu. Zadní část tvoří subtalární kloub (*art. talocalcanea*) neboli spojení mezi kostí hlezenní a patní (*calcaneus*). Přední oddíl se skládá ze spojení mezi *talem, calcaneem* a *os naviculare* (kost loďková), to se nachází mediálně. Laterálně kloub tvoří *art. calcaneocuboidea*, skloubení patní kosti a krychlovou (*cuboideum*). Tento kloub spolu s hlezenním tvoří funkční jednotku a umožňují dva složené pohyby, inverzi a everzi. Inverze se skládá z addukce, supinace a plantární flexe. Naopak everze je složená z abdukce, pronace a dorzální flexe. (Vařeka, Vařeková, 2009)

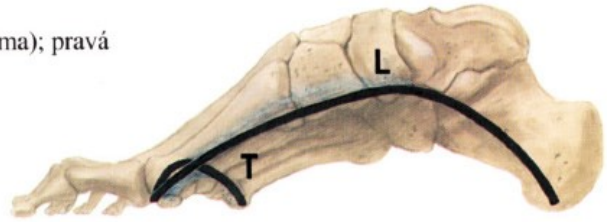
Další spojení v oblasti nohy představují dva funkční celky a to Chopartův a Lisfrankův kloub. Chopartův kloub je linie, kterou tvoří *art. talonavicularis* a *art. calcaneocuboidea*. Spojení kostí tarzálních s metatarzálními a mezi metatarzy navzájem tvoří Lisfrankův kloub.

Nohu společně tvoří ještě skloubení mezi *os naviculare* a *ossa cuneiformia*, dále spojení mezi metatarzy a články prstů a nakonec spojení mezi články navzájem. Všechna spojení jsou zpevněna pomocí drobných vazů a kloubních pouzder. (Vařeka, Vařeková, 2009; Véle, 2006)

1.2.1 Klenba nožní

Pro správnou funkci chodidla je důležitá klenba nožní, její hlavní funkcí je vytváření pružnosti při došlapu a ochrana měkkých tkání. Základem klenby jsou tři opěrné body a to dorzální část patní kosti a hlavičky prvního a pátého metatarzu. Klenbu tvoří příčné a podélné klenutí přičemž podélné má dva paprsky a to mediální oblouk, jehož osu tvoří *calcaneus*, *talus*, *os naviculare*, *ossa cuneiformia*, *os metatarsi I*. Vrchol je v *os naviculare*, která se u zdravé nohy nachází přibližně 15-18mm nad podložkou. Osu laterálního oblouku tvoří *calcaneus*, *os cuboideum* a *metatarsus V*. Klenutí laterálně je podstatně nižší, přibližně jen 3-5 mm nad podložkou s tím, že měkké tkáně jsou v kontaktu s podložkou. Klenbu udržuje vazivový aparát spolu se svaly. Mezi hlavní vazy podporující klenbu patří *lig. plantare longum* a všechny krátké chodidlové a mezikostní vazy. Klenbu pomáhá formovat i plantární aponeuróza. Ze svalů je to *m. tibialis anterior*, *m. tibialis posterior*, *m. flexor hallucis longus*, *m. flexores digitorum longus et brevis* a krátké chodidlové svaly. Příčná klenba se klene mezi hlavičkami zánártních kostí, nejvíce zřetelná je však v oblasti kostí klínových a kosti krychlové. Podpůrným aparátem jsou příčné vazy chodidla a tzv. šlašitý třmen, který tvoří *m. tibialis anterior* a *m. fibularis longus*. Příčnou klenbu také podporují *m. adductor hallucis longus* a krátké svaly chodidla. (Vařeka, Vařeková, 2009; Véle, 2006)

PODÉLNÁ A PŘÍČNÁ KLENBA NOHY (schéma); pravá noha; pohled z mediální strany
 L podélná klenba
 T příčná klenba



MECHANISMY UDRŽUJÍCÍ KLENBU NOHY

modře – působící zatížení nohy

červeně – výslednice tahů svalů bérce

zeleně – ligamenta nohy pomáhající udržovat klenby

černě – směry tahů svalů

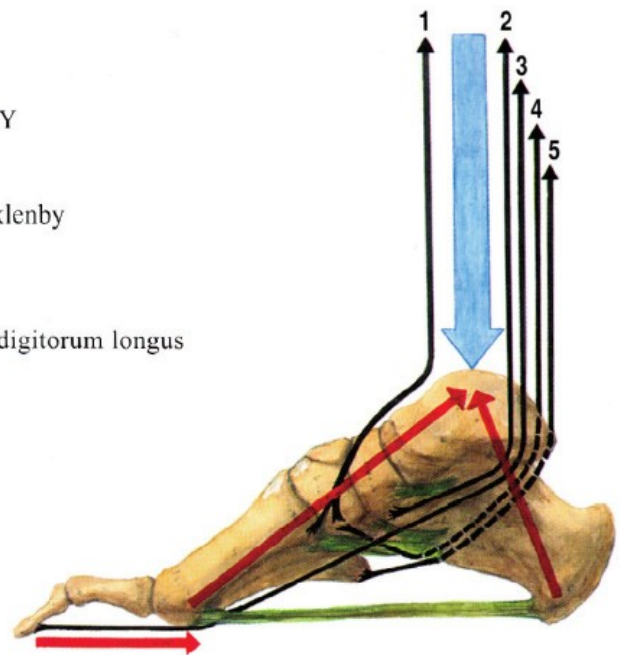
1 musculus tibialis anterior

2 musculus tibialis posterior

3 musculus flexor hallucis longus a m. flexor digitorum longus

4 musculus fibularis longus

5 musculus fibularis brevis



Obrázek 1. Klenba nožní (Základy anatomie pohybového ústrojí, 2012)

1.3 Svalový aparát dolní končetiny

Lidské tělo obsahuje přibližně 600 svalů, většina je však párová. Dle Čiháka (2016) u mužů tvoří svalový aparát průměrně 36 % tělesné hmotnosti, u žen o něco méně, v průměru 32 %. Pohyb umožňuje přeměna chemické energie na mechanickou odehrávající se v mikrostruktuře svalů. Pro správný stereotyp běhu je nutné koordinované zapojení svalů jak dolních tak horních končetin za souběžné stabilizace pomocí svalů trupu. Právě náležitě rozvinutý svalový aparát trupu je základ pro optimální hybnost končetin. (Čihák, 2016; Tvrzník, Gerych, 2014)

Všechny aktivní pohyby těla vykonávají svaly pomocí smrštění příčně pruhovaných vláken. Funkce svalů je vázána na nervové řízení, které musí být pro správné fungování intaktní. Svaly jsou tedy orgánem aktivního pohybového aparátu, aby mohly pohybovat jednotlivými segmenty, jsou s nimi pevně spojeny pomocí šlach. Šlachy jsou paralelně uspořádané pruhy tuhého kolagenního vaziva. Na dolní končetině se nacházejí svaly, které vykonávají pohyb v jednom či více segmentech. Svaly jsou rozděleny do čtyř skupin podle toho, kterým segmentem pohybují. Rozdělují se na svaly kyčelního kloubu, svaly stehna, bérce a nohy. (Čihák, 2016; Dylevský, 2009)

1.3.1 Svaly kyčelního kloubu

Svaly kyčelního kloubu se dělí dle polohy na přední a zadní skupinu. Přední skupina je uložena v hloubce a tvoří ji jen *m. iliopsoas*, který se skládá z *m. psoas major et minor* a *m. iliacus*. Hlavní funkcí tohoto svalu je flexe v kyčelním kloubu popřípadě pomocná addukce a zevní rotace. Při nefunkčním svalu je téměř znemožněna chůze. Zadní skupinu na povrchu tvoří gluteální svaly tedy *m. gluteus maximus*, *m. gluteus medius*, *m. gluteus minimus* a *m. tensor fasciae latae*. Tyto svaly označujeme jako abduktory, rotátory a extenzory kyčelního kloubu. Výjimkou je *m. tensor fasciae latae*, ten pomáhá flektovat kyčel a extendovat kolenní kloub. *M. gluteus maximus* se při chůzi po rovině aktivuje jen minimálně, nejvíce se zapíná při chůzi do schodů či do kopce a samozřejmě při běhu. *M. gluteus medius et minimus* jsou důležité pro laterální stabilizaci pánve při jednostranné opoře. Hlubokou vrstvu tvoří pelvitrochanterické svaly: *m. piriformis*, *mm. gemelli superior et inferior*, *m. quadratus femoris* a *m. obturatorius externus*. Tyto svaly provádějí hlavně zevní rotaci a stabilizaci kyčle. (Čihák, 2016; Hudák a Kachlík, 2015)

1.3.2 Svaly stehna

Svaly v oblasti stehna se dělí do skupin dle uložení. Některé svaly začínají již na pánvi a upínají se až na tibií, mohou tedy vyvolat pohyb jak v kyčelním, tak v kolenním kloubu. Na přední straně se nachází *m. sartorius*, jehož hlavní funkcí je flexe a addukce kyčle dále flexe a vnitřní rotace bérce. Druhým svalem je hlavní extenzor kolenního kloubu a to *m. quadriceps femoris*. Skládá se z *m. rectus femoris*, jež začíná na *spina iliaca anterior superior*. Dalšími částmi jsou *m. vastus lateralis*, *m. vastus intermedius* a *m. vastus medialis* začínající v průběhu *femuru*. Při běhu tento mohutný sval pracuje jak v koncentrické, tak v excentrické kontrakci. Na zadní straně jsou uloženy svaly, jejichž hlavní funkcí je flexe v koleni a jako pomocné svaly působí extenzi v kyčli. Můžeme je nazývat také ischiokrurální svaly též hamstringy, se začátkem na hrbolu sedací kosti a úponem tibií, mezi něž patří *m. semitendinosus*, *m. semimembranosus*, či na hlavičce fibuly jako *m. biceps femoris*. Na mediální straně se nacházejí adduktory a vnitřní rotátory kyčelního kloubu *m. pectineus*, *m. adductor longus*, *m. adductor brevis*, *m. adductor magnus* a *m. obturatorius externus*, *m. gracilis*. Jejichž začátky se nachází na stydké kosti a upínají se na femur s výjimkou *m. gracilis*, který se upíná na mediální kondyl tibie a vykonává tak pohyb i v kolenním kloubu. (Čihák, 2016; Hudák a Kachlík, 2015)

1.3.3 Svaly bérce

Svaly bérce se rozdělují do tří skupin. Přední skupina svalů uložená laterálně od hrany tibie zajišťuje funkčně extenzi prstů a supinaci nohy. Do této skupiny patří *m. tibialis anterior*, *m. extenzor digitorum longus* a *m. extenzor hallucis longus*. Další skupinou jsou svaly uložené laterálně a jejich funkcí je pronace a pomocná flexe nohy, patří sem *mm. fibulares longus et brevis*. Svaly na zadní straně bérce rozdělujeme na povrchovou a hlubokou vrstvu. Na povrchu se nachází *m. triceps surae*, jehož hlavní úkol je plantární

flexe a drobný rudimentální sval *m. plantaris*. Hlubokou vrstvu tvoří *m. popliteus* funkčně řazený ke kolennímu kloubu. Dále flexory prstů a supinátory mezi něž patří *m. tibialis posterior*, *m. flexor digitorum longus* a *m. flexor hallucis longus*. (Čihák, 2016; Hudák a Kachlík, 2015)

1.3.4 Svaly nohy

Svalový aparát na noze se nachází jak na hřbetu, tak na chodidle. Krátké extenzory palce a prstů tedy *m. extensor digitorum brevis*, *m. extensor hallucis brevis* jsou uloženy na dorzu nohy. Svaly v oblasti planty se rozdělují na ty, které pohybují palcem či malíčkem, dále na svaly středu plosky a *mm. interossei*. *M. flexor hallucis brevis*, *m. adductor hallucis*, *m. abductor hallucis* jsou svaly pohybující palcem. Malíčkem pohybují tyto svaly *m. abductor digiti minimi*, *m. flexor digiti minimi brevis*. Na středu planty je mohutný *m. flexor digitorum brevis* pod ním *mm. lumbricales* a *m. quadratus plantae*. (Čihák, 2016; Vařeka a Vařeková, 2009)

2 Běh

Od pradávna se lidé přesouvali z místa na místo chůzí nebo během. Dodnes běh tvoří základ většiny sportů. Je to jedna z nejvyužívanějších pohybových aktivit na celém světě a to i kvůli nízkým nákladům na provozování. Běh může být využíván v různém stupni intenzity od joggingu až po vrcholový sport. Právě jogging či kondiční běh je pravděpodobně nejrozšířenější rekreační pohybovou aktivitou, vykonávanou pro zdraví nebo jako výplň volného času. (Tvrzník, Soumar, 1999)

Běh stejně jako každá pohybová aktivita má mnoho pozitivních účinků na celé lidské tělo. Zlepšuje odolnost vůči psychické i fyzické zátěži a je častým nástrojem k dosažení optimální tělesné hmotnosti. Mimo jiné se při běhu vyplavují endorfiny veřejností známé jako hormony štěstí. Kromě pozitivních dopadů může mít běhání také negativní vliv na tělo. Během může docházet k akutnímu poškození pohybového aparátu či k dlouhodobému přetěžování struktur, a to hlavně při špatném stereotypu běhu. K nejčastějším poraněním vzniklým dlouhodobým přetížením patří poškození Achillovy šlachy, běžecké koleno, únavový syndrom holenní okostice a ruptury svalů dolních končetin. Náhle vzniklá poranění se nacházejí nejčastěji v oblasti hlezenního kloubu a vazivového aparátu kolene. (Máček a Radvanský, 2011; Knobloch, 2008)

2.1 Pozitivní dopady běhu

Je-li jakákoli pohybová aktivita tedy i běh provozován pravidelně v adekvátní zátěži a se správným stereotypem pohybu, přináší značná pozitiva. Mezi přínosy patří adaptace celého organismu, jejímž účelem je, aby pohybová aktivita byla provedena co nejekonomičtěji a vyvolala co nejmenší výkyv homeostázy. Adaptace na tělesnou zátěž je souborem mechanismů a změn, jež na sebe navazují. Některé trvají jen krátce po dokončení aktivity,

jiné roky. Adaptace na úrovni metabolismu, při vykonávání převážně aerobní zátěže, se projeví jako nárůst počtu i velikosti mitochondrií v pomalých svalových vláknech. Dále se zvýší enzymatická aktivita, vyšší jsou i zásoby energetických substrátů ve svalu a při submaximální zátěži se využívá více tuků. To má za následek celkové snížení cholesterolu, hlavně low density lipoprotein (LDL).

