

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VZŤAH SVALOVEJ SILY PLANTÁRNÝCH A DORZÁLNYCH FLEXOROV A
VARIABILITY PREVEDENIA BEHU.

Diplomová práca

(magisterská)

Autor: Bc. Barbora Pohlová, fyzioterapie

Vedúci práce: Mgr. Lucia Bizovská

Olomouc 2018

Meno a priezvisko autorky: Barbora Pohlová

Názov diplomovej práce: Vzťah svalovej sily plantárnych a dorzálnych flexorov a variability prevedenia behu.

Pracovisko: Katedra fyzioterapie, Fakulta telesnej kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

Vedúci diplomovej práce: Mgr. Lucia Bizovská

Rok obhajoby diplomovej práce: 2018

Abstrakt: Cieľom tejto práce bolo určiť vzťah svalovej sily plantárnych a dorzálnych flexorov a variability prevedenia behu. Na meranie svalovej sily bol použitý izokinetický dynamometer IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Nemecko) a dynamická stabilita behu bola analyzovaná zo signálov zrýchlenia z akcelerometrov Tringo™ Wireless Systems (Delsys Inc., Natick, MA, USA). Výskumu sa zúčastnilo trinásť zdravých jedincov (9 mužov a 4 ženy, vo veku 22.4 ± 1.5 rokov, s výškou 177.7 ± 7.3 cm a hmotnosťou 73.5 ± 9.5 kg). Na overenie reliability využitých charakteristík bol vo všetkých prípadoch využitý vnútrotriedny koeficient korelácie typu ICC(2,1). Na určenie vzťahu medzi svalovou silou a variabilitou prevedenia behu bol využitý Spearmanov korelačný koeficient. Hodnota ICC(2,1) pri hodnotení svalovej sily sa pohybovala v rozmedzí 0,83 – 0,96 a pri hodnotení behu v rozmedzí 0,66 – 0,97 (pri 80 % preferovanej bežeckej rýchlosti (PBR) a 120 % PBR u root mean square (RMS) boli obe hodnoty 0,97). Spearmanove korelačné koeficienty medzi behom a svalovou silou kolísali medzi -0,44 a 0,68.

Kľúčové slová: beh, členok, izokinetická dynamometria, akcelerometer

Súhlasím s požičiavaním diplomovej práce v rámci knižničných služieb.

Author's first name and surname: Bc. Barbora Pohlová

Title of the diploma thesis: The relationship of the muscle strength of the plantar and dorsal flexors and the variability of running

Department: Department of physiotherapy

Supervisor of the diploma thesis: Mgr. Lucia Bizovská

The year of defence: 2018

Abstract:

The aim of this study was to determine the relationship of the muscle strength of the plantar and dorsal flexors and the variability of running. Isokinetic dynamometer IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany) was used to measure muscle strength, and dynamic stability of running was analyzed from acceleration signals from Tringo™ Wireless Systems accelerometers (Delsys Inc., Natick, MA, USA). Thirteen healthy subjects (9 males and 4 females, 22.4 ± 1.5 years old, 177.7 ± 7.3 cm and 73.5 ± 9.5 kg) participated in the study. To verify the reliability of the features used, the correlation coefficient ICC(2,1) was used in all cases. The Spearman correlation coefficient was used to determine the relationship between muscle strength and variability of running. The value of ICC(2,1) for muscle strength assessment ranged from 0,83 to 0,96, and in the evaluating variability of running it was 0,66-0,97 (for 80% of preferred running speed and 120% of preferred running speed for root mean square, both values were 0,97). Spearman's correlation coefficients between run and muscle strength fluctuated between -0,44 and 0,68.

Key words: running, ankle, isokinetic dynamometry, accelerometer

I agree with lending of the diploma thesis within the library services.

Prehlasujem, že som diplomovú prácu spracovala samostatne pod vedením Mgr. Lucie Bizovskej, uviedla všetky použité literárne a odborné zdroje a dodržiavala zásady vedeckej etiky.

V Olomouci dňa 20.6.2018

.....

Ďakujem Mgr. Lucii Bizovskej za ochotu, cenné rady a pripomienky, ktoré mi poskytla pri spracovávaní diplomovej práce a za odborné vedenie práce. Práca bola realizovaná v rámci projektu Internej grantovej agentúry Univerzity Palackého v Olomouci s názvom Hodnocení vlivu svalové síly plantárních a dorzálních flexorů na úroveň rovnováhových schopností (IGA_FTK_2017_011).

OBSAH

1	ÚVOD.....	9
2	TEORETICKÉ POZNATKY	10
2.1	BIOMECHANIKA BEHU.....	10
2.1.1	Stojná fáza.....	12
2.1.2	Letová fáza.....	20
2.2	PORANENIA A ICH VZNIK	23
2.3	TERAPIA A PREVENCIA BEŽECKÝCH PORANENÍ	27
2.4	ANALÝZA BEHU.....	30
2.4.1	Kinematická analýza pohybu.....	30
2.4.2	Kinetická analýza pohybu.....	32
2.5	IZOKINETICKÁ DYNAMOMETRIA	35
3	CIELE A HYPOTÉZY	38
3.1	CIELE	38
3.2	HYPOTÉZY.....	38
4	METODIKA	39
4.1	CHARAKTERISTIKA VÝSKUMNÉHO SÚBORU.....	39
4.2	METÓDY ZÍSKAVANIA DÁT.....	39
4.2.1	Klinické metódy.....	39
4.2.2	Biomechanické metódy.....	39
4.3	POSTUP MERANIA	40
4.4	SPRACOVANIE NAMERANÝCH DÁT.....	41
5	VÝSLEDKY	43
5.1	RELIABILITA – SVALOVÁ SILA.....	43
5.2	RELIABILITA – BEH.....	45
5.3	VZŤAH SVALOVEJ SILY A BEHU	46
5.4	VYJADRENIE SA K HYPOTÉZAM	48

6	DISKUSIA.....	50
6.1	VZŤAH SVALOVEJ SILY PLANTÁRNYCH A DORZÁLNYCH FLEXOROV A VARIABILITY PREVEDENIA BEHU	50
6.2	RELIABILITA PARAMETROV CHARAKTERIZUJÚCICH SVALOVÚ SILU PLANTÁRNYCH A DORZÁLNYCH FLEXOROV	51
6.3	RELIABILITA PARAMETROV CHARAKTERIZUJÚCICH VARIABILITU PREVEDENIA BEHU	53
7	ZÁVER	55
8	ZHRNUTIE	56
9	SUMMARY	58
10	REFERENČNÝ ZOZNAM	60

Zoznam použitých skratiek

GRF – reakčná sila podložky (*ground reaction force*)

VR – vnútorná rotácia

FFS – kontakt predonožím

MFS – kontakt stredonožím

RFS – kontakt zadonožím

BMI – *body mass index*

3D – trojdimenzionálny

2D – dvojdimenzionálny

ID – izokinetická dynamometria

RTD – vývoj momentu sily (*rate of torque development*)

PT – maximálny moment sily (*peak torque*)

AV – priemerný moment sily (*avarage torque*)

RMS – kvadratická chyba zrýchlenia (*root mean square*)

ICC – vnútrotriedny koeficient korelácie

1 ÚVOD

Beh je veľmi častá forma cvičenia, ktorá môže byť vykonávaná rekreačne aj profesionálne (Souza, 2016). Už staršie štúdie dokazujú úzky vzťah medzi fyzickou aktivitou a množstvom ochorení zahŕňajúcich choroby srdca, hypertenziu, obezitu a osteoporózu. Niektoré štúdie poukazujú na fakt, že pravidelné aeróbne cvičenie znižuje riziko vzniku týchto ochorení. Týmto sa rekreačný beh, s jeho prístupnosťou a nízkymi nákladmi, rozšíril medzi bežnú populáciu, čo na druhú stranu viedlo k nárastu počtu poranení spojených s behom (Baltich, Emery, Stefanyshyn & Nigg, 2014).

Zistilo sa, že pri bežekom poranení sú dôležité rôzne rizikové faktory. Väčšinou je vznik poranení podmienený nadmerným zaťažením spolu s anatomickými a biomechanickými faktormi (de David, Carpes & Stefanyshyn, 2015). Baltich et al. (2014) považujú za jeden z vnútorných faktorov svalovú silu dolných končatín.

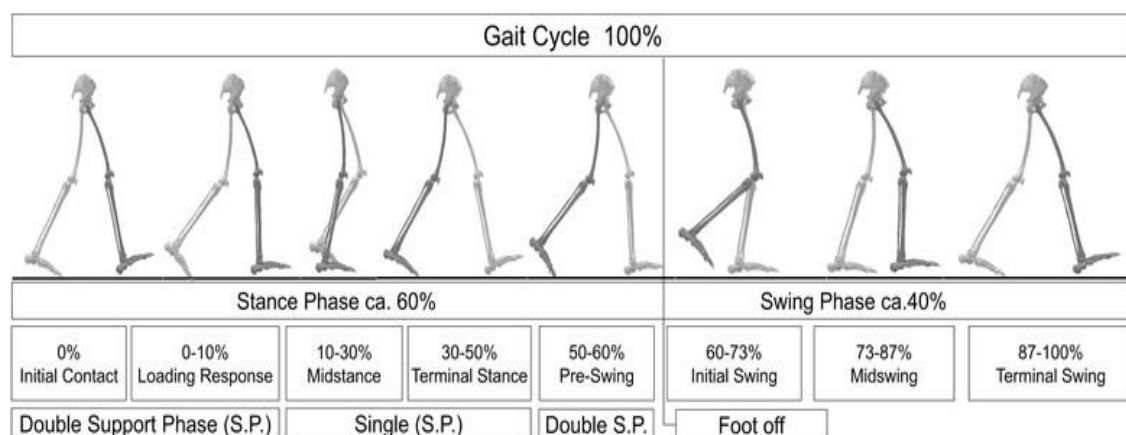
Dnešný jednoduchý prístup k diagnostickým prostriedkom nás vedie k lepšej diagnostike a prevencii poranenia. V tejto práci bude určený vzťah svalovej sily plantárnych a dorzálnych flexorov a variability prevedenia behu, čo môže slúžiť ako jeden z diagnostických prostriedkov v rámci lepšej prevencie poranení dolnej končatiny počas behu.

2 TEORETICKÉ POZNATKY

2.1 BIOMECHANIKA BEHU

Beh je cyklické opakovanie pohybu dolných končatín (Yamazaki, Ohta, & Ohgi, 2012) a prebieha v uzavretom kinematickom reťazci (Baltich et al., 2014).

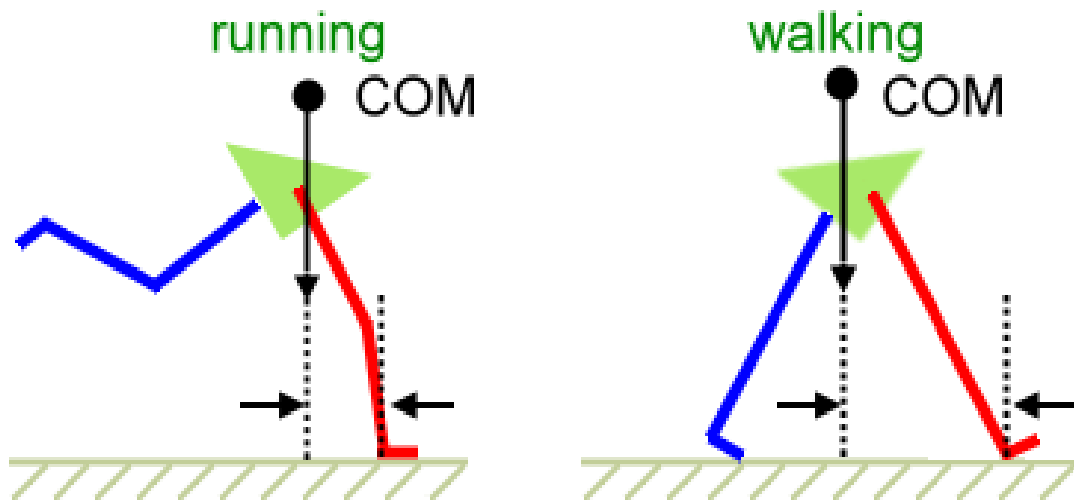
Podľa autorov Perry a Burnenfield (2010) je beh prirodzené rozšírenie chôdze, ktoré má isté odlišnosti. Na lepšie pochopenie biomechaniky behu je dôležité pochopiť krokový cyklus. Beh aj chôdza zahŕňajú pohyby najmä v sagitálnej a frontálnej rovine (de David, Carpes & Stefanyshyn, 2015). Krokový cyklus je rozdelený na dve fázy – opornú a švihovú, ktoré sa ďalej rozdeľujú na jednotlivé obdobia. Kontaktom päty (*heel strike, initial contact*) o podložku začína oporná fáza (*stance phase*). Nastáva obdobie postupného zaťažovania (*loading response*) do polozenia celej plosky nohy (*foot flat*), po ktorom nasleduje obdobie strednej opory (*mid stance*) a končí odlepením päty od podložky (*heel off*). Obdobie aktívneho odrazu (*active propulsion*) je dôležité k pohybu vpred. Dochádza k pasívnemu odlepeniu nohy (*preswing*) a končí zdvihnutím špičky (*toe off*). Švihová fáza (*swing phase*) sa delí na obdobie zahájenia švihu (*initial swing*), obdobie stredného švihu (*mid swing*) a konečného švihu (*terminal swing*) (Vařeka & Vařeková, 2009). Jednotlivé fázy krokového cyklu sú zobrazené na obrázku 1.



Obrázok 1. Jednotlivé fázy krokového cyklu (Merker et al., 2015).

Zatiaľ čo Vařeka a Vařeková (2009) v krokovom cykle rozdeľujú fázu dvojitej opory a fázu jednej opory, počas behu fáza dvojitej opory nie je. Pri behu rozdeľujeme dve funkčné obdobia: stojná fáza a letová fáza, ktorá v sebe zahŕňa ďalšie tri fázy:

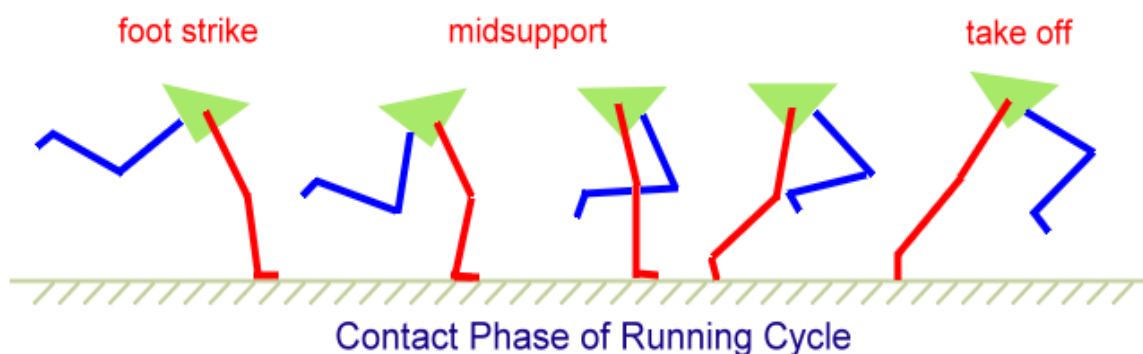
počiatočný let, stredný švih a konečný let. Dve letové fázy odlišujú chôdzu od behu. Počas letovej fázy sa ani jedna končatina nedostáva do kontaktu s podložkou. Vznikajú skrátene stojné fázy a švihové fázy sa v porovnaní s chôdzou predlžujú (Perry & Burnenfield, 2010). Stojná fáza pri chôdzi trvá 60% a švihová 40% krokového cyklu (Whittle, 2014), ktorá sa pri behu mení na pomer 35:65 stojnej ku letovej fáze (Perry & Burnenfield, 2010). Každá perióda má fázu dvojitej opory, ktorá je asi 10%, avšak táto hodnota kolíše s rýchlosťou. S väčšou rýchlosťou sa začína švihová fáza predlžovať a stojná fáza s dvojitou oporou sa skracujú. Definitívny rozdiel medzi chôdzou a behom nám určuje fáza dvojitej opory. Keď dôjde k jej vymiznutiu, pohyb považujeme za beh (Whittle, 2014). Podľa autorov Barr a Harrast (2005) sa stojná fáza mení z 60% opory na približne 30%. Počas tejto skrátenej fázy sa zvyšujú požiadavky na chodidlo, pretože sa musí rýchlo meniť z pevnej štruktúry počas prvotného kontaktu, aby sa zabránilo vybočeniu kolena, na pružné chodidlo, ktoré sa prispôsobí povrchu zeme a potom zase späť do pevnej štruktúry na prenesenie síl do aktívneho odrazu. Obdobia počas behu sú podobné obdobiám krokového cyklu chôdze, ale stojná fáza je skrátaná do troch fáz. Obdobie postupného zaťažovania zahrňuje rovnaké diania ako pri chôdzi, ale majú rozdielne veľkosti. Obdobie strednej opory je krátky prechodný interval. Konečný stoj je posledná zaťažovacia perióda (Perry & Burnenfield, 2010). Na obrázku 2 je znázornená poloha priemetu ťažiska do podložky (COG) a ťažiska (COM) pri behu s porovnaním s chôdzou. Pri kontakte dolnej končatiny je chodidlo pred COM tela, ale vzdialenosť chodidla a COG je kratšia pri behu. So zvýšenou rýchlosťou behu sa vzdialenosť znižuje (Chai, 2005). Podľa Nigga, MacIntosha a Mestera (2000) rýchlosť behu väčšinou začína pri hodnote 2,0 – 5,0 m.s⁻¹, zatiaľ čo podľa Hamilla a Knutzena (2006) sa rýchlosť pohybuje od 1,7 do 4,0 m.s⁻¹. Zároveň platí, že každý jedinec má svoju preferovanú rýchlosť, pri ktorej začne behať namiesto rýchlej chôdze. Rýchlosť chôdze, pri ktorej jedinca prechádzajú plynule do behu je vyššia ako rýchlosť, z ktorej preferujú prechod naspäť do chôdze (Hamilla & Knutzen, 2006). Zmeny rýchlosti a zmeny súvisiace s pohybom končatín ovplyvňujú svalové sily zmenou svojej veľkosti a mechanickej výhody reakčnej sily podložky (GRF). Pri zvýšení rýchlosti, z chôdze do behu, sa zvýši zaťaženie na kolenný a bedrový kĺb v sagitálnej rovine. Pri prechode z chôdze do behu dochádza k zväčšeniu plantárnej flexie a inverzie členku, extenzii a abdukcii kolena, zatiaľ čo sa flexia a vonkajšia rotácia kolena znižujú (de David, Carpes & Stefanyshyn, 2015).



