

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT

DIPLOMSKO DELO

PATRICIJA PLAZAR

Ljubljana, 2014

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT
Kineziologija

IZBIRA USTREZNE TEKAŠKE OBUTVE KOT PREVENTIVNI DEJAVNIK ZMANJŠANJA TEKAŠKIH POŠKODB

DIPLOMSKO DELO

MENTOR:

doc. dr. Aleš Dolenc, prof. šp. vzg.

RECENZENT:

prof. dr. Vojko Strojnik, prof. šp. vzg.

Avtorica dela
PATRICIJA PLAZAR

Ljubljana, 2014

ZAHVALA

Iskreno se zahvaljujem dr. Alešu Dolencu za pozitiven odnos, strokovno pomoč in vodenje pri pisanju diplomskega dela. Prav tako se želim zahvaliti recenzentu dr. Vojku Strojniku za strokovni pregled dela.

Posebno zahvalo namenjam družini, ki me je podpirala v času študija, verjela vame in me vedno pozitivno spodbujala.

Hvala prijateljici Anji za angleški prevod izvlečka. Najlepša hvala vsem, ki ste mi kakorkoli pripomogli pri izdelavi diplomskega dela.

Zahvala tudi sošolcem in prijateljem za vse lepe in nepozabno preživete trenutke študija.

Ključne besede: tekaška obutev, stopalo, blaženje, kontrola pronacije, poškodbe, preventiva

IZBIRA USTREZNE TEKAŠKE OBUTVE KOT PREVENTIVNI DEJAVNIK ZMANJŠANJA TEKAŠKIH POŠKODB

Patricija Plazar

IZVLEČEK

Namen in cilji diplomskega dela so bili proučiti vprašanje preprečevanja tekaških poškodb z izbiro ustrezne tekaške obutve, izpostaviti posebnosti posameznih tipov stopal in pomen kinematike gibanja stopala na podlagi, predstaviti modele tekaške obutve in njihove lastnosti, preučiti strategije preprečevanja poškodb in ugotoviti, ali je mogoče z uporabo ustrezne obutve, primerne posameznikovemu tipu stopala in/ali mehaniki gibanja, preventivno zmanjšati nastanek najpogostejših tekaških poškodb.

Diplomsko delo temelji na monografskem tipu. Pri raziskovanju je bila uporabljena tuja literatura, večinoma v obliki znanstvenih in strokovnih člankov, pridobljenih preko iskalnikov Google, PubMed in Ebsco Host. Dodatno so vključene tudi informacije, pridobljene iz internega gradiva in spletnih strani najpomembnejših proizvajalcev tekaške obutve ter priložen pregled tehnologij blaženja, stabilnosti in kontrole gibanja, značilnih za njihovo obutev.

Ker so lastnosti in mehanika gibanja stopala z nizkim in visokim stopalnim lokom različne in ker imajo modeli tekaške obutve različno poudarjene lastnosti blaženja, stabilnosti in kontrole gibanja, ki lahko na neustreznem tipu stopala še dodatno povečajo nevarnost za poškodbo, je izbira obutve, primerne posameznikovemu tipu stopala, pomembna, vendar ne bistvena. Ugotovljeno je bilo, da uporaba blaženega modela za posameznike s proniranim tipom stopala ni primerna, ker še dodatno poveča stopnjo ali hitrost pronacije. Prav tako je bilo ugotovljeno, da uporaba ustreznega antipronacijskega modela ni zagotovila dodatne kontrole gibanja. Uporaba tekaških čevljev s poudarjenimi mehanizmi blaženja ali kontrole pronacije tudi za ustrezen tip stopala ni vedno primerna. Prevelika debelina srednjega podplata lahko zmanjša proprioceptivne sposobnosti stopala za kontrolo gibanja.

Preučevanje uporabe ustrezne in tipu stopala neustrezne tekaške obutve v daljšem časovnem obdobju na prevalenco poškodb poroča o majhnih ali nepomembnih vplivih uporabe ustreznega modela obutve na manjše število poškodb.

Keywords: running shoes, foot type, cushioning, pronation control, injuries, prevention

CHOICE OF APPROPRIATE RUNNING SHOES AS A WAY OF PREVENTING RUNNING INJURIES

Patricija Plazar

ABSTRACT

The purpose and objectives of this thesis were to examine the question of preventing running injuries by choosing appropriate running shoes, to highlight the characteristics of different foot types and the importance of movement kinematics of the foot on the ground, to present different models of running shoes and their properties, to examine injury preventing strategies, and to determine whether the choice of running shoes, suitable for an individual's foot type and/or movement mechanics, can reduce the most common running injuries.

The thesis is based on the monographic type. The research uses foreign literature, mostly scientific articles obtained via Google and online databases, namely PubMed and Ebsco Host. The thesis also includes information obtained from internal documents and web pages of the most notable running shoe manufacturers, as well as overview of cushioning, stability and motion control technologies typical for their shoes.

Since the properties and kinematics of foot types are different, and since running shoes have different cushioning, stability and motion control features (which can increase injury risks if chosen inappropriately), the choice of running shoes appropriate for an individual's foot type is important, but not essential. It was found that cushioned running shoes are not suitable for low-arched individuals with overpronation problem, as they further increase the pronation. It was also found that motion control shoes did not provide any additional control. Running shoes with great cushioning and pronation control properties are not always a good choice, even for high and low-arched runners. Excessive midsole thickness may dampen sensory input, amplifying the potential for injury.

The study evaluating the value of prescribing running shoes according to individuals foot type, reported small or insignificant influence of appropriate running shoes on the number of running injuries.

Kazalo vsebine

1	UVOD.....	8
1.1	Stopalo.....	8
1.1.1	Tipi stopala	11
1.1.2	Posebnosti posameznih tipov stopal	11
1.2	Tekaška obutev.....	12
1.2.1	Anatomija tekaškega čevlja.....	13
1.2.2	Modeli tekaške obutve in njihove lastnosti	16
1.3	Kinematika oporne faze tekaškega koraka.....	18
1.3.1	Sila reakcije podlage.....	20
1.3.2	Način postavitve stopala na podlago	22
1.3.3	Navori v spodnjem skočnem sklepu in pronacija stopala	23
1.4	Najpogostejše poškodbe spodnjih okončin in dejavniki nastanka.....	24
1.5	Cilji in odprta vprašanja	25
2	JEDRO.....	27
2.1	Strategije preprečevanja poškodb in uporaba tehnologij.....	27
2.1.1	Blaženje	27
2.1.2	Kontrola gibanja	29
2.1.3	Udobje	31
2.2	Ustrezna tekaška obutev in preventiva pred poškodbami.....	32
2.3	Preventivni nasveti izbire in uporabe tekaške obutve	35
3	SKLEP	37
4	VIRI	39
5	PRILOGE.....	44

Kazalo slik

Slika 1. Kostni stopala.....	8
Slika 2. Gibanje stopala in gležnja (A) in položaj mišic glede na subtalarni sklep in gleženj (B)	9
Slika 3. Stopalni loki.....	10
Slika 4. Plantarni odtisi normalnega, ploskega in visokega tipa stopala.....	11
Slika 5. Distribucija vrednosti plantarnih pritiskov pri teku za visoko in plosko stopalo.	12
Slika 6. Sestavni deli tekaškega čevlja	14
Slika 7. Raven (A) in ukrivljen tip (B) kopita tekaškega čevlja.....	16
Slika 8. Podfaze oporne faze tekaškega koraka.	19
Slika 9. Grafičen prikaz vertikalne sile reakcije podlage.	21
Slika 10. Vertikalna sila reakcije podlage glede na prevladujoči način teka.....	22
Slika 11. Merjenje everzije petnice v 2-dimenzionalnem sistemu.....	24
Slika 12. Merjenje everzije petnice v 3-dimenzionalnem sistemu.....	24
Slika 13. Najvišje vrednosti plantarnih pritiskov pri teku s hitrostjo 5 m/s v pogojih različno blaženih tekaških čevljev: (a) minimalno blaženi čevlji, (b) srednje blaženi čevlji in (c) močno blaženi čevlji.	28

1 UVOD

Tek predvsem v zadnjih dveh desetletjih postaja ena izmed najbolj priljubljenih oblik telesne dejavnosti, ki ne izboljšuje zgolj splošne kondicijske priprave posameznika, temveč ima še številne druge pozitivne učinke na človekovo telesno zdravje. Vendar povečano zanimanje za tek pomeni tudi vse večje število tekačev, ki se med aktivnostjo poškodujejo. Raziskave navajajo, naj bi se vsako leto poškodovalo med 20 in 80 % tekačev (Ferber, Hreljac in Kendall, 2009; Lopes, Hespanhol Junior, Yeung, in Costa, 2012; Tauton idr., 2002; Van Mechelen, 1992) oz. lahko zasledimo prevalenco 7-59 poškodb na vsakih 1000 pretečenih kilometrov. Na pojavnost poškodb vpliva medsebojna povezanost več dejavnikov, kot so dejavniki treninga, anatomija posameznika, biomehanika teka, dejavniki podlage in obutev. Stopalo je prvi in hkrati najpomembnejši interakcijski člen, ki nastopa v kinetični verigi nastanka tekaških poškodb.

1.1 Stopalo

Stopalo je kompleksno zgrajena fleksibilna struktura kosti, sklepov, mišic in mehkih tkiv. Posamezniku omogoča podporo pri pokončni stoji in skrbi za ravnotežje, med izvajanjem aktivnosti pa s prilagajanjem podlage blaži in amortizira dotike in udarce ter zagotavlja odziv.

Sestavljeno je iz 26 kosti, 33 sklepov, 19 mišic in 107 ligamentov. Razdelimo ga lahko na 3 osnovne dele (Slika 1): sprednji, srednji in zadnji del. Sprednji del stopala sestavlja 5 stopalnic (metatarzalnih kosti) in 14 prstnic (falang), srednji del kocka, navikularna kost in 3 klinaste (kuneiformne) kosti, ki tvorijo lok stopala, zadnji del pa skočnica, ki podpira kosti skočnega sklepa (tibio in fibulo) in petnica – največja kost stopala («Foot», 2014).

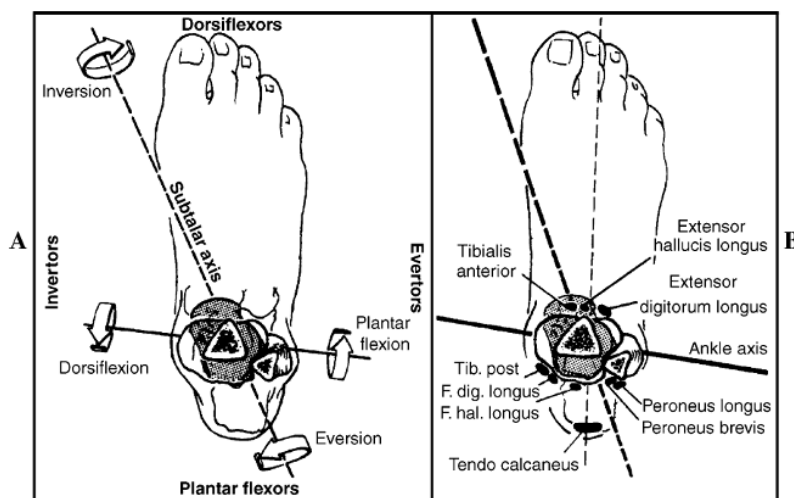


Slika 1. Kosti stopala («Foot bones», 2012).

Kosti so med seboj povezane s sklepi, ki s svojo kompleksno mehaniko omogočajo stopalu gibljivost. Skočnica (talus) se z zgornjo površino stika z golenico in mečnico. Skupaj tvorijo

zgornji skočni sklep, ki omogoča dorzalno fleksijo (upogibanje stopala v smeri hrbtišča oz. proti golenici) in plantarno fleksijo (upogibanje stopala v smeri podplata oz. stran od golenice). Spodnja površina skočnice se stika s petnico (calcaneusom) v subtalarnem sklepu, s petnico in navikularno kostjo pa v talokalkaneonavikularnem sklepu. Talokalkaneonavikularni in kalkaneokuboidni sklep tvorita transverzalno tarzalni sklep. Inverzija (rotacija navznoter in navzgor v frontalni ravnini) in everzija stopala (rotacija navzven in navzgor v frontalni ravnini) sta najpomembnejša giba, ki potekata v subtalarnem in transverzalno tarzalnem sklepu. Ostali intertarzalni sklepi, tarzometatarzalni in intermetatarzalni sklepi so relativno majhni in tesno povezani z ligamenti in omogočajo zgolj minimalne gibe. Metatarzofalangealni in interfalangealni sklepi v sprednjem delu omogočajo fleksijo in ekstenzijo prstov stopala (Moore, Agur in Dalley, 2010).

Subtalarni sklep omogoča kompleksno 3-ravninsko gibanje (Slika 2), pronacijo (odmik v transverzalni ravnini, everzija v frontalni ravnini in dorzalna fleksija v sagitalni ravnini) in supinacijo stopala (primik v transverzalni ravnini, inverzija v frontalni ravnini in plantarna fleksija v sagitalni ravnini). Orientacija subtalarnega sklepa, ki je individualno pogojena, vpliva na gibanje transverzalno tarzalnega sklepa in zgornjega skočnega sklepa (Dugan in Bhat, 2005). Pronacijsko gibanje subtalarnega sklepa zaklene transverzalno tarzalni sklep, poveča fleksibilnost stopala, pomaga absorbirati udarne sile in stopalu olajša prilagoditev na podlago. Supinacija subtalarnega sklepa ob zaprti kinetični verigi z zaklenitvijo transverzalno tarzalnega sklepa stopalu zagotovi togo ročico za odriv.



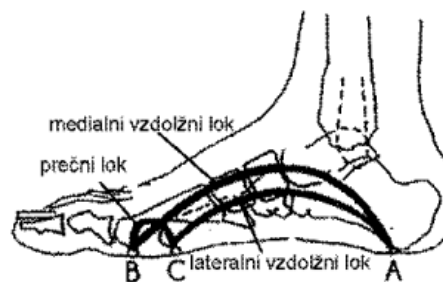
Slika 2. Gibanje stopala in gležnja (A) in položaj mišic glede na subtalarni sklep in gleženj (B) (Dugan in Bhat, 2005).

Slika 2 prikazuje os rotacije gležnja in subtalarnega sklepa za giba inverzije in everzije v frontalni ravnini ter plantarne in dorzalne fleksije v sagitalni ravnini (levo). Na desni strani je prikazan položaj mišic stopala v povezavi z osjo gibanja gležnja in subtalarnega sklepa.

Pri posameznikih z nizkim stopalnim lokom pozicija subtalarnega sklepa v glavnem vpliva na everzijo/inverzijo stopala, pri posameznikih z visokim stopalnim lokom pa na medialno/lateralno rotacijo golenice (Nawozetski, Salzman in Cook, 1998).

Mišice, tetive in ligamenti omogočajo kompleksnost gibanja in stabilizacijo stopala ter skrbijo za vzdrževanje ravnotežja. Kostni stopala povezujejo številni ligamenti, med katerimi je največji plantarna fascija, ki poteka od petnice do kocke in se narašča na glavo tretje, četrte in pete metatarzalne kosti ter tvori enega izmed stopalnih lokov (Behnke, 2006). Ob dotiku stopala s podlago s svojo prožnostjo omogoča stopalu prilagoditev na podlago in amortizacijo udarca, pri odzivu v nov korak pa s stabilizacijo sprednjega dela stopala, ko gredo prsti v dorzalno fleksijo, dvigne vzdolžni stopalni lok (efekt vitla) in omogoči učinkovit in raven odziv (Guten, 1997).

Za pravilno funkcioniranje stopala so ključnega pomena stopalni loki, ki jih oblikujejo tarzalne (kosti zadnjega in srednjega dela stopala) in metatarzalne kosti, podprte z mišicami, tetivami in ligamenti. V osnovi lahko razlikujemo vzdolžni in prečni stopalni lok (Slika 3). Lateralni in medialni vzdolžni stopalni lok potekata od petnice do glav metatarzalnih kosti in členov prstnic na podplatni strani stopala. Vzdolžna stopalna loka podpirata prečni stopalni lok. Mehke strukture stopalnih lokov lahko zaradi svojih elastičnih lastnosti upočasnijo prirastek sile reakcije podlage in tako zmanjšajo nevarnost poškodb. Prav tako omogočajo shranjevanje elastične energije in njeno vračanje pri naslednjem koraku in tako omogočijo ekonomičnejši tek («Arches of the foot», 2014).



Slika 3. Stopalni loki (Klemenc, 2014).

Mišice stopala se delijo na 2 skupini, na zunanjo skupino, ki se na stopalo zgolj pripenjajo in notranjo skupino mišic, ki izvirajo in potekajo neposredno na stopalu (Povzeto po Behnke, 2006):

- Zunanjo skupino mišic stopala sestavlja 12 mišic, ki izvirajo na mečnici ali golenici in se pripenjajo na stopalo. Ločimo mišice anteriorne (sprednje) in posteriorne (zadnje) strani goleni.