Kardiovaskulární adaptací, která se tvoří pohybovou aktivitou, můžeme velice úspěšně předcházet civilizačním onemocněním tohoto systému, což je podloženo robustními studiemi. Pro představu, v Česku za rok 2017 zemřelo na kardiovaskulární onemocnění 22 840 mužů, což tvoří 46,5 % ze všech mužských úmrtí. U žen je to 48,2 % všech zemřelých, číselně vyjádřené 26 506 žen (Český statistický úřad, 2018). Adaptace kardiovaskulárního systému probíhá na několika úrovních a jejím cílem je zvýšení dodávky kyslíku do pracujících svalů. Jako první adaptací, na vytrvalostní zátěž již po několika týdnech, lze označit snížení tepové frekvence při stejné intenzitě zátěže. To je způsobeno větší podporou venózního návratu svalovou pumpou, čímž se zvětší tepový objem, a k dosažení minutového výdeje stačí nižší tepová frekvence. Tomuto jevu se říká ekonomizace srdeční práce, která se se zvyšující zátěží prohlubuje. Ke zvýšení tepového objemu také přispívá nárůst krevní plazmy o 10-15 % s maximem 20 %, který mimo to přispívá ke zvýšení end-diastolického objemu, oběhové rezervy a celé transportní kapacity pro kyslík. Adaptace probíhá i na periférii a to redistribucí krve ve prospěch pracujících svalů, zvýšenou kapilarizací svalů se zvýšením kapilární perfúze a omezením průtoku krve v A-V zkratech. Další z adaptací je nižší aktivace sympatiku při zátěžové reakci a s tím spojený negativně chronotropní a dromotropní účinek zátěže na srdce. Přímá adaptace srdce nastává spíše až po několika měsících či letech intenzivní vytrvalostní zátěže. Má za následek zvýšení kontraktility tkáně myokardu a u predisponovaných jedinců vznik sportovního srdce. To je charakterizováno jako zvětšení všech dutin srdce a mírný nárůst tloušťky stěny v komorách a septu. To vše má za důsledek

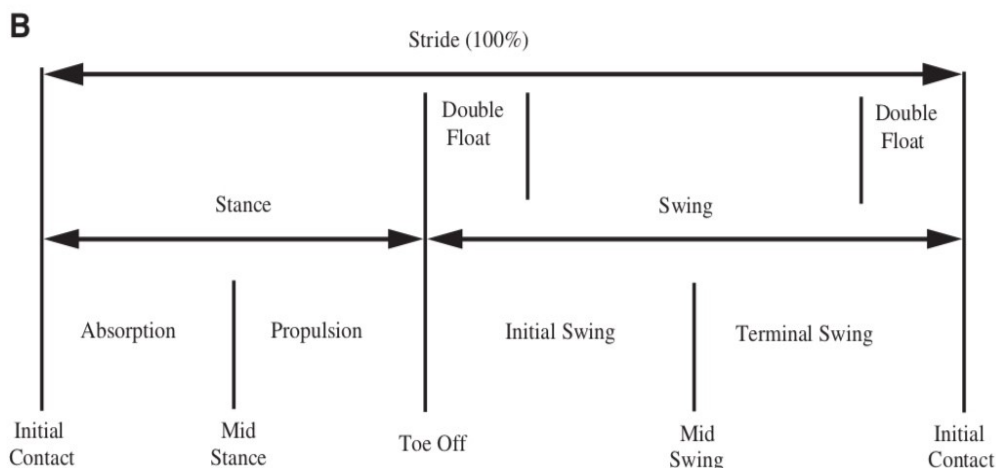
bradykardii v klidu, u vysoce trénovaných až kolem 40 tepů za minutu, která však umožňuje větší nárůst v zátěži a tím výraznější zvýšení minutového výdeje. U trénovaných jedinců se také zlepšuje extrakce kyslíku z krve.

Adaptace probíhá i v dýchacím systému, jejímž cílem je snížení dechové práce. Po týdnech pohybové aktivity se snižuje dechový ekvivalent pro kyslík a také nároky na kyslík pro dechové svaly a výrazně se zlepšuje jejich práce. Celkově se zvyšuje dechový objem a snižuje dechová frekvence, kyslík je tedy déle v plicích a dochází tak k větší extrakci z vdechnutého vzduchu. Velké změny se odehrávají na pohybovém aparátu. Dochází ke zpevnění kostí ve směru zatížení a k zesílení šlachových úponů a vazů. Se změnou mikrostruktury narůstá aktivní svalová hmota. Ke změnám, jejichž smyslem je zpřesnění a ekonomika pohybů, dochází i v nervovém systému. Postupně se zlepšuje koordinace antagonistů, přesnější zapojení svalů a zvýšení počtu vláken při kontrakci. V rámci některých sportů může dojít i ke zbystrění smyslů. Pravidelná sportovní aktivita, tedy i běh, mají kladný vliv na naši psychiku. Při běhu dochází k odbourávání psychického napětí či stresu a celkovému uvolnění organismu. (Máček, Radvanský, 2011)

2.2 Fáze běhu

Běh je cyklický pohyb, jehož základní pohybovou periodou je běžecský krok. Během jednotlivých kroků dochází ke střídání jednostranné opory o dolní končetiny a mezitím je přítomna letová fáze, stav kdy se ani jedna dolní končetina nedotýká podložky. Při letové fázi se tělo běžce pohybuje pouze setrvačně. Pohybová fáze končetin je opačná, pokud se jedna končetina nachází v oporové fázi, druhá automaticky vykonává fázi švihovou. Jedná se tedy o zkřížený vzor pohybu, kdy dochází k souhybu paže vždy s protilehlou dolní končetinou. Jeden krokový cyklus začíná iniciálním dotekem dolní končetiny a končí opět kontaktem stejné končetiny. (Tvrzník, Gerych, 2016; Bernacikova et al., 2010) Stojná fáze zabírá méně

než polovinu času krokového cyklu a se zvyšující rychlostí se zkracuje. U vrcholových sprinterů zabírá pouze 22 % celkového času. Větší točivé momenty a silnější zapojení svalů na EMG je při přípravě na dokrok než při odlehčení nohy od podložky, z toho vychází, že pro tělo je důležitější přechod švihové fáze ve stojnou než naopak. (Novacheck, 1998).



Obrázek 2. Schéma fází běžeckého kroku (převzato a upraveno z Dugan, Bhat, 2005, s. 610)

2.2.1 Dokrok

První fází krokového cyklu běhu je dokrok. Dochází při něm ke kontaktu s podložkou po letové fázi. Na začátku této fáze svaly, šlachy, kosti a skloubení nohy absorbují náraz. Absorpce energie je klíčovou funkcí dolní končetiny během této fáze běhu. Faktory, které určují správnou absorpci nárazu, jsou pohyb kloubů, excentrická svalová kontrakce, komprese kloubní chrupavky a další. (Dicharry, 2010; Dugan, Bhat, 2006)

Podélná klenba nožní, respektive měkké tkáně, které ji udržují, se při dopadu tlakem rozpínají a natahují. Dočasně tedy ukládají energii vzniklou došlapem. Energií absorbují šlachy, vazy a svaly v první polovině stojné fáze. V druhé půli se tkáně smršťují a dochází tak k využití energie pro odraz. (Kelly et al., 2018)

Pronace v subtalárním kloubu je jedním z dalších mechanismů absorpce nárazu. Dochází k ní v prvních 20 % stojné fáze, aby umožnila pevný kontakt nohy se zemí. Pronace je doprovázena everzí nohy a vnitřní rotací tibie. Pronace umožňuje, aby se příčné tarsální kloubové osy staly rovnoběžnými, což zvyšuje pohyblivost v těchto kloubech a v přední části chodidla. Noha se tak může přizpůsobit nerovnému terénu a rozptýlit energii (Dicharry, 2010; Dugan, Bhat 2006). Dalším mechanismem absorpce je dorzální flexe spolu s flexí kolene. *M. gastrocnemius* a *m. rectus femoris* přenáší sílu dopadu z kotníku přes koleno až do kyčle, což také napomáhá k rozložení síly dopadu a útlumu šoku z nárazu (Nicola, Jewison 2012).

Těsně po dokroku klesá těžiště těla a dochází k extenzi kyčle a flexi kolenního kloubu. Extenzi v kyčli vykonávají hlavně *m. gluteus maximus*, *m. biceps femoris*, *m. semimembranosus*, *m. semitendinosus*. Zároveň většina těchto svalů (hamstringy) provádí flexi kolene. Při dokroku se také aktivují stabilizátory kyčelního kloubu, což jsou hlavně *m. gluteus medius* a *minimum*. Ve stejný moment se zapojuje excentrickou kontrakcí *m. quadriceps femoris*, který zamezuje přílišnému pokrčení kolene a tak propadu těžiště. Práce čtyřhlavého stehenního svalu je v této fázi nejsilnější, dále se zapojují *m. gastrocnemius* a *m. soleus*. (Tvrzník, Gerych 2014; Novacheck, 1998)

2.2.2 Moment vertikály

V další fázi se těžiště dostává nad oporovou dolní končetinu, což nazýváme momentem vertikály nebo střední stojnou fází. V této fázi jsou aktivní abduktory kyčelního kloubu, zajišťující stabilitu v kyčelním kloubu a to až do začátku supinace. Excentrická kontrakce *m. rectus femoris* řídí výšku těžiště těla a zabraňuje přebytečné flexi kolene. Hamstringy, které působí jako extenzory kyčle a flexory kolene, jsou aktivní, když se tělo přesouvá dopředu nad oporovou dolní končetinu. Vzhledem k tomu, že vertikální reakční síla se projektuje skrz kolenní kloub, kokontrakce *m. quadriceps femoris* a hamstringů zajišťuje jeho

stabilitu. Při přesunu nad opěrnou bázi dochází ke zvětšení dorzální flexe přibližně na 20 °. V této fázi je však noha v kontaktu s podložkou, proto se pohyb realizuje dopředným pohybem bérce. Maximální dorzální flexe nastává v momentu, kdy se těžiště těla přesunulo již před opěrnou bázi. Těsně před tím se noha nachází v maximální pronaci. V tento moment se transverzální osy tarzálního skloubení nacházejí rovnoběžně, a to umožňuje větší pohyblivost kloubů nohy. Kontrola pronace je zajištěna excentrickou kontrakcí *m. tibialis posterior* a komplexem *m. gastrocnemius-soleus*, který zároveň řídí dopředný pohyb bérce. Po maximální pronaci se subtalární kloub začíná stáčet do neutrální pozice a dále do supinace. Opačná dolní končetina se přesouvá dopředu a přitom se rotuje pánev, výsledkem je vnější rotace stojné dolní končetiny. Rotaci musí vyvažovat adduktory (*m. adductor longus*, *m. adductor magnus*), které jsou aktivní až do odvalu nohy. Vnější rotace holenní kosti způsobuje inverzi kalkaneu s následnou supinací nohy. Začátek supinace označuje konec této fáze, kdy se noha začíná odvíjet ze země. (Nicola, Jewison, 2012; Dugan, Bhat 2006)

2.2.3 Dokončení odrazu (odvíjejí nohy)

Pohyb opačné dolní končetiny a nastavení těla umožňuje zahájit odraz stojné dolní končetiny. Plantární flexe prováděná koncentrickou kontrakcí *m. triceps surae* má v této fázi mnoho důležitých funkcí. Právě pomocí plantární flexe na stojné dolní končetině je iniciováno zrychlení potřebné k přechodu do švihové fáze. Dále plantární flexe prodlužuje stojnou fázi, tím se minimalizuje snížení těžiště těla ve fázi, kdy opačná dolní končetina klesá a připravuje se na dokrok. Nakonec plantární flexe prodlužuje délku kroku protějščí dolní končetiny a zvyšuje účinnost běhu. Noha přechází do supinace, když se pata zvedá od podložky, to způsobí konvergenci příčných tarzálních os a zajistí rigidní postavení nohy. Zde se aplikuje několik důležitých mechanismů pro udržení supinace, ta poskytuje vyšší stabilitu nohy, která se připravuje na silné odtlačení od podložky. Stabilitu nohy podporuje vnější

rotace celé končetiny, kontrakce *m. gastrocnemius* a *m. soleus*, kontrakce některých svalů plosky nohy (zejména *m. abductor hallucis*, *m. flexor hallucis brevis*, *m. abductor digiti minimi* a *m. flexor digiti minimi brevis*) a zvýšené napětí plantární fascie. Během této části stojné fáze nastává maximální reakční síla, kdy se noha odpoutá od podložky a následuje tělo směrem dopředu. Velikost vertikální reakční síly, může dosahovat až 2,8 násobku tělesné hmotnosti, u chůze je to pouze 1,3 násobek. Každý z faktorů vytvářejících pevnou oporu nohy je rozhodující při produkci síly v okamžiku odrazu. Když se noha připravuje na odraz, koleno a kyčel se extendují a následují tělo v pohybu vpřed do iniciální švihové fáze. Hamstringy již nestabilizují koleno, ale aktivně extendují kyčel. *M. quadriceps femoris* se koncentricky kontrahuje těsně před odlepením palce od podložky, aby maximalizoval extenzi kolene. V terminální stojné fázi přestává pracovat *m. triceps surae* a začíná se kontrahovat *m. tibialis anterior*. (Nicola, Jewison 2012; Dicharry, 2010 ;Dugan, Bhat, 2006)