Obrázok 2. Vzďalenosť priemetu ťažiska do podložky od kontaktnej dolnej končatiny počas behu (vľavo) a počas chôdze (vpravo) (Chai, 2005).

2.1.1 Stojná fáza

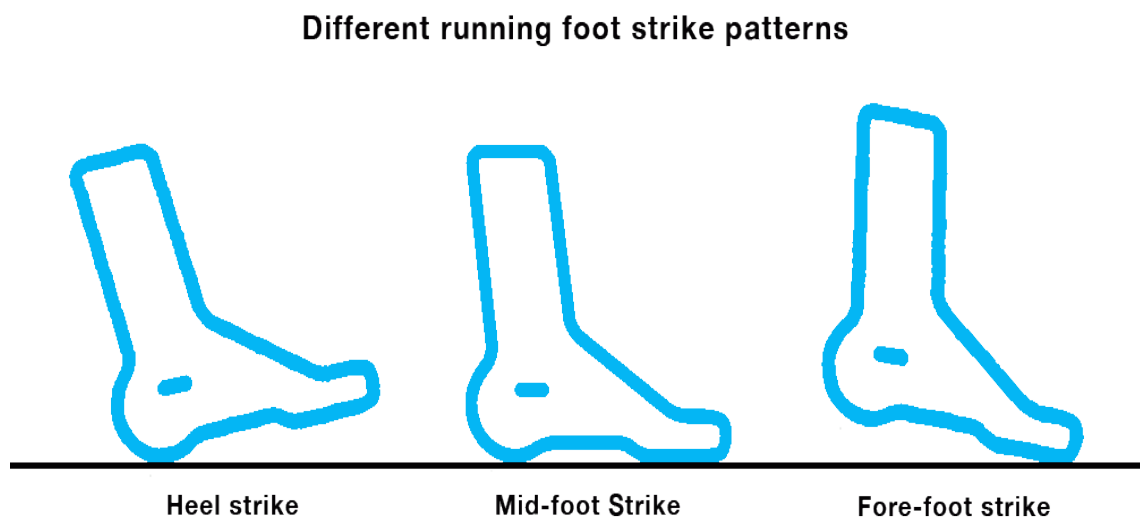
Stojná fáza začína prvotným kontaktom chodidla s podložkou. Hlavná úloha dolnej končatiny počas stojnej fázy je stabilita a pohltenie nárazu po dopade na podložku (Perry & Burnenfield, 2010). Táto fáza reprezentuje asi 40 % bežeckého krokového cyklu behu, ale u elitných bežcov sa skrakuje (Puleo & Milroy, 2014), približne na 30 % (Barr & Harrast, 2005). V tejto fáze dominuje tvorba mechanickej energie pomocou svalových síl medzi počiatočným a stredným stojom, zatiaľ čo počas letovej fázy musia pôsobiť iné vnútorné sily na prenos mechanickej energie medzi segmentmi (Yamazaki, Ohta & Ohgi, 2012) (obrázok 3).



Obrázok 3. Stojná fáza bežeckého cyklu (Chai, 2005).

Na definovanie individuálneho dopadu nohy sa používa časť nohy (topánky), ktorá je prvá v kontakte so zemou (Mercer & Horsch, 2015). Typy dopadov sú kategorizované do troch hlavných skupín (obrázok 4) (Souza, 2016):

- kontakt predonožím (*fore foot strike – FFS*),
- kontakt stredonožím (*mid foot strike – MFS*),
- kontakt zadonožím (*rear foot strike – RFS*).



Obrázok 4. Jednotlivé typy dopadov. Vľavo kontakt zadonožím, v strede kontakt stredonožím, vpravo kontakt predonožím (Ellerton, 2018).

Zadonožie pozostáva z calcaneu, talu a z príslušných mäkkých tkanív, stredonožie sa skladá z ossa cuneiformia, os naviculare a ossis cuboidea a predonožie sa skladá z metatarzov a článkov prstcov (Barr & Harrast, 2005). Pri analýze sa na klasifikáciu využíva pravidlo troch tretín (Obrázok 5) (Mercer & Horsch, 2015). Zadná tretina je klasifikovaná ako zadonožie, stredná ako stredonožie a predná ako predonožie. Toto pravidlo je všeobecne uznávané a klasifikovateľné (Liebl, Willwacher, Hamill & Brüggemann, 2014; Mercer & Horsch, 2015). Daud et al. (2012) tvrdia, že existujú aj *toe strikers* (bežci dopadajúci len na palec), ktorí sa nikdy nedotknú pätou podložky. Tento typ sa využíva od určitej rýchlosti a záleží na povrchu, obuvi a únave bežca.

Využíva sa najmä vo vyšších rýchlostiach a je veľmi zriedkavý u diaľkových bežcov. Tento typ v práci nebude ďalej rozširovaný, keďže sa využíva vzácné.



Obrázok 5. Ukážka pravidla troch tretín. Vľavo proximálna tretina – kontakt zadonožím, v strede stredná tretina – kontakt stredonožím a vpravo distálna tretina – kontakt predonožím (Kirby, 2014).

2.1.1.1 Bežci s kontaktom zadonožím

Asi 70-90 % bežcov používa kontakt zadonožím (Perry & Burnenfield, 2010). Bežec väčšinou dopadá s chodidlom pred kolenom a bedrovým kĺbom. Kolenný kĺb je v extenzii a členok v abdukcii a miernej inverzii. Na začiatku stojnej fázy dopadá dolná končatina na podložku v dorzálnej flexii v členkovom kĺbe (Perry & Burnenfield, 2010). Po náraze dôjde k rýchlej plantiflexii a členok sa pohybuje do everzie (Daud et al., 2012). Inklináčny uhol (uhol medzi podrážkou topánky a povrchom zeme počas počiatočného kontaktu) pri dopade päty na podložku hrá dôležitú úlohu. Podľa Souzy (2016) je väčší inklináčny uhol nežiaduci, pretože môže zvyšovať energiu, ktorá sa

následne absorbuje smerom do kolenného kĺbu. Zároveň vzniká väčšia vertikálna sila podložky a väčší brzdný impulz počas behu. Veľmi veľký inklináčny uhol pri dopade päty na podložku je nežiaduci a spojený s rizikom vzniku poranení dolnej končatiny. Po dopade päty na podložku sa následne členok pohybuje do plantárnej flexie, aby sa chodidlo mohlo dostať do kontaktu s podložkou (Perry & Burnenfield, 2010). Podľa autorov Huang, Lin, Kuo a Liao (2011) väčšia kontaktná plocha stredonožia počas fyzickej aktivity naznačuje nedostatočnú podporu klenby, ktorá je spojovaná s nestabilným členkom. Po tom, čo je celé chodidlo v kontakte s podložkou, sa členok pohybuje opäť do dorzálnej flexie a zároveň sa predkolenie posúva smerom dopredu cez fixované chodidlo. Táto dorziflexia je súčasťou celkovej pronácie nohy (Perry & Burnenfield, 2010). Noha sa pohybuje do everzie od chvíle kontaktu s podložkou do fázy stredného stoja a zároveň predkolenie rotuje do vnútra (Pohl, Messenger & Buckley, 2007). Všetky tri komponenty pronácie nohy sa súčasne objavujú od asi 20 do 50 % stojnej fázy (Perry & Burnenfield; 2010). Podľa Ferbera a Macdonalda (2014) v prvej polovici stojnej fázy prebieha pronácia, čo považujú za kombináciu dorzálnej flexie členku, everzie stredonožia a abdukcie predonožia. Pronácia napomáha zmierniť šok pri náraze so zemou tým, že rozšíri dopad na celý povrch chodidla v strednej časti opernej fázy (Puleo & Milroya, 2014). Vo všeobecnosti sa jedná o vnútorný mechanizmus na zabránenie preťaženia dolnej končatiny počas prirodzenej flexie kolena (Rabiei, Eslami, & Movaghar, 2016). Pri nedostatočnej pronácii v strednej časti stojnej fázy je chodidlo menej pripravené zmierniť náraz dopadu nohy. Vzniká to preto, že v kontakte so zemou je len krajná časť chodidla. Tento typ biomechanického pohybu môže viesť k chronickému napätiu Achillovej šľachy, záťaži zadnej časti lýtka, bolesti mediálnej strany kolena a napätia iliotibiálneho traktu. Súčasne môže viesť k bolesti holene, poraneniu zadnej časti lýtka a bolesti strednej časti lýtka kvôli vnútornej rotácii predkolenia. Pronácia nohy je nevyhnutný a ochranný mechanizmus pretože jednak prispôsobuje nohu nerovným povrchom, ale i zmierňuje nárazové sily. Taktiež pripravuje nohu na resupináciu po odlepení päty. Dochádza k tomu tak, že roluje nohu dovnútra, čo dovoľuje prvému metatarzu dostať sa do kontaktu s povrchom (Ferber & Macdonald, 2014). Vrchol dorziflexie v členku (20°) a flexia kolena (40°) a bedrového kĺbu (25°) sú dosiahnuté v strede stojnej fázy. V tomto momente je ťažisko tela vertikálne vo svojej najnižšej pozícii a váha tela je priamo nad chodidlom (Perry & Burnenfield, 2010). Po strednej fáze opory by sa noha mala stať rigidnejšou a prejsť do supinácie. Pri prolongovanej pronácii sa zvyšuje riziko poranenia, pretože na dolnej

končatine vznikajú veľké rotačné momenty (Ferber & Macdonald, 2014). Pronácia je menšia v obuvi v porovnaní na boso od 5 do 50 % stojnej fázy (Rabiei, Eslami, & Movaghar, 2016).

Flexia kolena je spojená s vnútornou rotáciou tibie. Existuje priama súvislosť medzi stupňom pronácie a vnútornej rotácie (VR) tibie pre bežcov, ktorí využívajú kontakt chodidla zadonožím. Pri tomto štýle je normálne väčšia everzia ako tibiálna VR a ich pomer je 1,2 a 1,8. To znamená, že každá VR tibie je spojená s približne 1,2 až 1,8 stupňami everzie. Väčšia miera pronácie je priaznivá počas behu ak je v normálnych fyziologických limitoch a nepokračuje po obdobie strednej opory. Po tejto fáze je nevyhnuté, aby sa noha stala rigidnou, čiže prešla do supinácie, pričom tibia a talus rotujú externe a zadonožie rotuje do inverzie, na prípravu na odlepenie palca od podložky (Ferber & Macdonald, 2014). Počas behu sa predpokladalo, že everzia zadonožia a flexia kolena vedú predkolenie do vnútornej rotácie, zatiaľ čo extenzia kolena vyvoláva vonkajšiu rotáciu predkolenia. Preto ak zadonožie začne rotovať v inom momente počas stojnej fázy než začne extenzia kolena, vzniknú protichodné sily pôsobiace na proximálnych a distálnych koncoch tibie. Tento antagonistický vzťah môže zvýšiť napätie na mäkkých tkanivách v oblasti kĺbov (Pohl, Messenger & Buckley, 2007).

2.1.1.2 Bežci s kontaktom stredonožím

Dopady nohy s kontaktom stredonožím sú veľmi variabilné (Daoud et al., 2012). Kontakt stredonožím sa uvažuje vtedy, keď päta a špička dopadajú na podlahu v rovnakom momente (Lieberman, Venkadesan, Werbel, Daoud, D'Andrea, Davis, Mang'Eni & Pitsiladis, 2010). Kontakt stredonožím väčšinou používajú bežci, ktorí používali kontakt zadonožím pri behu na boso kvôli diskomfortu pri dopade na pätu (Boyer, Rooney & Derrick, 2014).

Väčšina autorov sa zaoberá kontaktom predonožím a kontaktom zadonožím a pri komparatívnych štúdiách berú do skupiny bežcov s kontaktom stredonožím spolu s bežcami s kontaktom predonožím (Boyer, Rooney & Derrick, 2014; Lieberman et al., 2010; Nordin, Dufek, & Mercer, 2015). Bežci s kontaktom stredonožím teda nebudú ďalej v tejto práci rozvádzaní.

2.1.1.3 Bežci s kontaktom predonožím

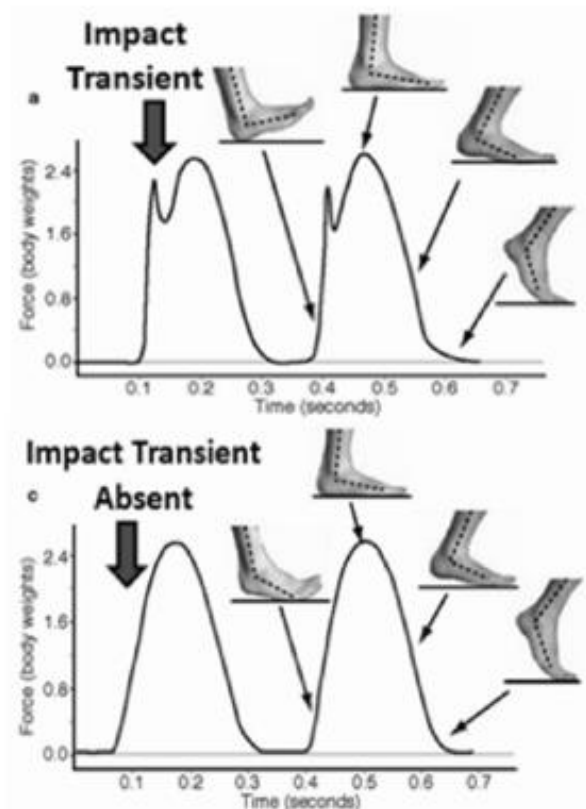
U FFS bežcov sa ukazuje odlišná mechanika ako u RFS bežcov (Stackhouse, Davis & Hamill, 2004). FFS bežec dopadá s kolenom vo väčšej flexii a s členkom v plantárnej flexii. Kontakt s podložkou je väčšinou v oblasti hlavičky štvrtého alebo piateho metatarzu (Daoud et al., 2012). Prieskum uvádza, že kontakt s predonožím využíva 27 % mužov a 39 % žien (Stackhouse, Davis & Hamill, 2004). Typické využitie kontaktu predonožím je u šprintérov. Beh s kontaktom predonožím sa vykazuje vyššími hodnotami momentov sily pri pohybe členku v sagitálnej rovine (Williams, McClay & Manal, 2000). Počas krátkeho obdobia nárazu bežec zároveň evertuje a dorziflektuje chodidlo (Daud et al., 2012). Zatiaľ čo bežci s kontaktom zadonožím dopadajú asi v 5 stupňovej inverzii zadonožia s následnou 10 stupňovou everziou počas obdobia strednej opory. Bežci s kontaktom predonožím majú podobné hodnoty everzie počas obdobia strednej opory s porovnaním s bežcami s kontaktom zadonožím, ale pri kontakte s povrchom dochádza k väčšej inverzii, ktorá má za dôsledok väčšiu následnú everziu (Stackhouse, Davis & Hamill, 2004).

U FFS bežcov je na ovládanie plantiflexie v členku na začiatku stojnej fázy nevyhnutné silnejšie lýtkové svalstvo (Daoud et al., 2012). Túto hypotézu potvrdzujú aj Liebl et al. (2014) a tvrdia, že FFS bežci majú väčšiu maximálnu voľnú kontrakciu plantárnych flexorov ako RFS bežci. Podľa Arampatzis, De Monte, Karamanidis, Morey-Klapsing, Stafilidis a Brüggemann (2006) majú bežci, ktorí využívajú úspornejší typ behu, väčšiu silu v plantárnych flexorov a väčšiu tuhosť aponeurózy m. triceps surae. FFS bežci potrebujú silnejšie svaly v oblasti chodidla, takže nárazové sily vyvolané kontaktom predonožím sú menšie (Daoud et al., 2012). Podľa autorov Yong, Silder a Delp (2014) nebol nájdený výrazný rozdiel v svalovej aktivite m. tibialis anterior medzi FFS a RFS bežcami.

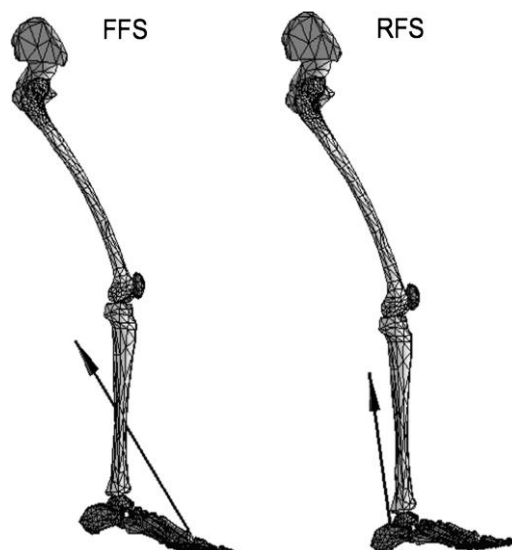
Pri šprinte počas stojnej fázy sú hamstringy aktivované proti momentu flexie bedrového kĺbu a extenzie kolena. Tým vyprodukovujú propulzívnu silu smerom dopredu. Moment sily pri extenzii bedrového kĺbu počas terminálnej švihovej fázy sa považuje za dôležitý na získanie vysokej rýchlosti (Higashihara, Nagano, Ono & Fukubayashi, 2015).