Mišice sprednje strani sestavljajo tibialis anterior, extensor digitorum longus, extensor hallucis longus, peroneus longus, peroneus brevis in peroneus tertius.

Mišice odgovorne za izvajanje dorzalne fleksije in inverzije stopala so tibialis anterior, extensor digitorum longus in extensor hallucis, za izvajanje plantarne fleksije in everzije stopala pa skrbita mišici peroneus longus in peroneus brevis.

Mišice zadnje strani sestavljajo triceps surae (sestavljena iz mišice soleus in dveh glav mišice gastrocnemius) in plantaris v povrhnjem sloju, globlji sloj pa tvorijo mišice tibialis posterior, flexor digitorum longus in flexor hallucis longus. Mišica triceps sure je zadolžena za izvajanje plantarne fleksije stopala, mišice globljšega sloja pa poleg plantarne fleksije izvajajo še

inverzijo stopala. Mišica triceps sure se z Ahilovo tetivo narašča na petnico. Ob kontrakciji mečnih mišic prenaša nastalo silo na petnico, poleg tega pa deluje tudi kot blažilec zunanjih sil. S primarno nalogo plantarne fleksije dviga peto od podlage in postavlja telo na prste.

Notranjo skupino mišic sestavljajo številne majhne mišice, ki se nahajajo na dorzalnem (zgornjem) ali plantarnem (spodnjem) delu stopala. Večina jih poteka na plantarnem delu stopala, razporejenih v štirih slojih, zaščitene s plantarno fascio. Njihova naloga je podpiranje stopalnih lokov.

1.1.2 Tipi stopala

Glede na višino medialnega vzdolžnega stopalnega loka, ki vpliva na plantarni odtis stopala (Slika 4), in položaj petnice lahko v osnovi razlikujemo 3 tipe stopala (Cubukcu, Alimoglu, Balci in Beyazova, 2005):

- Normalno stopalo: medialni vzdolžni stopalni lok je srednje visok, središče posteriornega dela petnice je pravokotno glede na podlago; najpogostejši tip stopala, ki ga opredelimo tudi kot nevtralno pronirano stopalo.
- Visoko ali supinirano stopalo (pes cavus): vzdolžni stopalni lok je visok, središče posteriornega dela petnice je invertirano.
- Plosko stopalo ali pronirano stopalo (pes planus): medialni vzdolžni stopalni lok je nizek ali vidno odsoten, središče posteriornega dela petnice je evertirano.



Slika 4. Plantarni odtisi normalnega, ploskega in visokega tipa stopala («Take the wet test: Learn your foot type», 2004).

Višino posameznikovega stopalnega loka določa višina navikularne kosti. Normalno stopalo kot najpogostejši tip stopala zajema 60 % populacije, visoko stopalo naj bi imelo 20 % populacije in plosko stopalo 20 % populacije (Subotnick, 1985).

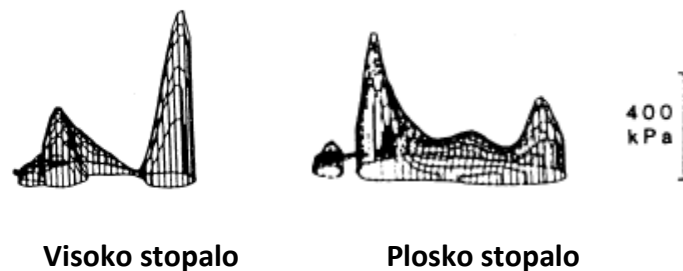
1.1.2 Posebnosti posameznih tipov stopal

Plosko in visoko stopalo zaradi različnih karakterističnih lastnosti zahtevata drugačno biomehaniko gibanja. Mobilnejše plosko stopalo, ki med tekom prekomerno pronira,

potrebuje več pomoči s strani mišic in mehkih tkiv za uravnavanje in stabilizacijo gibanja. Ne omogoča učinkovitega odriva, ima pa sposobnost absorpcije udarnih sil. Stopalo z visokim stopalnim lokom je bolj togo, ne pronira dovolj in ima manjšo sposobnost absorpcije sil, ki se hkrati skoncentrirajo na manjši površini stopala, posledično se na skelet prenesejo večje sile (Williams, McClay, Hamill in Buchanan, 2001).

Zaradi omenjenih lastnosti so posamezniki s proniranim oz. ploskim in visokim tipom stopala dovzetnejši za poškodbe. Posamezniki z nizkim stopalnim lokom naj bi bili v večji nevarnosti za poškodbe na medialni strani okončin in poškodbe mehkih tkiv, kot so ligamenti in tetive ter stresne zlome stopala, posamezniki z visokim stopalnim lokom pa za poškodbe skeleta, predvsem stresne zlome golenice in stegenice ter poškodbe na lateralni strani spodnjih okončin (Williams idr., 2001). Zaradi nepravilne rotacije golenice so oboji dovzetnejši za poškodbe kolena (Nawozetski idr., 1998).

Plosko in visoko stopalo neenakomerno in neučinkovito razporedita udarne sile po stopalu, kot prikazuje Slika 5. V primerjavi z normalnim tipom stopala se pri visokem stopalu večji del plantarnega pritiska skoncentrira pod peto (najvišje vrednosti) in sprednjim delom stopala (neodvisno od časa dotika), pri ploskem stopalu z večjo kontaktno površino se plantarni pritisk sicer razprši po celotnem stopalu, vendar z visokimi vrednostmi v srednjem in sprednjem delu stopala (Rodgers, 1988). Razlike v lastnostih posameznih tipov stopal nakazujejo na potrebo po uporabi različnih modelov tekaške obutve.



Slika 5. Distribucija vrednosti plantarnih pritiskov pri teku za visoko in plosko stopalo (Rodgers, 1988).

Izrazitejša pronacija pri ploskem stopalu je posledica spuščene stopalnega loka. Zaradi ploskega stopala običajno večina posameznikov tudi med tekom prekomerno pronira, vendar ne nujno (Bencke, 2011). Posamezniki z normalno oblikovanim stopalnim lokom v statičnem položaju so prav tako lahko pretirani pronatorji v dinamični situaciji.

1.2 Tekiška obutev

Za razliko od človeka v davni preteklosti, ki pri hoji in teku še ni uporabljal obuval, si današnji sodobni tekač skorajda ne zna predstavljati teka brez moderne tekaške obutve. Prvo udobnejšo športno obutev, izdelano iz usnja in gume, so v 19. stoletju oblikovali Angleži, vse do takrat pa so ljudje večinoma tekli bos. Za očeta modernih tekaških čevljev štejemo Adolfa Dasslerja, ustanovitelja danes zelo priznanega multinacionalnega podjetja Adidas (1948), ki je leta 1920 v Nemčiji začel izdelovati svoje prve modele obuval. Pospešen razvoj industrije

tekaške obutve se je začel v 2. polovici 20. stoletja, ko so se podjetju Adidas pridružili še konkurenčno podjetje Puma, katerega ustanovitelj je Adijev brat Rudolf Dassler, in leta 1951 podjetje Asics na Japonskem, ki ga je ustanovil Onitsuka Tiger in izdelal znamenite Tiger Maraton shoes, prve tekaške čevlje z blaženo peto. Desetletje kasneje je podjetje New Balance v Bostonu svojo prvotno proizvodnjo ortopedske obutve dopolnilo z izdelavo tekaške obutve. Leta 1971 sta Američana Bill Bowerman in Phil Knight ustanovila danes svetovno največje športno podjetje Nike (prvotno obstajalo že 1968 kot Blue Ribbon Sports). Izpostaviti velja še multinacionalna podjetja, kot so podjetje Brooks (svoj prvi čevelj izdelal že 1914, 1957 ustanovljeno kot Brooks Shoe Manufacturing Company), ki je usmerjeno izključno v izdelavo tekaške obutve in opreme za tek, podjetje Mizuno in njihovo revolucionarno iznajdbo ti. Wave tehnologije (1985), valovite plošče na podplatu tekaškega čevlja kot »prepoznavni znak« njihove obutve, ter podjetji Saucony in Salomon.

Z revolucionarnim razvojem industrije tekaške obutve tek postaja vse bolj priljubljena športno-rekreativna in tekmovalna dejavnost. Biomehanske analize teka in testiranja obutve so postale nepogrešljivi del vsake industrije. Podjetja se že od nekdaj borijo za prevlado na svetovnem trgu in si želijo v sodelovanju z znanstveniki, biomehaniki, strokovnjaki s področja športne medicine in drugimi strokovnjaki z uporabo različnih materialov in svojih specifičnih tehnologij izdelati »najboljše« tekaške čevlje, ki bi tekaču zagotovile ustrezno stopnjo blaženja, stabilnost ter kontrole gibanja in/ali odzivnosti in vračanje elastične energije, hkrati pa zagotovile tudi dober oprijem s podlago in zadostile potrebi po udobju. V zadnjih dveh stoletjih se izdelava tekaške obutve hitro spreminja, od prvega gumijastega podplata preko tehnologije zračnega blaženja in kapsul, napolnjenih z gelom, do drugih revolucionarnih sistemov blaženja. Prav tako se spreminja tako oblikovanost kot namembnost in učinkovitost obuval ter vzporedno tudi lahkotnost in udobje. Proizvajalci razvijajo in ponujajo obutev, ki bi ustrezala različnim tipom tekačev.

Danes se proizvodnja tekaške obutve usmerja predvsem v izdelavo tehnologij s sposobnostjo individualne prilagoditve gibanja obuvala posameznikovemu stopalu.

1.2.1 Anatomija tekaškega čevlja

Namen tekaške obutve je zaščita stopala, blaženje obremenitev in kontrola oz. stabilizacija stopala.

Tekaški čevelj je v osnovi sestavljen iz treh glavnih delov (Slika 6), iz podplata, srednjega dela in zgornjega dela (Povzeto po Rumford, 2010):



Slika 6. Sestavni deli tekaškega čevlja (Povzeto po »Running Shoes: How to choose«, 2013.)

1. Podplat

Podplat je najbolj trpežen del čevlja in edini, ki je v stiku s tlemi. Njegova naloga je zagotoviti dober oprijem s podlago in varovati podplat stopala pred mehanskimi poškodbami. Praviloma je izdelan iz karbonske gume, prepihane gume ali kombinacije obeh. Z različnimi modifikacijami lahko vpliva na določene karakteristike tekaškega koraka (npr. hitrejši odziv).

2. Srednji del

Je najpomembnejši sestavni del čevlja, ki zagotavlja blaženje, stabilnost in kontrolo gibanja stopala. Srednji podplat je sestavljen iz ene samostojne enote ali z dodanimi materiali. Običajno je sestavljen iz pene etil-vinilacetata (EVA), ki omogoča dobro blaženje, ali poliuretana (PU), ki je bolj vzdržljiv, vendar težji. Sestavljajo ga lahko tudi drugi materiali, kot so adiprene, različni geli, zrak, tekočina ipd. Količina blaženja ali stabilnosti srednjega podplata je določena s trdnostjo materiala. Mehkejši materiali omogočajo večje blaženje, trši materiali pa večjo stabilnost. Običajno tekaški čevelj vsebuje kombinacijo obeh materialov, in sicer mehkejši material z manjšo gostoto na zunanjem delu pete stopala (lahko tudi zunanjem sprednjem delu stopala) in trši material z večjo gostoto na notranjem delu pete in v predelu stopalnega loka. Glede na zeleno stopnjo blaženja se debelina srednjega podplata razlikuje. Tanjši je pod prsti in debelejši pod peto. To značilnost imenujemo padec od pete proti prstom (ang. heel-toe drop) in velja, da večji kot je padec, bolj je čevelj blažen, predvsem na peti. Zasledimo lahko modele tekaške obutve z razponi padcev pete od 0 do 16 mm. Druga pomembna komponenta srednjega podplata je zagotavljanje stabilnosti, ki je dosežena z debelejšo peno ali podporo na notranji strani pete in stopalnega loka za preprečevanje prekomerne pronacije.

Dodatki in pomožne komponente, ki jih lahko najdemo v srednjem podplatu, so medialne opore in podpore stopalnemu loku (plastični mostiček pod stopalnim lokom), sistemi gibljivih plošč, odprtine v srednjem delu podplata, namenjene torzijski upogljivosti čevlja, ipd.

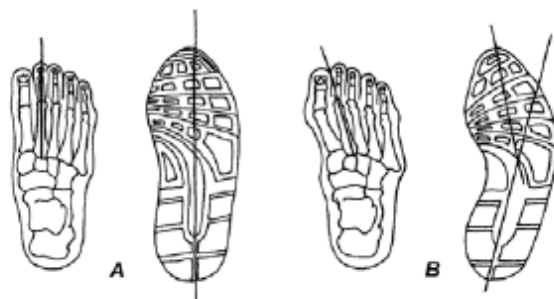
Notranji podplat sestavlja plast materiala pod notranjim vložkom, povezana z zgornjim delom obuvala, ki je pomemben za uravnoteženje stabilnosti in fleksibilnosti tekaškega čevlja.

3. Zgornji del

Del čevlja nad srednjim podplatom, sestavljen iz lahkih materialov, kot so najlonska mrežica in drugi sintetični materiali, se imenuje zgornji del. Zgornji del čevlja ščiti stopalo pred zunanjimi vplivi, ga zaobjema in drži v pravilnem položaju. Naj bi bil fleksibilen, vzdržljiv in omogočal dobro zračnost ter odvajanje vlage. Njegovi pomembnejši sestavni deli so:

- sprednji del z zaščito za prste stopala;
- jezik, ki pomaga pri zavezovanju ali zapiranju in preprečuje neposredni stik hrbtišča stopala z vezalkami;
- sistem zavezovanja – varovalni sistem za pričvrstitev noge v obuvalo (število zank se med modeli lahko razlikuje);
- ovratnik z zaščito za Ahilovo tetivo – oblazinjen zgornji del obuvala, ki z inovacijami zadnjih let zagotavlja udobnost nogi, jo objema in zmanjšuje trenje med ного in supergo;
- opetnik – toga struktura zadnjega dela čevlja, ki zaobjema in stabilizira peto ter preprečuje njeno prekomerno gibanje;
- notranji vložek – običajno snemljiva podloga oz. dodatek neposredno pod stopalom, ki se prilaga obliki in širini posameznikovega stopala in omogoča večje udobje, preprečuje drsenje stopala v čevlju in hkrati zagotavlja uravnavanje vlage.

Oblikovanost podplata je po navadi skrbno varovana skrivnost vsakega proizvajalca tekaške obutve, saj določa osnovno konstrukcijo čevlja (konfiguracijo in obliko) in njegove funkcijske lastnosti (Guten, 1997). Kopito je v osnovi lahko oblikovano ravno ali ukrivljeno. Ravna oblikovanost omogoča več blaženja in udobja, ukrivljenost pa več stabilnosti. Ravno kopito omejuje everzijo stopala, nudi podporo medialnemu stopalnemu loku, ne omogoča primika sprednjega dela stopala, zato je primernejše za tekače s povečano pronacijo ali nizkim stopalnim lokom. Kopito, oblikovano ukrivljeno, je fleksibilnejše, spodbuja inverzijo stopala in nudi minimalno oporo notranjemu stopalnemu loku, zato je primernejše za tekače z visokim stopalnim lokom oz. tekače s prekomerno supinacijo. Obstajajo 4 vrste kopit glede na stopnje ukrivljenosti. Tip kopita najlažje prepoznamo, če pogledamo obliko zunanega podplata čevlja oz. ukrivljenost od petnega pa do sprednjega dela obuvala (Slika 7).



Slika 7. Raven (A) in ukrivljen tip (B) kopita tekaškega čevlja (Michaud, 2014).

Na Sliki 7 je prikazan podplat tekaškega čevlja oblikovan na osnovi ravnega kopita (A), ki se prilaga obliki stopala z nizkim medialnim stopalnim lokom in podplat tekaškega čevlja oblikovan na osnovi ukrivljenega kopita (B), ki se prilaga obliki stopala z visokim stopalnim lokom.

Notranji oz. srednji podplat je lahko povezan z zgornjim delom tekaškega čevlja na 4 različne načine. Lahko je oblikovan kot »board lasted«, kjer je zgornji del čevlja prevlečen čez kopito in čvrsto pritrjen na notranji podplat (ploščo) iz togih materialov, s čimer omejuje prekomerno gibanje stopala v frontalni ravnini in tako zagotavlja stabilnost stopalu. Lahko je »slip lasted«, kjer je zgornji del všit na spodnjo podlago brez uporabe plošče, s čimer je stopalu zagotovljeno več fleksibilnosti. Tak tekaški čevljev je lažji in je običajno uporabljen v tekmovalnih modelih. Lahko gre za kombinacijo obeh – »board lasted« na zadnjem delu stopala s komponentami stabilnosti in »slip lasted« na sprednjem delu s komponentami fleksibilnosti, lahko pa je zgornji del obuvala sešit s tanko plastjo materiala, prilepljenega na srednji podplat, kar se imenuje »strobelt lasted«. Najpogostejša uporabljena konstrukcija današnjih modernih tekaških čevljev je »strobelt lasted«, ki zagotavlja pravo mero fleksibilnosti in togosti – manj fleksibilen kot »slip lasted« in manj tog in lažji kot »board lasted« (Povzeto po Running shoe anatomy, 2014).