2.2.4 Švihová fáze

Po ztrátě kontaktu s podložkou se tělo nachází v letové fázi. Vektor reakční síly při odrazu palce směřuje zezadu do kolenního kloubu, tím ho ohýbá při pohybu těla vpřed během letové fáze. Tomu brání excentrickou kontrakcí *m. rectus femoris*. Na počátku fáze se aktivuje také *m. tibialis anterior*, který vykonává dorzální flexi po celou dobu švihové fáze. Tento pohyb je důležitější při chůzi než při běhu, protože při běhu se flektuje koleno, a to umožňuje nižší aktivitu tohoto svalu. Po letové fázi protilehlá dolní končetina dopadne na podložku. Během této fáze dochází k rotaci ipsilaterální pánve za současné flexe kyčle, kterou vyvolávají hlavně *m. iliopsoas* a *m. rectus femoris* společně se svaly pánve a břicha. Švihová dolní končetina se stále přesouvá vpřed a přitom dále rotuje pánev a tlačí druhostrannou končetinu do vnější rotace. Následně opačná končetina dokončuje odraz a nastává druhá letová fáze, při níž se končetina připravuje na dokrok. Ustává flexe kyčle a naopak dalším pohybem je

tzv. zahrábnutí pod sebe, což způsobuje m. *biceps femoris*. Dále se vlivem aktivace m. *rectus femoris* extenduje koleno. Vlivem těchto aktivací se protahují svaly na zadní straně lýtka a čtyřhlavý sval stehenní, čehož se následně využívá při tlumení dokroku. (Tvrzník, Gerych, 2014; Nicola, Jewison 2012; Dugan, Bhat 2006)

2.3 Pohyb v kinetickém řetězci

Pronace a supinace podmiňují další pohyb v celém kinetickém řetězci dolní končetiny. Jako pronaci označujeme everzi v subtalárním kloubu, abdukcii přednoží, dorzální flexi nohy a vnitřní rotaci tibie. Koleno následně jde do flexe a valgozity. V kyčli to vede k flexi, addukci a vnitřní rotaci. Stejnostranná pánevní kost se rotuje dopředu a zdvihá se na straně pronace. Lumbosakrální úsek páteře se napřimuje a dochází k ipsilaterálnímu úklonu. Série těchto pohybů se vyskytuje při dokroku a momentu vertikály běžeckého cyklu. Supinace vede k opačným projevům kinetického řetězce. Jako supinaci označujeme inverzi, addukci a plantární flexi s vnější rotací tibie. V okamžiku supinace se koleno extenduje a je ve varózním postavení. Kyčel se také extenduje, zároveň abdukuje a rotuje ven. Pánevní kost se stáčí dozadu a na straně supinace poklesá. Lumbosakrální páteř se extenduje a uklání se od strany supinace. Tyto pohyby jsou charakteristické pro přechod do švihové fáze. (Nicola, Jewison, 2012)

2.4 Délka kroku

Diskutovaným tématem je optimální délka kroku a frekvence. Délkou kroku se rozumí vzdálenost od iničiálního kontaktu jedné končetiny po střetnutí opačné končetiny s podložkou (Nicola, Jewison, 2012). Každý běžec by si měl najít svůj ideální poměr mezi délkou a frekvencí při různých typech běhu. To samozřejmě i úzce souvisí s tělesnými proporcemi, rychlostí běhu a také profilem povrchu. Na tomto základě rozlišujeme dva typy běhu, a to

šlapavý charakterizovaný vyšší frekvencí a kratší délkou kroků. Naopak hovoříme o švihovém běhu, kdy běžec preferuje delší krok. Délka kroku se pohybuje od 50cm u volného běhu až po hodnoty nad 200cm při ostrém závodním tempu. (Tvrzník, Soumar, 1999)

2.5 Techniky běhu

Různé techniky běhu dělíme dle místa iniciálního kontaktu nohy. Odlišujeme běh s dopadem na patu, střed nohy a špičku. Při dopadu na patu je prvotním místem kontaktu vnější hrana paty, následuje celá vnější hrana chodidla a nakonec se přes příčnou klenbu dotýká palec (Tvrzník, Gerych, 2014). Při dopadu na špičku je charakteristický kontakt nejprve v oblasti 4. a 5. metatarzu (Daoud et al, 2012). Následuje částečný přesun centra tlaku do střední oblasti chodidla a znovu návrat do přední části, kde se dokončuje odraz. Technika dopadu na střed nohy je charakteristická kontaktem vnější hrany 5. metatarzu dále kontakt pokračuje přes přední část chodidla (Tvrzník, Gerych 2014).



Obrázek 3. Techniky došlapu při běhu (převzato z MASS4D, 2017)

Místo dopadu do jisté míry určuje rychlost běhu a také těžiště těla. Čím rychlejší je běh, tím se těžiště přesouvá více dopředu a dokrok se zpravidla posouvá blíže ke špičce chodidla. U běžců na dlouhé tratě přirozeně převažuje došlap na patu oproti ostatním technikám, naopak u sprinterů, převažuje technika došlapu přes špičku. (Tvrzník, Gerych 2014; Novacheck, 1998)

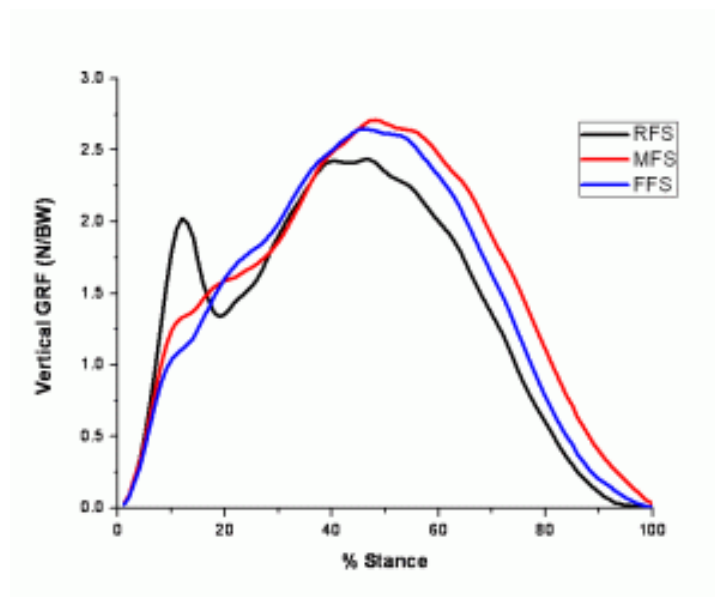
2.5.1 Zastoupení technik u běžců

V studii, která sledovala techniku dopadu na běžeckém pásu i v terénu, používalo 31 % (16) atletů dopad přes špičku a 69 % (36) naopak dopad přes patu. Pouze jeden běžec používal techniku dopadu na střed chodidla a to jen při nízké rychlosti, při vyšších rychlostech došlapoval na patu (Daoud et al., 2012). Podobné zastoupení technik zaznamenala studie sledující světové elitní běžce při půlmaratonu. Při běhu na 15. kilometru 74,9 % z nich preferovalo došlap přes patu, na střední část chodidla dopadalo 23,7 % a došlap přes špičku volilo jen 1,4 %. Tyto hodnoty jsou výsledkem vyhodnocení všech pozorovaných běžců (283). Po přiblížení na prvních padesát sledovaných běžců, kteří běželi minimální rychlostí 19,5 km/h, se zastoupení jednotlivých technik změnilo. Zvýšilo se zastoupení dopadu přes střed nohy na 36 %, mírné zvýšení nastalo i u techniky běhu přes špičku a to na 2 %. Vysvětlením může být výše zmíněné tvrzení, že se zvyšující rychlostí běhu se dopad přesouvá blíže ke špičce chodidla nebo jen běžci volili jinou techniku běhu. (Hasegava, Yamauchi, Kraemer, 2007)

2.5.2 Rozdíly mezi technikami

Rozdíly mezi technikami můžeme najít v biomechanice pohybu a výskytu zranění (Stearne et al., 2014). Technika došlapu je velice důležitá z důvodu měnící se velikosti reakční síly podložky, která následně souvisí se vznikem zranění z přetížení. Přesněji různé

typy došlapu souvisí s různou velikostí vertikálního zatížení, jehož opakované vysoké hodnoty s nesprávným postavením kloubů souvisí s větší mírou výskytu poranění u daného běžce. Reakční síla podložky je důležitá kinetická veličina, protože představuje přibližnou míru zatížení dolních končetin (Pohl et al., 2009). Při dopadu můžeme sledovat křivku závislosti reakční síly podložky na čase. Při došlapu na patu v prvních 10 % dokroku tedy přibližně v 30 ms vidíme hned první pík, kdy síla dosahuje přibližně 1,5-2,5 násobku tělesné hmotnosti. Druhý vzestup nazýváme aktivní a probíhá až 200 ms, což tvoří 60-70 % doby kontaktu, samotný vrchol se vytváří asi v polovině. Síly jsou modifikovány pohybem kloubů při dopadu, kvalitou obuvi, pružností povrchu a mnohým dalším (Harlejac, 2004). Vrchol reakční síly při došlapu přes špičku je nižší o 26 % a celková síla se liší až o 47 % oproti dopadu na patu (Kulmala et al., 2013).



Obrázek 4. Znáznornění reakčních sil podložky dle jednotlivých technik běhu, RFS- dopad na patu, MFS- dopad na střed nohy, FFS- dopad na špičku (Podium runner, 2010)

Rozdíly v biomechanice a časových parametrech mezi došlapem na patu a špičku jsou následující.

U běžců používající došlap přes patu oproti došlapu přes špičku je:

- větší úhel dorzální flexe při iniciálním kontaktu (v průměru o 22,6 °)
- nižší úhel flexe v kolenním kloubu při inicianím kontaktu
- větší úhel maximální flexe kolenního kloubu při stojné fázi (v průměru o 4 °)
- vyšší vrcholný úhel addukce kyčle ve stojné fázi (v průměru o 3,9 °)
- vyšší síla, která přitlačuje patelu k přední straně kolenního kloubu (v průměru o 16 %)
- prodloužená stojná fáze (v průměru o 13 %) dle jiného zdroje v průměru o 17 ms
- prodloužená švihová fáze (v průměru o 4,4 %)
- snížená frekvence kroků (v průměru o 3,4 %)
- větší vrcholná absorpce energie kotníkem v momentě došlapu (v průměru o 45 %)

Tyto údaje byly zaznamenány na 38 atletkách ve věku 18 let a 16 závodních běžcích, z nichž vždy polovina používala techniku běhu s došlapem na patu a druhá polovina došlap přes špičku. (Stearne et al., 2014; Kulmala et al., 2013)

Jak je zmíněno výše většina běžců (v průměru 72 %) na střední a dlouhé tratě využívá techniku s dopadem na patu (Daoud et al., 2012; Hasegava, Yamauchi, Kraemer, 2007). Kelly a spoluautoři (2018), ale zastávají názor, že z mechanického hlediska je výhodnější došlap přes špičku. Tato technika umožňuje běžci využít více energie z dopadu nohy a to díky “napružení“ šlach, vazů a svalů nohy. Samotné napružení vzniká i při došlapu přes patu, při dopadu na špičku je však mírně odlišné nastavení nohy, které umožní lepší využití energie. Došlap přes špičku se liší v uložení centra tlaku, které se nachází více vpředu a výše, což následně zvětšuje rameno vertikální reakční síly. Dochází tedy k většímu natažení tkání,

kterému mohou napomáhat i krátké svaly nohy svou aktivací v pozdní švihové fázi. (Kelly et al., 2018)

Naopak podle některých odborníků je běh s došlapem na patu jednoznačně šetrnější vůči pohybovému aparátu, a to za předpokladu správného provedení techniky s mírně pokrčeným kolenem v momentu iniciálního kontaktu nohy s podložkou. Menší nevýhodou je nižší rychlost, ale v kombinaci s vhodnou obuví je důležitým základem dlouhodobého běhání bez zdravotních komplikací, hlavně pro hobby běžce. (Tvrzník, 2008)

Technika běhu přes střední část chodidla je velmi podobná technice běhu přes patu, a proto je můžeme jen velmi těžce rozlišit (Daoud et al, 2012). Přesto někteří autoři popsali mírné rozdíly při porovnávání těchto technik. Během iniciálního kontaktu došlapu přes střed nohy mají běžci menší úhel dorzální flexe (v průměru o 6,2 °) než při došlapu na patu. Rozsah pohybu do flexe v kolenním kloubu je při došlapu na střed nohy nižší průměrně o 2,1° oproti došlapu na patu. Dále se liší délka stojné fáze, která je kratší při dopadu na střed nohy. Vertikální reakční síly nejsou u těchto technik rozdílné. (Mercer, Horsch, 2015; Nunns et al., 2013)

3 Běžecká poranění

Běh je jednou z nejrozšířenějších aktivit, při které může dojít k poškození pohybového aparátu, zejména dolních končetin. Podle studie až 70 % rekreačních a závodních běžců je v průběhu jednoho roku omezováno zraněním pohybového aparátu. Z tohoto důvodu jsou nuceni snížit frekvenci, délku či úplně omezit běh a to alespoň po dobu jednoho týdne (Hreljac, 2004).