Viacerí autori tvrdia, že beh s kontaktom predonožím je lepší na prevenciu poranení dolnej končatiny (Daud et al., 2012; Lieberman et al., 2010; Yong, Silder &

Delp, 2014). Podľa Liebermana et al. (2010) je FFS štýl behu prirodzenejší z hľadiska evolučného vývoja, pretože bosí bežci majú tendenciu používať FFS štýl. Zatiaľ čo podľa Mercera a Horscha (2015) nie je nevyhnutné aby bežci používali tento vzor behu, hoci nárazové sily sú menšie v porovnaní s kontaktom zadonožím. Na základe ich štúdie dochádza k rozdielnej kinematike behu, ale úspora energie počas behu je rovnaká pri FFS a RFS behu. Podľa ich výskumu je zrejmé, že nárazová sila je ovplyvnená inými faktormi ako typom kontaktu s podložkou a nie je jasné, či FFS beh prináša nejaké výhody v prevencii úrazov oproti RFS behu. Podľa Nordin et al. (2015) pri FFS behu je tibiálne zrýchlenie zmiernené členkovým kĺbom, čo u RFS nie je. Z toho vyplýva, že RFS je väčšie vertikálne tibiálne zrýchlenie. RFS dopady typicky vytvárajú GRF na začiatku stojnej fázy, zatiaľ čo FFS tiež generujú náraz, ale nie je jasný jeho vrchol (Daud et al., 2012) (obrázok 6). RFS bežci sa musia opakovane vyrovnávať s nárazovou silou vertikálnej zložky reakčnej sily podložky. Náhla nárazová sila sa 1,5 – 3 krát rovná hmotnosti tela počas prvých 50 ms stojnej fázy (Lieberman et al., 2010). MFS môže spôsobiť širokú škálu nárazov, od vysokých po nízke, v závislosti na kooperácii členku a kolena (Daud et al., 2012). Avšak podľa autorov Boyer, Rooney a Derrick, (2014) posteriorná a mediálna zložka GRF počas dopadu u FFS bežcov smeruje výsledný vektor paralelne k podložke počas prvých 10 % stojnej fázy (obrázok 7) v porovnaní RRS, takže vznikajú väčšie šmykové sily. Je všeobecne známe, že kosti sú slabšie v strihu než v kompresii. Táto posteriorná (brzdná) a mediálna sila vzniká na základe rýchlej zmeny v rýchlosti a v smere ťažiska nohy. Počas FFS dopadu ťažisko tesne pred dopadom chodidla zrýchľuje dopredu. Pritom ako sa členok dostane do dorziflexie sa ťažisko spomalí až zastaví. Dopredu sa znovu začne pohybovať počas propulzie. Toto je vyvážené protichodnou silou a prejaví sa to ako náraz. U RFS ťažisko nemení smer a pohybuje sa zozadu dopredu (Boyer, Rooney & Derrick, 2014).



Obrázok 6. Vertikálna zložka reakčnej sily podložky. Hore kontakt zadonožím, dole kontakt predonožím (Powers, 2016).



Obrázok 7. Výsledná orientácia vektora GRF pre FFS (vľavo) a RFS (vpravo) pri 7 % stojnej fáze (Boyer, Rooney & Derrick, 2014).

Keďže pohyby v kolennom kĺbe sú podobné pri oboch dopadoch, budú prebrané spoločne napriek tomu, že pri RFS bežcoch sa znižuje rýchlosť flexie kolena a zvyšuje sa rýchlosť extenzie kolena v porovnaní s FFS bežcami (Stackhouse, Davis & Hamill, 2004). Vo všeobecnosti normálny vrchol flexie v kolennom kĺbe by nemal presiahnuť 45° v období strednej opory. Ak je uhol menej ako 45° je redukovaná absorbcia nárazu a tým pádom je väčšie riziko vzniku poranenia dolnej končatiny. Patelofemorálny syndróm môže byť spojovaný s flexiou menej ako 40° (Souza, 2006). Pri únave sa zmenší rozsah pohybu v kolennom kĺbe v sagitálnej rovine, čo spôsobí tuhosť kolenného kĺbu počas prvotného kontaktu, a tým sa zníži schopnosť absorbovať energiu podložky. Dolná končatina sa takto stane náchylnejšia k poraneniám. Tento menší rozsah v kolennom kĺbe je sprevádzaný pocitom neistoty spôsobeným únavou (Savvas, Smaragdia, Irene, Theofilos, Bassa, & Haralabos, 2011). Pri väčšej rýchlosti je kolenný kĺb vo väčšej flexii a potrebuje udržať stabilitu pomocou vnútorných svalových síl počas obdobia strednej opory. Vyššie priemerné hodnoty reakčnej sily podložky a väčší rozsah pohybu a kratšia stojná fáza vyúsťuje vo väčší moment sily v kĺbe (de David, Carpes, & Stefanyshyn, 2015).

Podľa Souzy (2016) vertikálne postavená alebo flektovaná tibia umožňuje bežcovi lepšie rozptýliť sily pri dopade cez flektované koleno. Extendovaná tibia je spojovaná s poraneniami, ktoré vznikajú následkom nárazov. Extendovaná tibia je považovaná ak je pri dopade maloelus lateralis pred kolenným kĺbom.

Aby sa zachovala správna pozícia kolena a patelofemorálneho kĺbu musí bedrový kĺb rotovať dovnútra, zatiaľ čo tibia je rotovaná so zadnou časťou nohy dovnútra (Ferber & Macdonald, 2014). Redukovaná extenzia bedrového kĺbu počas konečného letu sa vyskytuje u rekreačných bežcov, čo je spojované s redukovanou flexibilitou m. iliopsoas. Optimálna extenzia bedrového kĺbu počas behu je priemerne 10 stupňov, ale je to stále diskutovaná téma (Souza, 2006).

2.1.2 Letová fáza

Letová fáza je definovaná od odlepenia chodidla po kontakt tej istej dolnej končatiny (Yamazaki, Ohta & Ohgi, 2012) (obázok 8). Svalová aktivita u RRF a FFS sa líši len u neskoršej letovej fázy a pri kontakte so zemou, pretože len tu nastáva výraznejší kinematický rozdiel (Yong, Silder & Delp, 2014).



Obrázok 8. Letová fáza bežeckého cyklu (Chai, 2005).

Počas letovej fázy sa členok z 30 stupňovej plantárnej flexie dostáva do dorzálnej flexie v stojnej fáze. Do päť stupňovej dorziflexie sa dostane na konci konečného letu. Kolená sa pohybuje z úvodnej flexie 13° počiatku letu, pričom maximum dosiahne v strede letovej fázy (103°), pohybuje sa do extenzie, zatiaľ čo zaujme 10° flexie v kolennom kĺbe, ktorá je zachovaná pri dopade na podložku (Perry & Burnenfield, 2010).

Na konci letovej fázy u RRF bežcov je členok dorziflektovaný (Arendse, Noakes, Azevedo, Romanov, Schwellnus & Fletcher, 2004), taktiež ako u prvotného kontaktu (Lieberman et al., 2010). Zatiaľ čo u FFS bežcov je členok na konci letovej fázy v neutrálnej pozícii (Arendse et al., 2004) a na podložku dopadne v plantárnej flexii (Lieberman et al., 2010). Z toho vyplýva, že FFS bežci majú pri konečnom lete výrazne nižšiu aktivitu m. tibialis anterior ako RRS bežci (Yong, Silder & Delp, 2014). Na základe toho, že u FFS dopadá členok v plantárnej flexii (Lieberman et al., 2010), je tu predpoklad, že by mala byť vyššia aktivita plantárnych flexorov. Avšak podľa autorov Yong, Silder a Delp (2014) je aktivita vyššia len v mediálnom a laterálnom m. gastrocnemius. V prípade m. soleus nie sú výrazné rozdiely vo svalovej aktivite v porovnaní s RFS. Avšak podľa autorov Nishida, Hagio, Kibushi, Moritani a Kouzaki (2017), ktorí skúmali svalové synergie počas FFS a RFS je rozdiel v aktivite m. tibialis anterior v synergiách aktivovaných tesne pred dopadom dolnej končatiny. Takže aktivačné modely boli rozdielne v timingu, trvaní a veľičiny maximálnej aktivity.

Hamstringy sa zapojujú na konci švihovej fázy, čo je pravdepodobné na spomalenie extendujúceho sa lýtka. Predpokladá sa, že aktivácia laterálnych hamstringov je rovnaká počas stojnej i švihovej fázy. Podľa Higashihara, Nagana, Ona a Fukubayashiho, (2015), ktorí skúmali rozdiely v aktivácii mediálnych a laterálnych

hamstringov na šprintéroch je aktivácia laterálnych hamstringov pred a po kontakte päty vysoká, zatiaľ čo aktivita mediálnych hamstringov je najvyššia počas neskorej stojnej fázy a v strednej švihovej fáze. Poznatky o zapojení hamstringov nás privádzajú k tomu, že v oblasti laterálnych hamstringov nachádzame väčší výskyt poranení (Hansen, Einarson, Thomson, & Whiteley, (2017). Pri únave dochádza k väčšej aktivite m. biceps femoris počas behu. Vysoké hodnoty EMG aktivácie v m. biceps femoris môžu byť spojené s faktom, že m. biceps femoris reaguje na svalovú únavu adekvátnou flexiou, aby sa zachoval pohyb (Savvas et al., 2011). Podľa autorov Yong, Silder a Delp (2014) nie sú signifikantné rozdiely v svalovej aktivite m. recuts femoris u RFS a FFS počas neskorej letovej fázy.

Počas konečného letu hamstringy fungujú ako extenzory bedrového kĺbu. Hamstringy musia pracovať excentricky aby došlo k extenzii v bedrovom kĺbe a zároveň dochádza k flexii kolena, ktoré excentricky spomaľuje švih lýtky smerom dopredu (Higashihara, Nagano, Ono, & Fukubayashi, 2015).

Bedrový kĺb je v 10 stupňovej extenzii až do konca stojnej fázy. Začiatkom stredného švihu sa rýchlo dostáva do flexie, pričom dosahuje 30 stupňov v poslednej tretine tejto fázy (Perry & Burnenfield; 2010).

Energia produkovaná svalovými silami je dominantná medzi prvotným kontaktom a obdobím strednej opory. Počas letovej fázy na prenos mechanickej energie pôsobia iné vnútorné sily. Vnútorná sila v kolennom kĺbe počas letovej fázy generuje odstredivú silu v lýtku, takže moment sily v kolennom kĺbe je malý v porovnaní s vnútornou silou. Pochopenie mechanizmu prenosu pomocou vnútorných síl vedie k ekonomickejšim formám behu, ktoré predchádzajú poraneniám a zvyšujú výkonnosť bežcov. Ak by sme chceli zrýchliť švihovú fázu s minimálnou svalovou silou v kolennom kĺbe je treba zvýšiť uhlovú rýchlosť v stehne na získanie odstredivej sily, ktorá vygeneruje ťahovú silu na rotáciu lýtky (Yamazaki, Ohta, & Ohgi, 2012).

2.2 PORANENIA A ICH VZNIK

Najbežnejšie poranené kĺby pri behu sú koleno, členok a chodidlo (Ramskov, Nielsen, Sørensen, Parner, Lind, & Rasmussen, 2016). Z nich sa približne 42 % poranení vyskytuje na kolene a asi 40 % na chodidle a členku (de David, Carpes, & Stefanyshyn, 2015). Podľa Fourcheta et al. (2012) sa výskyt poranení v oblasti predkolena a nohy pohybuje v rozmedzí od 9,0 – 32,2 % do 5,7 – 39,3 %. Priemerný čas na zotavenie z úrazu je 72 dní a podiel poškodených bežcov, ktorí podstupujú konzervatívnu liečbu je 10,7 %, zatiaľ čo 4,7 % podstúpi chirurgickú terapiu (Ramskov et al., 2016). Podľa autorov Barr a Harrast (2005) majú najčastejšie problémy s chodidlami maratónci. Ich vysoká prevalencia je spojená s bolesťami chodidiel v celej populácii. Vo všeobecnosti má problém s chodidlom až 80 % populácie. Chodidlo je jediná štruktúra tela, ktorá je neustále v kontakte so zemou.

Etiológia zranení je multifaktoriálna. Väčšinou je vznik poranení podmienený nadmerným zaťažením spolu s anatomickými a biomechanickými faktormi (de David, Carpes & Stefanyshyn, 2015). Kauzálne základy pre bežecké zranenia často obsahujú vnútorné faktory – biomechanické abnormality, prechádzajúce zranenia, pohlavie a body mass index (BMI) a vonkajšie faktory – topánky, flexibilitu, stabilitu jadra a intenzitu trvania a frekvenciu tréningov (Daoud et al., 2012). Kluitenberg et al. (2015) skúmali výskyt a rizikové faktory vzniku poranenia u začínajúcich bežcov. Tieto rizikové faktory sú vyšší vek, vyššie BMI, predošlé muskuloskeletálne ťažkosti počas športov a nedostatok predošlej skúsenosti s behom. Zvýšené BMI a vyšší vek má predpoklad k rozvoju plantárnej fascitídy (Barr & Harrast, 2005). Baltich et al. (2014) za vnútorné rizikové faktory považujú svalovú silu, kinematiku a kinetiku behu. Bolo zistené, že slabá svalová sila plantárnych flexorov je spojovaná so zvýšeným výskytom tendinopatie Achillovej šľachy, ktorá sa považuje za najčastejšie bežecké poranenie (Mahieu, 2007). Podľa autorov Barr a Harrast (2005) sa u pacientov s tendinitídou Achillovej šľachy vyskytuje väčšia pronácia, obmedzená pohyblivosť subtalárneho kĺbu a obmedzená dorziflexia v členku. Znížená sila plantárnych a dorzálnych flexorov v členku je spojená s narušením rovnováhy, pádmi a poruchami chôdze (Hussain & Frey-Law, 2016).

Jedným z rizikových faktorov vzniku poranenia je únava. Pri svalovej únave dochádza k zmene schopnosti svalov tlmiť náraz, čo je predpokladaný faktor na vznik

mnohých poranení (Fourchet et al., 2012). Autori Van Middelkoop, Kolkman, Van Ochten, Bierma-Zeinstra & Koes (2008) skúmali poranenia dolnej končatiny u bežcov mužského pohlavia. Najčastejším bežeckým zranením počas maratónu boli svaly v oblasti predkolenia (33,9%). Toto poranenie vzniklo na základe únavy. Mizrahi, Verbitsky a Isakov (2000) skúmali únavu plantárnych a dorzálnych flexorov počas dlhodobého behu a došli k záveru, že u m. tibialis anterior sa výrazne znížila svalová aktivita po dvadsiatej minúte v porovnaní po piatich minútach behu. Na m. gastrocnemius neboli zaznamenané žiadne významné zmeny, takže autori predpokladajú, že kvôli výslednej nerovnováhe medzi týmito svalmi je väčšie riziko vzniku stresových zlomenín. U športovcov bolo zaznamenaných 72 % stresových zlomenín spojených s behom, z čoho približne 50 % boli v oblasti medzi mediálnou a distálnou tretinou tibie. Niektoré štúdie, ktoré sa zameriavali na ultramaratóny a diaľkové behy ukazujú typické poranenia v oblasti šliach dorzálnych flexorov členku. Najčastejšie sú to tendinitídy a tendosynovialitídy. Tento vznik je spojený s príliš veľkým excentrickým zaťažením, avšak podrobný mechanizmus poranenia členku nie je úplne jasný. Tendinitídy a tendosynovialitídy v oblasti m. tibialis anterior sú spôsobené prevažne zvýšeným tréningom najmä v stúpajúcom a klesajúcom teréne (Fourchet et al., 2012). Podľa autorov Gottschall a Kram (2005) beh v klesajúcom teréne vyvoláva väčšie poranenia chodidla a členku ako beh po rovine, pretože dochádza k väčším excentrickým kontrakciám. Na druhej strane v behu v stúpajúcom teréne sú využívané hlavne lokomočné svaly, ktoré spotrebovávajú väčšie množstvo energie, čo má za následok vyššie metabolické vyčerpanie. Aj podľa autorov Barr a Harrast (2005) je slabosť plantárnych flexorov členku spojovaná s plantárnou fascitídou. Porucha excentrického zaťaženia umožňuje silám prenesenie do oblasti úponu plantárnej fascie, zatiaľ čo u tendinitídy Achillovej šľachy sa predpokladá, že m. triceps surae kvôli únave nedokáže absorbovať energiu a chrániť šľachu pred preťažením.

Medzi ďalšie poranenia spojené so znížením svalovej sily patrí výskyt patelofemorálneho syndrómu. Vzniká na základe zníženia svalovej sily m. quadriceps femoris a hamstringov. Ďalej znížená svalová sila adduktorov bedrového kĺbu je spojovaná s možnosťou poranenia dolnej končatiny (Baltich et al., 2014). Snyder, Earl, O'Connor a Ebersole (2009) tvrdia, že dysfunkcia svalov v oblasti bedrového kĺbu je spojená s distálnymi pohybmi dolných končatín a môže byť príčinou poranení ako je

napr. podvrtnutie členku, patelofemorálny syndróm a bezkontaktné poranenie predného skríženého väzu. K poraneniu vedie slabá dynamická addukcia a vnútorná rotácia bedrového kĺbu, abdukcia kolena a vnútorná rotácia tibie. Pohyby v bedrovom kĺbe sú dôležité pri kontakte zadonožím.

Rice, Nunns, House, Fallowfield, Allsopp a Dixon (2013) skúmali inverzné poranenia členku počas behu na boso na základe zvýšeného mediálneho plantárneho tlaku. V závere potvrdzujú, že vysoký tlak v oblasti prvého metatarzu a mediálne koncentrovaný tlak počas behu s kontaktom zadonožím sú rizikovými faktormi na vznik inverzného poranenia členku. Toto tvrdenie potvrdzujú aj Willems, Witvrouw, Delbaere, De Cock & De Clercq (2005), ktorí vo svojej štúdií dokazujú, že mediálne koncentrovaný tlak počas bežeckej stojnej fázy je spojený s inverzným poraním členku u mladých zdravých dospelých jedincov. Toto bolo preukázané počas troch okamžikoch stojných fáz: v okamihu prvého kontaktu metatarzov so zemou, v momente prvého kontaktu všetkých metatarzov a tesne pred odlepením päty od podložky.

Nielsen, Nohr, Rasmussen a Sørensen (2013) sa domnievajú, že existuje vzťah medzi bežeckým harmonogramom a rizikom vzniku špecifických poranení. Konkrétne patelofemorálna bolesť, iliotibiálny syndróm a patelárna tendinopatia sú spojené s ubehnutým množstvom kilometrov, zatiaľ čo tendinopatia Achillovej šľachy, poranenie m. gastrocnemius a vznik plantárnej fascitídy sú spojené s rýchlosťou behu.