1.2.2 Modeli tekaške obutve in njihove lastnosti

Proizvajalci ponujajo različne modele tekaških čevljev, ki so prilagojeni posameznikovemu tipu stopal, načinu teku, telesni teži, spolu, vrsti podlage, po kateri tečemo, namenu uporabe in stopnji treniranosti tekača.

Običajno so modeli čevljev razvrščeni v 3 oz. 4 osnovne kategorije, glede na tip stopala in mehaniko gibanja stopala v oporni fazi tekaškega koraka v povezavi z izraženostjo pronacije ali supinacije tekaškega koraka (Povzeto po Yamashita, 2005):

- Stabilni modeli (v tuji literaturi opredeljeni kot stability shoe): običajno so oblikovani na osnovi delno ukrivljenega ali ravnega kopita s komponentami fleksibilnosti v sprednjem delu in stabilnosti v zadnjem delu tekaškega čevlja. Združujejo oz. zagotavljajo kompromis med konstrukcijskimi lastnostmi modelov s poudarkom na blaženju z uporabo materialov, ki zagotavljajo dobro blaženje udarnih sil, in konstrukcijskimi

lastnostmi antipronacijskih modelov, kot sta ojačan opetnik za stabilnost pete in srednji podplat z dvojno čvrstostjo. Srednji del vmesnega podplata je pogosto okrepljen, da omogoča večjo torzijsko togost stopala. Gostejši materiali srednjega podplata (medialnega dela čevlja od pete proti stopalnemu loku) so običajno pobarvani, da se opazno razlikujejo od preostalega podplata – temnejša kot je barva, trši je material. Primerni so za posameznike z normalnim do proniranim tipom stopala z nevtralno ali blago do zmerno povečano stopnjo pronacije.

Posebnost novejših modelov je vgrajena tehnologija, ki prilagaja stabilnost obuvala glede na potrebe posameznikovega stopala.

- Antipronacijski modeli (v tuji literaturi opredeljeni kot motion control shoe): vsebujejo vse elemente že opisanih stabilnih modelov, namenjenih kontroli pronacije s poudarjenimi dodatki za stabilnost pete (še dodatno okrepljen opetnik) in podaljšano gostejša plast srednjega podplata v srednjem delu čevlja za največjo kontrolo (omejitev) gibanja med propulzivno fazo tekaškega koraka. Oblikovani so na osnovi ravnega kopita z »board lasted« konstrukcijo. Primerni so za posameznike z zmerno do izrazito prekomerno pronacijo oz. za posameznike s ploskim tipom stopala.
- Modeli s poudarkom na blaženju (v tuji literaturi opredeljeni kot cushioned shoe): običajno so oblikovani na osnovi ukrivljenega ali delno ukrivljenega kopita s fleksibilnimi lastnostmi v sprednjem delu in lastnostmi togosti v zadnjem delu čevlja ali pa zasnovani zgolj na lastnostih fleksibilnosti. Značilen poudarek je na blaženju, srednji podplat je praviloma zgrajen samo iz enega materiala z enakomernim blaženjem po vsej širini pete, na lateralnem srednjem in sprednjem delu podplata pa so običajno dodani vložki za dodatno blaženje. Zaradi odsotnosti srednjega podplata z dvojno gostoto in minimalnimi ojačitvami v ožjem srednjem delu, omogočajo večje pronacijsko gibanje stopala za absorpcijo udarnih sil. Pomembna lastnost je tudi prileganje – zgornji sprednji del obuvala je običajno širši in višji (prilagojeno visokemu stopalnemu loku).

Modeli s poudarjenimi lastnostmi blaženja so primerni za posameznike s prekomerno supinacijo in visokim stopalnim lokom. Modeli, ki so nevtralno blaženi oz. ne vsebujejo vložkov za dodatno blaženje (v tuji literaturi opredeljeni neutral oz. neutral-cushioned shoe), pa so primerni za posameznike z nevtralno pronacijo in normalnim tipom stopala.

Ker je večji delež tekačev funkcionalno prekomernih pronatorjev, okoli 75 % vseh tekačev (MacNeill, 2006), je ponudba stabilnih in antipronacijskih modelov največja. Ponudba blaženih modelov je bistveno manjša.

Posebna kategorija tekaške obutve so ti. lahki modeli oz. modeli za hitre treninge ali tekmovanja, za katere je značilen tanjši srednji podplat z manj izrazito vgrajeno tehnologijo blaženja in stabilnosti. Modeli so primerni za posameznike z nevtralno pronacijo in boljše trenirane tekače.

Novost zadnjih nekaj let so modeli, ki posnemajo naraven način teka in ti. bosonogi modeli. Za bolj ali manj minimalistične modele sta značilni minimalna vgrajena tehnologija blaženja in stabilnosti z zmanjšanim naklonom pete proti prstom (manj kot 8 mm, običajno 4 mm). Bolj »naravna« lega stopal omogoča, da tekač ne teče na način peta–prsti, temveč se položaj

pristanka na podlago premakne pod stopalni lok. Zaradi minimalne uporabe tehnologij blaženja in stabilnosti naj bi se v gibanje bolj vključevale mišice stopala, gležnja in goleni. Modeli za bosonogi tek nudijo stopalu zgolj mehansko zaščito pred zunanjimi vplivi. Ideja modelov je, da tako blaženje kot stabilnost uravnava naše telo oz. stopala. Namen bosonogih modelov je krepiti mišice in vezi, ki v običajnih tekaških čevljih ne opravljajo več svoje osnovne naloge. Tek v omenjenih modelih vpliva na spremenjen položaj telesa med tekom (telo je bolj vzravnano, težišče telesa je premaknjeno naprej, pri čemer sta kolenski in kolčni sklep vertikalno poravnana glede na položaj stopala ob dotiku, za koleno je značilna večja fleksija), na spremembe v dolžini in frekvenci korakov (krajši korak, večja frekvenca) in spremenjeno tehniko teka (s klasičnega načina peta–prsti k teku po srednjem/sprednjem delu stopala) (Lieberman, 2012).

Glede na podlago, za katero so modeli namenjeni, velja izpostaviti posebno kategorijo modelov za tek po brezpotju z vgrajenimi močnejšimi in debelejšimi materiali, ki so običajno bolj vzdržljivi. Značilna je močnejša povezava med sprednjim in zadnjim delom podplata, lahko so dodani trši dodatki za stabilnost v zadnjem delu čevlja ali pa zgolj enakomerno blaženje po celotni površini pete. Modeli so težji, trši in bolj togi.

Pomembni lastnosti osredotočanja proizvajalcev sta tudi teža tekača in stopnja treniranosti. Tekmovalni modeli so namenjeni lažjim in hitrejšim tekačem, težji modeli z več blaženja pa tekačem z večjo telesno težo. Prav tako so modeli z več blaženja, z večjim uravnavanjem pronacije, z več stabilnosti in boljšo kontrolo gibanja (zaradi več dodane tehnologije posledično težji) namenjeni manj treniranim tekačem ter začetnikom.

Proizvajalci ponujajo tako moške kot ženske različice modelov tekaške obutve. Čeprav so ženski modeli običajno zgolj pomanjšana oblika moških modelov (Krauss, Valiant, Horstmann in Grau, 2010; Sinclair, Greenhalgh, Edmundson, Brooks in Hobbs 2012), zasnovanih na obliki »povprečnega« stopala, se proizvajalci trudijo prilagoditi konstrukcijo obuval posebnostim ženskega stopala, povezanih z anatomsko obliko in mehaniko gibanja. Glavne razlike naj bi se odražale v konstrukciji notranjega dela obuvala (ženski modeli naj bi bili v prednjem delu ožji, moški širši) ter v različni postavitvi in moči blaženja ali stabilnosti (ženski podplati naj bi bili na medialni strani zadnjega dela trši in omogočali več opore, na lateralni sprednji strani pa mehkejši za ublažitev obremenitve; moški podplati pa trši na petnem delu).

1.3 Kinematika oporne faze tekaškega koraka

Cikel tekaškega koraka je v osnovi sestavljen iz faze opore, ko je tekač v stiku s podlago, in faze leta, ko tekač nima stika s podlago. Za prvi del faze opore je značilna absorpcija sil, nastalih ob udarcu stopala s podlago, drugi del faze opore je propulziven in pomemben za odziv tekača v smeri naprej. Ker je za preučevanje vpliva tekaških čevljev na spremembe v kinematiki gibanja tekača pomembna zgolj faza opore, je podrobneje predstavljena le-ta.

Oporno fazo tekaškega koraka je mogoče opisati s tremi podfazami (Slika 8) (Mann, Moran in Dougherty, 1986):

1. Faza dotika: čas od prvega kontakta stopala s podlago do polne opore stopala na podlagi;

2. faza »srednjega opiranja«: čas od začetka polne opore stopala do začetka plantarne fleksije v skočnem sklepu;

3. faza odriva: čas od začetka plantarne fleksije stopala do trenutka, ko stopalo zapusti podlago.



Slika 8. Podfaze oporne faze tekaškega koraka.

Predstavitev splošnega modela teka:

1. Faza dotika stopala s podlago

Prvi kontakt s podlago običajno opravi srednji ali zunanji del pete stopala oz. obuvala. Stopalo je v rahlo supiniranem položaju, odklonjeno od podlage med 0 in 10° (Shorten, 2000) in v zgornjem skočnem sklepu v dorzalni fleksiji, velikost kota v sklepu je približno 90° (Nilson, Thorstensson in Halbertsma, 1985). Golenica je zarotirana navzven. Noga v kolenskem sklepu je nekoliko pokrčena, od 13 do 17° (pri hitrosti teka od 3,4 m/s do 5 m/s, merjeno na povprečno treniranih moških tekačih), kot v kolčnem sklepu med 25 in 28° (Nilson idr, 1985). Takoj po pristanku sledi plantarna fleksija stopala, sila teže peto obrne navznoter, stopalo začne pronirati pri visokih hitrostih ter preide v popoln kontakt s tlemi (gibanje sprednjega dela stopala ostane nespremenjeno).

Kinematika gibanja stopala takoj po prvem kontaktu s podlago je odvisna od konstrukcije obuvala (Luethi in Stacoff, 1987). Tekiški čevlji z višjim lateralnim delom pete teži k večji pronaciji, čevlji z višjim medialnim delom pete k večji supinaciji. Tekiški čevlji z mehkejšim podplatom na medialni strani pete poveča stopnjo pronacije, čevlji s tršim podplatom na medialni strani stopnjo pronacije zmanjša.

2. Faza »srednjega opiranja«

Ko pride celotna površina stopala (obutve) v stik s podlago, se gleženj začne upogibati, dorzalna fleksija stopala se povečuje in doseže najvišjo vrednost okoli 20° (Nilson idr, 1985) v fazi, ko je koleno v največji fleksiji. Kotne vrednosti kolčnega sklepa ostajajo približno enake kot v predhodni podfazi in se ohranjajo vse do maksimalne fleksije v kolenu. Faza srednjega opiranja je faza največje amortizacije in traja okoli 40 % kontaktnega časa (Luethi in Stacoff, 1987). Stopalo se giblje v vseh treh ravninah, golenica rotira navznoter. Pronacijsko gibanje stopala (kombinacija dorzalne fleksije v gležnju, everzije petnice in odmika sprednjega dela stopala) traja med 55 in 85 % faze opore (Rodgers, 1988), nato stopalo zopet supinira.

Velikost everzije stopala, kot najpomembnejšega dela pronacije, od faze začetnega kontakta s podlago pa do faze srednjega opiranja znaša med 10 in 20° (Shorten, 2000), odvisno od posameznika. Tekači, ki imajo petnico invertirano (obrnjeno navznoter), prvi kontakt s

podlago opravijo v bolj supiniranem položaju (funkcionalno prekomerni pronatorji), zato je obseg njihovega pronacijskega gibanja večji. V primerjavi z bosonogim tekom tekaški čevlji zmanjšajo naravno torzijsko gibanje stopala iz 6-22° na 0-6° (Stacof, Kaelin, Stuessi in Segesser, 1989) in posledično povečajo pronacijo oz. everzijo zadnjega dela stopala (De Wit, De Clercq in Aerts, 2000).

Dvig pete in začetek plantarne fleksije v zgornjem skočnem sklepu označuje začetek pospeševalnega dela oporne faze. Vsi trije sklepi – skočni, kolenski in kolčni se iztegujejo. Ob zaključku odrida je skočni sklep v največji plantarni fleksiji, približno 30°, kotne vrednosti kolenskega sklepa dosežejo vrednosti med 165 in 170° in kolčnega sklepa med 20 in 25° (običajno vrednosti maksimalne ekstenzije), odvisno od hitrosti teka (Nilson idr, 1985). S prsti stopala, pri čemer največ dela opravi palec in kazalec, sledi odrid v naslednji korak. Stopalo lahko zapusti podlago v treh različnih pozicijah, v nevtralnem, proniranem ali supiniranem položaju. Na položaj odrida stopala vpliva že predhodna faza – faza »srednjega opiranja« (Luethi in Stacoff, 1987).

V splošnem velja, da se dinamika gibanja v sklepih spreminja glede na hitrost gibanja. Če se poveča hitrost gibanja tekača, se poveča tudi amplituda gibanja v kolenu in kolčnem sklepu. Hitrost teka torej vpliva na spremembe kotov v kolenskem in kolčnem sklepu, medtem ko na amplitudo gibanja v skočnem sklepu nima bistvenega vpliva (Nilsson idr., 1985).

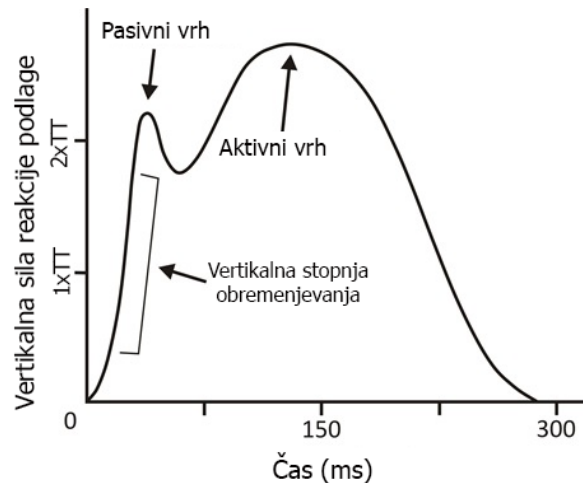
1.3.1 Sila reakcije podlage

Sila, ki tekaču omogoča gibanje v smeri naprej oz. ga ob odridu potisne naprej, je sila reakcije podlage. Povzročita jo mišična aktivnost in telesna teža tekača. Silo reakcije podlage predstavlja vektor, ki ga definirajo velikost, smer delovanja in izhodiščna točka delovanja in jo je mogoče izmeriti na tenziometrijski plošči. Predstavljajo jo tri komponente: vertikalna komponenta (deluje v smeri gor–dol), horizontalna oz. zaviralna – pospeševalna komponenta (deluje v smeri naprej–nazaj) in lateralna komponenta (deluje v smeri levo–desno).

Na silo reakcije podlage vpliva več dejavnikov: hitrost teka, način postavitve stopala na podlago, telesna teža tekača, vrsta podlage in vrsta obutve. Večja hitrost teka (krajša oporna faza) pomeni večjo silo reakcije podlage. Postavitev stopala na peto poveča velikost zaviralne sile v horizontalni in v vertikalni smeri, kar prav tako pomeni večjo silo reakcije podlage. Tek po trdi podlagi poveča silo reakcije podlage. Različna trdota srednjega podplata tekaškega čevlja naj ne bi bistveno vplivala na povečanje sile reakcije podlage, velja pa, da mehkejši čevlji podaljšajo čas do vrha sile reakcije podlage (De Wit, De Clercq in Lenoir, 1995). Največja sila reakcije podlage, ki deluje na tekača, je na sredini faze opore, v fazi amortizacije udarnih sil, zato je kinematika gibanja stopala v omenjeni fazi pomembna tako za učinkovito blaženje udarnih sil, kot tudi shranitev ustvarjene elastične energije v kitno-mišičnem sistemu, ki jo tekač kasneje izkoristi za odrid.

Največjo silo in hkrati tudi največjo obremenitev za mišično-tetivni sistem predstavlja vertikalna komponenta, ki lahko znaša tudi do 5-kratne vrednosti telesne teže tekača (Birrer, Buzermanis, DellaCorte in Grisalfi 2001; Hreljac, 2004), odvisno od hitrosti teka in načina

postavitve stopala na podlago. Ob udarcu stopala ob podlago pri hitrosti teka med 3,5 in 6 m/s ta znaša med 2,5 in 3 telesne teže (Grabiner, 1993). Poveča se s hitrostjo teka in doseže višje vrednosti pri tekačih, ki tečejo preko pete (Hamill, 1996). Z vertikalno komponento sile reakcije podlage so značilno in pozitivno povezani tudi vrhovi kotnih pospeškov golenice (Hening, Milani in Lafortune, 1993; Milner, Ferber, Pollard, Hamill in Davis, 2006), kar pomeni, da večji kotni pospešek golenice povzroči večjo vertikalno silo reakcije podlage.