Stále častěji se také pro běh využívá běžecký pás, na kterém je mírně odlišná biomechanika pohybu. Proto může být i odlišný výskyt či mechanismus vzniku poranění, to však není zcela ověřeno. Částečně se tímto problémem zabýval Willy et al. (2016), kteří měřili různé hodnoty (nárazového, celkového, kumulativního) zatížení patelofemorální skloubení a Achillovy šlachy při běhu na pásu a přirozeném povrchu při kontinuálním běhu na 1 km. Z jejich výsledků vyplývá, že mezi hodnotami zatížení patelofemorální skloubení se neprokázal rozdíl. „However, treadmill running resulted in 21.5% greater peak Achilles tendon force ($p < 0.001$), 15.6% greater loading rate of Achilles tendon force ($p < 0.001$) and 14.2% greater estimated cumulative Achilles tendon force per 1 kilometer of continuous running ($p < 0.001$) compared with overground running.“ (Willy et al., 2016, s. 3)

3.1 Mechanismus vzniku poranění

Tělo reaguje na zatížení přizpůsobením konstrukce všech součástí pohybového systému, tak aby odolávaly opakujícímu se tlaku. Tyto tkáně potřebují dostatek času na regeneraci, jinak ztrácí pevnost, proto většina zranění vzniká při nesprávném poměru zatížení a odpočinku. Až 60 % poranění je způsobeno tréninkovými chybami. Příčinou poranění z přetížení jsou většinou vnější podněty jako nadměrná tělesná zátěž, změna povrchu, změna pomůcek tedy i obuvi či dřívější poranění. Studie ukazují, že nezkušení běžci jsou postiženi

častěji než profesionálové, pravděpodobně kvůli špatné technice běhu či nepřiměřenému tréninku. Každou i nepatrnou, ale náhlou změnu můžeme považovat za rizikový faktor pro vznik poranění. Vnitřní faktory mohou také ovlivňovat vznik poškození, avšak nikdy nejsou jedinou vyvolávající příčinou. Řadíme mezi ně biomechanické predispozice jako je nadváha, nerovnováha mezi svalovou silou a pružností, hyperlaxita vaziva a nadměrná pronace. Ta je sama o sobě považována za predispozici ke vzniku poranění, stejně jako špatné postavení kostí dolních končetin. Druhou skupinou jsou poranění vzniklá náhle. Mechanismem vzniku jsou síly působící na neideálně postavený kloub, což může nastat z důvodu nerovného terénu, nezvládnutím vlastního pohybu či špatnou aktivací příslušných svalů. (Knobloch, Yoon, Vogt, 2008; Rolf, 1995)

3.2 Výskyt poranění

Podle článku, který shromáždil data ze 17 různých studií o výskytu zranění, se incidence poranění dolních končetin při běhu pohybuje v rozmezí 19,4 %-79,3 % (Van Gent et al., 2007). Dle studie založené na dvouleté analýze 2002 běžců s průměrem 5h sportovní aktivity za týden, věkovým průměrem 34 let a zastoupení pohlaví 54 % žen a 46 % mužů je nejčastějším místem poranění kolenní kloub. Potíž s kolenním kloubem byla zaznamenána u 42,1 % běžců. Nejčastějším poraněním pak byl patellofemorální syndrom, který postihl 331 běžců (16,5 %). Dalšími poranění dle četnosti jsou syndrom iliotibálního traktu (8,4 %), plantární fascitida (7,9 %), poranění menisků kolene (5 %), únavový syndrom holenní okostice (4,9 %). (Taunton et al., 2002) Přehled všech poranění viz **Obrázek 5**

Table 1 Frequency and sex distribution of the 26 most common injuries

Injury	Men (n/%)	Women (n/%)	Total (n)
Patella femoral pain syndrome*	124/38	207/62	331
Iliotibial band friction syndrome*	63/38	105/62	168
Plantar fasciitis*	85/54	73/46	158
Meniscal injuries*	69/69	31/31	100
Tibial stress syndrome	43/43	56/57	99
Patellar tendinitis*	55/57	41/43	96
Achilles tendinitis*	56/58	40/42	96
Gluteus medius injuries*	17/24	53/76	70
Stress fracture—tibia	27/40	40/60	67
Spinal injuries	24/51	23/49	47
Hamstring injuries	25/54	21/46	46
Metatarsalgia	17/50	17/50	34
Anterior compartment syndrome	13/46	15/54	28
Gastrocnemius injuries*	19/70	8/30	27
Greater trochanteric bursitis	9/39	14/61	23
Adductor injuries*	15/68	7/32	22
Osteoarthritis (knee)*	15/71	6/29	21
Sacroiliac injuries*	2/10	19/90	21
Stress fracture—femur	6/32	13/68	19
Ankle inversion injuries	9/53	8/47	17
Iliopsoas injuries	6/37	10/63	16
Chondromalacia patellae	4/31	9/69	13
Peroneal tendinitis	9/69	4/31	13
Morton's neuroma	5/42	7/58	12
Abductor injuries	7/67	4/33	12
Calcaneal apophysitis	7/58	5/42	12
Tibialis posterior injury	8/73	3/27	11

*Significant sex difference at $p < 0.05$.

Obrázek 5. Přehled výskytu poranění dle četnosti a pohlaví (Taunton et al., 2002, s. 96)

Rozdílný výskyt poranění zaznamenali Knobloch, Yoon, Vogt (2008), kteří analyzovali dotazníky od 291 atletů na dlouhé (maraton) až střední (1500 m) tratě různé věkové kategorie a výkonnosti s průměrem naběhaných 65,2 kilometrů za týden. Výskyt poranění byl následně vyjádřen pomocí počtu poranění na 1000 km běžné expozice. Jako nejčastější se projevilo poranění Achillovy šlachy s výskytem 0,02/1000 km. Tímto poraněním v určitou dobu trpělo 56,6 % ze všech sledovaných běžců. Druhým nejčastějším poraněním, s výskytem 0,014/1000 km, byl patelofemorální syndrom. Následovalo poranění zvané medial tibial stress syndrome s incidencí 0,01/1000 km. Z akutních poranění byla nejčastěji postižena oblast kotníku s incidencí 0,005/1000 km a kolenních vazů s výskytem 0,004/1000 km. Výronem kotníku byli podle této studie dominantně zasaženi běžci na 1500 m a 3000 m dále atleti na

10 km, půlmaraton a triatlon. Výskyt náhle vzniklých poranění byl 7x nižší než výskyt poranění z přetížení. Celkem u běžců vzniklo 815 zranění s průměrem 2,8 na atleta. (Knobloch, Yoon, Vogt, 2008)

3.3 Rozdíly vzniku zranění dle technik běhu

Daoud a spolupracovníci (2012) v retrospektivní studii sledovali 52 běžců na střední či dlouhé tratě (800-10 000 m) mezi lety 2006 a 2011. U atletů sledovali přirozenou techniku běhu, jak na pásu, tak v terénu a výskyt poranění, který se u některých poranění lišil právě podle techniky běhu. Mezi technikami běhu byly zásadní rozdíly ve výskytu lehkých, středních a těžkých poranění z přetížení. V této studii definovali lehké poranění jako to, které vyžaduje 2 dny úplně bez tréninku nebo atlet trénuje po dobu 10 dní s ohledem na poranění. Střední zranění způsobí úplný výpadek tréninku na dva týdny nebo trénink s ohledem na poranění po dobu až 10 týdnů. Při těžkém poranění je atlet na 6 týdnů úplně vyřazen z tréninku další dva týdny poté aplikuje jen crosstraining a následné dva týdny je snížena intenzita běhu. U techniky s dopadem na patu byly až 2,5x vyšší výskyt lehkých a středních poranění než u techniky dopadu na špičku. Výskyt opakovaných těžkých poranění je u běžců preferující dopad na patu 8,66 na 10 000 mil na rozdíl od výskytu 5,0 na 10 000 mil při dopadu přes špičku. Riziko pro vznik poranění se ještě zvyšuje, pokud je běžcem žena preferující dopad přes patu a věnující se středním tratím. Při došlapu přes špičku riziko poranění zvyšuje vysoké BMI. Hodnoty výskytu akutně vzniklých poranění se u technik běhu výrazně nelišily. (Daoud et al., 2012). U závodních běžců počet poranění stoupá s množstvím tréninku, intenzitou a také věkem (Knobloch, Yoon, Vogt, 2008). Daoud a spolupracovníci vypočítali incidenci poranění na 10 000 mil ve vztahu k pohlaví a technice běhu viz

Příloha 1.

3.4 Nejčastější běžecká poranění

3.4.1 Patelofemorální syndrom

Patelofemorální syndrom představuje jeden z nejčastějších problémů s kolenním kloubem u běžců. Bolest je situovaná do přední části kolenního kloubu s maximem kolem pately. Vzniká v důsledku zvýšeného tlaku na patelofemorální kloub s následným poškozením chrupavky. Za rizikové faktory jsou považovány snížená svalová síla m. *vastus medialis* nebo abduktorů kyčelního kloubu, zkrácené hamstringy, nadměrná pronace či pes cavus a další. Ve velké retrospektivní studii, která sledovala 2002 běžců po dobu 2 let bylo tímto nejčastějším poraněním postihnuto celkem 16,5 % atletů, přičemž většinu (62 %) tvořily ženy (Taunton et al., 2002). Ženy jsou tímto poraněním zasaženy 2x až 3x častěji než muži. Důvodem mohou být anatomické a biomechanické odlišnosti mezi pohlavími jako nižší vrstva chrupavky v kolenním kloubu, rozdíly v síle svalů nebo velikosti Q-úhlu. (Dutton et al., 2016)

3.4.2 Poranění Achillovy šlachy

Problémy s Achillovou šlachou dělíme na úplné ruptury s incidencí 0,0009/1000 km, charakteristické spíše pro skokany a tendopatie neboli Achillotenditidy s výskytem 0,02/1000 km (Knobloch, Yoon, Vogt, 2008). Tendopatie vzniká, když je šlacha dlouhodobě vystavena působení velkému objemu a velikosti zatížení, které jsou nad její fyziologickou kapacitu. Uvnitř šlachy dochází k poškození a následné reparaci tkáně, což vede k bolestem a otokům. Knobloch, Yoon, Vogt (2008) ve své studii uvádějí, že náchylnější pro vznik tendopatie jsou běžci na distanci 1500, 3000 a 5000 m a ti, kteří preferují trénink na asfaltu. Daoud et al. (2012) shledává častější výskyt tohoto poranění u běžců preferujících techniku běhu přes špičku, což lze pokládat za jeden z rizikových faktorů.

3.4.3 Únavový syndrom holenní okostice (Medial tibial stress syndrome)

Toto zranění je charakteristické bolestí podél vnitřního okraje tibie většinou ve střední či distální třetině. Bolest se zprvu objevuje jen při vyšší míře zatížení a ustupuje téměř bezprostředně po ukončení aktivity. S větší mírou poškození tkání se však bolest může objevovat i při nižších intenzitách zátěže či dokonce v klidu. Poranění je způsobeno většinou opakovaným traumatickým přetížením vazivového a svalového aparátu obklopující holenní kost. Za rizikové faktory jsou považovány nadměrná pronace nohy, trénink na tvrdém či nerovném povrchu dále náhlé zvýšení intenzity či objemu tréninku a další. Dle Daouda a spoluautorů (2012) tento syndrom tvoří 13,8 % ze všech poranění a vyšší prevalence je u běžců preferujících techniku běhu přes patu. (Kachanathu et al., 2018)

3.4.4 Syndrom iliotibiálního traktu

Tractus iliotibialis je zesílená část laterální stehenní fascie, pomocí které se upíná *m. tensor fasciae latae* a *m. gluteus maximus* ke *condylus lateralis tibiae*. Typicky se tento syndrom projevuje bolestí na laterální straně kolene. Dříve převažoval názor, že bolest je způsobena zvýšeným třením distální části traktu o laterální kondyl femuru při opakované flexi a extenzi kolene. Novější teorií je, že příčinou je impingement iliotibiálního traktu oproti *epicondylus lateralis femoris* při flexi kolene přibližně 20-30°. U běžců se syndromem iliotibiálního traktu je při běhu zvýšená addukce kyčle, vnější rotace femuru a vnitřní rotace kolene, což můžeme považovat za rizikové faktory. Mezi další faktory, které mohou způsobit tento syndrom, můžeme zařadit rozdílnou délku dolních končetin či zvýšenou prominenci laterálních epikondylů stehenní kosti. Ve velké retrospektivní studii, která sledovala 2002 běžců po dobu 2 let se tento syndrom vyskytoval jako druhé nejčastější poranění, které se vyskytlo u 8,4 % běžců (Taunton et al., 2002). (Aderem, Louw, 2015)

3.4.5 Plantární fascitida

Jedná se o poranění plantární fascie, které je charakteristické bolestí na mediální straně *tuberositas calcanei* a podél vnitřního oblouku klenby nohy. Spolu s bolestí se může vyskytnout i otok měkkých tkání planty. Bolest je nejvýraznější při prvních krocích po delší době sedu, při delším stání a samozřejmě při běhu. Dříve převažoval názor, že příčinou bolesti je zánět. Dnes se zdroje shodují, že příčina je multifaktoriální nejčastěji zvýšený tlak a zatížení plantární fascie. Častěji jsou postiženi lidé s abnormální klenbou nohy a ti, kteří jsou vystaveni vysokým vertikálním zatížením nohy. Podle Tauntona (2002) se toto poranění vyskytlo u 7,9 % běžců. Toto zranění je typičtější u běžců preferujících techniku běhu přes patu (Daoud et al. 2012). (Muth, 2017)

4 Rozdíly při běhu na pásu

Běh na pásu je často využíván pro trénink, ale i jako pomůcka pro klinické testování, při hodnocení biomechaniky či kondice za kontrolovaných podmínek. Rozdíly mezi během na pásu a na přirozeném povrchu jsou jak v kinetice pohybu, tak v zapojení svalů (Tvrzník, Gerych, 2014). Hlavním rozdílem je však absence odporu vzduchu. V kinetice jsou rozdíly minimální, rozdíl však lze najít v rozsahu pohybu do flexe a extenze kolene, kdy při běhu na pásu je rozsah menší. Při srovnání úhlu iniciálního kontaktu nohy, je úhel na pásu menší, proto může být běžci vnímán jako stabilnější (Wank et al., 1998). „The average vertical force during the instrumented treadmill trials was 99.5 % of body weight.” (Riley et al., 2007, s. 1097). Dle Wanka a spolupracovníků (1998) se při běhu na pásu zkrátí doba švihové fáze kroku a zmenší se její vertikální posun. Kroky jsou kratší a rychlejší. Noha se méně zdvihá nad podložku, a proto se snižuje její vertikální i horizontální rychlost. To vše vede ke snížení energie potřebné pro běh na pásu. Bohužel to nelze kvantifikovat z důvodu přítomnosti dalších faktorů, mezi které řadíme i absenci odporu vzduchu. Rozdíly jsou znatelné až od rychlosti vyšší než 17,5 km/h a jsou určovány dalšími faktory jako je velikost, sklon pásu a zkušenosti běžců s během na pásu a další. (Riley et al., 2007). Rozdíly ve svalové aktivitě nejsou tak značné, ale je zde zohledněna odlišná biomechanika pohybu mezi variantami běhu. Nižší aktivita *m. vastus lateralis* odpovídá menšímu vertikálnímu přemístění končetiny při běhu na pásu. Naopak vyšší aktivita *m. biceps femoris* v poslední fázi kontaktu s podložkou je zapříčiněna větším náklonem trupu vpřed na pásu. (Wank et al., 1998)