Predpokladá sa, že chôdza prináša menšie mechanické zaťaženie a preto sa často odporúča ako forma cvičenia pre začiatočníkov, ktorí začínajú s kondičným programom alebo sa zotavujú po muskuloskeletálnom poranení. Rýchlejšia chôdza sa požíva k zvýšeniu intenzity tréningu a je odporúčanou alternatívou behu (de David, Carpes & Stefanyshyn, 2015). Zaťaženie počas behu je dvakrát také veľké ako počas chôdze. Kvôli zrýchleniu sa zväčšuje zaťaženie dolnej končatiny (Bravo-Aguilar, Gijon-Nogueron, Luque-Suarez & Abian-Vicen, 2016). Beh aj chôdza zahŕňajú pohyby v kĺboch hlavne v sagitálnej rovine. Zaťaženie kĺbov vo frontálnej alebo transverzálnej rovine je spojené s rizikom poranenia. Napríklad väčšia vonkajšia addukcia kolena zodpovedá zvýšenému zaťaženiu na mediálnom kompartmente proximálnej tibie. Načasovanie je ďalší faktor mechanického zaťaženia (de David, Carpes & Stefanyshyn, 2015).

Autori Fukuchi, Stefanyshyn, Stirling, Duarte a Ferber (2014) tvrdia, že bol zaznamenaný zvýšený počet poranení medzi staršími bežcami. Za starších bežcov vo svojom výskume považujú jedincov vo veku 55-71 rokov. Väčší počet poranení môže byť čiastočne vysvetlený zmenami v muskuloskeletálnej funkcii, ako je strata svalovej sily a pohyblivosti kĺbov a tiež v zmene v biomechaniky behu spojennej so starnutím. U starších bežcov sa preukázalo zmenšenie rozsahu pohybu v bedrovom, kolennom a členkovom kĺbe spolu s väčšou abdukciou v kolene a vertikálnym zaťažením v porovnaní s mladšími bežcami. Medzi ďalšie biomechanické faktory u starších bežcov patrí zväčšený silový impulz pri abdukcii kolena, väčšia reakčná sila podložky a zmenšený rozsah pohybu v kĺboch (Fukuchi et al., 2016). Barr a Harrast (2005) tvrdia, že u starších bežcov častejšie nachádzame tendinopatiu Achillovej šľachy. Podľa histologických prieskumov ide o degenerácie a narušenie kolagénnych vlákien, takže to vyzerá ako degeneratívny proces. Pokiaľ dôjde k ruptúre Achillovej šľachy dochádza k zmene pohybovej kinematike behu a dochádza ku kompenzačnému mechanizmu. Koleno sa dostáva do hyperextenzie počas prvotného kontaktu na základe svalového oslabenia v svalovo-šľachovom aparáte m. triceps surae. To vedie k riziku vzniku ďalších poranení počas bežeckých aktivít. Vyhýbanie sa strečingu Achillovej šľachy a deficitu v sile plantárnych flexorov vedie k zmene pohybovej kinematiky (Jandacka, Silvernail, Uchytíl, Zahradník, Farana & Hamill, 2017).

Fredericson a Moore (2005) tvrdia, že nedostatočná koordinácia v hlbokom stabilizačnom systéme vedie k menej účinným pohybom, kompenzačným pohybom, napätiu a zraneniu.

2.3 TERAPIA A PREVENCIA BEŽECKÝCH PORANENÍ

Bežecké zranenia zahŕňajú krátkodobú alebo dlhodobú bolesť a nepohodlie. Krátkodobá bolesť je spôsobená okamžitými účinkami úrazu. Dlhodobé účinky zahrňujú zníženie fyzickej aktivity a osteoartritídu po akútnom zranení. Pri dlhodobých účinkoch sa zvyšujú náklady na zdravotnú starostlivosť, preto je dôležité zamerať sa na prevenciu poranenia (Baltich et al., 2014).

Intervenčné programy so zameraním na prevenciu bežeckých poranení sa najčastejšie zacielujú na posilnenie bedrového kĺbu s predpokladom, že dôjde k zníženiu nadmerných pohybov a momentov v ostatných kĺboch (Baltich et al., 2014; Snyder et al., 2009). Tento prístup sa považuje za prístup „zhora nadol“ (*top down*), ktorý má predpoklad zvýšenie svalovej sily v oblasti bedrového kĺbu a tým zmenšenie nadmerných pohybov v kĺbe a jeho zaťaženia (Baltich et al., 2014). Podľa Snyder at al. (2009) posilňovanie abduktorov a vonkajších rotátorov v oblasti bedrového kĺbu vedie k zmene zaťaženia kĺbov dolných končatín. Podľa ich štúdie sa rozsah everzie v zadonoží, vnútornej rotácie v bedrovom kĺbe a abdukcia kolena zmenšila po šesť týždňovom posilňovacom programe. Avšak podľa autorov Willy a Davis (2011) posilňovanie svalov v oblasti bedrového kĺbu nevedlo k redukcii nadmerných pohybov v kĺbe a momentov síl vo frontálnej alebo transverzálnej rovine počas behu. Jedným z možných vysvetlení môže byť, že protokoly boli zamerané na posilnenie proximálneho bedrového kĺbu. Preto by sa mal zaradiť prístup „zdola nahor“ (*ground up*), pri ktorom je hlavným zameraním posilnenie svalových štruktúr v oblasti členku. Tieto zmeny v oblasti členku ovplyvnia mechaniku v oblasti kolena a bedrového kĺbu. Cvičenia by sa mali čo najviac podobat' konkrétnemu športu aby sa telo malo možnosť prispôbiť. Beh prebieha v uzavretom kinematickom reťazci, takže izolované posilňovanie bedrového kĺbu nevedie k zmene v kinematike kĺbov dolných končatín (Baltich et al., 2014). Na prevenciu poranenia dolnej končatiny bol vyvinutý i funkčný rovnovážny tréning (Myer, Ford, Palumbo & Hewett, 2005). Vo svojom tréningovom programe autori zaznamenali zníženie nadmerných kĺbných momentov a pohybov a tiež znížený výskyt poranení pri športe. Funkčný rovnovážny tréning sa bežne používa u pacientov s chronickou instabilitou v členku a po opakovaných podvrtnutiach členku (Baltich et al., 2014).

Barr a Harrast (2005) tvrdia, že hlavný biomechanický problém u plantárnej fascitídy je znížená dorziflexia, takže doporučujú strečing m. triceps surae a zároveň strečing plantárnej fascie cez dorziflexiu prstcov a chodidla. Prospektívna randomizovaná štúdia, ktorá zahrňovala 100 pacientov, ktorí trpia chronickou plantárnou fascitídou najmenej 10 mesiacov porovnávala dve skupiny. V prvej skupine pacienti vykonávali strečing Achillovej šľachy pomocou vlastnej váhy a v druhej skupine manuálny strečing plantárnej fascie. Obe skupiny dosiahli zmenšenie bolesti a zlepšenie funkcie, ale skupina, ktorá robila strečing plantárnej fascie sa zlepšila výraznejšie (Digiovanni, Nawoczenski, Lintal, Moore, Murray, Wilding & Baumhauer, 2003).

Rehabilitácia pri tendinitíde Achillovej šľachy sa zameriava na opravu biomechanických porúch a excentrického posilňovania m. triceps surae (Barr & Harrast, 2005). Öhberg, Lorentzon a Alfredson (2004) sledovali pomocou ultrazvuku pacientov s tendinitídou Achillovej šľachy, ktorí boli liečení excentrickým posilňovaním lýtkových svalov. Po terapii sa ukázalo, že došlo k normalizácii štruktúry šľachy u väčšiny pacientov (19 z 26). Všetci pacienti okrem troch sa klinicky významne zlepšili a došlo k zníženiu bolesti a k schopnosti dosiahnutia počiatočného stavu. Podľa Baltich et al. (2014) je slabosť plantárnych flexorov spojovaná s výskytom tendinopatie v oblasti Achillovej šľachy. Preto navrhli izolované cvičenie na posilnenie malých svalov v oblasti členkových kĺbov. Tie sú viac prispôsobené na predvádzanie malých a rýchlych posturálnych zmien bez väčšej námahy. Použitie týchto menších stabilizačných svalov namiesto veľkých svalov s veľkou pákou zvyšuje kĺbnu stabilitu a znižuje zaťaženie kĺbov.

Daoud et al. (2012) skúmali odraz nohy a výskyt úrazov u vytrvalostných bežcov a došli k záveru, že všetci bežci sú vystavení riziku vzniku poranenia a neexistujú žiadne špeciálne opatrenia, aby im bolo možné predchádzať. Podľa ich analýzy je dôležité venovať pozornosť kinematike prevedenia behu a nie bežeckej obuvi. Toto tvrdenie podporuje aj Willems et al. (2004) a doporučuje, aby bol zámer na kinematiku chôdze a biomechaniku nohy v rámci prevencie pri podvrtnutím členku. Liebl et al. (2014) tvrdia, že podľa niektorých trénerov a bežcov beh s kontaktom s predonožím vedie k posilneniu biologických štruktúr obklopujúcich komplex nohy a členku, a teda majú ochranný charakter pri typických bežeckých poraneniach. Toto tvrdenie skúmali aj Daoud et al. (2012) a došli k záveru, že bežci s kontaktom

zadonožím mali vyššie riziko opätovného stresového poranenia tibie a stresových zlomenín kostí dolných končatín ako tí, ktorí mali kontakt predonožím.

2.4 ANALÝZA BEHU

Pritom ako popularita behu stále rastie, narastá aj potreba preskúmať individuálnu techniku a biomechaniku behu (Maykut, Taylor-Haas, Paterno, DiCesare & Ford, 2015). Podľa Souzy (2016) by biomechanická analýza behu mala byť neoddeliteľnou súčasťou programov zameraných na prevenciu bežeckých zranení, ako aj programov zameraných na rekonvalescenciu po úraze. Štandardné analýzy behu ponúkajú objektívne merania biomechanických faktorov, ktoré môžu spôsobovať poranenie u bežcov. Najčastejšie analyzované sú tri kinematické premenné – kontralaterálny pokles panvy, addukčný uhol bedrového kĺbu a abdukčný uhol kolena (Maykut et al., 2015). Janura a Záhalka (2004) medzi kinematické metódy radia goniometriu, akcelerometriu, stroboskopiou, systémy pracujúce na elektromagnetickom princípe, systémy využívajúce akustické senzory a optoelektronické systémy. Pri sledovaní behu sa spracováva signál z rôznych zdrojov a výsledkom sú súradnice bodov, ktoré umožňujú výpočet kinematických veličín.

2.4.1 Kinematická analýza pohybu

Zlatým štandardom využívaným pre analýzu behu na výskumné a klinické účely je trojdimenzionálna (3D) kinematická analýza (Maykut et al., 2015). Niektoré premenné vyžadujú špičkovú techniku, ako sú prístrojové bežecké pásy a 3D systémy na snímanie pohybu (Souza, 2016). Podľa Jandačky (2011) predstavuje 3D kinematická analýza s kombináciou merania vonkajších síl pre biomechaniku spôsob merania mechanického výkonu pri ľudskom pohybe. Nevyhnutnou podmienkou pri 3D analýze je, že každý vyhodnocovaný bod musí byť viditeľný minimálne z dvoch kamier. Každá kamera je spojená pomyselnou spojnicou so značkou na ľudskom tele. Za ideálnych podmienok by sa tieto spojnice z rôznych kamier mali spojiť v jednom bode (Janura a Záhalka, 2004). Keďže náklady na takéto vybavenie sú vysoké, na klinické účely a zachytenie kinematických abnormalít sa môže použiť i dvojdimenzionálna (2D) kinematická analýza (Maykut et al., 2015). Dvojdimenzionálna videografická analýza patrí medzi postupy, ktoré nám umožňujú získať kvantitatívne dáta a zároveň charakterizujú polohu vybraných bodov na ľudskom tele. Doplnená je o trvalý obrazový (grafický) záznam. Typickým príkladom využitia 2D analýzy záznamu je meranie charakteristík bežeckého kroku. Meria sa kroková frekvencia, dĺžka kroku a rýchlosť behu (Janura a Záhalka, 2004). Prostredníctvom 2D alebo 3D súradníc môže byť

stanovená rýchlosť, a zrýchlenie sa môže vypočítať z časových derivácií a rýchlosti (Higginson, 2009). Pri vykonávaní videografickej analýzy sa doporučuje použiť minimálne 2 pohľady, ktoré sú na seba kolmé. Užitočné môžu byť aj priblížené zábery na chodidlo a členok (Souza, 2016). Maykut et al. (2015) tvrdia, že 2D softvér môže byť s adekvátnou presnosťou použitý na sledovanie zmien v mechanike behu pacienta a na hodnotenie premenných vo frontálnej rovine ako alternatívna metóda namiesto 3D kinematografickej analýzy. Tieto tvrdenia podporujú aj Dingenen et al. (2018) a dopĺňajú, že 2D videokinematografická analýza sa môže využiť na hodnotenie kontralaterálneho poklesu panvy a addukcie bedrového kĺbu počas behu.

2.4.1.1 Optoelektronické a kamerové systémy

Optoelektronické systémy používajú optické senzory na určenie súradníc bodu (Janura, Vařeka, Lehnert & Svoboda, 2012). Tieto systémy väčšinou využívajú pasívne značky, ktoré svetlo odrážajú (reflexné značky) alebo aktívne značky, ktoré emitujú svetlo (svetelné diódy) (Higginson, 2009). Využitie digitálnej videokamery sa s rozvojom technológií znižuje, a to hlavne pre analýzu prevádzaní v laboratórnych podmienkach. Nenahraditeľné ostávajú pre terénne meranie ako napr. záznam pohybu vo výkonnostnom a vrcholovom športe (Janura et al., 2012). Podľa Higginsona (2009) sú optické systémy presné, ale majú svoje obmedzenia. Sú náchylné k oklúzii značiek, ak je ich nedostatok a zároveň nedostatok kamier.

2.4.1.2 Akcelerometre

Akcelerometria patrí medzi kinematické metódy a umožňuje merať zrýchlenie pomocou akcelerometrov (Janura & Záhalka, 2004). Avšak podľa autorov Janura et al. (2012) je táto metóda zaradená na pomedzí kinematických a kinetických metód. V posledných rokoch sa zvýšil záujem o využitie akceleromterov (obrázok 9) na kvantifikáciu ľudského pohybu (Lindsay, Yaggie & McGregor, 2016). Podľa počtu akcelerometrov je možné merať zrýchlenie v jednej ose, v rovine alebo priestore. Pomocou troch akcelerometrov, ktorých osy sú na seba kolmé, dokážeme určiť zrýchlenie v troch smeroch (Janura a Záhalka, 2004). Akcelerometre sa využívajú napríklad na kvantifikovanie nárazov dolnej končatiny počas chôdze alebo behu, na hodnotenie efektu vložiek a obuvi, na hodnotenie nárazov jednotlivých telesných segmentov a na skúmanie účinkov únavy medzi bežeckými štýlmi (Higginson, 2009). Poskytujú nám informácie o prevedení pohybu z nepretržitého sledovania údajov

zachytených vo vysokých frekvenciách. Využívajú sa najmä na charakteristiku krokového cyklu. U bežcov sa používajú na charakteristiku pohybových vzorov a na rozdiel vo výdaji energie u trénovaných a netrénovaných bežcov. Akcelerácia je spojená s ekonomikou behu a charakteristikou pohybu. To znamená, že tieto uvedené vlastnosti zariadenia nám umožňujú posudzovať tieto vzťahy s menej nákladným laboratórnym vybavením (Lindsay, Yaggie & McGregor, 2016).



Obrázok 9. Akcelerometer Tringo™ IM. (Anonymous, 2018).

Viacere štúdie skúmali reliabilitu a validitu akcelermetrov a ich využitie (Lindsay, Yaggie & McGregor, 2016; Mitschke, Kiesewetter & Milani, 2018; Provot, Chimentin, OudinBolaers & Murer, 2017). Výsledky štúdie autorov Mitschke, Kiesewetter a Milani (2018) ukazujú, že meracie rozsahy akcelerometra ovplyvňujú výsledky. Nízko nastavené meracie rozsahy akcelerometra vedú k nepresným výsledkom u dĺžky kroku, rýchlosti behu a u maximálneho tibiálneho zrýchlenia. Podľa Provot et al. (2017) a Lindsay, Yaggie & McGregor (2016) poskytujú akcelerometre validné a reliabilné dáta v porovnaní s ostatnými kinematickými systémami.