Slika 9. Grafičen prikaz vertikalne sile reakcije podlage (Larson, 2011).

Vertikalno silo reakcije podlage oz. obliko njene krivulje definirata dva dela (velja za tekača, ki teče preko pete), kot prikazuje Slika 9. Prvi del je ti. pasivni vrh in ponazarja pasivno silo, ki nastane kot posledica udarca stopala (obutve) ob podlago in se zgodi znotraj 50 ms po začetnem kontaktu (Cavanagh in Lafortune, 1980), in drugi del ti. aktivni vrh, ki predstavlja aktivne sile, ustvarjene s strani mišic ter ustreza točki, ko se absorpcija energije že zaključi in se pričene faza generacije ustvarjene energije (Novacheck, 1998). Prvi vrh je običajno nižji in traja manj časa kakor drugi vrh, vendar je zanj značilen hitrejši prirastek sile (Hamill, 1996). Hitrost prirastka sile oz. naklon krivulje poda podatek o stopnji obremenjevanja. Pri teku v klasičnih tekaških čevljih z dodanimi tehnologijami blaženja in stabilnosti je pojav prvega – pasivnega vrha vertikalne sile reakcije podlage izrazitejši v primerjavi s tekom v minimalističnem modelu obutve in bosonogim tekom, kjer je pasivni vrh precej manj izrazit (Divert, Mornieux, Bauhr, Mayer in Bell, 2005; Squadrone in Gallozzi, 2009) ali celo vidno odsoten (Lieberman idr., 2010), kar pa je v glavnem povezano s spremembami v sklepni kinematiki in kinetiki gibanja tekača in (ali) načinu postavitve stopala na podlago. V primeru nespremenjenega vzorca gibanja klasični tekaški čevlji zmanjšajo vertikalno stopnjo obremenitve (De Wit idr., 2000).

Na velikost pasivnih sil in hitrost prirastka sile poleg vrste obutve pomembno vplivajo še drugi dejavniki, kot so položaj stopala in spodnje okončine ob dotiku s podlago, hitrost stopala (obutve) ob kontaktu, lastnosti podlage, togost v skočnem in kolenskem sklepu in (ali) funkcijska povezava togih in mehkih struktur spodnje ekstremitete, mišično usklajevanje (Gerritsen, van den Bogert in Nigg, 1995; Nigg, 2001). Pri večji dorzalni fleksiji v skočnem sklepu je pasivna sila večja, enako velja za večji kot v kolenskem sklepu (bolj iztegnjeno koleno). Večja hitrost stopala ob kontaktu pomeni večjo pasivno silo. Pri doskoku na bolj togo podlago se poveča pasivna sila. Večja togost v skočnem in kolenskem sklepu se odrazi z

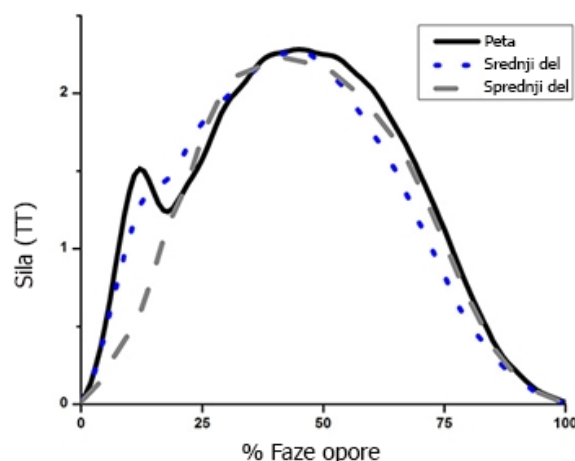
višjimi pasivnimi silami. Odziv na pasivne sile je lahko kontroliran z ustreznim živčno-mišičnim usklajevanjem (Nigg, 2001).

Maksimalne aktivne sile, ki so lahko tudi tri- do petkrat večje od pasivnih sil (Nigg, 2001), običajno niso odvisne od konstrukcije obuvala. Nanje vpliva predvsem hitrost teka (Hamill, 1996) in masa tekača. Ali so za nastanek poškodb pomembnejše pasivne ali aktivne sile in v kolikšni meri pasivne sile vplivajo na aktivne sile in obratno, še ni popolnoma pojasnjeno zaradi kompleksne povezave med nevromišičnim in skeletnim sistemom tekača. Na telo tekača so vedno najprej aplicirane pasivne sile, ki predstavljajo zunanjo obremenitev, notranja obremenitev, katere največji del predstavljajo sile, ki jih ustvarijo mišice, pa je nato običajno tista, ki povzroči poškodbe bioloških tkiv (Sasimontokul, Bay in Pavol, 2007). Podatki vertikalne sile reakcije podlage se uporabljajo kot posredno merilo mišične aktivnosti.

1.3.2 Način postavitve stopala na podlago

V osnovi lahko definiramo tri načine postavitve stopala (obuvala) na podlago, ki so za potrebe raziskovanja opredeljene z ti. »foot strike« indeksi glede na lokacijo začetnega pritiska na stopalo (Lieberman idr., 2010):

1. Postavitev stopala na peto – pristajanje, kjer pride peta prva v stik s podlago, vrednosti indeksa so manjše kot 33 % (postavitev stopala znotraj zadnje tretjine dolžine čevlja);
2. Postavitev na srednji del stopala – hkraten pristanek pete in sprednjega dela, vrednosti indeksa so med 34 in 66 %;
3. Postavitev na sprednji del stopala – pristajanje, kjer pride sprednji del stopala prvi v stik s podlago, vrednosti indeksa so večje kot 67 % (postavitev stopala znotraj prve tretjine dolžine čevlja).



Slika 10. Vertikalna sila reakcije podlage glede na prevladujoči način teka (Warr, Fellin in Seay, 2014).

Razlike v načinu postavitve stopala (obuvala) na podlago se odražajo v različni velikosti in obliki komponent vertikalne sile reakcije podlage kot prikazuje Slika 10. Pri teku preko pete se zaradi udarca pete ob podlago pojavi izrazita kratkotrajna vertikalna pasivna sila, ki je lahko višja od aktivne vertikalne odzivne sile. Pri postavitvi stopala na srednji ali prednji del dvojnega vrha vertikalne sile reakcije podlage ni opaziti. Tekalci, ki tečejo preko pete, običajno pristajajo z bolj iztegnjenim in togim kolenom ter gležnjem, zato slabše absorbirajo sile, ki se pojavijo pri udarcu stopala ob podlago v primerjavi s tekači, ki tečejo po sprednjem in srednjem delu stopala. Toda tekači, ki tečejo pretirano po sprednjem delu stopala (prstih), so prav tako izpostavljeni višjim vrhovom sil zaradi togega gležnja in posledično zmanjšane sposobnosti za absorpcijo kontaktnih sil (Lieberman, 2012).

Kljub višjim silam, ki se pojavijo pri udarcu ob podlago, je peta visokim silam izpostavljena le kratek čas. Največji del pritiska na stopalu nosi območje stopalnic (Guten, 1997).

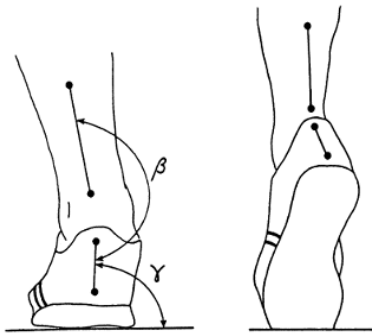
Ker večina tekačev prvi kontakt s tlemi opravi s peto stopala, med 75 % in 90 % vseh (Goss in Gross, 2012; Larson idr., 2011; Lieberman idr., 2010), bo v nadaljevanju poudarek na tekačih z omejenim načinom teka.

1.3.3 Navori v spodnjem skočnem sklepu in pronacija stopala

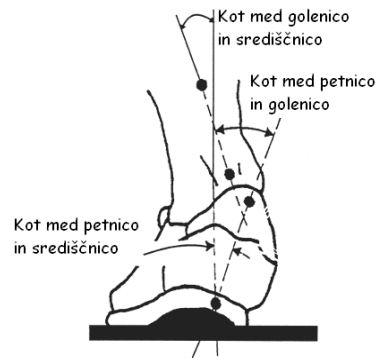
Ob začetnem kontaktu stopala (obuvala) s podlago zunanje pasivne sile (med katerimi je najpomembnejša sila rotacije podlage) in sile v mišicah (notranje aktivne sile) ustvarijo skupen navor v subtalarnem sklepu. Razmerja med navori, ki jih določajo ročice sil, vplivajo na gibanje v spodnjem skočnem sklepu in na velikost sile reakcije podlage. Aktivne mišične sile definirata dve ročici (De Wit idr., 1995): lateralna ročica, ki jo predstavljajo sile mišic evertorjev stopala (peroneus longus kot najpomembnejša) in medialna ročica, ki jo predstavljajo sile mišic invertorjev stopala (tibialis anterior in tibialis posterior kot najpomembnejši).

Zaradi začetnega kontakta stopala na zunanji strani pete sila reakcije podlage povzroča navor v spodnjem skočnem sklepu, ki obrača petnico navznoter. Velikost obračanja petnice navznoter oz. velikost pronacije ali everzije stopala (literatura pogosti enači omenjena pojma) predstavlja pomemben dejavnik preventive pred poškodbami. Normalna fiziološka pronacija je opredeljena kot 8–15° (Dugan in Bhat, 2005; McClay in Manall, 1998). Zaradi individualne pogojenosti večina predvsem novjših raziskav za opredelitev prekomerne everzije petnice uporablja naslednji kriterij: maksimalen odklon petnice od središnice je med tekom za vsaj 6° večji v primerjavi z odklonom oz. položajem petnice v statičnem položaju (Cheung in Ng, 2008; Cheung in Ng, 2010; Hintermann in Nigg, 1998). Merilo 6.00° (\pm 3.00°) odklona petnice od središnice v statičnem položaju je prav tako opredeljeno kot zanesljiva mera določanja prekomerne pronacije (Chuter, 2010; Kendall, Sheerin, Keshmiri in Ferber, 2008).

Za preučevanje poškodb ni pomembna zgolj velikost everzije, temveč tudi potek transformacije everzije petnice v rotacijo golenice oz. velikost kompenzacije notranje rotacije golenice (Hintermann, Nigg, Sommer in Cole, 1994).



Slika 11. Merjenje everzije petnice v 2-dimenzionalnem sistemu (Novacheck, 1998).



Slika 12. Merjenje everzije petnice v 3-dimenzionalnem sistemu (Johanson, Donatelli, Wooden, Andrew in Cummings, 1994).

Slika 11 in Slika 12 prikazujeta merjenje everzije petnice z uporabo 2- oz. 3-dimenzionalnega sistema. Merjenje everzije petnice velja za najbolj neodvisen in zanesljiv gib merjenja obsega pronacijskega gibanja (Perry in Lafortune, 1995).

Močan udarec pete ob tla poveča navor v spodnjem skočnem sklepu v smeri pronacije. Nenormalen odklon petnice od središčnice – varus položaj (nagib navznoter) ali valgus položaj (nagib navzven) še dodatno poveča gibanje zadnjega dela stopala.

Visoka začetna pronacijska hitrost povzroči večjo ekscentrično obremenitev mišic, tetiv in ligamentov medialno od osi gležnja (invertorji stopala), ki se morajo močneje upirati gibanju. Utrujene mišice niso sposobne učinkovito kontrolirati pronacijskega gibanja stopala, kar se lahko odrazi s povečano everzijo/inverzijo stopala, ki jo mora kompenzirati rotacija golenice (Stacoff, Denoth, Kaelin in Stuesi, 1988; Willems, Witvrouw, De Cock in De Clercq 2007).

1.4 Najpogostejše poškodbe spodnjih okončin in dejavniki nastanka

Tekaške poškodbe lahko v splošnem uvrstimo v dve veliki skupini: akutne in kronično preobremenitvene. Akutne poškodbe nastanejo kot posledica enkratne nenadne sile z veliko amplitudo, kronično preobremenitvene poškodbe pa so posledica ponavljajočih se mikropoškodb oz. večkratno apliciranih sil z manjšo amplitudo skozi daljše časovno obdobje. Večina poškodb, ki nastane pri teku, spada v skupino kronično preobremenitvenih poškodb.

Najpogosteje poškodovano območje je predel kolena in predstavlja skoraj 50 % vseh preobremenitvenih poškodb. Najpogosteje nastala poškodba je patelofemoralni bolečinski sindrom, kateremu sledijo sindrom iliotibialnega trakta, poškodbe meniskusov kolena in patelarni tendinitis. Poškodbe stopala, gležnja in goleni, kot so plantarni fasciitis, tendinitis ahilove tetive in medialni tibialni stres sindrom (bolj znan pod izrazom vnetje pokostnice na golenici) opredeljujejo skoraj 40 % preostalih poškodb, manj kot 20 % tekaških poškodb pa nastane nad predelom kolena (Povzeto po Ferber idr., 2009). Najpogosteje omenjene poškodbe skeleta so stresni zlomi golenice, metatarzalnih in tarzalnih kosti stopala (Lopes idr., 2012; Tauton idr., 2002).

Pogosto izpostavljeni biomehanski dejavniki nastanka zgoraj omenjenih kroničnih bolečin in poškodb spodnjih okončin so visoke udarne sile in hitrosti prirastkov sil ter nezadostna ali prekomerna pronacija stopala.

Večje udarne sile, nastale zaradi udarca pete ob tla, povečajo obremenitev na mišične in kostne strukture stopala in gležnja ter so povezane z nastankom stres fraktur golenice in plantarnim fasciitisom (Milner idr., 2006; Pohl, Hamill in Davis, 2009).

Prekomerna pronacija oz. everzija petnice povzroči nenormalno oz. pretirano rotacijo golenice navznoter. Nepravilnosti mora nato kompezirati stegenica med ekstenzijo kolena. Torzijsko gibanje tibio-femoralnega sklepa povzroči povečano in nesorazmerno obremenitev patelofemoralnega sklepa, kar se lahko odrazi z bolečinami v pogačici oz. nastankom patelofemoralnega bolečinskega sindroma (Cheung in Ng, 2007). V primeru, da se prekomerno pronacijsko gibanje ne odrazi s povečano notranjo rotacijo golenice, povečan inverzijski moment povzroči večjo ekscentrično obremenitev plantarnih fleksorjev in invertorjev stopala, ki imajo narastišče na medialni in posteriorni strani golenice, kar lahko privede do vnetja pokostnice (Willems idr., 2007). Utrojene mišice, ki skrbijo za stabilizacijo gležnja in kontrolo pronacije, povečajo pritisk na medialne strukture stopala in lahko povzročijo metatarzalne stres frakture (Weist, Eist in Rosenbaum, 2004).

Nekoliko povečana stopnje pronacije je pogosto fiziološka, toda prekomerna pronacija je lahko škodljiva in v kombinaciji z drugimi dejavniki vodi do nastanka poškodb (Hintermann in Nigg, 1998). Prav tako udarne sile same po sebi niso nevarne, saj obstaja določeno adaptacijsko območje, znotraj katerega se organizem prilagaja stresnim dražljajem, toda dolgotrajnejša in prekomerna izpostavljenost ponavljajočim se mikropoškodbam, ko se organizem tekača ni več sposoben adaptirati na aplicirane sile, pa lahko vodi do nastanka kronično preobremenitvenih poškodb (Hreljac, 2004).

1.5 Cilji in odprta vprašanja

Diplomsko delo temelji na monografskem tipu. Pri raziskovanju je uporabljena tuja literatura, predvsem v obliki znanstvenih in strokovnih člankov pridobljenih preko iskalnika Google in spletnih podatkovnih baz PubMed in Ebsco host s ključnim iskalnim nizom »running shoe prescription and running injuries«. Dodatno so vključene tudi informacije, pridobljene iz internega gradiva in spletnih strani proizvajalcev tekaške obutve ter priložen pregled nekaterih tehnologij blaženja, stabilnosti in kontrole gibanja, značilnih za najpomembnejše proizvajalce tekaške obutve.

Zaradi številnih deljenih mnenj o učinkovitosti tekaške obutve na preventivo pred poškodbami je podrobneje obravnavano vprašanje preprečevanja tekaških poškodb z osrednjim problemom dela, ali je mogoče z uporabo ustrezne obutve, primerne posameznikovemu tipu stopala in (ali) mehaniki gibanja ublažiti prekomerne obremenitve na stopalo in zmanjšati oz. omejiti nepravilnosti v gibanju stopala ter tako preventivno vplivati na zmanjšano verjetnost nastanka najpogostejših tekaških poškodb spodnjih okončin.

Cilj diplomskega dela je predstaviti strategije preprečevanja poškodb, preučiti učinek tehnologij blaženja, stabilnosti in kontrole gibanja, izpostaviti vpliv udobja, preučiti učinek

uporabe ustreznega modela obutve in odgovoriti na zgoraj zastavljeno ključno vprašanje, ali je mogoče z uporabo ustrezne obutve, primerne posameznikovemu tipu stopala in/ali mehaniki gibanja preventivno zmanjšati nastanek najpogostejših tekaških poškodb.