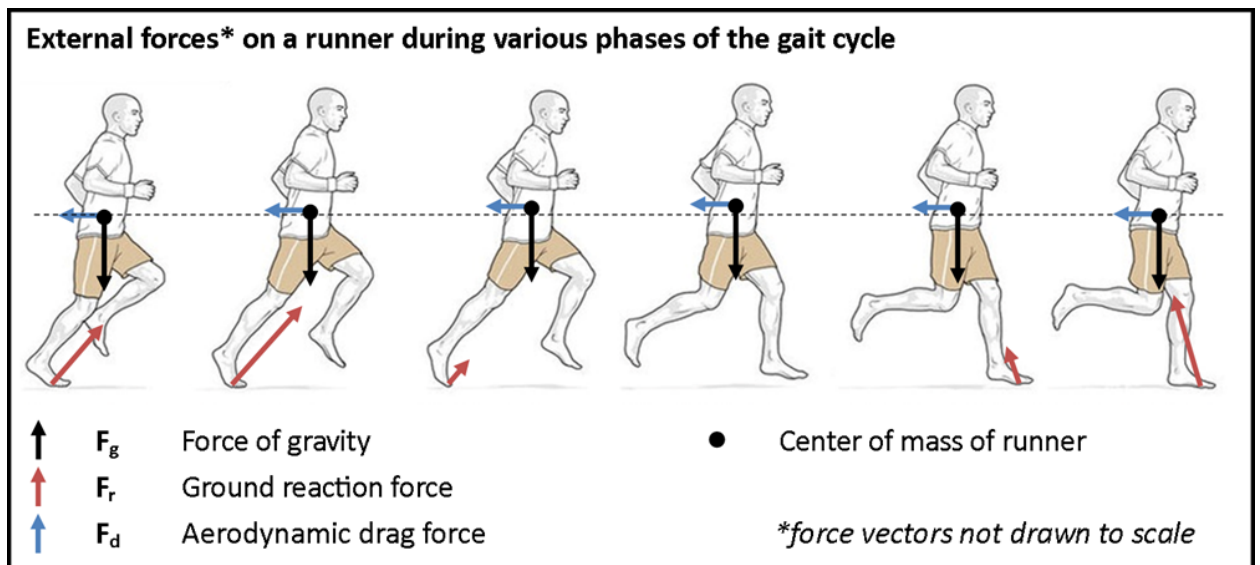
Pro běh na pásu je specifické, že se ve vztahu k okolí běžec nepohybuje, to má za následek odlišné vnímání rychlosti běhu oproti pohybu na přirozeném povrchu. Probandi v této studii běželi nejdříve 3 minuty na atletické dráze rychlostí, kterou si sami zvolili. Následovaly tři minuty běhu na běžecím pásu, kde si běžci upravovali rychlost, aby byla

stejná jako na dráze. Poté následoval 3 minutový běh opět na dráze. Dle výsledků byla rychlost na pásu zřetelně nižší, naopak obě rychlosti na dráze se téměř shodovaly. Nižší rychlost běhu na pásu je zřejmě způsobena zkreslením normálních vizuálních vstupů, tedy nesrovnalostmi mezi pozorovaným a očekávaným plynutím obrazu, podle kterých se orientujeme. Toto zjištění bychom měli brát na vědomí při běhu na pásu. (Kong et al., 2012)

4.1 Odpor vzduchu

Odpor vzduchu je součet sil, které vznikají třením mezi vzduchem a pohybujícím se běžcem. Sílu označujeme za odporovou, protože působí vždy proti směru relativního pohybu. V případě pohybu běžce jej odpor vzduchu zpomaluje, působí tedy proti jeho dopředné síle. Naopak, když se pohybuje vzduch, tedy fouká vítr a člověk stojí, síla působí ve směru proudění vzduchu. Velikost odporu přímo závisí na rychlosti pohybu tělesa i vzduchu a velikosti plochy průřezu tělesa. Vzhledem k tomu, že při běhu na pásu nepůsobí odpor vzduchu, odrazí se to jako menší energetická náročnost pohybu. Tu můžeme měřit pomocí VO_2 nebo srdeční frekvence. Běh na pásu může být méně náročný i kvůli dalším faktorům působícím ve venkovním prostředí jako terén, překážky, počasí atd. (Riley et al., 2006; Pugh, 1970, 1971)

Při konstantní rychlosti běhu na běžce kromě odporu vzduchu, který je za předpokladu konstantní rychlosti proudění vzduchu neměnný, působí i další síly. Zaprvé neměnná gravitace a vertikální reakční síla, která se však mění v průběhu celého krokového cyklu běhu. Znázornění sil viz **Obrázek 6**.



Obrázek 6. Síly působící na běžce v pohybu, F_g - gravitační síla, F_r - reakční síla podložky, F_d - odpor vzduchu (převzato z Beals, 2014)

4.1.1 Odpor vzduchu při běhu

Energie vydaná na překonání přímého protivětru či jen čistého odporu vzduchu roste kvadraticky se zvyšující se rychlostí větru i běhu, na rozdíl od běhu do kopce, kdy je vydaná energie lineární funkcí sklonu kopce (Pugh, 1970, 1971). Strategie pro úsporu energie při běhu ve větrném počasí je následující. V úseku, kdy vítr fouká proti běžci, je nejlepší zvýšit rychlost běhu a pokud vítr fouká tzv. do zad, je lepší snížit rychlost (Hatsell, 1975). Důvodem jsou vyšší retardační účinky protivětru oproti nižší podpoře stejnosměrného proudění vzduchu. Tak bude energie využita co nejefektivněji. (Noakes, 2003)

Dle Puga (1970) využije běžec na překonání odporu vzduchu 8 % z celkového energetického výdeje při rychlosti 21,5km/h a až 16 % při rychlosti 36km/h tedy sprintu. Jiné studie zveřejňují, že na zdolání odporu vzduchu je potřeba jen 7,8 % při sprintu (rychlost 36km/h), 4 % pro střední tratě (rychlost 21,5 km/h) a 2 % při maratonském tempu (18 km/h) (Davies, 1980). Velikost odporu vzduchu se mění i se stoupající nadmořskou výškou, tedy s klesající hustotou vzduchu. Ward-Smith (1984) vypočítal, že časy na 100, 200 a 400 m na

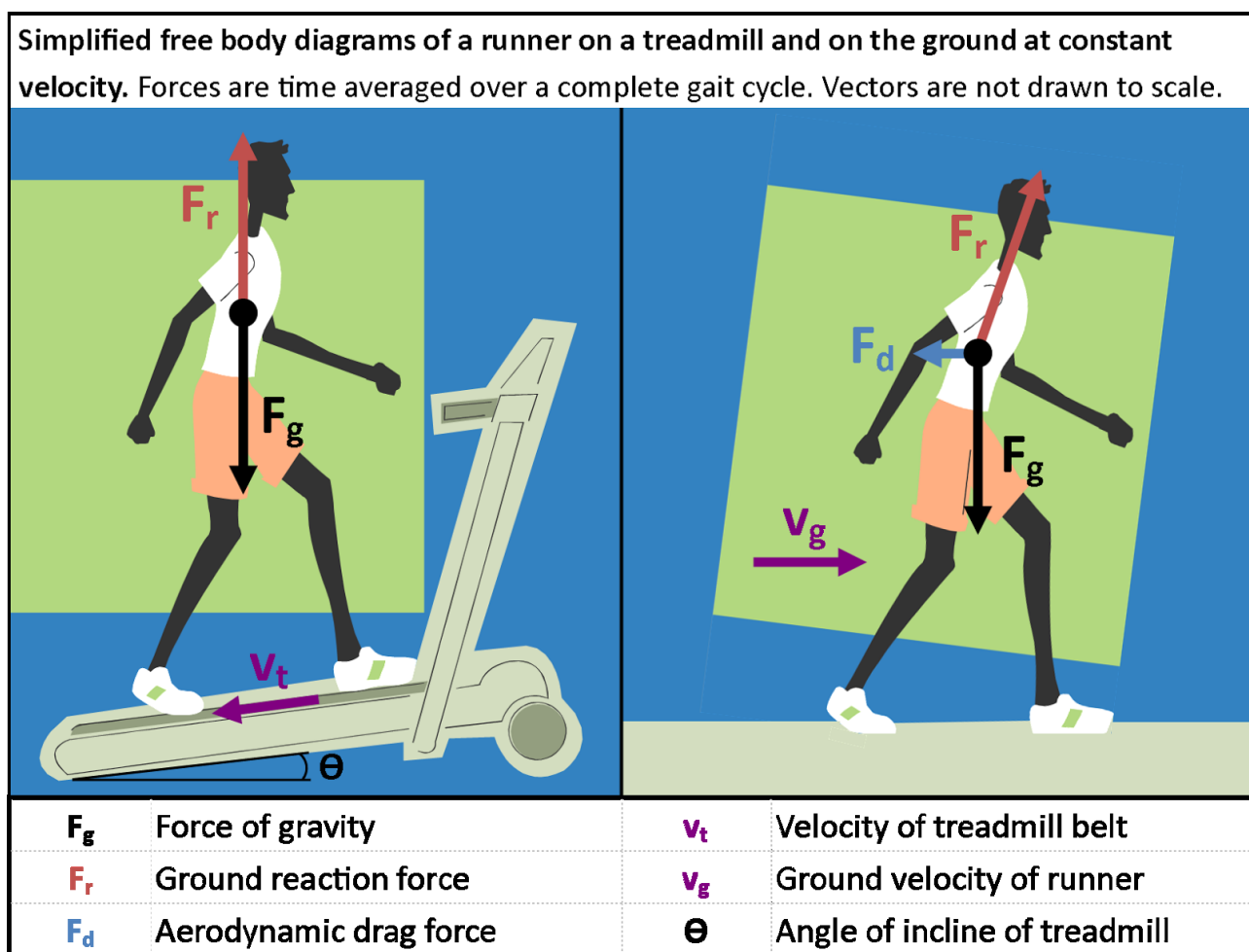
olympiádě v Mexico City (2 250 m. n. m.) v roce 1968 byli přibližně o 1,7 % nižší, než kdyby byly běženy v úrovni hladině moře.

V 80. letech se odborníci zabývali tím, jak vliv odporu vzduchu zmírnit a tak dosáhnout lepších výsledků v běhu na střední a dlouhé tratě. Z jejich poznatků vyplývá, že pokud běžec běží v těsné blízkosti přibližně 1m za vedoucím běžcem, může tak ušetřit až 80 % energie vynaložené na překonání odporu vzduchu. Tato úspora představuje pro střední tratě přibližně 4 s na kolo tedy 400 m. Pugh to považoval za nemožné, aby byli běžci tak blízko u sebe. Reálné číslo úspory času odhaduje 1 s na kolo (Pugh, 1971, 1970). Dle jiného zdroje mohou atleti na střední a dlouhé tratě běžící ve skupině ušetřit 2-4 % z celkově vydané energie. Zároveň tak mohou zvýšit svoji rychlost o 0,1 m/s. Výpočty, které provedl (Kyle, 1979) ohledně uspořené času na jedno kolo se shodují s odhady Pughy. Při rychlosti světového rekordu na jednu míli, by atlet běžící 2 m za vedoucím závodníkem ušetřil 1,66 s na kolo (Kyle, 1979). Při rychlosti 28 km/h ušetří běžec 4,32 s na 400 m dlouhé kolo za předpokladu, že vedoucí běžec je oděn do neaerodynamických kraťasů s nátělníkem, naproti tomu druhý běžící atlet je oblečen v přiléhavém lycrovém overalu (Brownlie et al., 1987). Toto vysvětluje, proč jsou při pokusech o překonání světových či jiných rekordů na střední a dlouhé tratě tak nezbytní vodiči. Naopak, když atleti běží přímo bok po boku, jejich náklady na překonání odporu vzduchu se zvyšují. Tohoto jevu využívají protivníci ke zpomalení soupeře (Noakes, 2003).

4.1.2 Kompenzace odporu vzduchu při běhu na pásu

Základem pro vysvětlení kompenzace je předpoklad, že při běhu na vodorovném, neskloněném pásu na běžce působí kromě odporu vzduchu stejné síly, jako při běhu na přirozeném povrchu viz **Obrázek 7**. Odpor vzduchu nepůsobí, protože se běžec ve vztahu k okolnímu prostředí nepohybuje, pokud zanedbáme pohyb paží a případné vlivy okolí.

Kompenzace odporu vzduchu, ve smyslu náhrady energetického výdeje, může být realizována nakloněním pásu. Při sklonu pásu běžec vynaloží energii navíc na produkci zrychlení, nutného k dopřednému pohybu, které se navyšuje se sklonem. Další možností je zvýšení rychlosti pásu, pro tento způsob kompenzace jsem bohužel nenašla ověřené publikace. (Riley et al., 2006)



Obrázek 7. Síly působící na běžce na pásu (vlevo) a přirozeném povrchu (vpravo), F_g - gravitace, F_r - reakční síla podložky, F_d - odpor vzduchu, V_t - rychlost běžecového pásu, V_g - rychlost běžce, θ - úhel sklonu pásu (převzato z Beals, 2014)

Jak je zmíněno výše, pro vyrovnání energetické náročnosti běhu na pásu může být použit náklon pásu. Tímto se zabývali Jones, Doust (1996), kteří otestovali devět mužských atletů v šesti různých rychlostech v rozmezí 10,5-18 km/h. Atleti běželi stejnou rychlostí po dobu

šesti minut na pásu s 0%, 0%, 1%, 2%, 3% sklonem a jednou na přirozeném povrchu. Běh se sklonem 0 % byl měřen dvakrát pro posouzení spolehlivosti metodiky. V posledních 2 minutách každého běhu bylo běžcům změřeno VO_2 nepřímou kalorimetrií. Z porovnání hodnot vyplývá, že při rychlosti 10,5 km/h a 12 km/h nebyl významný rozdíl ve spotřebě kyslíku mezi během venku a na pásu při sklonu 0 nebo 1 %. Při rychlosti 13,5 km/h se nároky na kyslík vyrovnají sklonem 1 %. Pro rychlejší běh o rychlostech 15 km/h, 16,5 km/h a 18 km/h je neadekvátnější kompenzace 1% či 2% sklon pásu. (Jones, Doust, 1996)

Opačný názor zastává Martin a Coe (1997), který píše, že není žádný rozdíl ve spotřebě kyslíku při běhu na pásu s 0% sklonem a při běhu na přirozeném povrchu do rychlosti přibližně 16 km/h (6:00 min/mil).