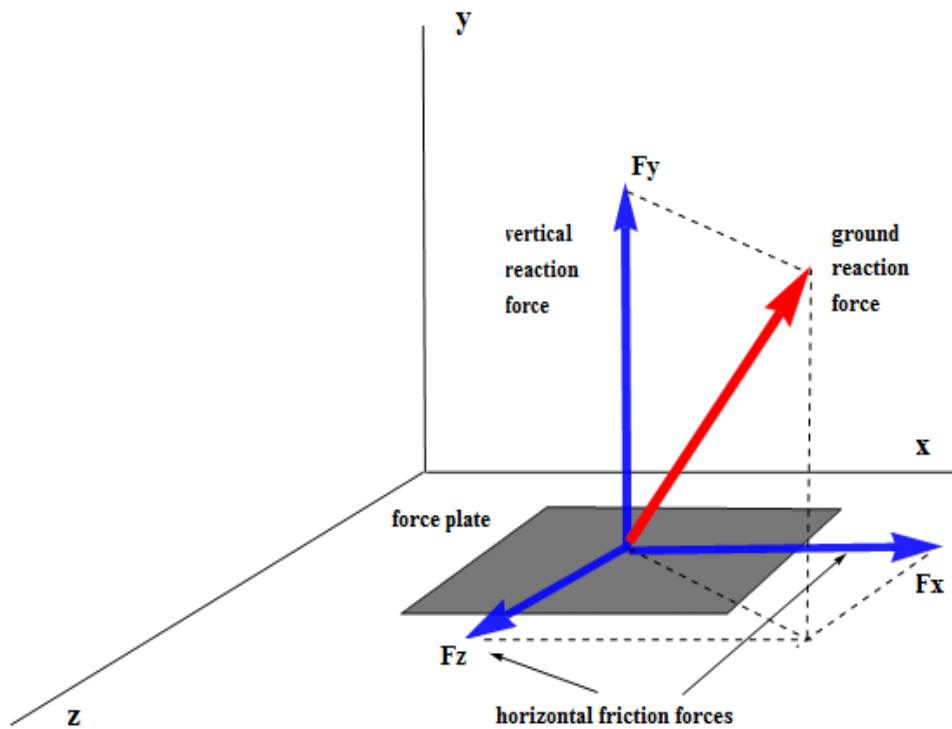
2.4.2 Kinetická analýza pohybu

Zatiaľ čo sa kinematika zaoberá skúmaním pohybu, kinetika sa zaoberá vysvetľovaním príčiny tohto pohybu (Jandačka, 2011). K výpočtu kinetiky ľudského kĺbu je potrebná inverzná dynamika. Inverzná dynamika nám umožňuje stanoviť výsledné sily, momenty síl a mechanické výkony v jednotlivých kĺboch na základe znalosti kinematiky a zotrvačných vlastností segmentov ľudského tela. Pre inverznú dynamiku potrebujeme poznať okrem kinematiky, informácie o vonkajších silách, ktoré pôsobia na ľudské telo (Jandačka, 2011). Kinetická analýza pohybu používa meranie

silových parametrov (vonkajšie a vnútorné sily) a veličín z nich odvodených na kvantifikáciu pohybovej činnosti. Informáciu o základných silových schopnostiach nám poskytuje dynamometria. Pre detailnejšiu analýzu potrebujeme určenie závislosti sily na čase $F(t)$, ktoré je výstupom pri použití dynamografie. Základným prístrojovým vybavením pre určovanie tejto závislosti sú silové (tenzometrické, piezoelektrické) plošiny (Janura et al., 2012).

2.4.2.1 Silové plošiny

Silová plošina je základným prístrojom používaným pre meranie GRF. Sú najčastejšie využívané na posúdenie posturálnej stability v statických i dynamických podmienkach a na hodnotenie výbušnej sily dolných končatín, čo sa dá určiť nepriamo na základe výšky vertikálneho výskoku za predpokladu, že čím vyššie jedinec vyskočí, tým má väčšiu svalovú silu (Janura et al., 2012). Na meranie kontaktných síl medzi chodidlom a podložkou počas stojnej fázy sa používajú silové plošiny. Informácie z nich sa využívajú na kvantifikáciu nárazových síl, propulzívnej a brzdnnej sily a na zmeny v pohybe pôsobiska reakčnej sily podložky (COP) (Higginson, 2009). GRF získaná zo silovej plošiny má tri zložky (obázok 9): vertikálnu, mediolaterálnu reakčnú silu a anterioposteriornú (Jandačka, 2011). Z praktického hľadiska sa využijú tieto tri zložky reakčnej sily, dve súradnice počiatku vektoru a moment sily k vertikálnej ose (Janura et al., 2012). Vlastnosti reakčnej sily podložky počas pohybu sa používajú v klinických štúdiách. Sily vyvíjané na podložke sú široko používané fyzioterapeutmi a ortopédmi na porozumenie funkčných odpovedí na neinvazívne chirurgické intervencie, neurológmi na pochopenie centrálnej nervovej sústavy prostredníctvom efektorov a športovými vedcami, ktorí analyzujú mechanické predpovede zranenia (Pavei, Seminati, Storniolo & Peyré-Tartaruga, 2017). Reakčné sily potrebujeme poznať, aby sme mohli stanoviť moment síl v kĺbe a následný mechanický výkon (Jandačka, 2011). Na rýchle zhromažďovanie dát reakčných síl podložky bol vyvinutý prístrojový bežecký pás, ktorý umožňuje kontrolovať rýchlosť behu (Higginson, 2009). Tieto bežecké pásy merajú len vertikálnu komponentu reakčnej sily podložky. Bežecký štýl môže byť iný na bežeckom páse a na rozdielnom povrchu zeme (Pennone, Mezêncio, Amadio & Serrão, 2016). Podľa Higginsona (2009) sa za nevýhodu silových plošín považuje využitie len v laboratórnych podmienkach a je pri nich obmedzený počet krokov, z ktorých sa dajú zaznamenávať dáta.



Obrázok 9. Zložky reakčnej sily podložky (GRF). F_y – vertikálna zložka, F_z – anterioposteriorná zložka, F_x – mediolaterálna zložka (Anonymous, 2012).

2.4.2.2 Dynamická plantografia

Rôzne technologické zariadenia sa využívajú na kvantifikáciu analýzy tlaku v oblasti chodidla (Ramanathan, Kiran, Arnold, Wang & Abboud, 2010). Dynamická plantografia je metóda merania rozloženia tlaku pod ploškou nohy a jeho zmien v čase. Na snímanie rozloženia tlaku sa používa tlaková plošina (Janura et al., 2012). Jej modifikáciu predstavuje technológia uložená v obuvi (Higginso, 2009; Ramanathan et al., 2010), tzv. meracia vložka do topánok (Janura et al., 2012). Je to ľahko použiteľná alternatíva, pomocou ktorej sa dá analyzovať beh. Na rozdiel od silových plošín sú meracie vložky do topánok schopné kvantifikovať distribúciu síl na plantárnom povrchu chodidla a poskytnúť podrobnejšie informácie na zaťaženie chodidla počas behu (Higginson, 2009). Tieto snímače poskytujú možnosť merania vertikálnej zložky sily počas dlhodobých behov (Ramanathan et al., 2009) a odhaliť typické krokové parametre potrebné na analýzu, ako je prvotný kontakt a odlepenie chodidla, ktoré sú nevyhnutné na definovanie stojnej fázy (Catalfamo, Moser, Ghousayni & Ewins, 2008).

2.5 IZOKINETICKÁ DYNAMOMETRIA

Testovanie svalovej sily sa používa na presnú kvantifikáciu tréningu alebo posúdenie účinku terapie, pretože poskytuje údaje pred a po intervencii. Za zlatý štandard testovania svalovej sily sa považuje izokinetická dynamometria (ID) (Manca, Solinas, Dragone & Deriu, 2015). Izokinetika znamená, že sval alebo svalová skupina sa kontrahuje proti kontrolovanému prispôsobujúcemu sa odporu, ktorý spôsobuje, že segment tela sa pohybuje konštantnou uhlovou alebo translačnou rýchlosťou v rámci predom definovanej rýchlosti pohybu (Janura et al., 2012). Svalová činnosť počas izokinetickej kontrakcie môže byť koncentrická alebo excentrická. Koncentrická kontrakcia znamená, že sa sval skracuje proti odporu. Excentrická kontrakcia je brzdná kontrakcia a znamená, že sa sval predlžuje (Čihák, 2011). ID sa používa k hodnoteniu dynamickej voľnej svalovej kontrakcie (Baltzopoulos, 2017). Má využitie najmä v oblasti športu a rehabilitácie (Janura et al., 2012), ale aj na prevenciu úrazov, predpovede výkonov v športe a v základnom výskume mechaniky svalov, šliach a kĺbov (Baltzopoulos, 2017). Podľa Morrisona a Kaminskeho (2007) metóda izolovaného merania izokinetickej sily v členkovom kĺbe môže slúžiť ako skriningový nástroj na zistenie závažnosti poranenia a určenie stavu vrátenia sa k športu.

Izokinetické dynamometry (obrázok 10) sú základným nástrojom na testovanie svalovej sily a špecifického tréningu silovej kapacity (Mueller, Mayer, Baur & Mayer, 2011). Hlavnou výhodou izokinetického modelu testovania je zanedbateľnosť zotrvačnosti a teda možnosť validného testovania maximálnej svalovej sily počas izokinetického pohybu (Baltzopoulos, 2017). V oblasti športu vznikajú isté obmedzenia. Izokinetický dynamometer nekopíruje požadovaný pohyb, takže neexistujú žiadne špecifické izokinetické testy, ktoré kopírujú športové pohyby (v uzavretom kinematickom reťazci, zahrňujúce kinetickú energiu vo viacerých skĺbeniach) (Saldías, Martins, Martin, Rosa, de Mello Roesler & Moré, 2015).



Obrázok 10. IsoMed 2000 (Anonymous, 2018).

Základným parametrom, ktorý testujeme je moment sily, ktorý vyjadruje otáčavý účinok sily produkovanej svalovo šľachovým komplexom pri danej rýchlosti v určitej vzdialenosti od osy otáčania (stredú kĺbu). Parameter môže vyjadrovať maximálny moment sily (*peak torque*, PT) alebo priemerný moment sily (*average torque*, AV) (Janura et al. 2012). Podľa autorov Rezaei et al. (2014) je spoľahlivosť a platnosť izokinetického merania maximálneho momentu sily veľmi vysoká pri veľkých rýchlostiach a dobrá pri nižších rýchlostiach. Ďalšie parametre sú práca, výkon (Manca et al., 2015) a čas (Janura et al., 2012). Práca je určená ako súčin priemerného momentu sily a veľkosti zmeny uhlovej dráhy v danom kĺbe a je ukazovateľom silovej vytrvalosti. Výkon vyjadruje množstvo práce vyprodukovanej za jednotku času, čo nám dáva informáciu o schopnosti rýchlo dosiahnuť odpovedajúcu úroveň sily (Janura et al., 2012). Podľa Manca et al. (2015) sú tieto parametre často zanedbávané. Na základe rozsahu pohybu v kĺboch a požadovanej rýchlosti merania je platnosť a reprodukovateľnosť testovania ovplyvnená účinkami gravitácie a zrýchlením. Na redukcii týchto obmedzení bol oproti klasickým dynamometrom vyvinutý nový softwarový režim izokinetického merania (*isokinetic ballistic mode*; Contrex, CMV AG, Dubendorf, Switzerland) (Mueller et al., 2011).

Testovanie s využitím ID prebieha v základných anatomických rovinách v koncentrickom i excentrickom režime. U izokinetických dynamometrov je možnosť zvoliť tzv. „aktívny mód“, pri ktorom dochádza k excentrickému zaťaženiu svalu, čo je spojené s väčšou tenziou. V tomto prípade je sila vyvíjaná sumou kontrakcií kontraktilných komponent a navyše pasívnym odporom spojeným s pretiahnutím elastickej komponenty šľachy, spojovacieho tkaniva a sarkolémy (Janura et al., 2012). Podľa Rezaei et al. (2014) je testovanie excentrickej antagonistickej svalovej skupiny užitočné na určenie rizika vzniku poranenia.

3 CIELE A HYPOTÉZY

3.1 CIELE

Hlavným cieľom tejto práce je posúdiť vzťah medzi parametrami charakterizujúcimi svalovú silu plantárnych a dorzálnych flexorov a parametrami charakterizujúcimi variabilitu behu.

Dielčie ciele sú:

- 1) určiť reliabilitu parametrov charakterizujúcich svalovú silu plantárnych a dorzálnych flexorov
- 2) určiť reliabilitu parametrov charakterizujúcich variabilitu prevedenia behu
- 3) posúdiť vzťah medzi svalovou silou plantárnych a dorzálnych flexorov a variabilitou prevedenia behu

3.2 HYPOTÉZY

H1: svalová sila plantárnych a dorzálnych flexorov má vplyv na variabilitu prevedenia behu

H2: parametre charakterizujúce svalovú silu plantárnych a dorzálnych flexorov sú spoľahlivé

H3: parametre charakterizujúce variabilitu prevedenia behu sú spoľahlivé

Kritériom pre prijatie H1 je nájdenie aspoň jedného vzťahu štatisticky významného na hladine $p = 0.05$.

Kritériom pre prijatie H2 a H3 je potvrdenie aspoň dostatočnej spoľahlivosti ($ICC > 0,40$) pre všetky premenné.

4 METODIKA

Táto práca bola riešená v rámci projektu s názvom Hodnotenie vplyvu svalovej sily plantárnych a dorzálnych flexorov na úroveň rovnováhových schopností, ktorá prebiehala na Katedre prírodných vied v kinantropológii Fakulty telesnej kultúry UP pod vedením hlavnej riešiteľky Mgr. Lucie Bizovskej.

4.1 CHARAKTERISTIKA VÝSKUMNÉHO SÚBORU

Do výskumu boli zaradených 13 zdravých jedincov bežnej populácie vo veku 22.4 ± 1.5 rokov, s výškou 177.7 ± 7.3 cm a hmotnosťou 73.5 ± 9.5 kg, z toho 9 mužov a 4 ženy. Vylučovacími kritériami pri zaradení do výskumného súboru boli vrcholoví športovci a jedinci, ktorí utrpeli vážny úraz pohybového aparátu počas posledného roku pred testovaním. Ďalej boli vylúčení jedinci, ktorí trpeli vestibulárnymi poruchami, závratmi a boli závislí na alkohole alebo drogách.

4.2 METÓDY ZÍSKAVANIA DÁT

Na získavanie dát sme použili dve metódy – klinické a biomechanické. U klinických metód bola odobraná anamnéza od každého probanda. Pomocou biomechanických metód bola testovaná svalová sila a variabilita prevedenia behu.

4.2.1 Klinické metódy

Anamnéza bola zameraná na pohybové aktivity a zranenia pohybového aparátu probandov, ďalej na ochorenia a lieky, ktoré probandi užívali.

4.2.2 Biomechanické metódy

Meranie svalovej sily prebiehalo pomocou izokinetického dynamometra IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Nemecko) a dynamická stabilita behu bola analyzovaná zo signálov zrýchlenia z akcelerometrov Tringo™ Wireless Systems (Delsys Inc., Natick, MA, USA, vzorkovacia frekvencia 148 Hz). Rýchlosť behu bola

dopočítaná pomocou fotobunkových brán FiTRO Light Gates (Fitronic, Bratislava, Slovensko).

4.3 POSTUP MERANIA

U každého probanda prebehlo testovanie svalovej sily na Fakulte telesné kultury na Katedre prírodných vied v kinantropológii. Meranie prebehlo dvakrát, pričom skúšobné testovanie bolo zaradené kvôli familirizácii s testovacím protokolom a prebehlo 4-7 dní pred samotným testovaním. Počas tejto prvej návštevy si probandi skúsili každý test v plnom rozsahu, pričom ich výsledky neboli zaznamenané. Dáta z druhej návštevy boli zaznamenané a vyhodnotené. Pred každým testovaním bolo zaradené rozcvičenie, ktoré pozostávalo z päť minútovej jazde na stacionárnom bicykli v submaximálnej intenzite, s frekvenciou 70-80 otáčok za minútu s následným desať minútovým dynamickým strečingom dolných končatín a vertikálnymi skokmi. Po rozcvičení nasledovalo samostatné testovanie. Proband ležal na izokinetickom dynamometri v supinovanej pozícii s prekríženými rukami na hrudníku. Chodidlo bolo zafixované pomocou dvoch suchých zipsov tak, aby os otáčania bola v strede laterálneho malleolu. Ďalej bol zaistený hrudník a stehno testovanej nohy pomocou popruhov. Pod koleno bol vložený overball na zabránenie hyperextenzie. Ramená boli zafixované vo ventro-dorzálnom a v kranio-kaudálnom smere. Testovaná bola plantárna a dorzálna flexia v členku v rozsahu z 15° dorzálnej flexie po 35° plantárnej flexie, pričom 0° považujeme polohu, kedy je osa chodidla kolmá na osu predkolenia. Zaznamenali sme 4 možnosti prevedenia pohybu. Pred každým testovaním bolo 3-5 submaximálnych pokusov ako špecifické rozcvičenie a na zoznámenie s požiadavkami testu. Prvá možnosť bola pri uhlovej rýchlosti 30 °.s⁻¹ koncentricko-koncentricky a následne excentricko-excentricky. Všetky tieto maximálne pokusy boli testované trikrát. Ďalšia možnosť prevedenia rovnakého pohybu bola pri uhlovej rýchlosti 120 °.s⁻¹ koncentricko-koncentricky a následne excentricko-excentricky. Pohyby v tejto rýchlosti boli testované päťkrát. Medzi každým opakovaním bola prestávka 15 sekúnd a medzi jednotlivými uhlovými rýchlosťami bolo 90 sekúnd. Testované boli obe dolné končatiny. Medzi testovaním jednotlivých končatín bola zaradená prestávka 2 minúty. Každý z probandov bol inštruovaný k maximálnej sile v celom rozsahu pohybu.

Probandi boli povzbudzovaní verbálnou podporou a vizuálnou spätnou väzbou v reálnom čase na zaistenie maximálneho úsilia.

Meranie variability prevedenia behu bolo realizované vo vnútornej hale atletického štadióna Univerzity Palackého v Olomouci. Test prebiehal na dráhe dĺžky 70 metrov a záznam dát bol prevedený v strede tejto dráhy, v úseku 50 metrov, aby boli z analýzy vylúčené úseky zrýchlenia na začiatku a spomalenia na konci dráhy. Probandi mali na sebe pohodlné športové oblečenie a obuv. Samotnému testovaniu predchádzalo rozcvičenie celého tela, výklus a statický a dynamický strečing dolných končatín v celkovom trvaní 15-20 minút. Variabilita prevedenia behu bola analyzovaná z antero-posteriorného zrýchlenia z akcelerometru Tringo™ Wireless Systems, ktorý bol umiestnený na chrbát do oblasti stavca L5. Meranie bolo prevedené v troch rýchlostiach. Na začiatku bola pre každého jedinca stanovená preferovaná bežecká rýchlosť. Jedinca boli inštruovaní ubehnúť celú dráhu čo najstabilnejším tempom podľa vlastného výberu. V tejto rýchlosti bol beh prevedený v 10 opakovaníach. Medzi opakovaniami bola zaradená prestávka na odpočinok v trvaní 30-90 s. Po odpočinku trvajúcom 10 min s pravidelným preťahovaním horných a dolných končatín bolo rovnakým spôsobom testovaných 5 pokusov v tempe odpovedajúcom 120 % preferovanej bežeckej rýchlosti a následne 5 pokusov v tempe odpovedajúcom 80 % preferovanej bežeckej rýchlosti. Bežecká rýchlosť bola kontrolovaná fotobunkami (FiTRO Light Gates, Fitronic, Bratislava, Slovensko) umiestnenými v stredných 20 metroch bežeckej dráhy. Za správne prevedené pokusy boli považované iba pokusy ubehnuté v rýchlosti odpovedajúcej požadovanej rýchlosti v intervale $\pm 5\%$. Celkom teda probandi v druhej a tretej rýchlosti absolvovali 5-9 pokusov.