2 JEDRO

2.1 Strategije preprečevanja poškodb in uporaba tehnologij

V preteklosti sta bila kot glavna dejavnika za nastanek poškodb največkrat izpostavljena prekomerno pasivno obremenjevanje in/ali prekomerna pronacija stopala. Z namenom razreševanja problemov, povezanih z omenjenima dejavnikoma, so proizvajalci razvili strategiji blaženja in stabilnosti ter kontrole gibanja, kot ključni strategiji preprečevanja poškodb.

V Prilogi 1 so predstavljene nekatere tehnologije blaženja in stabilnosti ter kontrole gibanja, značilne za nekatere najpomembnejše proizvajalce tekaške obutve. Z omenjenimi tehnologijami proizvajalci želijo izboljšati absorpcijo udarnih sil, učinkovito razpršiti udarne sile, omogočiti enakomerno porazdelitev udarnih sil pri prenosu teže od pete proti prstom, stabilizirati stopalo v obuvalu, zmanjšati ali spodbuditi pronacijsko gibanje stopala, omogočiti neodvisno gibanje sprednjega in zadnjega dela stopala in hkrati zagotoviti dovolj udobja.

Ob povzetku vseh predstavljenih tehnologij je mogoče zaključiti, da je osnovni namen tehnologij blaženja absorpcija udarnih sil in razporeditev sil na večjo površino, namen tehnologij stabilnosti in kontrole gibanja pa opora in kontrola pronacije stopala.

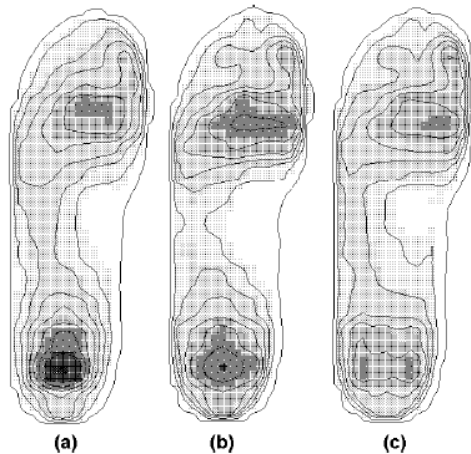
2.1.1 Blaženje

Tekaški čevlji z oblazinjenim petnim delom imajo sposobnost zmanjšati velikosti sil prvega vrha vertikalne sile reakcije podlage (povezanega z udarcem pete ob tla) za 10 % in upočasniti hitrosti prirastkov sil kar za 7-krat (Lieberman, 2012).

Uporaba blaženja v čevljih temelji na ideji, da so udarne sile, katerim je izpostavljen tekač med tekom, pomemben povzročitelj tekaških poškodb. Tek po trdi podlagi povzroči visoke udarne sile. Blaženje zmanjša udarne sile na manj škodljiv nivo za poškodbe in tako zmanjša nevarnost poškodb (Richards, Magin in Callister, 2009).

Koncept blaženja deluje na naslednji način: plast ustreznega materiala oz. tehnološke komponente srednjega podplata se ob kontaktu stisne (deformira), upočasni impulz udarnega šoka in tako zmanjša velikost maksimalnega udarnega šoka in maksimalne stopnje obremenitve. Bolj blažen tekaški čevelj oz. čevelj z mehkejšim srednjim podplatom se ob kontaktu deformira bolj in prerazporedi trajanje udarnega šoka skozi daljše časovno obdobje, kar rezultira v nižjih maksimalnih pasivnih silah in manjši hitrosti prirastka sil (Shorten, 2000).

Druga pomembna lastnost blaženja je način, kako se udarni pritisk prostorsko razprši po celotnem podplatu obuvala. Mehak material naj bil točkasto elastičen, kar pomeni, da udarne sile večinoma vplivajo na material pod točko udarca. Trši materiali so površinsko elastični in naj bi udarne sile enakomerneje porazdelili po večji površini podplata (Guten, 1997).



Slika 13. Najvišje vrednosti plantarnih pritiskov pri teku s hitrostjo 5 m/s v pogojih različno blaženih tekaških čevljev: (a) minimalno blaženi čevlji, (b) srednje blaženi čevlji in (c) močno blaženi čevlji (Shorten, 2000).

Slika 13 prikazuje razporeditev najvišjih vrednosti plantarnih pritiskov v pogojih minimalno, srednje in močno blaženih tekaških čevljev. Običajno se pri teku najvišje vrednosti pritiskov skoncentrirajo pod peto, srednjim delom stopala in pod palcem. Opazimo lahko, da se s povečevanjem blaženja zmanjšuje magnituda lokalnih maksimalnih pritiskov na stopalo.

Tekaški čevlji s poudarjenimi lastnostmi blaženja so pomembni za posameznike s prekomerno supinacijo, ki potrebujejo dodatno pomoč pri blaženju udarnih sil.

Za izboljšanje blaženja v obutvi proizvajalci uporabljajo več strategij. To so uporaba različnih materialov (EVA – etil-vinilacetat, PU – poliuretan, AdiPrene in drugi) in polnil vmesnega podplata (npr. sistem Air – zračne blazinice napolnjene z različnimi plini), prilagajanje širine in debeline petnega dela, geometrijske poteze (podaljšana ali spodrezana peta), različne poteze srednjega podplata (npr. Shox – tehnologija votlih stolpcev; Wave – tehnologija valovite plošče) in uporaba blaženega notranjega vložka.

Pri teku v nevtralnno blaženem modelu čevljev z mehkejšim srednjim podplatom so bile izmerjene značilno manjše vrednosti velikosti sil prvega vrha v primerjavi z manj blaženim tekmovalnim modelom s tanjšo peto (2,4-kratne vrednosti telesne teže v primerjavi s 3-kratno vrednostjo telesne teže) in manjša maksimalna vertikalna stopnja obremenjevanja (Logan, Hunter, Hopkins, Feland, in Parcell, 2010). Tekaaški čevlji z blaženim notranjim vložkom so zmanjšali velikosti udarnih sil za 7 % in maksimalno vertikalno stopnjo obremenitve za 8 % ter kotne pospeške golenice za 16 % (O’Leary, Vorpahl in Heiderscheit, 2008). Kinematika gibanja tekačev v čevljih z dodanim blaženim vložkom in v čevljih brez vložka je ostala nespremenjena, prav tako tekači niso poročali o manjšem ali večjem udobju v enih ali drugih čevljih.

Nekatere druge raziskave poročajo o nepomembnih in ne nujno pozitivnih učinkih strategij blaženja. Pri čevljih z različnimi polnili srednjega podplata ni bilo izmerjenih pomembnih razlik v vertikalni sili reakcije podlage ne glede na uporabo starih ali novih čevljev (Kong, Candelaria in Smith, 2009). Dražji tekaški čevlji s kvalitetnejšimi tehnološkimi dodatki za

blaženje, ki naj bi bolje absorbirali udarne sile, niso značilno zmanjšali maksimalnih plantarnih pritiskov na stopalo (Clinghan, Arnold, Drew, Cochrane in Abboud, 2007). Pritiski v petnem delu in na območju stopalnic so bili v čevljih z največ oz. najboljšimi tehnološkimi dodatki za blaženje celo največji.

Preučevanje vpliva trdote srednjega podplata, kot ene izmed najbolj pogosto uporabljenih metod preučevanja učinkov blaženja, na tekačih pogosto daje različne rezultate, iz katerih ni mogoče zaključiti, kakšna trdota srednjega podplata je z vidika preprečevanja poškodb najprimernejša in ali trdota srednjega podplata neposredno vpliva na velikost pasivnih vertikalnih sil, na osnovi katerih je zasnovan koncept blaženja (De Wit idr., 1995; Kersting in Brüggemann, 2006; Milani, Hennig in Lafortune, 1997; Nigg, 2001; Wright, Neptune, van Den Bogert in Nigg, 1998). Ne glede na uporabo mehkega ali trdega srednjega podplata obuvala, se velikost vertikalne komponentne sile reakcije podlage ni bistveno spremenila. Pri teku v bolj blaženih tekaških čevljih ni bilo vedno izmerjenih manjših maksimalnih pasivnih sil in manjše maksimalne vertikalne stopnje obremenjevanja pri teku na enako trdi/mehki podlagi, kot bi bilo pričakovati v skladu z izvedenimi mehanskimi testi. Prav tako pri teku po različno trdi ali mehki podlagi ni bilo opaznih večjih sprememb (Dixon, Collop in Batt, 2000). Razlike je mogoče razložiti z različno adaptacijo tekača na čevlji ali z različno konstrukcijo čevlja.

Ker odziv na pasivne sile ni direkten in posamezniki lahko uporabljajo različne strategije mehanske in nevro-mišične adaptacije na modifikacije čevljev ali podlago z namenom, da bi se izognili preobremenitvi mišično-skeletnega sistema, se blaženje, predvsem v zadnjem času, povezuje z udobjem oz. posameznikovim občutkom udobja v obuvalu. Pojem blaženje ima lahko dvojni pomen in se ga lahko razume tudi kot udobje.

Ob upoštevanju zgoraj navedenih dejstev, blaženje v čevljih običajno doseže svoj namen in zmanjša velikosti udarni sil, vendar pa lahko hkrati poveča začetno everzijo petnice in/ali pronacijo stopala (De Wit idr., 1995). Prav tako lahko močno blaženje oz. prevelika debelina srednjega podplata zmanjša proprioceptivne sposobnosti stopala za kontrolo gibanja in poveča dovzetnost za nastanek poškodb (Michaud, 2014). Naloga oz. vprašanje, s katerim se že od nekdanj ukvarjajo proizvajalci, je torej najti ustrezno razmerje med blaženjem in stabilnostjo čevlja.

2.1.2 Kontrola gibanja

Vgrajeni mehanizem kontrole oz. normaliziranja gibanja subtalarnega sklepa je zasnovan na ideji, da sta prekomerna pronacija in supinacija pomembna dejavnika preobremenitvenih poškodb in da omejevanje prekomerne pronacije ali spodbuda nezadostne pronacije zmanjša tveganje za poškodbo (Richards, idr., 2009).

Strategije kontrole gibanja so večinoma usmerjene v kontrolo oz. omejevanje pronacije. Strategije, ki jih uporabljajo proizvajalci za kontrolo pronacije, so naslednje: dvojna čvrstost srednjega podplata, različna konstrukcijska oblikovanost in geometrija petnega dela srednjega podplata, toga konstrukcija notranjega podplata, medialni dodatki (opore) stopalnemu loku, vgrajevanje medialnih in lateralnih okrepitev v zgornjem delu obuvala, uporaba čvrstega opetnika – stabilizatorja pete, notranji vložek (Cheung, 2010; Luethi in

Stacoff, 1987; Shorten, 2000; Stacoff idr., 2001). Omenjene strategije lahko delujejo po enem izmed dveh načinov. Namen okrepitve v zgornjem delu obuvala, opetnika in okrepitev v srednjem podplatu je omejiti gibanje subtalnega sklepa, namen konstrukcijskih in geometrijskih potez pa zmanjšati dolžino ročice spodnjega skočnega sklepa in s tem zmanjšati navor v sklepu, ki sili k povečani pronaciji (Shorten, 2000).

Najpogosteje uporabljena strategija kontrole pronacije je uporaba kombinacije dveh različnih materialov v srednjem podplatu z različnima stopnjama deformacije. Mehkejši material na lateralnem delu pete se ob kontaktu stopala s podlago stisne, zmanjša ročico med subtalarnim sklepom in prijemališčem sile reakcije podlage in povzroči manjši vrtilni moment v sklepu ter tako ublaži udarni šok. Trši material, uporabljen na medialnem delu, zagotovi stopalu dodatno oporo in se upira prekomernemu pronacijskemu gibanju (Cheung, 2010). Preučevani učinki omenjene strategije so na zmanjšanje pronacijskega gibanja zelo različni in pogosto nesistematični, saj, kot je že bilo omenjeno, se posamezniki na določen vgrajeni mehanizem v čevlju oz. trdoto srednjega podplata odzovejo različno. Podobne ugotovitve navajajo tudi pri preučevanju vpliva konstrukcije in geometrije petnega dela srednjega podplata (Stacoff idr., 2001). Najboljši naj bi bil nevtralnno oblikovan petni del ob relativno trdem srednjem podplatu. V primeru srednjega podplata z dvojno čvrstostjo je tudi razširjen petni del zmanjšal vrtilni moment subtalnega sklepa in obseg pronacije (everzije petnice), v primeru drugačne togosti podplata pa je učinkoval popolnoma drugače (Nigg in Bahlsen, 1988).

Določene raziskave poročajo o značilnejših vplivih vgrajenih konstrukcijskih elementov in mehanizmov kontrole pronacije. Ustrežno oblikovan notranji vložek v obuvalu je zmanjšal velikost everzije stopala za 4° (Nigg, Khan, Fisher in Stefanyshyn, 1998). V tekaških čevljih z medialnim dodatkom v srednjem podplatu je bila maksimalna pronacija za 5° manjša in hitrost maksimalne pronacije za več kot 25 % manjša v primerjavi z nevtralnno oblikovanim srednjim podplatom (Milani, Schnabel in Hennig, 1995). Za uravnavanje manjše pronacije naj bi bile medialne opore ožje in postavljene bližje stopalnemu loku, za uravnavanje večje pronacije širše in postavljene proti začetku pete, za uravnavanje izrazito prekomerne pronacije pa postavljene pod stopalni lok.

K stabilnosti stopala v obuvalu in omejitvi pronacije stopala je učinkovito pripomoglo tudi prileganje pete čvrstemu opetniku (Van Gheluwe, Kerwin, Roosen in Tielemans, 1999) in visok sistem zavezovanja s 7 zankami (Hagen in Hennig, 2008). Še vedno pa mnogo raziskav poroča o majhnih in značilno nepomembnih vplivih strategij kontrole pronacije, kljub dobro znanim in večinoma dokazanim uspešnim ortopedskim posredovanjem obutve in pozitivnim povratnim informacijam o uporabi ortopedskih vložkov (Ferber, 2007).

Razloge za neskladanja in nesistematičnost dobljenih rezultatov raziskav je morda mogoče pripisati testiranju posameznikov z različnimi tipi stopal in/ali različno kinematiko gibanja, povezano z izraženostjo pronacije ali supinacije, ki predhodno ni bila kontrolirana.

Danes so strategije omejevanja pronacije usmerjene večinoma na uporabo asimetričnih materialov v srednjem podplatu in ne toliko na geometrijske poteze podplata, na katere so se osredotočali v preteklosti (Cheung, 2010).

Strategije, značilne za kontrolo supinacije, so uporaba srednjega podplata z enojno gostoto z dodatkom blaženih vložkov (materialov z manjšo gostoto) na lateralnem srednjem in sprednjem delu podplata, fleksibilna konstrukcija notranjega podplata in odsotnost medialnih dodatkov in opor stopalnemu loku.

2.1.3 Udobje

Udobje danes postaja vse bolj pomemben dejavnik izdelave tekaške obutve, ker naj bi vplival na utrujenost, nastanek poškodb in tekmovalni rezultat (nastop). Na dožemanje udobja vpliva predhodni vnosni signal. Distribucija plantarnega pritiska, prileganje stopala supergi, anatomija stopala, fleksibilnost in togost oz. trdota srednjega podplata, kinematika gibanja so lahko dejavniki, ki vplivajo na občutek udobja. Udobje je individualno pogojeno in nanj vpliva povezanost več dejavnikov – mehanskih, nevrofizioloških in psiholoških (Clinghan, Arnold, Drew, Cochrane in Abboud, 2007).

Udobje se največkrat povezuje s spremembami v aktivnosti mišičnega sistema. Tekiški čevlji, ki so udobni, naj bi zmanjšali prekomerno aktivnost mišic in delovali kot varovalo pred utrujenostjo (če vzorec gibanja ostane enak). Tek v udobnih čevljih lahko zmanjša porabo kisika in s tem poveča možnosti za boljši rezultat, vendar pa hkrati preveliko udobje lahko povzroči tudi take spremembe v kinematiki gibanja, ki povzročijo poškodbe.

Strategije, ki so jih proizvajalci razvili za povečanje udobja v obuvalu, so usmerjene na izboljšanje prileganja obuvala stopalu (različni sistemi zavezovanja, različne oblike notranjih vložkov, različna kopita, različna širina prednjega notranjega dela obuvala), na izboljšanje zračnosti obuvala (uporaba različnih zračnih materialov in specifičnih ventilacijskih sistemov) in na izboljšanje blaženja (podobne rešitve, kot že omenjeno pri poglavju 2.1.1).

Najpomembnejši dejavnik, ki vpliva na subjektiven občutek udobja in preventivo pred poškodbami, naj bi bila trdota srednjega podplata. Kot je že bilo ugotovljeno, tek v mehkih čevljih ali čevljih s tršim srednjim podplatom lahko za različne posameznike pomeni različno udobje. Prav tako pogosto izpostavljen dejavnik, ki pomembno vpliva na udobje in posledično utrujenost, tekmovalni nastop ali poškodbe, naj bi bilo optimalno prileganje obuvala posameznikovemu stopalu.