Možným důvodem odlišných názorů výše zmíněných studií může být studie Smitha a spoluautorů (2016). Ti přišli s tvrzením, že se liší energetická náročnost běhu na pásu dle druhu pásu. V této studii zkoumali dva typy pásu, jeden starý model zakoupený v roce 1981 a druhý novější model pořízený v roce 2006. Hlavním rozdílem mezi těmito pásy byla tvrdost samotné běžecké platformy, u staršího modelu byla 4,5x tvrdší než u novějšího typu. Při porovnání testování na obou pásích ve čtyřech rychlostech se u všech účastníků měření (8 mužů a 4 žen) výrazně zvýšila spotřeba kyslíku, tepová frekvence a subjektivní vnímání zátěže na starším modelu pásu. Studie tedy ukázala, že na tvrdším pásu je vyšší energetická náročnost při stejné rychlosti běhu oproti měkčímu povrchu. Kromě spotřeby kyslíku a tepové frekvence se zvýšila i frekvence kroků. To naznačuje, že použitý typ pásu může mít významný vliv na výdej energie i výkonnost při měření. Každý pás tedy může mít jiné nastavení pro kompenzaci odporu vzduchu nebo vyrovnání energetické náročnosti běhu na přirozeném povrchu. (Smith et al., 2016)

5 Praktická část

5.1 Cíl práce

Cílem praktické části práce je ověření adekvátní kompenzace chybějícího odporu vzduchu při běhu na běžícím pásu pomocí regulace sklonu pásu. Kompenzace bude ověřena z hodnot tepových frekvencí probandů běžících na dráze stejnou rychlostí jako na pásu s danou regulací sklonu.

5.2 Hypotézy

Hypotéza 1

H1₀: Při rychlosti běhu 10,5 km/h na dráze bude hodnota tepové frekvence probandů identická jako při běhu na pásu rychlostí 10,5 km/h s 0% sklonem.

H1_{A1}: Při rychlosti běhu 10,5 km/h na dráze bude hodnota tepové frekvence probandů vyšší než při běhu na pásu rychlostí 10,5 km/h s 0% sklonem.

H1_{A2}: Při rychlosti běhu 10,5 km/h na dráze bude hodnota tepové frekvence probandů nižší než při běhu na pásu rychlostí 10,5 km/h s 0% sklonem.

Hypotéza 2

H2₀: Při rychlosti běhu 10,5 km/h na dráze bude hodnota tepové frekvence probandů identická jako při běhu na pásu rychlostí 10,5 km/h s 1% sklonem.

H2_{A1}: Při rychlosti běhu 10,5 km/h na dráze bude hodnota tepové frekvence probandů vyšší než při běhu na pásu rychlostí 10,5 km/h s 1% sklonem.

H2_{A2}: Při rychlosti běhu 10,5 km/h na dráze bude hodnota tepové frekvence probandů nižší než při běhu na pásu rychlostí 10,5 km/h s 1% sklonem.

Hypotéza 3

H3₀: Při rychlosti běhu 13,5 km/h na dráze bude hodnota tepové frekvence probandů identická jako při běhu na pásu rychlostí 13,5 km/h s 1% sklonem.

H3_{A1}: Při rychlosti běhu 13,5 km/h na dráze bude hodnota tepové frekvence probandů vyšší než při běhu na pásu rychlostí 13,5 km/h s 1% sklonem.

H3_{A2}: Při rychlosti běhu 13,5 km/h na dráze bude hodnota tepové frekvence probandů nižší než při běhu na pásu rychlostí 13,5 km/h s 1% sklonem

Hypotéza 4

H4: Subjektivně pro probandy bude těžší běh na dráze než běh na běžícím pásu s regulací sklonu stejnou rychlostí.

5.3 Metodika

Adekvátní kompenzace, která vychází z výsledků výše citovaného článku, bude ověřena dle měření hodnot tepové frekvence (TF) probandů. Tepová frekvence bude zaznamenána na EKG holter při totožných rychlostech běhu venku na atletické dráze a na běžecím pásu s nastavením sklonu. Probandi poběží vždy 5 či 6 minut danou rychlostí, pro ustálení tepové frekvence. Pro měření jsou vybrány dvě rychlosti a to 10,5km/h a 13,5km/h. Hodnoty tepových frekvencí budou zaznamenány při běhu na pásu rychlostí 10,5km/h a 0% sklonem a 1% sklonem a při běhu na dráze stejnou rychlostí. Při rychlosti 13,5km/h budou zaznamenány hodnoty TF na pásu pouze při 1% sklonu a při běhu na dráze stejnou rychlostí.

5.3.1 Probandi

Měření se zúčastnilo celkem 6 probandů (3 ženy a 3 muži). Dále budou uvedeny hodnoty věk, výška, váha vždy průměr \pm směrodatná odchylka. Věk $21,5 \pm 0,96$ let, výška ženy

173±2,93cm, muži 180,67±4,78cm, váha 68,33±8,34 kg. Probandi byli aktivní sportovci se současnou či minulou závodní kariérou, ve většině případů v atletice či běžeckém lyžování.

Nikdo z probandů v době měření nebyl omezen zraněním. Detailnější přehled o probandech viz **Tabulka 1**.

Jméno	Pohlaví	Věk (roky)	Výška (cm)	Váha (kg)	Sport	Aktuální zranění
M. P.	Ž	20	177	66	Atletika	x
A. Š.	Ž	21	170	60	Atletika	x
F. S.	M	21	185	85	Běh na lyžích	x
M. Š.	Ž	22	172	62	Atletika	x
M. Ž.	M	23	183	72	Atletika	natržení svalu před měsícem
L. S.	M	22	174	65	Atletika	x
Průměr	3/3	21,5	Ž 173/ M 180,67	68,33	5/1	-
SD	-	0,96	Ž 2,93/ M 4,78	8,34	-	-

Tabulka 1. Přehled dat o probandech

5.3.2 EKG holter

Pro zaznamenání tepové frekvence byl použit 5-ti svodový EKG holter od firmy BTL model H-100. Byl proveden 24 hodinový záznam EKG, který se ukládal pro zpětné vyhodnocení. Holter byl zapůjčen z Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy ve FN Motol.



Obrázek 8. Ukázka umístění elektrod (archiv autora)

5.3.3 Běžecský pás

Pro běh na pásu byl využit motorový běžecský pás Technogym RUN XT 600 PRO o rozměrech běžecské plochy 157x52 cm s maximální rychlostí 16,0 km/h a nastavitelným úhlem sklonu.

5.3.4 Průběh měření

Měření venku probíhalo na atletickém stadionu UK FTVS. Pro běh na pásu jsme využili prostory a vybavení Sport centrum Evropská v Praze. Před samotným měřením byli probandi seznámeni s cílem a náplní měření. Dále byl probandům předložen informovaný souhlas viz **Příloha 2**. Následně byly sebrány anamnestické údaje a na každého probanda byly připevněny elektrody pro záznam EKG. Následovalo rozcvičení, rozběhání a seznámení se zásadami běhu na pásu. Poté přišlo na řadu samotné měření, které probíhalo nejdříve na pásu v prostoru výše zmíněného sportcentra s vnitřní teplotou 21°C. Bohužel jsme měli dispozici pouze jeden EKG holter, proto se běžci/probandi vždy střídali a byla tedy zajištěna dostatečná pauza pro vydýchání. Na pásu byly u všech probandů zaznamenány na EKG holter rychlosti 10,5 km/h s 0% a 1% sklonem pásu a dále 13,5 km/h s 1% sklonem. Po kratší pauze se přesunulo měření ven na atletickou dráhu. Podmínky pro testování byly optimální, venkovní teplota dle on-line zdroje počasí dosáhla 19°C jasno, na slunci bylo tedy ještě tepleji. Vítr povětšinou času nefoukal, pokud ano, byl mírný jihozápadní do 2m/s. Na dráze všichni běžci absolvovali opět 5 až 6 minut běhu rychlostí 10,5 km/h a 13,5 km/h. Rychlost běhu na dráze byla řízena dle předem vypočítaných mezičasů na každých 100 m běhu. Při běhu měl pak každý z probandů k dispozici stopky pro kontrolu mezičasů.



Obrázek 9. Proband M. P. při měření na pásu (archiv autora)

5.4 Způsob zpracování dat

Hlavním zkoumaným prostředkem byla tepová frevence probandů při běhu identickou rychlostí na dráze a pásu s regulovaným sklonem. Hodnoty tepových frekvencí byly zaznamenány na EKG holter v průběhu jednotlivých běhů. Pro přiřazení příslušné křivky k danému probandovi při vyhodnocení, bylo využito patientské tlačítko, se kterým lze zaznamenat krátký zvukový záznam, kde bylo nahráno jméno probanda. Vyhodnocení záznamu provedl vedoucí práce. Hodnoty tepové frekvence použité pro ověření hypotéz představují minimálně 30 sekundový průměr hodnot z poslední minuty běhu daného probanda. Hodnoty byly dále přeneseny do tabulky v MS Excel, kde byl vypočítán aritmetický průměr rozdílu hodnot a směrodatná odchylka a hodnota signifikance (p-value). Hladinu významnosti testu α jsem stanovila pro všechny hypotézy 0,05, která se standardně využívá ve studiích. Pro vyhodnocení jednotlivých hypotéz byl použit párový t-test. Pro výpočet hodnot vztahujících se k hypotéze H2 byly použity hodnoty TF pouze od pěti probandů a to kvůli chybějící TF z důvodu špatné kvality EKG záznamu. Vyhodnocení H4 je vyjádřeno pomocí procentuálního zastoupení běžeckých prostředí.

6 Výsledky

6.1 Ověření hypotézy H1 a H2

Znění **H1₀**: Při rychlosti běhu 10,5 km/h na dráze bude hodnota tepové frekvence probandů identická jako při běhu na pásu rychlostí 10,5 km/h s 0% sklonem.

Hodnota *p-value* vyšla 0,037 (<0,05), proto mohu zamítnout nulovou hypotézu. Hodnota TF při stejné rychlosti na pásu se sklonem 0 % není identická jako při běhu na dráze.

Znění **H2₀**: Při rychlosti běhu 10,5 km/h na dráze bude hodnota tepové frekvence probandů identická jako při běhu na pásu rychlostí 10,5 km/h s 1% sklonem.

Hodnota *p-value* vyšla 0,86 (>0,05), proto nemohu tuto nulovou hypotézu zamítnout. Měřením se tedy neprokázal signifikantní rozdíl mezi hodnotami TF při běhu na pásu se sklonem 1 % a při běhu na dráze rychlostí 10,5 km/h. Detailnější přehled jednotlivých hodnot tepových frekvencí viz **Tabulka 2**.

	Rychlost - sklon pásu	Rychlost - sklon pásu	Rychlost na dráze
	10,5 km/h – 0 %	10,5 km/h – 1 %	10,5 km/h
Proband	Tepů/ min	Tepů/ min	Tepů/min
M. P.	148	156	151
A. Š.	177	183	184
F. S.	144	144	152
M. Š.	165	174	173
M. Ž.	124	132	131
L. S.	176	x	173
Průměr rozdílů hodnot TF na dráze a pásu se sklonem 0 %			6, 17 ± SD 1, 95
Průměr rozdílů hodnot TF na dráze a pásu se sklonem 1 %			3, 2 ± SD 2, 86
P- value	0,036905575		0,860529716

Tabulka 2. Hodnoty tepových frekvencí při rychlosti běhu 10,5km/h v různých podmínkách, výsledné hodnoty

6.2 Ověření hypotézy H3

Znění **H3₀**: Při rychlosti běhu 13,5 km/h na dráze bude hodnota tepové frekvence probandů identická jako při běhu na pásu rychlostí 13,5 km/h s 1% sklonem.

Hodnota *p-value* vyšla 0,031 (<0,05), proto mohu zamítnout tuto nulovou hypotézu a přijímám hypotézu alternativní. Při rychlosti běhu 13,5 km/h na dráze nebude tepová frekvence probandů identická jako při běhu na pásu s 1% sklonem. Detailnější přehled hodnot viz **Tabulka 3**.

	Rychlost-sklon pásu	Rychlost na dráze
	13,5 km/h - 1 %	13,5 km/h
Proband	Tepů/ min	Tepů/ min
M. P.	168	171
A. Š.	191	197
F. S.	162	173
M. Š.	183	187
M. Ž.	146	162
L. S.	189	190
Průměr rozdílů hodnot TF	6,83	
SD	5,14	
P- value	0,031165461	

Tabulka 3. Přehled tepových frekvencí při rychlosti běhu 13,5 km/h při různých podmínkách, výsledné hodnoty

6.2.1 Ověření hypotézy H4

Znění **H4**: Subjektivně pro probandy bude těžší běh na dráze než běh na běžícím pásu s regulací sklonu stejnou rychlostí.

Vyhodnocení této hypotézy je znázorněno graficky s procentuálním vyjádřením. U 83 % probandů byl rozdíl v subjektivním vnímání zátěže ve prospěch běhu na atletické dráze.

Tímto se hypotéza H4 vyvrátila.



Obrázek 10. Graf znázorňující vyhodnocení H4

7 Diskuze

Praktická část práce se zaměřovala na ověření kompenzace chybějícího odporu vzduchu při běhu na běžícím pásu. Kompenzace vychází z již existující studie od Jonese (1996). Hlavním rozdílem této práce je způsob ověření kompenzace, který vychází z měření hodnot tepových frekvencí probandů. Další rozdíl je ve zvolených rychlostech, pro měření jsem použila pouze rychlosti 10,5 km/h a 13,5 km/h. Původní plán byl zařadit rychlost 15 km/h, tato rychlost nebyla použita kvůli nadprahové zátěži pro většinu běžců.