4.4 SPRACOVANIE NAMERANÝCH DÁT

Na charakteristiku svalovej sily bol použitý vývoj momentu sily vypočítaný priamo softwarom od výrobcu použitého dynamometru - IsoMed Analyze V.1.0.5 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Nemecko). Ďalšou použitou charakteristikou pre koncentricko-koncentrickú svalovú kontrakciu bol vývoj momentu sily (*rate of torque development*, RTD) v časovej oblasti 0–250 ms od počiatku svalovej kontrakcie. Táto charakteristika bola dopyčovaná len u koncentricko-koncentrickej kontrakcie kvôli

problémom spojeným s určením počiatku svalovej kontrakcie v excentricko-excentrickom režime. Výpočet bol prevedený v prostredí softwaru Matlab (R2017b, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA). Obe premenné boli dopočítané pre každé opakovanie pre každú končatinu samostatne a potom spriemerované medzi končatinami na ďalšiu analýzu.

Analýza signálu z akcelerometru prebehla po manuálnom orezaní signálu na 30 stredných krokov. Signál bol analyzovaný nefiltrovaný. Ako charakteristika variability prevedenia behu bola využitá stredná kvadratická chyba zrýchlenia (*root mean square*, RMS) a parameter entropia (*sample entropy*).

Štatistická analýza pozostávala z dvoch častí. Na overenie reliability využitých charakteristík bol vo všetkých prípadoch využitý vnútrotriedny koeficient korelácie typu ICC(2,1). Dohodnutá interpretácia ICC je nasledovná (Cicchetti, 1994):

- ICC = 0,40 – nízka spoľahlivosť
- ICC = 0,40-0,59 – dostatočná spoľahlivosť
- ICC = 0,60-0,74 – dobrá spoľahlivosť
- ICC = 0,75-1,00 – vysoká spoľahlivosť

Na určenie vzťahu medzi svalovou silou a variabilitou prevedenia behu bol využitý priemer z troch ($30 \text{ }^\circ.\text{s}^{-1}$) alebo piatich ($120 \text{ }^\circ.\text{s}^{-1}$) prevedených opakovaní testov svalovej sily a priemerná hodnota RMS zo všetkých pokusov v každom tempe behu. Shapiro-Wilkov test nepotvrdil normálne rozloženie dát pre všetky premenné, z toho dôvodu bol ďalej v analýze zaradený neparametrický Spearmanov korelačný koeficient. Analýzy boli prevedené na hladine štatistickej významnosti $p = 0,05$ pomocou softwarov Matlab (R2017b, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) a Statistica (v. 12, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA).

5 VÝSLEDKY

5.1 RELIABILITA – SVALOVÁ SILA

V tabuľke 1 je uvedený ICC(2,1) pre koncentrickú a excentrickú svalovú kontrakciu v členku počas plantárnej a dorzálnej flexie pri rýchlostiach $30 \text{ }^\circ \cdot \text{s}^{-1}$ a $120 \text{ }^\circ \cdot \text{s}^{-1}$. Vo všetkých prevedeniach a pre všetky premenné, okrem RTD pri rýchlosti $120 \text{ }^\circ \cdot \text{s}^{-1}$ do dorzálnej flexie koncentrickou kontrakciou, je hodnota ICC(2,1) koeficientu v rozmedzí 0,83 – 0,96 čo značí vysokú spoľahlivosť. Pre RTD pri rýchlosti $120 \text{ }^\circ \cdot \text{s}^{-1}$ do dorzálnej flexie koncentrickou kontrakciou je $\text{ICC}(2,1) = 0,64$, čo odpovedá dobrej spoľahlivosti. ICC(2,1) pre PT koncentrickej svalovej kontrakcie je 0,87 – 0,96, zatiaľ čo pre ICC(2,1) pre PT u excentrickej svalovej kontrakcie je 0,85 – 0,95. ICC(2,1) pre RTD dosahuje celkovo nižšie hodnoty 0,67 – 0,89, ktoré značia dobrú až vysokú spoľahlivosť. Pri rýchlosti $30 \text{ }^\circ \cdot \text{s}^{-1}$ bola zistená vyššia spoľahlivosť ako pri rýchlosti $120 \text{ }^\circ \cdot \text{s}^{-1}$ PT a RTD koncentrickej svalovej kontrakcie ukazuje vyššie hodnoty u dorzálnej flexie ako u plantárnej flexie, zatiaľ čo PT pre excentrickú svalovú kontrakciu ukazuje rovnaké alebo nižšie hodnoty pre plantárnu flexiu.

Tabuľka 1

Popisné charakteristiky a hodnoty ICC(2,1) pre silové parametre

parameter	rýchlosť	pohyb	priemer SD	ICC(2,1)
koncentrická svalová kontrakcia				
PT	30 °.s ⁻¹	dorzálna flexia	0.42 ± 0.09	0.96
		plantárna flexia	1.58 ± 0.32	0.93
RTD	120 °.s ⁻¹	dorzálna flexia	0.30 ± 0.08	0.93
		plantárna flexia	0.91 ± 0.19	0.87
	30 °.s ⁻¹	dorzálna flexia	100.1 ± 24.9	0.83
		plantárna flexia	422.3 ± 121.1	0.89
120 °.s ⁻¹	dorzálna flexia	72.6 ± 17.0	0.67	
	plantárna flexia	308.2 ± 65.9	0.89	
excentrická svalová kontrakcia				
PT	30 °.s ⁻¹	dorzálna flexia	0.72 ± 0.14	0.95
		plantárna flexia	2.43 ± 0.86	0.95
120 °.s ⁻¹	120 °.s ⁻¹	dorzálna flexia	0.76 ± 0.13	0.85
		plantárna flexia	2.09 ± 0.57	0.92

Vysvetlivky: PT – maximálny moment sily, RTD – vývoj momentu sily, SD – smerodajná odchýlka, ICC(2,1) – vnútrotriedny koeficient korelácie

5.2 RELIABILITA – BEH

V tabuľke 2 sú zhrnuté popisné charakteristiky a hodnoty ICC(2,1) pre parametre charakterizujúce beh. Hodnoty ICC(2,1) sa pohybujú v rozmedzí 0,66 – 0,97. Dobrá spoľahlivosť je u PBR, kde sú hodnoty 0,73 pre RMS a 0,66 pre sample entropy. Vysokú spoľahlivosť ukazuje 80 % PBR a 120 % PBR u RMS kde sú obe hodnoty 0,97. U sample entropy sú tieto hodnoty 0,92 pre 80 % PBR a 0,93 pre 120 % PBR, čo takisto značí vysokú spoľahlivosť.

Tabuľka 2

Popisné charakteristiky a hodnoty ICC(2,1) pre parametre popisujúce beh

Rýchlosť	RMS		sample entropy	
	priemer ± SD	ICC(2,1)	priemer ± SD	ICC(2,1)
80 % PBR	0.59 ± 0.10	0.97	0.72 ± 0.12	0.92
PBR	0.63 ± 0.08	0.73	0.76 ± 0.10	0.66
120 % PBR	0.70 ± 0.11	0.97	0.85 ± 0.13	0.93

Vysvetlivky: PBR – preferovaná bežecká rýchlosť, SD – smerodajná odchýlka, ICC – vnútrotriedny koeficient korelácie, RMS – stredná kvadratická chyba zrýchlenia, sample entropy – entropia.

5.3 VZŤAH SVALOVEJ SILY A BEHU

V tabuľke č. 3 sú uvedené Spearmanove korelačné koeficienty medzi behom a svalovou silou, ktoré sa pohybujú od -0,44 do 0,68. Najvyššia hodnota Spearmanovho koeficientu je u excentrickej svalovej kontrakcie pre PT 120 °.s⁻¹ do dorzálnej flexie a sample entropy 120 % PBR ($r = 0,68$), následne pre hodnotu $r = 0,57$, ktorá sa nachádza medzi excentrickou svalovou kontrakciou pre PT 120 °.s⁻¹ do dorzálnej flexie a sample entropy PBR. A ďalšia štatisticky významná je hodnota $r = 0,55$, ktorá sa nachádza u PT 30 °.s⁻¹ do dorzálnej flexie a sample entropy 120 % PBR. Tieto tri hodnoty určujú najtesnejšiu závislosť zo všetkých premenných.

Tabuľka 3

Spearmanove korelačné koeficienty medzi behom a svalovou silou

			RMS		sample entropy			
Pohyb			80 % PBR	PBR	120 % PBR	80 % PBR	PBR	120 % PBR
koncentrická svalová kontrakcia								
PT	30 °.s ⁻¹	dorzálna flexia	-0.26	-0.15	-0.38	0.31	0.25	0.40
		plantárna flexia	-0.05	0.08	0.07	0.19	0.32	0.49
	120 °.s ⁻¹	dorzálna flexia	-0.03	0.25	-0.23	0.06	0.14	0.31
		plantárna flexia	-0.44	-0.30	-0.31	0.25	0.13	0.13
RTD	30 °.s ⁻¹	dorzálna flexia	0.17	0.24	-0.03	0.04	-0.04	0.10
		plantárna flexia	0.03	0.12	0.06	-0.22	-0.42	-0.24
	120 °.s ⁻¹	dorzálna flexia	0.29	0.08	-0.07	0.02	-0.18	0.01
		plantárna flexia	-0.20	-0.08	-0.20	0.01	-0.18	-0.10
excentrická svalová kontrakcia								
PT	30 °.s ⁻¹	dorzálna flexia	-0.35	-0.27	-0.31	0.29	0.48	0.55*
		plantárna flexia	-0.13	-0.01	-0.16	-0.11	-0.04	0.24
	120 °.s ⁻¹	dorzálna flexia	-0.08	-0.01	-0.03	0.21	0.57*	0.68*
		plantárna flexia	-0.06	0.04	-0.16	-0.12	-0.05	0.20

* p < 0.05

Vysvetlivky: PT – maximálny moment sily, RTD – vývoj momentu sily, RMS – stredná kvadratická chyba zrýchlenia, PBR – preferovaná bežecká rýchlosť

5.4 VYJADRENIE SA K HYPOTÉZAM

H1: svalová sila plantárnych a dorzálnych flexorov má vplyv na variabilitu prevedenia behu

Na určenie vzťahu medzi svalovou silou a variabilitou prevedenia behu bol v analýze použitý Spearmanov korelačný koeficient. Kritérium pre prijatie H1 bolo nájdenie aspoň jedného vzťahu štatisticky významného na hladine $p = 0.05$. Toto kritérium bolo splnené u hodnoty $r = 0,68$ a aj u nasledujúcej najvyššej hodnoty $r = 0,57$ a u $r = 0.55$. Hodnota $r = 0,68$ sa nachádza medzi excentrickou svalovou kontrakciou pre PT $120 \text{ }^\circ\text{s}^{-1}$ do dorzálnej flexie a sample entropy 120 % PBR. Hodnota $r = 0,57$ sa nachádza medzi excentrickou svalovou kontrakciou pre PT $120 \text{ }^\circ\text{s}^{-1}$ do dorzálnej flexie a sample entropy PBR a hodnotu $r = 0,55$ nachádzame u PT $30 \text{ }^\circ\text{s}^{-1}$ do dorzálnej flexie a sample entropy 120 % PBR.

Z týchto údajov vyplýva, že svalová sila plantárnych a dorzálnych flexorov má vplyv na variabilitu prevedenia behu a to najviac excentrická svalová sila dorzálnych flexorov pri 120 % PBR a PBR.

H2: parametre charakterizujúce svalovú silu plantárnych a dorzálnych flexorov sú spoľahlivé

Na overenie reliability parametrov charakterizujúcich svalovú silu plantárnych a dorzálnych flexorov bol využitý vnútrotriedny koeficient korelácie typu ICC(2,1). Jeho hodnota sa pohybovala v rozmedzí 0,83 – 0,96 až na jednu výnimku (0,64). Kritériom pre splnenie H2 bola aspoň dostačujúca spoľahlivosť pre všetky premenné. Pre všetky premenné bola spoľahlivosť dobrá až vysoká, čo spĺňa toto kritérium a potvrdzuje túto hypotézu.

H3: parametre charakterizujúce variabilitu prevedenia behu sú spoľahlivé

Na overenie reliability parametrov charakterizujúcich variabilitu prevedenia behu bol taktiež použitý ICC(2,1), ktorého hodnota sa pohybovala v rozmedzí 0,66 – 0,97. Pre prijatie H3 bolo kritériom pre splnenie taktiež aspoň dostatočná spoľahlivosť pre všetky premenné. Spoľahlivosť bola dobrá až vysoká pre všetky premenné, čo potvrdzuje túto hypotézu.

6 DISKUSIA

Táto práca sa zaoberala vzťahom svalovej sily plantárnych a dorzálnych flexorov a variabilitou prevedenia behu, pričom sme sa zamerali aj na určenie reliability parametrov charakterizujúcich svalovú silu plantárnych a dorzálnych flexorov a parametrov charakterizujúcich variabilitu prevedenia behu.

6.1 VZŤAH SVALOVEJ SILY PLANTÁRNYCH A DORZÁLNYCH FLEXOROV A VARIABILITY PREVEDENIA BEHU

Väčšina zahraničných štúdií, skúmajúcich zrýchlenie trupu a beh, sa zameriavala na dáta z videoanalýzy a z akcelerometrov (Kawabata et al. 2013; Auvinet, Gloria, Renault, & Barrey, 2002), zatiaľ čo v našom výskume sme sa zamerali na vzťah svalovej sily plantárnych a dorzálnych flexorov a variabilitou prevedenia behu.

V našom testovaní sme nezaznamenali, aký typ dopadov bežci používali. Predpokladáme, že častejšie sa vyskytuje prvotný kontakt s dopadom päty (Perry & Burnenfield, 2010) a pri šprinte dochádza k prvotnému kontaktu na špičkou (Williams, McClay & Manal, 2000). Autori Bergamini, Picerno, Pillet, Natta, Thoreux a Camomilla (2012) predpokladajú, že výsledky získané v diaľkovom behu s využitím akcelermetrov, automaticky nekorelujú s výsledkami zo šprintu, čo môže byť spojené s jednotlivými typmi dopadov. FFS bežci majú väčšie momenty síl plantárnej flexie na začiatku stojnej fázy ako RFS (Rooney & Derrick, 2013). Yong, Silder a Delp (2014) zaznamenali pomocou EMG zvýšenú aktivitu m. gastrocnemius u FFS bežcov počas neskorej letovej fázy, čo mohlo byť spôsobené oneskorením medzi svalovou aktivitou a svalovou silou. Ďalej zistili výrazné rozdiely v aktivite svalov v oblasti členku, t. j. plantárnych a dorzálnych flexorov, medzi FFS a RFS bežcami počas neskorej letovej fázy. M. tibialis anterior (dorzálny flexor) mal menšiu svalovú aktivitu počas neskorej letovej fázy u FFS v porovnaní s RFS. Počas skorej stojnej fázy nebol zaznamenaný veľký rozdiel. K podobnej aktivite m. tibialis anterior došli aj Shih, Lin, a Shiang (2013). V našom výskume štatisticky významné výsledky boli pri 120 % PBR, ktorú nepovažujeme za šprint, a u PBR, obe u excentrickej dorzálnej svalovej kontrakcie. To znamená, že teoreticky by sa mali zapájať dorzálne flexory excentricky

práve v okamžiku dopady päty na podložku. Z toho dôvodu pohyb trupu súvisí so svalovou akciou v okamžiku dopadu. Pri uhlovej rýchlosti $120 \text{ }^\circ\cdot\text{s}^{-1}$ došlo k štatisticky významným hodnotám u PBR a 120 % PBR, čo môže byť spojené s vyššou rýchlosťou pohybu. Pri uhlovej rýchlosti $30 \text{ }^\circ\cdot\text{s}^{-1}$ boli štatisticky významné hodnoty u 120 % PBR. Z výsledkov štúdií od Kawabata et al. (2013) a Auvinet et al. (2002) vyplýva, že pohyb spodnej časti trupu súvisí so svalovou akciou dorzálnych flexorov v okamžiku dotyku dolnej končatiny s podložkou.

Svalová sila predkolenia je jeden z rizikových faktorov bežeckého zranenia v oblasti členku (Baltich et al., 2014; Hussain & Frey-Law, 2016; Mahieu, 2007). Na prevenciu bežeckých poranení, miesto klasického testovania svalovej sily, môžeme použiť jednoduchú analýzu behu s využitím akcelerometru, čo je metóda časovo a finančne menej náročná. V našich výsledkoch boli štatisticky významné korelácie len pre excentrickú dorzálnu flexiu, pričom v bežekom krokovom cykle sa uplatňujú všetky svalové kontrakcie v rôznych fázach. Z toho vyplýva, že pohyb trupu počas behu koreluje len s excentrickou dorzálnou flexiou, takže nemôže úplne nahradiť komplexné testovanie svalovej sily. V rámci prevencie bežeckých poranení by bolo vhodné zaradiť výskum na väčších súboroch ľudí s rôznymi technikami behu.

6.2 RELIABILITA PARAMETROV CHARAKTERIZUJÚCICH SVALOVÚ SILU PLANTÁRNYCH A DORZÁLNYCH FLEXOROV

Pri meraní svalovej sily pomocou izokinetických dynamometrov môžeme reliabilitu jednotlivých testov porovnávať veľkosťou korelačných koeficientov (ICC) s ohľadom na veľkosť a charakteristiku skupiny (Strejcová, Baláš, Čaba, Kadlec & Süss, 2011). Výhodou ICC koeficientu oproti Pearsonovmu koeficientu je, že ICC koeficient sa môže použiť keď sa porovnáva viac ako jeden opakovací test (Atkinson & Nevill, 1998). Vo väčšine zahraničnej literatúry zaoberajúcej sa izokinetickým testovaním svalovej sily plantárnych alebo dorzálnych flexorov sú výsledky spoľahlivé (Fugl-Meyer, Gustafsson & Burstedt, 1980; Fugl-Meyer, 1981; Holmbäck & Lexell, 2007; Manca et al., 2015; Morrison & Kaminski, 2007). Avšak v jednom prípade (Bergamin et al., 2017) pri meraní na nedominantnej dolnej končatine mali výsledky nízku až dostatočnú spoľahlivosť.