Pri teku v »udobnih« tekaških čevljih, v tem primeru s tršim srednjim podplatom, so bile izmerjene manjše udarne sile in večja obremenitev pod sprednjim delom stopala (Hennig, Valiant, in Liu, 1996). Pri podani manjši oceni udobja so bili višji maksimalni pritiski na peti in izmerjene višje vrednosti udarnih sil. Pri tekačih z »udobno« zvezanimi čevlji (ne preohlapno in ne pretrdo) in uporabi vseh zank, tudi sedme dodatne, so izmerili za 15–30 % manjšo hitrost pronacije in manjše plantarne pritiske na petnem in lateralnem sprednjem delu stopala (Hagen in Hennig, 2009). Pri teku v »udobnih« čevljih z blaženim notranjim vložkom so bile velikosti udarnih sil za 7 % manjše in maksimalna vertikalna stopnja obremenitve za 8 % manjša (O'Leary idr., 2008).

»Udobnost« lahko torej pripomore k manjši obremenitvi, enakomernejši distribuciji plantarnega pritiska na stopalu, zmanjša pritiske v petnem in srednjem delu stopala ali zmanjša hitrost pronacije.

Mnogi novejši raziskovalci udobje izpostavljajo kot pomemben dejavnik preventive pred poškodbami, vendar, ker je pojem udobja kompleksen, subjektivno specifičen in ga je težko preučevati, je evidenca raziskav o zanesljivosti učinkov udobja pomanjkljiva. Ugotovitve raziskav je mogoče uporabiti za priporočila.

2.2 Ustrezna tekaška obutev in preventiva pred poškodbami

Osnovni koncept izdelave tekaške obutve temelji na lastnostih in razlikah v mehaniki gibanja treh osnovnih tipov stopal in jih proizvajalci priporočajo glede na stopnjo izraženosti pronacije tekaškega koraka. Antipronacijski modeli so zasnovani za tekače, ki med tekom izrazito prekomerno pronirajo oz. pri katerih je pronacija stopala najbolj izražena. Za tekače z zmerno oz. manj izrazito povečano stopnjo pronacije je zasnovan stabilen model. Ključni namen obeh modelov tekaške obutve je z vgrajenimi mehanizmi kontrole oz. normaliziranja gibanja subtalarnega sklepa, ki so pri antipronacijskem modelu vidno poudarjeni, omejiti prekomerno pronacijsko gibanje stopala in s tem zmanjšati tveganje za nastanek poškodb, povezanih s prekomerno pronacijo. Hkrati pa z uporabo blaženja na lateralnem petnem delu, na predelu začetnega kontakta stopala s podlago, glede na upoštevanje merila, da naj bi večina tekačev tekla preko pete, zmanjšati začetno hitrost pronacije (everzije petnice) in ublažiti udarni šok. Za tekače, ki med tekom nezadostno pronirajo, in za tiste z visokim stopalnim lokom, so oblikovani čevlji s poudarkom na blaženju. Glavni namen modelov s poudarjenim blaženjem je stopalu zagotoviti dodatno blaženje zaradi zmanjšanih funkcionalnih sposobnosti visokega tipa stopala za amortizacijo udarnih sil in sile preusmeriti ter jih enakomerneje razpršiti na večjo plantarno površino stopala. Namen fleksibilnejše konstrukcije obuval ob odsotnosti ojačitev v srednjem delu obuvala je spodbuditi naravno pronacijsko gibanje stopala. Model obutve, ki nimajo poudarjenega blaženja in so nevtralnno blaženi, so zasnovani za tekače brez posebnosti v mehaniki gibanja stopala.

Kot je že bilo ugotovljeno, raziskave, ki so preučevale posamezne vgrajene mehanizme blaženja in kontrole gibanja na tekačih, pogosto poročajo o nesistematičnih in večinoma nepomembnih ali zgolj manjših vplivih na zmanjšano obremenitev stopala ali zmanjšano pronacijsko gibanje. Vendar, ker naj bi bil določen model obutve namenjen določeni skupini tekačev oz. določenemu tipu stopala, bi tekaška obutev na posameznikih, katerim je namenjena, morala učinkovati.

Pilotsko izvedene študije (Cheung in Ng, 2007, 2008, 2010), v katere so bile zajete rekreativne tekačice s prekomerno pronacijo (opredeljena kot maksimalen odklon petnice od središčnice vsaj 6° ali več med tekom v nevtralnem modelu čevljev v primerjavi z nevtralnno pozicijo subtalarnega sklepa v statičnem položaju), potrdijo zagotovila proizvajalcev, da so antipronacijski čevlji sposobni zmanjšati pronacijsko gibanje stopala in uspešno kontrolirati stopnjo pronacije. Pri teku v antipronacijskih čevljih je bila maksimalna pronacija stopala zmanjšana za $3,3^\circ$ v primerjavi z nevtralnno blaženimi čevlji ($10,6^\circ \pm 3,53^\circ$ v antipronacijskih čevljih, model Adidas »Supernova control« in $13,9^\circ \pm 3,25^\circ$ v nevtralnih čevljih, model Adidas »Supernova cushion«). Po pretečenih 1500 m se je maksimalna pronacija v nevtralnem modelu v povprečju povečala še za $6,5^\circ$, medtem ko se ta v antipronacijskem modelu ni značilno povečala (zgolj za $0,7^\circ$). Neustrezni čevlji so povečali stopnjo pronacije za 31 % in še za nadaljnjih 27 % v pogojih utrujenosti (ko je tekač še toliko bolj dovzeten za poškodbe). Antipronacijski čevlji so bili sposobni kontrolirati povišane

pritiske na medialnem delu stopala, ki nastanejo kot posledica utrujanja mišic invertorjev in supinatorjev stopala zaradi upiranja prekomernemu pronacijskemu gibanju (v nevtralnem modelu izmerjene za 15 % višje vrednosti po pretečenih 1500 m), in ohraniti stabilno aktivnost mišic ter zakasnit njihovo utrujanje. Po pretečenih 10 km je bil izmerjen za 9,50 Hz manjši padec v aktivnosti mišic tibialis anterior in peroneus longus, ki skrbita za stabilnost skočnega sklepa (upad mediane frekvence za 2,10 Hz v antipronacijskih čevljih in za 11,60 Hz v nevtralnih čevljih).

Iz omenjenih raziskav je mogoče zaključiti, da lahko antipronacijski čevlji pri tekačih s prekomerno pronacijo z učinkovito kontrolo stopnje pronacije in plantarnih pritiskov na medialnem delu srednjega stopala zmanjšajo tveganje za nastanek poškodb, povezanih s prekomerno pronacijo in metatarzalnih stresnih zlomov (Weist idr., 2004; Willems idr., 2007).

Funkcijske lastnosti antipronacijskih čevljev naj bi se izraziteje odrazile na posameznikih z nizkim stopalnim lokom, ki prekomerno pronira, funkcijske lastnosti tekaških čevljev s poudarkom na blaženju pa na posameznikih z visokim stopalnim lokom (Butler, Davis in Hamill, 2006, 2007). Da bi lahko potrdili učinkovitost enega in drugega modela čevljev, sta bili postavljeni naslednji hipotezi:

- everzija stopala in notranja rotacija golenice bosta zmanjšani v pogojih antipronacijskih čevljev (New Balance 1021), pri čemer bo učinek večji pri posameznikih z nizkim stopalnim lokom; kotni pospešek golenice in vertikalna stopnja obremenitve (hitrost prirastka začetnih udarnih sil) bosta zmanjšana v pogojih čevljev s poudarkom na blaženju (New Balance 1022), z izrazitejšim učinkom na posameznikih z visokim stopalnim lokom.

Maksimalna everzija petnice je bila v antipronacijskem modelu manjša za 11 % in skupna velikost everzije petnice za 6 %. Kotni pospeški golenice so bili manjši za 20 % v modelu s poudarkom na blaženju. Rezultati potrjujejo zagotovila proizvajalcev, da antipronacijski čevlji bolje kontrolirajo (omejujejo) pronacijsko gibanje stopala, čevlji s poudarkom na blaženju pa bolje absorbirajo udarne sile, vendar neodvisno od tipa stopala. Bile so izmerjene pomembne razlike v hitrosti prirastka začetnih udarnih sil, ki so bile za posameznike z nizkim stopalnim lokom v modelu čevljev s poudarkom na blaženju značilno višje, kar pomeni, da za tekače z nizkim stopalnim lokom uporaba omenjenih čevljev z vidika preventive pred poškodbami ni priporočljiva.

Druga izvedena raziskava (Butler, Davis in Hamill, 2007), v kateri so bili tekači testirani v pogojih utrujenosti (30–45 minutna tekaška preizkušnja), je podala nekoliko značilnejšo povezavo med tipom stopala tekača in predpisanim modelom čevljev. Pri tekačih z nizkim stopalnim lokom ni bilo značilno pomembnih sprememb začetne in maksimalne everzije v obeh modelih, kljub predvidevanju, da bodo tako everzija petnice kot tudi spremembe gibanja golenice v modelu čevljev s poudarkom na blaženju večje. Antipronacijski čevlji prav tako niso zagotovili dodatne kontrole gibanja tekačem z nizkim stopalnim lokom. Izmerjene so bile razlike v maksimalni notranji rotaciji golenice. V pogojih antipronacijskega modela je bil značilno zmanjšan obseg notranje rotacije golenice, v pogojih modela s poudarjenimi lastnostmi blaženja pa je bila notranja rotacija golenice značilno povečana. Omenjene spremembe je mogoče pojasniti s predpostavko, da antipronacijske čevlji zagotovijo več kontrole gibanja srednjega dela stopala kot pa zadnjega, kar pomeni, da kontrola spodnjega skočnega sklepa vpliva na gibanje golenice in ne petnice. Manjša notranja rotacije golenice

lahko posledično zmanjša stres na patelofemoralni sklep in tako potencialno zmanjša nevarnost poškodb kolena, za katere naj bi bili dovzetenjši posamezniki z nizkim stopalnim lokom (Williams idr., 2001). Pri posameznikih z visokim stopalnim lokom sicer ni bilo izmerjenih značilnih razlik v kotnih pospeških golenice, v obeh modelih so bili pospeški med tekom konstantni, vendar z značilno razliko, da so bili v modelu s poudarkom na blaženju že v začetku manjši. Manjši začetni in konstantni kotni pospeški golenice pomenijo pozitiven indikator ustreznosti modela čevljev s poudarkom na blaženju za posameznike z visokim stopalnim lokom kot preventivni dejavnik pred preobremenitvenimi zlomi kosti, za katere so ti dovzetenjši (Williams idr., 2001).

Učinkovitost nevtralnega blaženega modela čevljev je potrdila tudi naslednja raziskava, izvedena na tekačih z visokim stopalnim lokom (Vegener, Burns in Penkala, 2008). Nevtralno blaženi čevlji (modela Asics Nimbus 6 in Brooks Glycerin 3, kot priljubljena in pogosto priporočena modela za tekače s prekomerno supinacijo), so zmanjšali obremenitev prednjega dela stopala, ki je pri tekačih z visokim stopalnim lokom bolj obremenjen, in sicer za 6 %, in preusmerili obremenitev na srednji del stopala (povečanje plantarnega pritiska iz 12% na 17 %). Nevtralno blaženi tekaški čevlji so zmanjšali maksimalne pritiske na celotno stopalo in časovne integrale za 17–33 % v primerjavi s kontrolnimi čevlji (Dunlop Volley – obutev za prosti čas). Oba modela so tekači označili kot udobna.

Omenjene raziskave so večinoma potrdile učinkovitost strategij kontrole pronacije in primernost antipronacijskih modelov za tekače prekomerne pronatorje ter učinkovitost blaženja v blaženih modelih za tekače, ki potrebujejo dodatno pomoč za blažnje udarnih sil. Ni mogoče pa z gotovostjo trditi, ali se z uporabo predpisanega ustreznega modela zmanjša tudi verjetnost nastanka poškodb. Raziskavi, ki sta preučevali vpliv uporabe ustreznega modela tekaških čevljev na prevalenco poškodb skozi daljše časovno obdobje, poročata le o majhnih ali pa značilno nepomembnih vplivih na zmanjšanje tveganja in pojavnosti poškodb (Ryan, Valiant, McDonald in Taunton, 2011; Schweltnus in Stubbs, 2006).

Raziskava (Ryan idr., 2011), v katero so bile zajete rekreativne tekačice, ki so med 13-tedensko pripravo na polmaraton trenirale v ustreznih, glede na tip stopala priporočenih tekaških čevljih (nevtralno blažen model za normalen tip stopala, stabilen model za pronirano stopalo in antipronacijski model za izrazito pronirano stopalo) ali neustreznih čevljih, ne poroča o pozitivnih učinkih priporočenega modela na manjše število izpuščenih treningov zaradi morebitnih bolečin in poškodb spodnjih okončin ali nezmožnosti treniranja, kljub ustreznosti tipu stopala. Tip stopala je bil določen z indeksom stopalnega loka. O najmanjšem številu zamujenih treningov poročajo tekačice v stabilnem modelu (32 % vseh tekačic v stabilnem modelu), kar velja tako za normalno kot pronirano stopalo. Tekočice v antipronacijskih čevljih poročajo o največjem številu izpuščenih treningov zaradi bolečin, neodvisno od tipa stopala. Tekočice z normalnim tipom stopala v nevtralnem modelu poročajo o večji pogostosti bolečin kot tekačice z normalnim tipom stopala v stabilnem modelu. Tekočice s proniranim stopalom v stabilnem modelu prav tako poročajo o večji pogostosti bolečin. Pri tekačicah z visoko proniranim stopalom ni bilo zabeleženih značilno pomembnih razlik v pogostosti bolečin v enem ali drugem modelu. Iz dobljenih rezultatov je mogoče zaključiti, da z izbiro modela obutve, ustrezne tekačevemu tipu stopala, ne moremo zagotoviti manjše verjetnosti nastanka poškodb.

Zgoraj omenjeno ugotovitev podpirajo tudi druge izvedene raziskave (Knapik idr., 2009; Knapik, Brosch idr. 2010; Knapik, Trone idr., 2010), ki poročajo celo o večjem tveganju za

poškodbo v priporočeni obutvi. Študije, izvedene na ameriških vojaki in vojakinjah tekom večtedenskega treninga vojaškega usposabljanja, poročajo o nekoliko višjem odstotku poškodovanih moških posameznikov z opredeljenim visokim stopalnim lokom v tekaških čevljih s poudarkom na blaženju v primerjavi s posamezniki z visokim stopalnim lokom v stabilnem modelu čevljev, kar pa ne velja tudi za žensko populacijo. Avtorji so dobljene rezultate pojasnili s predpostavko, da lahko v določenih okoliščinah (pre)velika količina blaženja v obuvalu zmanjša (omeji) proprioceptivne sposobnosti stopala za nevromišično adaptacijo posameznika na podlago terena, kar se odrazi s takimi spremembami v načinu teka, ki povečajo dovzetnost za poškodbe. Dodali so še, da se z vidika preventive pred poškodbami zdi bolj smiselna menjava starih tekaških čevljev z novimi, kot pa izbira obutve primerne tipu stopala (ki je bil določen zgolj s plantarnim odtisom stopal).

Ob interpretaciji rezultatov raziskav, ki so preučevale vpliv uporaba priporočenega modela obutve – klinični izid uporabe, velja omeniti določene pomanjkljivosti, kot so nezanesljivost metod določanja tipov stopal zgolj s skeniranjem plantarnega odtisa stopal (Cornwall in McPoil, 2011), odsotnost kinematičnih in kinetičnih testov, uporaba različnih tekaških čevljev znotraj posamezne kategorije modelov obutve, uporaba čevljev z ekstremno poudarjenimi lastnostmi blaženja ali vgrajenimi mehanizmi kontrole pronacije stopala. Prav tako velja opozoriti na individualne razlike v odzivu posameznika na obuvalo.

Raziskave, ki bi vključevale povezavo tako biomehanskih testiranj tekačev v predpisani tekaški obutvi v izvedeni testni preizkušnji daljšega časovnega obdobja kot tudi klinični izid uporabe obutve oz. prevalence poškodb, so izjemno redke oz. jih praktično ni evidentiranih (Richards idr., 2009).

2.3 Preventivni nasveti izbire in uporabe tekaške obutve

Izbira tekaške obutve, primerne posameznikovemu tipu stopala, načinu teka, telesni teži in drugim dejavnikom, je pomembna tako za preventivo pred poškodbami kot daljšo uporabno vrednost obuvala.

Primerna tekaška obutev je tista, ki naj zadosti naslednjim merilom:

- obuvalo se »optimalno« prilega stopalu, kar pomeni, da ustreza anatomski in funkcionalni obliki stopala (visoko, nizko, široko ali ozko stopalo, nevtralna pronacija, prekomerna pronacija, izražena supinacija),
- je vsaj minimalno blažena za absorpcijo sil, ki nastanejo ob kontaktu stopala s podlago,
- je dovolj stabilna, kar pomeni, da nudi dovolj opore peti in stopalnemu loku ter preprečuje drsenje pete in sprednjega dela stopala,
- ima pravilno razmerje med blaženjem in stabilnostjo (če je blaženje večje, je stabilnost manjša in obratno),
- je udobna, kar pomeni, da nudi dober oprijem (stopalo v njej ne drsi), je dovolj zračna, primerne velikosti (med prsti in obuvalom je približno 1 cm prostora) in primerne širine v

sprednjem delu (dovolj prostora za gibanje prstov stopala) ter da je srednji podplat udoben.