Vzhledem k nízkému počtu probandů (6) se obtížně prokazuje statistická významnost a proto výsledky šetření nelze zobecnit. Pro takové závěry by bylo třeba podrobnějšího výzkumu širší skupiny probandů. Počet probandů mohl být navýšen opakováním měření v jiný den, to však nebylo možné z důvodu zachování rovných venkovních podmínek. Mezi nedostatky můžeme zařadit mírné omezování pohybu běžce drátky či připevněnými elektrodami, žádný z probandů ale nepociťoval významný diskomfort při běhu.

Z výsledků hypotézy H1 vyplývá, že při běhu stejnou rychlostí na dráze a pásu s 0% sklonem je rozdíl v tepové frekvenci probandů. U pěti probandů je hodnota TF vyšší při běhu na atletické dráze, pouze u jednoho probanda je hodnota TF vyšší při běhu na pásu se sklonem 0 %. Za předpokladu, že TF je odrazem energetické náročnosti, můžeme konstatovat na základě našich výsledků, že při běhu na pásu je energetický výdej nižší než při běhu na dráze stejnou rychlostí, což je v souladu s tvrzením mnoha autorů (Jones, Doust, 1996; Davies, 1980; Pugh, 1971, 1970).

Při kompenzaci 1% sklonem pásu při rychlosti běhu 10,5km/h jsou hodnoty TF velice blízké hodnotám TF při běhu na dráze, což se prokázalo i statisticky ($p=0,86$). U dvou z pěti měřených probandů je hodnota TF vyšší při běhu na pásu, u ostatních (3) jsou hodnoty TF vyšší při běhu na atletické dráze. U třech probandů se liší hodnoty TF pouze o 1 tep/min.

Jednoprocentní sklon pásu tedy můžeme z našeho měření považovat za vhodnou kompenzaci odporu vzduchu při běhu na pásu rychlostí 10,5 km/h.

Pro rychlost běhu 13,5 km/h Jones, Doust (1996) určil 1% sklon pásu jako nejméně adekvátnější kompenzaci chybějícího odporu vzduchu. Výsledky mého měření se s tímto tvrzením neshodují. Rozdíly hodnot TF jsou ve velkém rozptylu, u jednoho probanda se liší o 16 tepů/min, u jiného zase jen o 1 tep/min. U všech probandů však byly hodnoty TF vyšší při běhu na dráze, z toho tedy můžeme soudit, že kompenzace 1% sklonem byla nedostačující. Pro rychlost běhu 13,5 km/h bych navrhla kompenzaci 1,5% či 2% sklon pásu.

Čtvrtá hypotéza vychází z obecného tvrzení, že běh na pásu je méně energeticky náročný, tedy i subjektivně, než běh na přirozeném povrchu. Z výsledků mého šetření vyplývá opak. Probandi (83 %) označili za subjektivně více náročný běh na pásu. Příčin může být mnoho, jednou z nich je, že probandi nejsou zvyklí na běh na běžecském pásu, proto jim tato situace mohla přijít náročnější. Další může být, že při běhu na pásu se okolní vzduch nepohybuje a neochlazuje tak tělo běžce. Běžci se tedy více potí, což mohou vnímat jako těžší zátěž.

Výsledky mohou být ovlivněny použitou technikou pro získání hodnot tepových frekvencí k ověření kompenzace. I když je záznam EKG nejspolehlivější metodou jak zaznamenat TF, mohlo být měření ovlivněno mnoha faktory. Při běhu často vznikají artefakty na EKG záznamu poruchou přenosu signálu mezi tělem a elektrodou, například kvůli pocení pokožky nebo samotným pohybem těla. Při vyhodnocení jsme se tedy potýkali se špatnou kvalitou záznamů. Dále pak samotné hodnoty TF mohly být ovlivněny teplotou okolního prostředí. Jak je zmíněno výše teplota ve vnitřním prostředí, kde probíhalo měření na běžecském pásu, byla 21°C. Venkovní teplota, kde probíhalo měření na dráze, se pohybovala dle www.weather.com okolo 20°C s jasnou oblohou, na přímém slunci byla tedy teplota o něco vyšší. Dle odborníků zvýšená teplota okolí zvyšuje TF jak v klidu, tak i v zátěži (Trojan, 2003). Teploty se však lišily jen minimálně, proto považuji měření za úspěšné.

8 Závěr

Hlavním cílem práce bylo vyhledat a následně ověřit možnosti kompenzace chybějícího odporu vzduchu při běhu na běžecím pásu. Nejčastěji používanou kompenzací je sklon pásu, ověření této kompenzace bylo náplní praktické části. Měřením se nám podařilo ověřit, většinové tvrzení odborníků, že běh na pásu s nulovou kompenzací je méně energeticky náročný než běh na přirozeném povrchu shodnou rychlostí. Subjektivní pocit probandů však většinové tvrzení vyvrací, běžci označily za subjektivně náročnější běh na pásu. Z výsledků ověření kompenzace vyplývá, že pro rychlost 10,5 km/h je adekvátní kompenzací 1% sklon pásu. Při rychlosti běhu 13,5 km/h je kompenzace 1% sklonem nedostačující.

Vedlejším cílem bylo popsat rozdíly při běhu na pásu oproti běhu na přirozené podložce. Na pásu se mírně liší biomechanika pohybu, kdy se dolní končetiny méně zdvihají nad podložku, s tím souvisí i nižší aktivita příslušných svalů. Na pásu je také nižší vertikální reakční síla, která nedosahuje ani jednoho násobku tělesné hmotnosti, oproti 2,5-5 násobku při běhu na přirozeném povrchu. Hlavním rozdílem je však chybějící odpor vzduchu, jehož překonávání na přirozeném povrchu dle rychlosti běhu stojí běžce od 2 % do 16% z celkově vynaložené energie. V práci jsou popsány mechanismy jak tuto energii ušetřit.

Dále bylo cílem práce popsat základní témata týkající běhu obecně, jako jsou průběh běžecího kroku, techniky došlapu či nejčastější zranění. Pro běh na střední a dlouhé tratě je většinově využívána technika s došlapem na patu, která přináší pozitiva i negativa. U této techniky je větší výskyt téměř všech poranění vznikajících při běhu. Příčina je ve vyšší vertikální reakční síle podložky působící větší zatížení končetin. Mezi nejčastější poranění vznikající při běhu řadíme patelofemorální syndrom, poranění Achillovy šlachy, únavový syndrom holenní okostice, syndrom iliotibiálního traktu a plantární fascitidu.

Cíle práce byly splněny, některé hypotézy ověřeny jiné vyvráceny. Naměřené hodnoty však nemají vysokou statistickou významnost, můžeme je tedy využívat jako orientační data, která mohou být dalším impulzem pro podrobnější výzkum a významnější měření. Přínosem práce je komplexní pohled na rozdíly při běhu na běžecím pásu oproti běhu na přirozeném povrchu se zaměřením na kompenzaci odporu vzduchu sklonem pásu. Přínosem je i možné praktické využití výsledků práce pro trénink či testování.

9 Referenční seznam

- ADEREM, J. a Q. A. LOUW. Biomechanical risk factors associated with iliotibial band syndrome in runners: a systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2015, 16(1), 1-16 [cit. 2019-04-13]. DOI: 10.1186/s12891-015-0808-7. ISSN 1471-2474.
- Analysing foot strike patterns in runners. In: *MASS4D Insoles and Foot Orthotics* [online]. Dubai, UAE: MASS4D, 2017 [cit. 2019-04-09]. Dostupné z: <https://www.mass-4d.com/blogs/articles/analysing-foot-strike-patterns-in-runners>
- Barefoot Running's Best Advocate. In: *Podium Runner* [online]. Podium runner, 2010 [cit. 2019-04-21]. Dostupné z: https://www.podiumrunner.com/barefoot-runnings-best-advocate_11119
- BERNACIKOVÁ, M., M. KALICHOVÁ a L. BERÁNKOVÁ. Základy sportovní kineziologie [online]. FAKULTA SPORTOVNÍCH STUDIÍ MASARYKOVY UNIVERZITY, 2010 [cit. 2018-11-20]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/beh.html>
- BROWNLIE, L., I. MEKJAVIC, I. GARTSHORE, B. MUTCH a E. BANISTER. The influence of apparel on aerodynamic drag in running. *The Annals of physiological anthropology* [online]. 1987, 6(3), 133-143 [cit. 2019-03-17]. DOI: 10.2114/ahs1983.6.133. ISSN 0287-8429.
- ČIHÁK, Radomír. Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
- DAOUD, A. I., G. J. GEISLER, F. WANG, J. SARETSKY, Y. A. DAOUD a D. E. LIEBERMAN. Foot Strike and Injury Rates in Endurance Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2012, 44(7), 1325-1334 [cit. 2019-03-24]. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3182465115. ISSN 0195-9131.
- DAVIES, C. T. Effects of wind assistance and resistance on the forward motion of a runner. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1980, 48(4), 702-709 [cit. 2019-02-24]. DOI: 10.1152/jappl.1980.48.4.702. ISSN 8750-7587.
- DICHARRY, J. Kinematics and Kinetics of Gait: From Lab to Clinic. *Clinics in Sports Medicine* [online]. 2010, 29(3), 347-364 [cit. 2019-03-05]. DOI: 10.1016/j.csm.2010.03.013. ISSN 02785919.
- DUGAN, S. A. a K. P. BHAT. Biomechanics and Analysis of Running Gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* [online]. 2005, 16(3), 603-621 [cit. 2019-03-05]. DOI: 10.1016/j.pmr.2005.02.007. ISSN 10479651.
- DUTTON, R. A., M. J. KHADAVI a M. FREDERICSON. Patellofemoral Pain. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* [online]. 2016, 27(1), 31-52 [cit. 2019-04-13]. DOI: 10.1016/j.pmr.2015.08.002. ISSN 10479651.

- DYLEVSKÝ, Ivan, Libuše KUBÁLKOVÁ a Leoš NAVRÁTIL. Kineziologie, kinezioterapie a fyzioterapie. Praha: Manus, 2001. ISBN 8090231888.
- DYLEVSKÝ, Ivan. Speciální kineziologie. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.
- HASEGAWA, H., T. YAMAUCHI a W. J. KRAEMER. Foot Strike Patterns of Runners at the 15-km Point During an Elite-Level Half Marathon. *The Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2007, 21(3), R-22096 [cit. 2019-03-10]. DOI: 10.1519/R-22096.1. ISSN 1064-8011.
- HATSELL, C. P. A note on jogging on a windy day. *IEEE Transactions On Bio-Medical Engineering* [online]. 1975, 22(5), 428-9 [cit. 2019-03-17]. ISSN 00189294.
- HRELJAC, A. Impact and Overuse Injuries in Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2004, 36(5), 845-849 [cit. 2019-03-05]. DOI: 10.1249/01.MSS.0000126803.66636.DD. ISSN 0195-9131.
- HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 3. vydání. Ilustroval Jan BALKO, ilustroval Simona FELŠŮOVÁ, ilustrovala Šárka ZAVÁZALOVÁ. Praha: Triton, 2015. ISBN 978-80-7387-959-4.
- JONES, A. M. a J. H. DOUST. A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. *Journal of Sports Sciences* [online]. 1996, 14(4), 321-327 [cit. 2019-04-21]. DOI: 10.1080/02640419608727717. ISSN 0264-0414.
- KACHANATHU, S. J., F. S. ALGARNI, S. NUHMANI, A. M. ALENAZI, A. R. HAFEZ a A. D. ALGARNI. Functional outcomes of kinesio taping versus standard orthotics in the management of shin splint. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* [online]. 2018, 58(11) [cit. 2019-02-14]. DOI: 10.23736/S0022-4707.17.07520-X. ISSN 00224707.
- KELLY, L. A., D. J. FARRIS, G. A. LICHTWARK a A. G. CRESSWELL. The Influence of Foot-Strike Technique on the Neuromechanical Function of the Foot. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2018, 50(1), 98-108 [cit. 2019-03-24]. DOI: 10.1249/MSS.0000000000001420. ISSN 0195-9131.
- Klenba nožní. In: *Základy anatomie pohybového ústrojí* [online]. Brno: Fakulta sportovních studií, Masarykova univerzita, 2012 [cit. 2019-04-21]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomie_/pages/klenba_nozni.html
- KNOBLOCH, K., U. YOON a P. M. VOGT. Acute and Overuse Injuries Correlated to Hours of Training in Master Running Athletes. *Foot & Ankle International* [online]. 2008, 29(7), 671-676 [cit. 2019-03-05]. DOI: 10.3113/FAI.2008.0671. ISSN 1071-1007.
- KONG, P. W., T. M. C. KOH, W. C. R. TAN a Y. S. WANG. Unmatched perception of speed when running overground and on a treadmill. *Gait & Posture* [online]. 2012, 36(1), 46-48 [cit. 2019-02-14]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.01.001. ISSN 09666362.