Pri našom testovaní do dorzálnej flexie bola zistená vyššia spoľahlivosť PT pri uhlovej rýchlosti $30 \text{ }^\circ\text{.s}^{-1}$ ($\text{ICC}(2,1) = 0,95 - 0,96$) ako pri vyššej rýchlosti $120 \text{ }^\circ\text{.s}^{-1}$ ($\text{ICC}(2,1) = 0,85 - 0,93$) koncentrickou i excentrickou svalovou kontrakciou. Manca et al. (2015) skúmali tridsať zdravých jedincov pri izokinetickom testovaní dorzálnej flexie v členku v dvoch rýchlostiach – $45 \text{ }^\circ\text{.s}^{-1}$ a $90 \text{ }^\circ\text{.s}^{-1}$. Z ich výsledkov vyplýva, že PT je dobre udržiavaný počas nižšej rýchlosti, takže v oblasti rehabilitácie odporúčajú nižšie rýchlosti. Holmbäck a Lexell (2007) testovali PT do dorzálnej flexie pri uhlových rýchlostiach $30 \text{ }^\circ\text{.s}^{-1}$ a $90 \text{ }^\circ\text{.s}^{-1}$ a podľa ich výsledkov sa môže použiť akákoľvek z týchto rýchlostí. Tieto názory sa mierne líšia, i keď v oboch prípadoch je spoľahlivosť vysoká, takže je možné využiť všetky rýchlosti.

V našom výskume sme zanedbali dominanciu dolných končatín a výsledky boli spriemerované medzi oboma dolnými končatinami. Avšak autori Bergamin et al. (2017) skúmali reliabilitu kolenného a členkového izokinetického a izometrického merania s použitím nového multikĺbneho prístroja (Prima Plus, Easytech, Italy). Výskumu sa zúčastnilo šestnásť starších participantov (16 mužov a 14 žien, priemerný vek 65.2 ± 4.6). Výsledky naznačujú vysokú reliabilitu počas izokinetickej plantárnej a dorzálnej flexie $90 \text{ }^\circ\text{.s}^{-1}$ v pravom členku. Naopak najnižšia hodnota korelácie bola zistená v oblasti ľavého členku medzi izokinetickou dorzálnou flexiou ($\text{ICC} = 0,36$) a izokinetickou plantárnou flexiou ($\text{ICC} = 0,60$). Tieto rozdiely sú vysvetlené na základe dominancie dolnej končatiny, kde väčšina participantov mali dominantnú dolnú končatinu pravú. Autori Holmbäck a Lexell (2007) sa zamerali len na testovanie excentrickej a koncentrickej svalovej sily dominantnej dolnej končatiny a vyšla im vysoká spoľahlivosť ($\text{ICC} = 0,94 - 0,98$).

V štúdiách od Morrisona a Kaminskeho (2007) a Holmbäcka a Lexella (2007) testovali reprodukovateľnosť izokinetického merania v členkovom kĺbe. Holmbäck a Lexell (2007) sa zamerali len na pohyb do dorzálnej flexie, zatiaľ čo Morrison a Kaminski (2007) hodnotili oba pohyby, t. j. plantárnu i dorzálnu flexiu. Morrison a Kaminski (2007) na základe svojho testovania odporúčajú polohu s trupom v 30 stupňovej flexii a v nulovej extenzii kolena. Testovanie prebehlo v rovnakých uhlových rýchlostiach ako v našom teste ($30 \text{ }^\circ\text{.s}^{-1}$ a $120 \text{ }^\circ\text{.s}^{-1}$) koncentrickou aj excentrickou kontrakciou počas dvoch meraní. Použitý bol ICC, ktorý dosiahol hodnoty pre dorziflexiu $\text{ICC} = 0,77 - 0,93$ a plantárnu flexiu $\text{ICC} = 0,78 - 0,95$, takže z ich výsledkov vyplýva, že merania s extendovaným kolenným kĺbom sú reliabilné. Pri

našom testovaní bol kolenný kĺb v extenzii, ale kvôli bezpečnosti bol pod kolenným kĺbom overball. Podľa autorov Fugl-Meyer, Gustafsson a Burstedt, (1980) maximálna svalová sila s kolenným kĺbom v 30 stupňovej flexii bola v členkovom kĺbe o 15 % nižšia ako s extendovaným kolenným kĺbom. Toto môže byť podmienené biomechanikou dolnej končatiny alebo neuronálnym riadením z vyšších centier (Nishida et al., 2017). Fugl-Meyer (1981) predpokladá, že nižšia sila plantárnych flexorov pre extendovanom kolene vzniká na základe biomechanických faktorov, naopak u dorzálnej flexie sa predpokladá, že ide o neuronálny mechanizmus.

Reliabilita parametrov charakterizujúcich svalovú silu plantárnych a dorzálnych flexorov je porovnateľná s výsledkami predchádzajúcich štúdií. Testovanie svalovej sily plantárnych a dorzálnych flexorov členku má vysokú spoľahlivosť a je možné ho využiť v oblasti rehabilitácie a športu.

6.3 RELIABILITA PARAMETROV CHARAKTERIZUJÚCICH VARIABILITU PREVEDENIA BEHU

V porovnaním s analýzou chôdze (Hausdorff, 2005; Fernandes, Armada-da-Silva, Pool-Goudaazward, Moniz-Pereira & Veloso, 2016; Vařeka & Vařeková, 2009) veľmi málo štúdií sa zameriavalo na analýzu behu. Väčšina zahraničných štúdií, ktoré použili akcelerometre na analýzu behu, merali tibiálne zrýchlenie (LaFortune, 1991; Mercer, Vance, Hreljac & Hamill, 2002 Mitschke, Kiesewetter & Milani, 2018). Len niekoľko štúdií sa venovalo analýze behu pomocou akcelerometru pripevnením do lumbálnej oblasti chrbtice (Auvinet, Gloria, Renault, & Barrey, 2002; Kawabata et al., 2013; McGregor, Busa, Yaggie & Bollt, 2009). Podľa autorov Cavagna, Komarek a Mazzolen (1971) viac informácií o celkovej pohybovej stratégii nám môže poskytnúť akcelerometer pripevnený bližšie k ťažisku tela, čiže v oblasti trupu. Počas behu pohyb horných a dolných končatín vytvára zrýchlenie a rotáciu trupu (Hinrichs, 1987). Akcelerometre nemôžu merať rotáciu trupu, takže v našom výskume sme merali zrýchlenie v oblasti stavca L5. Avšak podľa Kawabata et al. (2013) je rozdiel v zrýchlení v oblasti horného a dolného trupu, a preto by bolo možné zaradiť do ďalšieho výskumu meranie zrýchlenia i horného trupu.

Reliabilita parametrov RMS a sample entropy sa v behu ešte neskúmala, pretože sa samotné parametre na hodnotenie behu veľmi nepoužívajú. Existujú však štúdie, ktoré ich už použili, ale neskúmali ich reliabilitu (Kawabata et al., 2013; McGregor et al. 2009; Schütte, Maas, Exadaktylos, Berckmans, Venter & Vanwanseele, 2015). Reliabilita RMS bola už preskúmaná pre chôdzu (Moe-Nilssen, 1998; Henriksen, Lund, Moe-Nilssen, Bliddal, & Danneskiold-Samsøe, 2004), zatiaľ čo reliabilita parametrov sample entropy stále nie je preskúmaná veľmi ani v oblasti chôdze. Výsledky RMS, pričom bol akcelerometer pripevnený do lumbálnej oblasti, vyšli s vysokou spoľahlivosťou vo väčšine štúdií (Moe-Nilssen, 1998; Henriksen et al., 2004; Hsu, Tsai, Yau, Shie & Wu, 2016). Vo výskume od autora Moe-Nilssen, (1998) sa hodnoty ICC(3,1) pohybovali od 0,79 – 0,94 a od autorov Henriksen et al. (2004) 0,77 – 0,96, kde sa výskumu zúčastnilo 6 mužov a 14 žien (priemerný vek: 35,2).

Autori Schütte et al. (2015) tvrdia, že v ich výskume prvý krát použili parameter sample entropy na objasnenie bežeckých vzorov pohybu. Zistili, že hodnoty sample entropy súvisia s únavou, čiže keď boli participantí unavení, hodnoty boli vyššie vo všetkých troch osiach. Významné hodnoty boli len pre anterioposteriorný smer.

Naše výsledky potvrdzujú, že pre nami zvolené podmienky sú RMS a entropia spoľahlivými charakteristikami.

7 ZÁVER

Reliabilita parametrov charakterizujúcich svalovú silu plantárnych a dorzálnych flexorov a variabilitu prevedenia behu bola hodnotená vnútrotriednym korelačným koeficientom korelácie typu ICC(2,1). Vo všetkých prípadoch dosahovala spoľahlivosť dobré až vysoké hodnoty. Hodnota ICC(2,1) pri hodnotení svalovej sily sa pohybovala v rozmedzí 0,83 – 0,96 a pri hodnotení behu v rozmedzí 0,66 – 0,97.

Na určenie vzťahu medzi svalovou silou a variabilitou prevedenia behu bol využitý Spearmanov korelačný koeficient, ktorý mal hodnoty v rozmedzí od -0,44 až do 0,68. Štatisticky významné boli hodnoty u excentrickej svalovej sily dorzálnych flexorov pri 120 % preferovanej bežeckej rýchlosti a preferovanej bežeckej rýchlosti.

Výsledky potvrdzujú reliabilitu parametrov charakterizujúcich svalovú silu plantárnych a dorzálnych flexorov a variabilitu prevedenia behu. Takisto je preukázaný vzťah medzi týmito parametrami. Keďže testovanie svalovej sily je časovo aj fyzicky náročné a dynamometer je zariadenie drahé a neprenosné, tak jednoduchá analýza behu s využitím akcelerometru podáva vhodnú alternatívu na včasné určenie jedincov, ktorí sú vystavení riziku poranenia členku. Avšak je potreba myslieť na to, že testovanie pohybu trupu počas behu nemôže úplne nahradiť komplexné testovanie svalovej sily (štatisticky významné korelácie nevyšli pre všetky pohyby, ale len pre excentrickú dorzálnu flexiu, avšak v bežeckom krokovom cykle sa uplatňujú všetky svalové kontrakcie v rôznych fázach). Do ďalšieho výskumu je možnosť zamerať sa na dominanciu dolných končatín alebo na jednotlivé bežecké štýly.

8 ZHRNUTIE

Diplomová práca je zameraná na určenie vzťahu parametrov charakterizujúcich svalovú silu plantárnych a dorzálnych flexorov a parametrov charakterizujúcich variabilitu prevedenia behu.

V úvode teoretickej časti sú zhrnuté poznatky o biomechanike behu, vzniku bežeckých poranení a ich terapii a prevencii. Následne bola práca zameraná na analýzu behu a izokinetickú dynamometriu. Pri prevencii bežeckých poranení je dôležité zamerať sa na analýzu behu. Štandardné analýzy behu ponúkajú objektívne merania biomechanických faktorov, ktoré môžu spôsobiť poranenie u bežcov. Využíva sa 3D kinematická analýza pohybu alebo 2D kinematická analýza, ktorá je materiálne menej náročná. Na testovanie svalovej sily sa používa izokinetická dynamometria. Využitie má najmä v oblasti športu a rehabilitácie. Základným testovaným parametrom je moment sily.

Výskumnej časti sa zúčastnilo 13 zdravých jedincov (4 ženy a 9 mužov). U všetkých účastníkov bola odobraná anamnéza, po čom prebehlo testovanie svalovej sily. Testovanie svalovej sily prebiehalo pomocou izokinetického dynamometra IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Nemecko). Prvé testovanie bolo zaradené kvôli familirizácii. Počas druhej návštevy boli dáta zaznamenané a vyhodnotené. Testovaná bola plantárna a dorzálna flexia v členku v rozsahu z 15° dorzálnej flexie po 35° plantárnej flexie. Testovanie prebehlo v dvoch uhlových rýchlostiach a to 30 °.s⁻¹ a 120 °.s⁻¹ obe koncentricko-koncentricky a excentricko-excentricky. Variabilita prevedenia behu bola analyzovaná z antero-posteriorného zrýchlenia z akcelerometru Tringo™ Wireless Systems (Delsys Inc., Natick, MA, USA), ktorý bol umiestnený na chrbát do oblasti stavca L5. Meranie bolo prevedené v troch rýchlostiach a to preferovaná bežecká rýchlosť, 80 % a 120 % z preferovanej bežeckej rýchlosti. Na overenie reliability využitých charakteristík bol vo všetkých prípadoch využitý vnútrotriedny koeficient korelácie typu ICC(2,1). Na určenie vzťahu medzi svalovou silou a variabilitou prevedenia behu bol využitý Spearmanov korelačný koeficient.

Z výsledkov štúdie vyplýva, že svalová sila plantárnych a dorzálnych flexorov má vplyv na variabilitu prevedenia behu a to najviac excentrická svalová sila dorzálnych flexorov pri 120 % preferovanej bežeckej rýchlosti a preferovanej bežeckej

rýchlosti, takže jednoduchá analýza behu s využitím akcelerometru podáva vhodnú alternatívu na včasnú identifikáciu jedincov, ktorí sú vystavení riziku poranenia členku. Ďalej, že parametre charakterizujúce svalovú silu plantárnych a dorzálnych flexorov a parametre charakterizujúce varibilitu prevedenia behu sú spoľahlivé.

9 SUMMARY

The diploma thesis is focused on determining the relationship between parameters characterizing the muscular strength of the plantar and dorsal flexors and parameters characterizing the variability of the running.

The beginning of the theoretical part summarizes the knowledge about biomechanics of running, the incidence of running injuries and their therapy and prevention. The work is focused on running analysis and isokinetic dynamometry. Analysis of running is important to prevent from running injuries. Standard running analyses offer objective measurements of biomechanical factors that can cause injury to runners. 3D kinematic analysis or 2D kinematic analysis, which is materially less demanding, is used. Muscle strength is tested by isokinetic dynamometry. Isokinetic dynamometry is used mainly in sports and rehabilitation. The basic test parameter is torque.

Thirteen healthy subjects (4 women and 9 men) participated in the study. For every participant the anamnesis was taken and was followed by muscle strength testing. Muscle strength testing was performed by isokinetic dynamometer IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany). Before the start of testing, all of the participants were subjected one exemplary test to familiarize with testing protocol. During the second visit, the data was recorded and evaluated. Plantar and dorsal flexion in the ankle was tested in the range of motion from 15 ° of dorsal flexion to 35 ° of plantar flexion. Testing was performed at two angular velocities of 30 ° per second and 120 ° per second, both concentric-concentric and eccentric-eccentric. Running variability was analysed from antero-posterior signals from the Tringo TM Wireless Systems accelerometer (Delsys Inc., Natick, MA, USA), which was placed on the back of the L5 vertebral region. The measurement was performed at three different speeds - the preferred running speed, 80% and 120% of the preferred running speed. To verify the reliability of the used features, the interclass correlation coefficient (ICC(2,1)) was used in all cases. The Spearman correlation coefficient was used to determine the relationship between muscle strength and the variability of running.

The results of the study show that the muscle strength of the plantar and dorsal flexors influences the variability of running, mostly in eccentric muscle strength of the dorsal flexors at 120% of the preferred running speed and at preferred running speed. Simple

running analysis using accelerometer could provide an appropriate alternative for early identification of risk of an ankle injuries in individuals. Furthermore, the parameters characterizing the muscular force of the plantar and dorsal flexors and the parameters characterizing the variability of running are reliable.

10 REFERENČNÝ ZOZNAM

- Anonymous. (2012). Brain Manzella Golf Academy. *Forum*. Retrieved 1.4.2018 from World Wide Web: <http://forum.brianmanzellagolf.com/golfing-discussions/16813-cp-cf-release-8.html>
- Anonymous. (2018). Delsys. Retrieved 4.6.2018 from World Wide Web: <https://www.delsys.com/support/trigno-im/>
- Anonymous. (2018). Retrieved 4.6.2018 from World Wide Web: <http://www.gloriasportsarena.com.tr/Facilities/sports-medicine-athletic-performance-center/isomed-2000/193>
- Arampatzis, A., De Monte, G., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G., Stafilidis, S., & Brüggemann, G. P. (2006). Influence of the muscle-tendon unit's mechanical and morphological properties on running economy. *Journal of experimental biology*, 209(17), 3345-3357.
- Arendse, R. E., Noakes, T. D., Azevedo, L. B., Romanov, N., Schwellnus, M. P., & Fletcher, G. (2004). Reduced eccentric loading of the knee with the pose running method. *Medicine and science in sports and exercise*, 36(2), 272-277.
- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports medicine*, 26(4), 217-238.
- Auvinet, B., Gloria, E., Renault, G., & Barrey, E. (2002). Runner's stride analysis: comparison of kinematic and kinetic analyses under field conditions. *Science & Sports*, 17(2), 92-94.
- Baltzopoulos, V. (2017). Isokinetic dynamometry. In *Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise* (pp. 158-185). Routledge.
- Baltich, J., Emery, C. A., Stefanyshyn, D., & Nigg, B. M. (2014). The effects of isolated ankle strengthening and functional balance training on strength, running

mechanics, postural control and injury prevention in novice runners: design of a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1), 407.

Barr, K. P., & Harrast, M. A. (2005). Evidence-based treatment of foot and ankle injuries in runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 16(3), 779-799.

Bergamini, E., Picerno, P., Pillet, H., Natta, F., Thoreux, P., & Camomilla, V. (2012). Estimation of temporal parameters during sprint running using a trunk-mounted inertial measurement unit. *Journal of biomechanics*, 45(6), 1123-1126.