Tekaški čevlji niso več primerni za tek, ko se izrabi srednji podplat oz. izgubi lastnosti absorpcije udarnih sil, kar se ponavadi zgodi med 500 in 700 pretečenimi kilometri. Glede na izvedene mehanske teste (Fredericson, 1996), odvisno od teže tekača in načina teka, je pomembno, da se po omenjenem pretečenem času zamenjajo, čeprav zunanji podplat morda še ne kaže znakov obrabe. Neučinkovito blaženje srednjega podplata lahko pripelje do nastanka kronično preobremenitvenih poškodb. Izrabljen zunanji podplat ne zagotavlja več dovolj velikega trenja med čevljem in podlago, kar lahko, še posebej na neravnih in spolzkih terenih, privede do padcev in s tem akutnih poškodb.

Izbira obutve naj temelji na značilnostih tekaškega koraka. Tekachi s prekomerno pronacijo naj izbirajo med modeli za pronatorje oz. tako imenovanimi stabilnimi in antipronacijskimi modeli (slednje samo tekači z izrazito prekomerno pronacijo) za večjo oporo med tekom. Velja omeniti, da uporaba težkih antipronacijskih modelov čevljev s poudarjenimi mehanizmi kontrole gibanja in debelim srednjim podplatom tudi za tekače z izrazito prekomerno pronacijo morda ni primerna. Prevelika debelina srednjega podplata lahko zmanjša proprioceptivne sposobnosti stopala za kontrolo gibanja, kar je lahko nevarno za nastanek poškodb. Tekachi s prekomerno supinacijo oz. tisti z visokim stopalnim lokom naj izbirajo med modeli s poudarkom na blaženju, ki so nevtralnno in močnejše blaženi (predvsem na sprednjem zunanjem delu). Izbira le-teh je sicer precej manjša. Za tekače z nevtralnno pronacijo oz. za tiste z zgolj manjšimi odstopanji od nevtralne mehanike gibanja so primerni modeli tako iz kategorije modelov za pronatorje kot supinatorje z izjemo modelov s poudarjenimi lastnostmi stabilnosti ali blaženja. Za težje tekače so primernejši modeli, ki so boljše blaženi in posledično težji, lažji tekači naj izbirajo med lažjimi modeli. Prav tako je pomembna tudi pripravljenost tekača. Za tekače začetnike so priporočljivejši težji, stabilnejši modeli, ki tekaču omogočajo več blaženja, večje uravnavanje pronacije in boljše kontrolo gibanja ter mu tako zagotavljajo večjo varnost. Za tekače z že izdelano tehniko teka in tekmovalce so primerni tudi lažji modeli, namenjeni hitrim treningom in morebitnim tekmovanjem.

Priporočljivo je uporabljati več različnih modelov tekaških čevljev, saj v vsakem modelu stopalo deluje nekoliko drugače. Na ta način aktiviramo tudi druge mišice, ki jih običajno ne. Ker se absorpcijske lastnosti srednjega podplata popolnoma obnovijo šele po 24 urah (McPoil, 2000), je za tekače, ki trenirajo dvakrat dnevno, priporočljiva uporaba dveh različnih parov čevljev.

3 SKLEP

Tek velja za eno izmed najbolj priljubljenih oblik telesne dejavnosti. Odstotek tekačev, ki se poškodujejo, je visok. Vsako leto se poškoduje med 20 in 80 % tekačev. Prekomerna pronacija in supinacija ter visoke udarne sile, katerim je izpostavljen tekač med tekom, so pomembni dejavniki, ki vplivajo na nastanek tekaških poškodb.

Stopalo je prvi in hkrati najpomembnejši interakcijski člen, ki nastopa v kinetični verigi nastanka tekaških poškodb. Pronacijsko gibanje stopala je pomembno za absorpcijo udarnih sil, supinacija stopalu zagotovi togo ročico za odziv. Prekomerna pronacija ali supinacija vplivata na spremenjeno sklepno kinematiko gibanja tudi ostalih telesnih segmentov. Plosko stopalo, ki je fleksibilnejše, med tekom prekomerno pronira in ne omogoča učinkovitega odziva. Stopalo z visokim stopalnim lokom je togo, nezadostno pronira in ima manjšo sposobnost absorpcije udarnih sil, ki se hkrati skoncentrirajo na manjši površini stopala, posledično se na skelet prenesejo večje sile.

Naloga tekaške obutve je zmanjšati škodljive udarne sile, zagotoviti stopalu ustrezno stabilnost ter hkrati poskušati omogočiti naraven (fiziološki) potek pronacije stopala. Proizvajalci tekaške obutve razvijajo in ponujajo različne modele tekaških čevljev. Da bi obutev dosegla želene namene, mora ustrezati značilnostim posameznikovega tipa stopala in značilnostim njegovega tekaškega koraka.

Antipronacijski modeli so namenjeni tekačem z zmerno do izrazito prekomerno pronacijo oz. tekačem s ploskim tipom stopala, stabilni modeli pa tekačem z nevtralno do zmerno povečano stopnjo pronacije in tekačem z normalnim do proniranim tipom stopala. Modeli čevljev s poudarjenim blaženjem so namenjeni tekačem, ki med tekom nezadostno pronirajo oz. tekačem z visokim stopalnim lokom, nevtralno blaženi modeli pa so primerni za tekače z nevtralno mehaniko gibanja.

Kljub uporabi moderne tekaške obutve prevalenca poškodb ostaja nespremenjena.

Zaradi zgoraj omenjenih dejstev je bil namen diplomskega dela podrobneje obravnavati vprašanje preprečevanja tekaških poškodb, preučiti strategije preprečevanja poškodb in učinek posameznih tehnologij ter ugotoviti, ali je mogoče z uporabo ustrezne obutve primerne posameznikovemu tipu stopala in/ali mehaniki gibanja, preventivno zmanjšati nastanek najpogostejših tekaških poškodb.

Pri preučevanju posameznih strategij preprečevanja poškodb, kjer tip stopala ni bil kontroliran, so bili ugotovljeni večinoma nepomembni ali manjši, pogosto tudi nesistematični vplivi vgrajenih tehnologij blaženja na zmanjšanje obremenitev stopala ali tehnologij stabilnosti na zmanjšanje pronacijskega gibanja stopala. Prav tako je bilo ugotovljeno, da določen tehnološki dodatek lahko pozitivno učinkuje na eno lastnost (izboljša blaženje), vendar hkrati negativno vpliva na drugo lastnost (zmanjša stabilnost).

Pri preučevanju obutve in kontroli tekaškega tipa stopala je bilo ugotovljeno, da antipronacijski čevlji lahko uspešno kontrolirajo pronacijsko gibanje stopala, tekaški čevlji s poudarkom na blaženju pa dobro absorbirajo udarne sile neodvisno od tipa stopala.

Lastnosti blaženja in stabilnosti se izključujejo, zato lahko uporaba obutve z neprimerno poudarjenimi lastnostmi še dodatno poveča verjetnost nastanka poškodbe. Tekoški čevlji s poudarkom na blaženju so pri tekačih s prekomerno pronacijo povečali stopnjo pronacije za 31 % in še za nadaljnih 27 % v pogojih utrujenosti. Prav tako tudi uporaba težkih tekaških čevljev z debelim srednjim delom podplata in s poudarjenimi mehanizmi blaženja ali kontrole pronacije ni vedno primerna. Prevelika debelina srednjega podplata lahko zmanjša proprioceptivne sposobnosti stopala za kontrolo gibanja, kar je lahko nevarno za nastanek poškodb.

Pri preučevanju učinkov uporabe ustrezne ali tipu stopala neustrezne obutve daljšega časovnega obdobja na prevalenco poškodb, ob odsotnosti kinematičnih in kinetičnih testov, so bili ugotovljeni zgolj majhni ali nepomembni vplivi uporabe ustreznih tekaških čevljev na manjše število poškodb. Nekatere raziskave so poročale celo o večji pogostosti bolečin in poškodb v priporočenem (ustreznem) modelu obutve. Rezultati so vprašljivi, ker je bil tip stopala določen zgolj s plantarnim odtisom stopala, ki ne predvidi dinamične funkcije stopala.

Proizvajalci tekaške obutve se približujejo zgoraj omenjenemu »ideal« namena obutve, toda zaradi kompleksnosti trikomponentnega sistema stopalo-obutev-podlaga, interakcije še številnih drugih dejavnikov, kot tudi individualne pogojenosti nevromišične adaptacije tekača na obuvalo, ni mogoče zagotovo potrditi, da se lahko tudi z izbiro ustreznih tekaških čevljev zmanjša tveganje za poškodbe. Mogoče je podati le določena priporočila.

Osnovna priporočila primernosti tekaške obutve so lahko (naj bodo) zasnovana na tipu stopala, saj sta mehanika gibanja stopala z nizkim in visokim stopalnim lokom različni, pri upoštevanju, da določanje tipa stopala zgolj s plantarnim odtisom stopala ni primerno. Primerni tekaški čevlji naj bodo tisti, ki se optimalno prilegajo stopalu, tako širini, dolžini kot obliki stopala, katerih opetnik čvrsto drži peto v obuvalu in je srednji podplat udoben. Prav tako je morda bolj smiselna menjava starih tekaških čevljev z novimi, kot pa zgolj uporaba obutve, primerne tipu stopala. Tekači, ki razvijejo način teka, ki vključuje relativno majhne udarne sile in zmerno hitrost pronacije, naj bi imeli manjše tveganje za nastanek kronično preobremenitvenih poškodb, zato je smotrno stremeti tudi k omenjeni strategiji.

»Teci zmerno, preudarno, predvsem pa varno, da bo šlo dlje, hitreje, lahkotneje in brez poškodb!«

4 VIRI

- Arches of the foot*. (2014). Wikipedija. The Free Encyclopedia. Pridobljeno iz http://en.wikipedia.org/wiki/Arches_of_the_foot
- Behnke, R. S. (2006). *Kinetic anatomy*. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Bencke, J., Christiansen, D., Jensen, K., Okolm, A., Sonne-Holm, S. in Bandholm, J. (2011). Measuring medial longitudinal arch deformation during gait. A reliability study. *Gait and Posture*, 35(3), 400–404.
- Birrer, R. B., Buzermanis, S., DellaCorte, M. P. in Grisalfi, P. J. (2001). Biomechanics of running. V B. L. O'Connor, R. P. Wilder in R. Nirschl (Ur.), *Textbook of running medicine* (str. 11-19). New York: McGraw-Hill.
- Butler, R. J., Davis, I. S. in Hamill, J. (2006). Interaction of arch type and footwear on running mechanics. *American Journal of Sports Medicine*, 34 (12), 1998-2005.
- Butler, R. J., Davis, I. S. in Hamill, J. (2007). Effect of footwear on high and low arched runners' mechanics during a prolonged run. *Gait Posture*, 26(2), 219-225.
- Cavanagh, P. R. in Lafortune, M. A (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13(5), 397-406.
- Cheung, R. T. in Ng, G. Y. (2007). Efficacy of motion control shoes for reducing excessive rearfoot motion in fatigued runners. *Physical Therapy in Sport*, 8(2), 75-81.
- Cheung, R. T. in Ng, G. Y. (2008). Influence of different footwear on force of landing during running. *American Physical Therapy Association*, 88(5), 620-628.
- Cheung, R. T. in Ng, G. Y. (2010). Motion control shoe delays fatigue of shank muscles in runners with overpronating feet. *American Journal of Sports Medicine (Mar)*,38(3), 486-491.
- Chuter, V. H. (2010). *Relationships between foot type and dynamic rearfoot frontal plane motion*. Journal of foot and ankle research, 3, 9. Pridobljeno iz <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2894016/>
- Clinghan, R., Arnold, G. P., Drew, T. S., Cochrane, L. A. in Abboud, R. J. (2007). Do you get value for money when you buy an expensive pair of running shoes? *British Journal of Sports Medicine*, 42(3), 189-193.
- Cubukcu, S., Alimoglu, M. K., Balci, N., in Beyazova, M. (2005). Plantar arch type and strength profile of the major ankle muscle groups: a morphometric-isokinetic study. *Isokinetics and Exercise Science*, 13(3), 217-222
- De Wit, B., De Clercq, D. in Aerts, P. (2000). Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of Biomechanics*, 33(3), 269-278.
- De Wit, B., De Clercq, D. in Lenoir, M. (1995). The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. *Journal of Applied Biomechanics*, 11(4), 395–406.
- Divert, C., Mornieux, G., Bauhr, H., Mayer F. in Bell, A. (2005). Mechanical comparison of barefoot and shod running. *International Journal of Sports Medicine*, 26(7), 593-598.
- Dixon, S. J., Collop, A. C. in Batt, M. E. (2000). Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(11), 1919-1926.
- Dugan, S. in Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, 16(3), 603-621.
- Ferber, R. (2007). The influence of custom foot orthoses on lower extremity running mechanics. *International SportMed Journal*, 8(3), 97-106.

- Ferber, R., Hreljac, A. in Kendall, K. D. (2009). Suspected mechanisms in the cause of overuse running injuries. A clinical review. *Sports Health*, 1(3), 242–246.
- Foot bones. (2012). Kidport: Rerence library. Pridobljeno iz <http://www.kidport.com/reflib/science/humanbody/skeletalsystem/Foot.htm>
- Foot. (2014). Wikipedija. The Free Encyclopedia. Pridobljeno iz <http://en.wikipedia.org/wiki/Foot>
- Fredericson, M. (1996). Common injuries in runners. Diagnosis, rehabilitation and prevention. *Sports Medicine*, 21(1), 49-72.
- Gerritsen, K. G. M. , van den Bogert, A. J. in Nigg, B. M. (1995). Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 28(6), 661-668.
- Goss, D. L. in Gross, M. T. (2012). A review of mechanics and injury trends among various running styles. U.S. *Army Medical Department journal, July-September*, 62-71. Pridobljeno iz <http://www.cs.amedd.army.mil/FileDownloadpublic.aspx?docid=2c12aea8-8adf-4591-b2c1-c8a47450fe0c>
- Grabner, M. D. (1993). *Current issues in Biomechanics*. Human Kinetics.
- Guten, G. N. (1997). *Running injuries*. Philadelphia: W. B. Saunders.
- Hagen, M. in Hennig, E. M. (2009). Effects of different shoe-lacing patterns on the biomechanics of running shoes. *Journal of Sports Science*, 27(3), 1-9.
- Hamill, J. (junij 1996). Evaluating sport shoes using ground reaction force data. Prispevek predstavljen leta 1996 na 14. *International Symposium on Biomechanics in Sports*. Pridobljeno iz <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/2674/2507>
- Hening, E. T., Milani T. in Lafortune M. (1993). Use of ground reaction force parameters in predicting peak tibial accelerations in running. *Journal Applied Biomechanics*, 9(4), 306–314.
- Hennig, E. M, Valiant, G. A. in Liu, Q. (1996). Biomechanical variables and the perception of cushioning for running in various types of footwear. *Journal of Applied Biomechanics*, 12(2), 143-150.
- Hintermann, B. in Nigg, B. M. (1998). Pronation in runners. Implications for injuries. *Sports Medicine*, 26(3), 169-176.
- Hintermann, B., Nigg, B. M., Sommer, C. in Cole, G. K. (1994). Transfer of movement between calcaneus and tibia in vitro. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 9(1), 349-355.
- Hreljac, A. (2004). Impact and overuse injuries in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(5), 845-849.
- Johanson, M. A., Donatelli, R., Wooden, M. J., Andrew, P. D. in Cummings, G. S. (1994). Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. *Physical therapy*, 74(2), 149-161.
- Kendall, K. D., Sheerin, K., Keshmiri, E. in Ferber, R. (2008). Normative database of common anatomical measures related to running injuries. *Journal of Athletic Training*, 43(3), 123.
- Kersting, U. G. in Brüggemann, G. P. (2006). Midsole material-related force control during heel-toe running. *Research in sports medicine (Print)*, 14(1), 1-17.
- Klemenc, S. (2014). *Stopalo in poškodbe*. Pridobljeno iz <http://mojaxis.si/stopalo-poskodbe/>
- Knapik, J. J., Swedler, D. I., Grier, T. L., Hauret, K. G., Bullock, S. H., Williams, K. W., ... Jones, B. H. (2009). Injury reduction effectiveness of selecting running shoes based on plantar shape. *Journal Strength and Conditioning Research*, 23(3), 685-697.