- KULMALA, J. P., J. AVELA, K. PASANEN a J. PARKKARI. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2013, 45(12), 2306-2313 [cit. 2019-03-03]. DOI:10.1249/MSS.0b013e31829efcf7. ISSN 0195-9131.
- KYLE, CH. R. Reduction of Wind Resistance and Power Output of Racing Cyclists and Runners Travelling in Groups. *Ergonomics* [online]. 1979, 22(4), 387-397 [cit. 2019-03-17]. DOI: 10.1080/00140137908924623. ISSN 0014-0139.
- MÁČEK, Miloš a Jiří RADVANSKÝ. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, c2011. ISBN 9788072626953.
- MARTIN, D. E. a P. N. COE. *Better training for distance runners*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, c1997. ISBN 978-0880115308.
- MERCER, J. A. a S. HORSCH. Heel-toe running: A new look at the influence of foot strike pattern on impact force. *Journal of Exercise Science & Fitness* [online]. 2015, 13(1), 29-34 [cit. 2019-03-25]. DOI: 10.1016/j.jesf.2014.12.001. ISSN 1728869X.
- MUTH, Christopher C. Plantar Fasciitis. *JAMA* [online]. 2017, 318(4), 1 [cit. 2019-04-21]. DOI: 10.1001/jama.2017.5806. ISSN 0098-7484
- NICOLA, T. L. a D. J. JEWISON. The Anatomy and Biomechanics of Running. *Clinics in Sports Medicine* [online]. 2012, 31(2), 187-201 [cit. 2019-03-05]. DOI: 10.1016/j.csm.2011.10.001. ISSN 02785919.
- NOAKES, Timothy. *Lore of running*. 4th ed. Champaign, IL: Human Kinetics, c2003. ISBN 978-0-87322-959-3.
- NOVACHEK, T. F. The biomechanics of running. *Gait & Posture* [online]. 1998, 7(1), 77-95 [cit. 2019-03-05]. DOI: 10.1016/S0966-6362(97)00038-6. ISSN 09666362.
- POHL, M. B., J. HAMILL a I. S. DAVIS. Biomechanical and Anatomic Factors Associated with a History of Plantar Fasciitis in Female Runners. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. 2009, 19(5), 372-376 [cit. 2019-03-04]. DOI: 10.1097/JSM.0b013e3181b8c270. ISSN 1050-642X.
- PUGH, L. G. C. E. Oxygen intake in track and treadmill running with observations on the effect of air resistance. *The Journal of Physiology* [online]. 1970, 207(3), 823-835 [cit. 2019-02-24]. DOI: 10.1113/jphysiol.1970.sp009097. ISSN 00223751.
- PUGH, L. G. C. E. The influence of wind resistance in running and walking and the mechanical efficiency of work against horizontal or vertical forces. *The Journal of Physiology* [online]. 1971, 213(2), 255-276 [cit. 2019-03-17]. DOI: 10.1113/jphysiol.1971.sp009381. ISSN 00223751.
- RILEY, P. O., G. PAOLINI, U. DELLA CROCE, K. W. PAYLO a D. C. KERRIGAN. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture* [online]. 2007, 26(1), 17-24 [cit. 2019-02-15]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.07.003. ISSN 09666362.

- ROLF, C. Overuse injuries of the lower extremity in runners. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. 1995, 5(4), 181-190 [cit. 2019-03-05]. DOI: 10.1111/j.1600-0838.1995.tb00034.x. ISSN 09057188.
- Running the numbers: how much easier are treadmills?. In: *Cody Beals: professional triathlete, nerd in Jock's clothing* [online]. Guelph, Ontario, Canada: Cody Beals, 2014 [cit. 2019-03-24]. Dostupné z: <http://www.codybeals.com/2014/02/running-numbers-how-much-easier-are/>
- SCOTT, A., L. J. BACKMAN a C. SPEED. Tendinopathy: Update on Pathophysiology. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2015, 45(11), 833-841 [cit. 2019-02-14]. DOI: 10.2519/jospt.2015.5884. ISSN 0190-6011.
- SMITH, J. A. H., A. D. MCKERROW a T. A. KOHN. Metabolic cost of running is greater on a treadmill with a stiffer running platform. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2016, 35(16), 1-6 [cit. 2019-04-11]. DOI: 10.1080/02640414.2016.1225974. ISSN 0264-0414.
- STEARNE, S. M., J. A. ALDERSON, B. A. GREEN, C. J. DONNELLY a J. RUBENSON. Joint Kinetics in Rearfoot versus Forefoot Running. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2014, 46(8), 1578-1587 [cit. 2019-03-04]. DOI: 10.1249/MSS.0000000000000254. ISSN 0195-9131.
- TAUNTON, J E. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2002, 36(2), 95-101 [cit. 2019-04-13]. DOI: 10.1136/bjism.36.2.95. ISSN 03063674.
- TVRZŇÍK, A. Řečí čísel: přes patu nebo špičku? [online]. 2008 [cit. 2019-03-15]. Dostupné z WWW: < <http://www.behy.cz/2008010301-rci-cisel-prespatu-nebo-spicku-.html> >.
- TVRZŇÍK, Aleš a David GERYCH. *Velká kniha běhání*. Praha: Grada, 2014. Sport extra. ISBN 978-80-247-4872-6.
- TVRZŇÍK, Aleš a Libor SOUMAR. *Běhání: od joggingu po maraton*. Praha: Grada, 1999. ISBN 80-7169-858-x.
- VAN GENT, R. N., D. SIEM, M. VAN MIDDELKOOP, A. G. VAN OS, S. M. A. BIERMA-ZEINSTRÁ, B. W. KOES a J. E. TAUNTON. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review * COMMENTARY. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2007, 41(8), 469-480 [cit. 2019-04-03]. DOI: 10.1136/bjism.2006.033548. ISSN 0306-3674.
- VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
- VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

- WANK, V., U. FRICK a D. SCHMIDTBLEICHER. Kinematics and Electromyography of Lower Limb Muscles in Overground and Treadmill Running. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 1998, 19(07), 455-461 [cit. 2019-02-14]. DOI: 10.1055/s-2007-971944. ISSN 0172-4622.
- WARD-SMITH, A. J. Air resistance and its influence on the biomechanics and energetics of sprinting at sea level and at altitude. *Journal of Biomechanics* [online]. 1984, 17(5), 339-347 [cit. 2019-02-24]. DOI: 10.1016/0021-9290(84)90028-9. ISSN 00219290.
- WILLY, R. W., L. HALSEY, A. HAYEK, H. JOHNSON a J. D. WILLSON. Patellofemoral Joint and Achilles Tendon Loads During Overground and Treadmill Running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2016, 46(8), 664-672 [cit. 2019-02-15]. DOI: 10.2519/jospt.2016.6494. ISSN 0190-6011.
- Zemřelí podle seznamu příčin smrti, pohlaví a věku v ČR, krajích a okresech - 2008 až 2017. Český statistický úřad [online]. Praha: Český statistický úřad, 2018 [cit. 2019-03-24]. Dostupné z: <https://www.czso.cz/csu/czso/ceska-republika-podle-pohlavi-a-veku-2007-2016-770xpsf8rn>

Seznam obrázků

Obrázek 1. Klenba nožní	16
Obrázek 2. Schéma fází běžeckého kroku.....	23
Obrázek 3. Techniky došlapu při běhu.....	28
Obrázek 4. Znázornění reakčních sil podložky dle jednotlivých technik běhu.....	30
Obrázek 5. Přehled výskytu poranění dle četnosti a pohlaví.....	35
Obrázek 6. Síly působící na běžce v pohybu.....	42
Obrázek 7. Síly působící na běžce na pásu (vlevo) a přirozeném povrchu (vpravo)	44
Obrázek 8. Ukázka umístění elektrod (archiv autora).....	49
Obrázek 9. Proband M. P. při měření na pásu (archiv autora)	51
Obrázek 10. Graf znázorňující vyhodnocení H4.....	55

Seznam tabulek

Tabulka 1- Přehled dat o probandech	48
Tabulka 2. Hodnoty tepových frekvencí při rychlosti běhu 10,5km/h v různých podmínkách, výsledné hodnoty	53
Tabulka 3. Přehled tepových frekvencí při rychlosti běhu 13,5 km/h při různých podmínkách, výsledné hodnoty	54

Seznam příloh

Příloha 1. Tabulka výskytu zranění dle pohlaví a techniky běhu	68
Příloha 2. Informovaný souhlas.....	70

Příloha 1. Tabulka výskytu zranění dle pohlaví a techniky běhu, FFS- dopad na patu, RFS- dopad na špičku, P-value- signifikance (Převzato z <http://links.lww.com/MSS/A153>, Daoud et al., 2012)

	All Runners	Female			Male			All		
		FFS	RFS	P-value	FFS	RFS	P-value	FFS	RFS	P-value
Traumatic muscle strain (all muscles)	1.37 ± 0.40	2.06 ± 1.19	1.36 ± 0.81	0.63	0.81 ± 0.32	1.70 ± 0.82	0.71	1.09 ± 0.38	1.51 ± 0.57	0.54
Tibial stress injury – MTSS	1.37 ± 0.32	1.37 ± 2.32	1.97 ± 0.57	0.80	0.40 ± 0.47	1.51 ± 0.37	0.06	0.63 ± 0.62	1.77 ± 0.35	0.11
Knee pain	0.77 ± 0.25	0 ± 0	0.91 ± 0.51	0.07	0.61 ± 0.25	0.34 ± 0.94	0.54	0.47 ± 0.20	0.93 ± 0.35	0.26
Repetitive muscle strain	0.77 ± 0.23	0.69 ± 1.16	1.21 ± 0.41	0.67	0.20 ± 0.38	0.76 ± 0.39	0.31	0.31 ± 0.38	1.01 ± 0.28	0.14
Iliotibial band syndrome	0.71 ± 0.26	1.37 ± 1.12	1.06 ± 0.61	0.81	0.20 ± 0.11	0.57 ± 0.34	0.31	0.47 ± 0.28	0.84 ± 0.26	0.42
Tendinopathy – Achilles	0.66 ± 0.20	1.37 ± 0.43	0.30 ± 0.15	0.0185	0.40 ± 0.26	1.13 ± 0.58	0.25	0.63 ± 0.24	0.67 ± 0.28	0.90
Plantar fasciitis	0.55 ± 0.15	0 ± 0	1.06 ± 0.29	0.0003	0.40 ± 0.25	0.19 ± 0.21	0.51	0.31 ± 0.19	0.67 ± 0.20	0.19
Stress fracture – metatarsal	0.49 ± 0.16	1.37 ± 1.06	0.61 ± 0.29	0.48	0.61 ± 0.32	0 ± 0	0.06	0.78 ± 0.34	0.34 ± 0.16	0.24
Foot Pain	0.44 ± 0.20	0 ± 0	0.61 ± 0.48	0.21	0.61 ± 0.30	0.19 ± 0.17	0.22	0.47 ± 0.24	0.42 ± 0.27	0.89
Hip pain	0.38 ± 0.20	0 ± 0	0.91 ± 0.51	0.07	0 ± 0	0.19 ± 0.15	0.20	0 ± 0	0.59 ± 0.29	0.0401
Lower back pain	0.33 ± 0.17	0 ± 0	0.30 ± 0.26	0.25	0.20 ± 0.25	0.57 ± 0.41	0.45	0.16 ± 0.19	0.42 ± 0.23	0.38

Stress fracture – femur	0.33 ± 0.17	0.69 ± 1.08	0.61 ± 0.37	0.94	0 ± 0	0.19 ± 0.21	0.36	0.16 ± 0.24	0.42 ± 0.22	0.42
Stress fracture – tibia	0.27 ± 0.19	0 ± 0	0.45 ± 0.47	0.33	0 ± 0	0.38 ± 0.25	0.13	0 ± 0	0.42 ± 0.28	0.13
Thigh pain	0.27 ± 0.12	0 ± 0	0.30 ± 0.19	0.11	0.20 ± 0.33	0.38 ± 0.21	0.66	0.16 ± 0.25	0.34 ± 0.14	0.53
Tendinopathy – peroneal	0.22 ± 0.15	0 ± 0	0.15 ± 0.14	0.29	0.40 ± 0.50	0.19 ± 0.20	0.69	0.31 ± 0.38	0.12 ± 0.25	0.64
Traumatic joint sprain	0.22 ± 0.09	1.37 ± 0.43	0.15 ± 0.15	0.0070	0 ± 0	0.19 ± 0.13	0.15	0.31 ± 0.17	0.17 ± 0.10	0.47
Repetitive joint sprain	0.22 ± 0.11	0 ± 0	0 ± 0	n/a	0 ± 0	0.76 ± 0.34	0.0254	0 ± 0	0.34 ± 0.17	0.0417
Tendinopathy – tibialis anterior	0.22 ± 0.11	0 ± 0	0.30 ± 0.18	0.09	0.20 ± 0.19	0.19 ± 0.25	0.97	0.16 ± 0.15	0.25 ± 0.15	0.64
Stress fracture – sacrum	0.11 ± 0.06	0 ± 0	0.15 ± 0.15	0.30	0 ± 0	0.19 ± 0.09	0.0369	0 ± 0	0.17 ± 0.09	0.06
Cartilage damage – labrum	0.11 ± 0.09	0 ± 0	0.15 ± 0.12	0.21	0 ± 0	0.19 ± 0.25	0.44	0 ± 0	0.17 ± 0.13	0.19
Stress fracture – fibula	0.05 ± 0.08	0.69 ± 1.16	0 ± 0	0.55	0 ± 0	0 ± 0	n/a	0.16 ± 0.26	0 ± 0	0.55
Tibial stress injury – stress reaction	0.05 ± 0.08	0 ± 0	0 ± 0	n/a	0.69 ± 1.08	0 ± 0	0.53	0.16 ± 0.24	0 ± 0	0.52
Tendinopathy – tibialis posterior	0.05 ± 0.07	0 ± 0	0 ± 0	n/a	0 ± 0	0.19 ± 0.23	0.40	0 ± 0	0.08 ± 0.10	0.41

Příloha 2. Informovaný souhlas**INFORMOVANÝ SOUHLAS PRO ÚČASTNÍKY VÝZKUMU**

Vážená paní/ vážný pane,

Žádám Vás tímto o spolupráci na výzkumu k mé bakalářské práci prováděné na 2. lékařské fakultě Univerzity Karlovy v Praze v programu fyzioterapie pod vedením MUDr. Jana Pokorného.

Pro účely tohoto výzkumu je třeba získat Vaše osobní anamnestické údaje formou dotazníkového šetření a dále podstoupit praktické testování. Získaná data budou následně anonymizována a statisticky zpracována. Publikované výstupy budou mít formu statistických údajů a nebudou mít zřejmou návaznost na Vaši osobu. Informace o Vaší osobě budou shromažďovány a zpracovány výhradně v souvislosti s bakalářskou prací a pro její potřeby a jsou považovány za přísně důvěrné. Zajištění ochrany dat vyšetované osoby je v souladu se zákonem.

Prosím Vás tímto o souhlas s měřením a použitím dat dle výše stanovených podmínek. Vaše účast je dobrovolná a můžete ji kdykoliv přerušit.

Děkuji.

Monika Švejdová

PROHLÁŠENÍ

Souhlasím s poskytnutím informací Monice Švejdové a MUDr. Janu Pokornému pro účely výše popsaného projektu. Souhlasím s použitím získaných údajů pro účely bakalářské práce a s jejich anonymním publikováním. Souhlasím taktéž s pořízením obrazového materiálu během vyšetření. Jsem informován/a, mám možnost spolupráci kdykoliv ukončit.

V Dne

Jméno

Podpis