Bergamin, M., Gobbo, S., Bullo, V., Vendramin, B., Duregon, F., Frizziero, A., Di Blasio, A., Cugusi, L., Zaccaria M., & Ermolao, A. (2017). Reliability of a device for the knee and ankle isometric and isokinetic strength testing in older adults. *Muscles, ligaments and tendons journal*, 7(2), 323.

Boyer, E. R., Rooney, B. D., & Derrick, T. R. (2014). Rearfoot and midfoot or forefoot impacts in habitually shod runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46(7), 1384-1391.

Bravo-Aguilar, M., Gijon-Nogueron, G., Luque-Suarez, A., & Abian-Vicen, J. (2016). The influence of running on foot posture and in-shoe plantar pressures. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 106(2), 109-115.

Catalfamo, P., Moser, D., Ghoussayni, S., & Ewins, D. (2008). Detection of gait events using an F-Scan in-shoe pressure measurement system. *Gait & posture*, 28(3), 420-426.

Cavagna, G. A., Komarek, L., & Mazzoleni, S. (1971). The mechanics of sprint running. *The Journal of Physiology*, 217(3), 709-721

Cicchetti, D. V. (1994). Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. *Psychological assessment*, 6(4), 284.

- Čihák, R. (2011). *Anatomie I*. Praha: Grada.
- Daoud, A. I., Geissler, G. J., Wang, F., Saretsky, J., Daoud, Y. A., & Lieberman, D. E. (2012). Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Med Sci Sports Exerc*, *44*(7), 1325-1334.
- de David, A. C., Carpes, F. P., & Stefanyshyn, D. (2015). Effects of changing speed on knee and ankle joint load during walking and running. *Journal Of Sports Sciences*, *33*(4), 391-397.
- Digiovanni, B. F., Nawoczenski, D. A., Lintal, M. E., Moore, E. A., Murray, J. C., Wilding, G. E., & Baumhauer, J. F. (2003). Tissue-specific plantar fascia-stretching exercise enhances outcomes in patients with chronic heel pain: a prospective, randomized study. *JBJS*, *85*(7), 1270-1277.
- Dingenen, B., Staes, F. F., Santermans, L., Steurs, L., Eerdeken, M., Geentjens, J., Peers, K. H.E., Thysen, M. & Deschamps, K. (2018). Are two-dimensional measured frontal plane angles related to three-dimensional measured kinematic profiles during running?. *Physical Therapy in Sport*, *29*, 84-92.
- Dixon, S. J., Collop, A. C., & Batt, M. E. (2000). Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Medicine & science in sports & exercise*, *32*(11), 1919-1926.
- Ellerton, H. (2018). *5 Simple drills to help improve your running foot strike*. Retrieved 1.4.2018 from World Wide Web: <https://humankinetics.me/2018/02/14/improve-running-foot-strike/>
- Ferber, R., & Macdonald, S. (2014). *Running mechanics and gait analysis*. Human Kinetics.
- Fernandes, R., Armada-da-Silva, P., Pool-Goudaazward, A., Moniz-Pereira, V., & Veloso, A. P. (2016). Three dimensional multi-segmental trunk kinematics and kinetics during gait: Test-retest reliability and minimal detectable change. *Gait & posture*, *46*, 18-25

- Fourchet, F., Millet, G. P., Tomazin, K., Guex, K., Nosaka, K., Edouard, P., Degache, F., & Millet, G. Y. (2012). Effects of a 5-h hilly running on ankle plantar and dorsal flexor force and fatigability. *European journal of applied physiology*, *112*(7), 2645-2652.
- Fredericson, M., & Moore, T. (2005). Muscular balance, core stability, and injury prevention for middle-and long-distance runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, *16*(3), 669-689.
- Fugl-Meyer, A. R., Gustafsson, L., & Burstedt, Y. (1980). Isokinetic and static plantar flexion characteristics. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, *45*(2-3), 221-234.
- Fugl-Meyer, A. R. (1981). Maximum isokinetic ankle plantar and dorsal flexion torques in trained subjects. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, *47*(4), 393-404.
- Fukuchi, R. K., Stefanyshyn, D. J., Stirling, L., Duarte, M., & Ferber, R. (2014). Flexibility, muscle strength and running biomechanical adaptations in older runners. *Clinical Biomechanics*, *29*(3), 304-310.
- Fukuchi, R. K., Stefanyshyn, D. J., Stirling, L., & Ferber, R. (2016). Effects of strengthening and stretching exercise programmes on kinematics and kinetics of running in older adults: a randomised controlled trial. *Journal of sports sciences*, *34*(18), 1774-1781.
- Gottschall, J. S., & Kram, R. (2005). Ground reaction forces during downhill and uphill running. *Journal of biomechanics*, *38*(3), 445-452.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2006). *Biomechanical basis of human movement*. Lippincott Williams & Wilkins.

- Hansen, C., Einarson, E., Thomson, A., & Whiteley, R. (2017). Peak medial (but not lateral) hamstring activity is significantly lower during stance phase of running. An EMG investigation using a reduced gravity treadmill. *Gait & posture*, *57*, 7-10.
- Hausdorff, J. M. (2005). Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *2*(1), 19.
- Henriksen, M., Lund, H., Moe-Nilssen, R., Bliddal, H., & Danneskiold-Samsøe, B. (2004). Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. *Gait & posture*, *19*(3), 288-297.
- Higashihara, A., Nagano, Y., Ono, T., & Fukubayashi, T. (2015). Differences in activation properties of the hamstring muscles during overground sprinting. *Gait & posture*, *42*(3), 360-364.
- Higginson, B. K. (2009). Methods of running gait analysis. *Current sports medicine reports*, *8*(3), 136-141.
- Hinrichs, R. N. (1987). Upper extremity function in running. II: Angular momentum considerations. *International Journal of Sport Biomechanics*, *3*(3), 242-263.
- Holmbäck, A. M., & Lexell, J. (2007). Reproducibility of isokinetic ankle dorsiflexor strength and fatigue measurements in healthy older subjects. *Isokinetics and exercise science*, *15*(4), 263-270.
- Hsu, C. Y., Tsai, Y. S., Yau, C. S., Shie, H. H., & Wu, C. M. (2016). Test-Retest Reliability of an Automated Infrared-Assisted Trunk Accelerometer-Based Gait Analysis System. *Sensors*, *16*(8), 1156.
- Huang, P. Y., Lin, C. F., Kuo, L. C., & Liao, J. C. (2011). Foot pressure and center of pressure in athletes with ankle instability during lateral shuffling and running gait. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, *21*(6).
- Hussain, S. J., & Frey-Law, L. (2016). 3D strength surfaces for ankle plantar-and dorsiflexion in healthy adults: an isometric and isokinetic dynamometry study. *Journal of foot and ankle research*, *9*(1), 43.

- Chai, H., M. (2005). Biomechanics of Running. *Biomechanics*. Retrieved 17.4.2018 from World Wide Web: <http://www.pt.ntu.edu.tw/hmchai/Biomechanics/BMsports/Run.htm>
- Jandačka D. (2011). *Kinetická analýza lidského pohybu*. Ostravská univerzita v Ostravě.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., & Svoboda, Z. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kawabata, M., Goto, K., Fukusaki, C., Sasaki, K., Hihara, E., Mizushina, T., & Ishii, N. (2013). Acceleration patterns in the lower and upper trunk during running. *Journal of sports sciences*, 31(16), 1841-1853.
- Kerdok, A. E., Biewener, A. A., McMahon, T. A., Weyand, P. G., & Herr, H. M. (2002). Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*, 92(2), 469-478.
- Kirby, K. K. (2014). Emerging Evidence On Footstrike Patterns In Running. *Podiatry Today*. 27(6). 54-60. Retrieved 2.4.2018 from World Wide Web: <https://www.podiatrytoday.com/emerging-evidence-footstrike-patterns-running>
- Kluitenberg, B., Middelkoop, M. V., Smits, D. W., Verhagen, E. A. L. M., Hartgens, F., Diercks, R., & Worp, H. (2015). The NLstart2run study: Incidence and risk factors of running-related injuries in novice runners. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 25(5).
- Jandacka, D., Silvernail, J. F., Uchytíl, J., Zahradník, D., Farana, R., & Hamill, J. (2017). Do athletes alter their running mechanics after an Achilles tendon rupture?. *Journal Of Foot & Ankle Research*, 101-8.

- LaFortune, M. A. (1991). Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *Journal of biomechanics*, 24(10), 877-879.
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., Mang'Eni, R. O., & Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531.
- Liebl, D., Willwacher, S., Hamill, J., & Brüggemann, G. P. (2014). Ankle plantar flexion strength in rearfoot and forefoot runners: A novel clusteranalytic approach. *Human Movement Science*, 35, 104-120.
- Lindsay, T. R., Yaggie, J. A., & McGregor, S. J. (2016). A wireless accelerometer node for reliable and valid measurement of lumbar accelerations during treadmill running. *Sports biomechanics*, 15(1), 11-22.
- Mahieu, N. (2007). *Detection and approach of intrinsic risk factors for Achilles tendinopathy* (Doctoral dissertation, Ghent University).
- Manca, A., Solinas, G., Dragone, D., & Deriu, F. (2015). Isokinetic testing of muscle performance: new concepts for strength assessment. *Isokinetics and Exercise Science*, 23(2), 69-75.
- Maykut, J. N., Taylor-Haas, J. A., Paterno, M. V., DiCesare, C. A., & Ford, K. R. (2015). Concurrent validity and reliability of 2d kinematic analysis of frontal plane motion during running. *International journal of sports physical therapy*, 10(2), 136.
- McGregor, S. J., Busa, M. A., Yaggie, J. A., & Bollt, E. M. (2009). High resolution MEMS accelerometers to estimate VO₂ and compare running mechanics between highly trained inter-collegiate and untrained runners. *PLoS One*, 4(10), 7355.

- Mercer, J. A., & Horsch, S. (2015). Heel-toe running: A new look at the influence of foot strike pattern on impact force. *Journal of Exercise Science & Fitness*, *13*(1), 29-34.
- Mitschke, C., Kiesewetter, P., & Milani, T. L. (2018). The Effect of the Accelerometer Operating Range on Biomechanical Parameters: Stride Length, Velocity, and Peak Tibial Acceleration during Running. *Sensors*, *18*(1), 130.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., & Isakov, E. (2000). Fatigue-related loading imbalance on the shank in running: a possible factor in stress fractures. *Annals of biomedical engineering*, *28*(4), 463-469.
- Mercer, J. A., Vance, J., Hreljac, A., & Hamill, J. (2002). Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *European journal of applied physiology*, *87*(4-5), 403-408.
- Merker, J., Hartmann, M., Kreuzpointner, F., Schwirtz, A., & Haas, J. P. (2015). Pathophysiology of juvenile idiopathic arthritis induced pes planovalgus in static and walking condition – A functional view using 3d gait analysis. *Pediatric Rheumatology*, *13*(1), 21. Retrieved 1.4.2018 from World Wide Web: <https://ped-rheum.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12969-015-0022-z>
- Moe-Nilssen, R. (1998). Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *79*(11), 1377-1385.
- Morrison, K. E., & Kaminski, T. W. (2007). The reproducibility of an isokinetic testing technique at the ankle joint. *Isokinetics and Exercise Science*, *15*(4), 245-251.
- Mueller, S., Mayer, P., Baur, H., & Mayer, F. (2011). Higher velocities in isokinetic dynamometry: A pilot study of new test mode with active compensation of inertia. *Isokinetics and Exercise Science*, *19*(2), 63-70.

- Myer, G. D., Ford, K. R., Palumbo, J. P., & Hewett, T. E. (2005). Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 51.
- Nielsen, R. O., Nohr, E. A., Rasmussen, S., & Sørensen, H. (2013). Classifying running-related injuries based upon etiology, with emphasis on volume and pace. *International journal of sports physical therapy*, 8(2), 172.
- Nigg, B. M., MacIntosh, B. R., & Mester, J. (2000). *Biomechanics and biology of movement*. Human Kinetics.
- Nishida, K., Hagio, S., Kibushi, B., Moritani, T., & Kouzaki, M. (2017). Comparison of muscle synergies for running between different foot strike patterns. *PLoS one*, 12(2), e0171535.
- Nordin, A. D., Dufek, J. S., & Mercer, J. A. (2015). Three-dimensional impact kinetics with foot-strike manipulations during running. *Journal of Sport and Health Science*.
- Öhberg, L., Lorentzon, R., & Alfredson, H. (2004). Eccentric training in patients with chronic Achilles tendinosis: normalised tendon structure and decreased thickness at follow up. *British journal of sports medicine*, 38(1), 8-11.
- Pavei, G., Seminati, E., Storniolo, J. L., & Peyré-Tartaruga, L. A. (2017). Estimates of Running Ground Reaction Force Parameters from Motion Analysis. *Journal of applied biomechanics*, 33(1), 69-75.
- Pennone, J., Mezêncio, B., Amadio, A. C., & Serrão, J. C. (2016). Dynamic Parameters Variability: Time Interval Interference on Ground Reaction Force During Running. *Perceptual and motor skills*, 122(2), 533-541.
- Perry, F., & Burnfield, J., (2010). *Gait analysis. Normal and Pathological Function*. Slack Incorporated.

- Pohl, M. B., Messenger, N., & Buckley, J. G. (2007). Forefoot, rearfoot and shank coupling: effect of variations in speed and mode of gait. *Gait & posture*, 25(2), 295-302.
- Powers, Ch. (2016). Why forefoot strike. *3-D Runner*. Retrieved 2.4.2018 from World Wide Web: <http://3drunner.blogspot.cz/2016/02/why-forefoot-strike.html>
- Provot, T., Chimentin, X., Oudin, E., Bolaers, F., & Murer, S. (2017). Validation of a high sampling rate inertial measurement unit for acceleration during running. *Sensors*, 17(9), 1958.
- Puleo, J., & Mileroy, P., (2014). *Běhání – anatomie*. CPress Brno.
- Rabiei, M., Eslami, M., & Movaghar, A. F. (2016). The assessment of three-dimensional foot pronation using a principal component analysis method in the stance phase of running. *The Foot*, 29, 11-17.
- Rezaei, M., Ebrahimi, I., Vassaghi-Gharamaleki, B., Pirali, M., Mortaza, N., Malmir, K., Ghasemi, K., & Jamshidi, A. A. (2014). Isokinetic dynamometry of the knee extensors and flexors in. *Medical Journal of The Islamic Republic of Iran (MJIRI)*, 28(1), 702-707.
- Ramanathan, A. K., Kiran, P., Arnold, G. P., Wang, W., & Abboud, R. J. (2010). Repeatability of the Pedar-X® in-shoe pressure measuring system. *Foot and Ankle Surgery*, 16(2), 70-73.
- Ramskov, D., Nielsen, R. O., Sørensen, H., Parner, E., Lind, M., & Rasmussen, S. (2016). The design of the run Clever randomized trial: running volume, intensity and running-related injuries. *BMC musculoskeletal disorders*, 17(1), 177.
- Rice, H., Nunns, M., House, C., Fallowfield, J., Allsopp, A., & Dixon, S. (2013). High medial plantar pressures during barefoot running are associated with increased risk of ankle inversion injury in Royal Marine recruits. *Gait & posture*, 38(4), 614-618.

- Rooney, B. D., & Derrick, T. R. (2013). Joint contact loading in forefoot and rearfoot strike patterns during running. *Journal of biomechanics*, 46(13), 2201-2206.
- Saldías, D. A. P., Martins, D., Martin, C., Rosa, F. D. S., de Mello Roesler, C. R., & Moré, A. D. O. (2015). *Development of a scale prototype of isokinetic dynamometer/Desarrollo de un prototipo a escala de dinamómetro isocinético*. *Ingeniare: Revista Chilena de Ingeniería*, 23(2), 196.
- Savvas, L., Smaragdia, A., Irene, S., Theofilos, P., Bassa, E., & Haralabos, I. (2011). A Stretch-Shortening Cycle Protocol Affects Running Biomechanics And Alters Movement Patterns. *Serbian Journal of Sports Sciences*, (4).
- Shih, Y., Lin, K. L., & Shiang, T. Y. (2013). Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running?. *Gait & posture*, 38(3), 490-494.
- Schütte, K. H., Maas, E. A., Exadaktylos, V., Berckmans, D., Venter, R. E., & Vanwanseele, B. (2015). Wireless tri-axial trunk accelerometry detects deviations in dynamic center of mass motion due to running-induced fatigue. *PloS one*, 10(10), e0141957.
- Souza, R. B. (2016). An evidence-based videotaped running biomechanics analysis. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 27(1), 217-236.
- Snyder, K. R., Earl, J. E., O'Connor, K. M., & Ebersole, K. T. (2009). Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 24(1), 26-34.
- Strejcová, B., Baláš, J., Čaba, L., Kadlec, M., & Süss, V. (2011). Reliabilita testování maximální volní kontrakce horních a dolních končetin a trupu na izometrickém dynamometru. *Studia sportiva*, 5(1), 49-56.
- Stackhouse, C. L., Davis, I. M., & Hamill, J. (2004). Orthotic intervention in forefoot and rearfoot strike running patterns. *Clinical Biomechanics*, 19(1), 64-70.

- Van Middelkoop, M., Kolkman, J., Van Ochten, J., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. (2008). Prevalence and incidence of lower extremity injuries in male marathon runners. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 18(2), 140-144.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Whittle, M. W. (2014). *Gait analysis: an introduction*. Butterworth-Heinemann.
- Williams III, D. S., McClay, I. S., & Manal, K. T. (2000). Lower extremity mechanics in runners with a converted forefoot strike pattern. *Journal of applied biomechanics*, 16(2), 210-218.
- Willems, T., Witvrouw, E., Delbaere, K., De Cock, A., & De Clercq, D. (2005). Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. *Gait & posture*, 21(4), 379-387.
- Willy, R. W., & Davis, I. S. (2011). The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 41(9), 625-632.
- Yamazaki, N., Ohta, K., & Ohgi, Y. (2012). Mechanical energy transfer by internal force during the swing phase of running. *Procedia Engineering*, 34, 772-777.
- Yong, J. R., Silder, A., & Delp, S. L. (2014). Differences in muscle activity between natural forefoot and rearfoot strikers during running. *Journal of biomechanics*, 47(15), 3593- 3597.