- Knapik, J. J., Brosch, L. C., Venuto, M., Swedler, D. I., Bullock, S. H., Gaines, L. S., Murphy, R., ... Jones, B. H. (2010). Effect on injuries of assigning shoes based on foot shape in air force basic training. *American Journal of Preventive Medicine*, 38, 197-211.
- Knapik, J. J., Trone, D. W., Swedler, D. I., Villasenor A. in Bullock, S. H. (2010). Injury reduction effectiveness of assigning running shoes based on plantar shape in Marine corps basic training. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(9), 1759–1767.
- Kong, P. W., Candelaria, N. G. in Smith, D. R. (2009). Running in new and worn shoes: a comparison of three types of cushioning footwear. *British Journal of Sports medicine*, 43(10), 745-749.
- Krauss, I., Valiant, G., Horstmann, T. in Grau, S. (2010). Comparison of female foot morphology and last design in athletic footwear – Are men’s lasts appropriate for women? *Research in Sports Medicine*, 18(2), 140–156.
- Larson, P., Higgins, E., Kaminski, J., Decker, T., Preble, J., Lyons, D., ... Normile, A. (2011). Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *Journal of sports sciences*, 29(15), 1665-1673.
- Lieberman, D. E. (2012). What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. *Exercise and sport sciences reviews*, 40(2), 63-72.
- Lieberman, D., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D’Andrea, S., Davis, I. S., ... Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(28), 531-536.
- Logan, S., Hunter, I., Hopkins, J. T., Feland, J. B. in Parcell, A. C. (2010). Ground reaction force differences between running shoes, racing flats and distance spikes in runners. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(1), 147-153.
- Lopes, A. D., Hespanhol Junior, L. C., Yeung, S. S. in Costa, L. O. (2012). What are the main running-related musculoskeletal injuries? Systematic review. *Sports Medicine*, 42(10), 891–905.
- Luethi, S. M. in Stacoff, A. (1987). The influence of the shoe on foot mechanics in running. V B. van Gheluwe in J. Atha (Ur.), *Current research in sports biomechanics* (str. 72-85). Basel; New York: Karger.
- Mann, R., Moran, G. in Dougherty, S. (1986). Comparative EMG of the lower extremity in jogging, running and sprinting. *The American Journal of Sports Medicine*, 14, 6.
- McClay in Manall, K. (1998). A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clinical Biomechanics*, 13(3), 195-203.
- MacNeill, I. (2006). *Tek za začetnike*. Ljubljana: Tuma.
- McPoil, T. G. (2000). Athletic footwear: Design, performance and selection issues. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 3(3), 260-267.
- Michaud, T. C. (2014). *The ideal running shoe: An elusive, evolving concept*. Lower Extremity Review Magazine. Pridobljeno iz <http://lermagazine.com/article/the-ideal-running-shoe-an-elusive-evolving-concept>
- Milani, T. L., Schnabel, G. in Hennig, E. M. (1995). Rearfoot motion and pressure distribution Patterns during running in shoes with varus and valgus wedges. *Journal of applied biomechanics*, 11(2), 177-187.
- Milani, T., Hennig, E. M. in Lafortune, M. A. (1997). Perceptual and biomechanical variables for running in identical shoe constructions with varying midsole hardness. *Clinical Biomechnics*, 12(5), 294-300.

- Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C., Hamill, J. in Davis, I. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(2), 323-328.
- Moore, K. L., Agur, A. in Dalley, A. F. (2010). *Essential Clinical Anatomy*. [DX Reader version]. Pridobljeno iz <http://www.slideshare.net/jewelbillah/essential-clinical-anatomy-moore-4th-ed-2010>
- Nawoczenski, D. A., Saltzman, C. L. in Cook, T. M. (1998). The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot. *Physical Therapy*, 78(4), 404-416.
- Nigg, B. M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 11(1), 2-9.
- Nigg, B. M. in Bahlsen, A. (1988). Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination, and impact forces for heel-toe running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4(3), 205 – 219.
- Nigg, B. M., Khan, A., Fisher, V. in Stefanyshyn, D. (1998). Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(4), 550-555.
- Nilson, J., Thorstensson, A. in Halbertsma, J. (1985). Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*, 123, 457-475.
- Novacheck, T. (1998). The biomechanics of running. *Gait & posture*, 7(1), 77-95.
- O'Leary, K., Vorpahl, K. A. in Heiderscheit, B. (2008). Effect of cushioned insoles on impact forces during running. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(1), 36-41.
- Perry, S. D. in LaFortune, M. A. (1995). Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 10(5), 253-257.
- Pohl, M. B., Hamill, J. in Davis, I. S. (2009). Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 19(5), 372-376.
- Richards, C. E., Magin, P. J. in Callister, R. (2009). Is your prescription of distance running shoes evidence based? *British Journal of Sports Medicine*, 43(3), 159-162.
- Rodgers, M. M. (1988). Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Physical therapy*, 68(12), 1822-1830.
- Rumford, P. (2010). *Shoe anatomy*. Twick Fit. Pridobljeno iz <http://tweakfit.com/running-shoes>
- Running shoe anatomy*. (2014). American Academy of Podiatric Sports Medicine. Pridobljeno iz <http://www.aapsm.org/runshoe-running-anatomy.html>
- Running Shoes: How to choose*. (28. 10. 2013). Favorite run shop. Pridobljeno iz <http://favoriterunshop.com/running-gear-review/run-gear/running-shoes-choose/>
- Ryan, M. B., Valiant, G. A., McDonald, K. in Taunton, J. E. (2011). The effect of three different levels of footwear stability on pain outcomes in women runners: a randomised control trial. *British Journal of Sports Medicine*, 45(9), 715-721.
- Sasimontongkul, S., Bay, B. K. in Pavol, M. J. (2007). Bone contact forces on the distal tibia during the stance phase of running. *Journal of Biomechanics*, 40(15), 3503-3509.

- Schwellnus, M. P. in Stubbs, G. (2006). Does running shoe prescription alter the risk of developing a running injury? *International SportMed Journal*, 7(2), 138-153.
- Shorten, M. R. (2000). Running shoe design: Protection and performance. V D. Tunstall Pedoe (Ur.), *Marathon Medicine* (str. 159- 169). London: Royal Society of Medicine.
- Sinclair, J., Greenhalgh, A., Edmundson, C. J., Brooks, D. in Hobbs, S. J. (2012). Gender differences in the kinetics and kinematics of distance running: Implications for footwear design. *International Journal of Sports Science and Engineering*, 6(2), 118-112.
- Squadrone, R. in Gallozzi, C. (2009). Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 49(1), 6-13.
- Stacof, A., Kaelin, X., Stuessi, E. in Segesser, B. (1989). The torsion of the foot in running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 5(4), 375-389.
- Stacoff, A., Denoth, J., Kaelin, X. in Stuessi, E. (1988). Running injuries and shoe construction: Some possible relationships. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4(4), 342-357.
- Stacoff, A., Reinschmidt, C., Nigg, B. M, van den Bogert, A. J, Lundberg, A., Denoth, J. in Stüssi, E. (2001). Effects of shoe sole construction on skeletal motion during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(2), 311-319.
- Subotnick, S. I. (1985). The biomechanics of running: Implications for the prevention of foot injuries. *Sports Medicine*, 2, 144-153.
- Take the wet test: Learn your foot type.* (29. 9. 2004). Runner's world. Pridobljeno iz <http://www.runnersworld.com/running-shoes/take-wet-test-learn-your-foot-type>
- Taunton, J. E, Ryan, M. B., Clement, D. B., Mckenzie, D. C., lloyd-Smith, D .R. in Zumbo, B. D. (2002). A retrospective case-control analysis of running injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 36(2), 95-101.
- Van Gheluwe, B. Roosen, P. in Tielemans, R. (1999). The influence of heel fit on rearfoot motion in running shoes. *Journal of Applied Biomechanics*, 15(4), 361–372.
- Van Mechelen, W. (1992). Running injuries: A review of epidemiological literature. *Sports Medicine*, 14(5), 320-335.
- Warr, B. J., Fellin, R. E. in Seay, J. F. (2014). *A better understanding of barefoot running.* Issue of Clinical advisor. Pridobljeno iz <http://www.clinicaladvisor.com/a-better-understanding-of-barefoot-running/article/328384/1/>
- Weist, R., Eils, E. in Rosenbaum, D. (2004). The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures. *American Journal of Sports Medicine*, 32(8),1893-1898.
- Willems T. M, Witvrouw E., De Cock A., De Clercq, D. (2007). Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(2), 330-339.
- Williams, D. S., McClay, I. S., Hamill, J. in Buchanan, T. S. (2001). Lower extremity kinematics and kinetics differences in runners with high and low arches. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(2), 153-163.
- Wright, I. C., Neptune, R. R., van den Bogert, A. J. in Nigg, B. M. (1998). Passive regulation of impact forces in heel-toe running. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 13(7), 521-531.
- Yamashita, M. H. (2005). Evaluation and selection of shoe wear and orthoses for the runner. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, 16(3), 801-829.



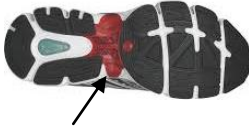





5 PRILOGE

Priloga 1:

Pregled tehnologij blaženja, stabilnosti in kontrole gibanja nekaterih najpomembnejših proizvajalcev tekaške obutve.

Proizvajalec	Tehnologije blaženja	Tehnologije stabilnosti in kontrole gibanja	Druge tehnologije
Nike	<p>Tehnologija Air – zračna blazinica oz. enota, napolnjena s plinastim razdelkom. Obstaja več oblik in velikosti blazinic (npr. Max air – večja zračna blazinica za ublažitev močnih udarcev stopala ob tla; Zoom air – kombinacija z nateznimi vlakni, omogoča blaženje udarcev in hkrati hitrejši odriv).</p> 	<p>Dynamic support – dinamična opora iz mehke pene klinaste oblike (debelejša na zunanji strani). Omogoča optimalno porazdelitev udarnih sil. Obremenitev se prilagodi posameznikovemu stopalu – za nevtralne tekače deluje kot pomoč pri pravilnem fiziološkem prenosu sile, za tekače pronatorje pa zagotavlja stabilnost.</p> 	<p>Nike free – prožen in fleksibilen rebrast podplat z namensko vrezanimi kanali. Blaži udarce in hkrati omogoča naravno gibanje stopala. Zagotavlja večjo aktivacijo mišic stopala in goleni.</p> 
	<p>Lunarlon – pena v srednjem podplatu za enakomeren prenos pritiskov po celotni površini stopala. Omogoča elastično blaženje, oporo in udobje.</p> 	<p>Archbridge – podpora stopalnemu loku</p>	<p>Stabilfleks – fleksibilni utori v zadnjem delu podplata obuvala za udobnejši udarec pete ob tla.</p>
	<p>Nike shox – votli stolpci, razporejeni v vrsto v obliki kvadrata. Zagotavljajo enakomeren pritisk po celotnem stopalu, upočasnijo in zmanjšajo pritiske na stopalo in hkrati omogočajo dinamičen odriv (vračajo elastično energijo).</p> 		<p>Flywire – elastična vlakna iz kevlarja v zgornjem delu obuvala. Omogočajo, da se obuvalec oprime stopala. Stopalu nudijo oporo in hkrati neovirano gibanje.</p> 
Asics	<p>GEL – osrednja tehnologija blaženja iz silikona v zadnjem in (ali) sprednjem delu obuvala. Omogoča učinkovito absorpcijo udarnih sil in optimalno porazdelitev sil pri prenosu teže s pete proti prstom.</p> 	<p>Duo Max – oporni element pod stopalnim lokom. Zmanjšuje tendence čezmerne pronacije in hkrati izboljšuje naravno gibanje stopala.</p> 	<p>IGS – sistem, ki omogoča naravno gibanje stopala</p>
	<p>DuoSole - dvojni podplat</p> 	<p>Trusstic – lahek v srednji podplat vgrajen stabilizacijski del, ki povezuje zadnji in sprednji del stopala, med pripravo na odziv pa podpira srednji del stopala.</p> 	<p>Fluidaxis – žlebovi na podplatu. Omogočajo naravno gibanje stopala.</p> 

Proizvajalec	Tehnologije blaženja	Tehnologije stabilnosti in kontrole gibanja	Druge tehnologije
Mizuno	<p>Wave – valna plošča vstavljena med dve komponenti srednjega podplata. Obstajajo različne valne dolžine in oblike (Compact wave, Parallel wave, X wave, Infinity wave - dodani sterbi z blažilci, Double fan-shaped wave). Omogoča 30 % boljše ublažitev udarcev in 13 % boljše stabilizacijo. Razprši udarne sile po večji površini in hkrati omogoča stabilnost na zunanem in medialnem delu stopala.</p> 	<p>AP – material v vmesnem podplatu, ki omogoča večjo stabilnost in odzivnost obutve.</p>	
	<p>Različne spojine vmesnega podplata: AP+, U4IC (vzdržljive, in lahke). Omogočajo boljše blaženje.</p>	<p>Dynamotion Fit – sistem, ki omogoča, da zgornji del obuvala spremlja gibanje stopala in hkrati preprečuje nestabilnost noge v obuvalu.</p> 	
	<p>Smooth Ride – podaljšana Wave plošča z drugače zasnovanim sredinskim delom obuvala. Omogočajo boljše blaženje udarcev, večjo upogljivost in gladek prenos težišča iz pete na prste.</p>		
Adidas	<p>Adiprene – elastični material srednjega podplata; Adiprene+ - visoko elastičen material v sprednjem delu stopala. Omogočata blažitev udarcev in dinamičen odziv.</p> 	<p>Formotion – prosto gibljiv sistem v peti, ki se prilagaja posameznikovemu načinu teka. Zmanjšuje horizontalne sile na sklepe, reducira hitrost pronacije in omogoča maksimalno kontrolo gibanja.</p> 	<p>Springblade – popolnoma preoblikovan srednji podplat, nadomeščen s 16 poševno oblikovanimi lopaticami. Individualno prilagojen sistem, ki omogoča dobro blaženje udarnih sil, boljši izkoristek elastične energije in dinamičen odziv.</p> 
	<p>Boost – energijske kapsule iz pene EVA v srednjem podplatu, mehko oblazinjenje za blaženje udarnih sil; skladišči in maksimalno vrača elastično energijo pri odzivu; vremensko odporen, vzdržljiv, primeren za tek po vsaki podlagi</p> 	<p>Torsion system – lahka podpora stopalnemu loku. Omogoča neodvisno gibanje sprednjega in zadnjega dela stopala, boljše prilagajanje na teren in večjo stabilnost stopala.</p> 	<p>Geofit – anatomsko oblikovane blazinice, ki se prilagajo obliki podplata stopala. Omogočajo enakomerno porazdelitev pritiskov na stopalo in hkrati večje udobje. Povečajo občutek varnosti in stabilnosti.</p>
			<p>Ground control – aktiven sistem dveh gibljivih plošč, ki z adaptacijo na podlago upočasnijo pronacijsko gibanje stopala in zagotovi boljši nadzor gibanja.</p>

Proizvajalec	Tehnologije blaženja	Tehnologije stabilnosti in kontrole gibanja	Druge tehnologije
Brooks	EVA – material srednjega podplata (prvi proizvajalec, ki ga uporabi; danes nepogrešljiv v industriji tekaške obutve).	Diagonal Rollbar – podpora na prečnem stopalnem loku za tekače s prekomerno pronacijo 	e-fusio – zmes v srednjem/zunanjem podplatu. Omogoča odboj od stopalnic in s tem večjo učinkovitost odprava.
	DNA – »intelektualno« blaženje srednjega podplata kot povezava posameznih molekul povezanih v verigo. Trdnost in prožnost se individualno prilagaja posamezniku. Omogoča optimalno blaženje in vračanje elastične energije. 	GTS – plastičen »most« ki povezuje sprednji in zadnji del superge. Omogoča dodatno torzijsko stabilnost stopala in učinkovit prenos teže od pete proti prstom. 	
	HydroFlow – dinamično viskozne tekočine v predelu pete in sprednjega dela obuvale, ki omogočajo boljše blaženje sredine podplata. 	MoGo – zmes srednjega podplata. Omogoča dobro stabilnosti in hkratno udobje.	
Saucony	Grid – patentirana tehnologija, mreža iz Hytrel vlaken. Omogoča odlično blaženje in stabilnost na sredini pete. 	Arch Lock – konstrukcija, ki povezuje srednji predel zgornjega dela stopala, povezana s srednjim podplatom. Omogoča boljše prileganje stopala obuvalu in izboljšano kontrolo gibanja. 	Flexion Plate – plošča, ki omogoča učinkovit prenos teže od pete proti prstom in hkrati večjo ekonomičnost teka. 
	ProGrid – Izboljšana Grid tehnologija, zasnovana na fizikalnih lastnosti mreže teniškega loparja ali tranpolina. Obremenitev razprši na vso površino podplata, omogoča enakomeren prenos teže od pete proti prstom, boljše blaženje in večje udobje 		
	High Rebound Compound – mešanica odzivne gume EVA v srednjem podplatu na območju pete in prstov		

Proizvajalec	Tehnologije blaženja	Tehnologije stabilnosti in kontrole gibanja	Druge tehnologije
Salomon	Salomon Cushioning system – samostojna petna enota iz pene, ki absorbira udarce in zagotavlja udobje ob hkratnem uravnavanju pronacije. Omogoča večjo stabilnost, dinamičen in učinkovit odriv.	Autofit foam – spominska pena, ki se prilagodi podplatu posameznika. Omogoča boljšo stabilnost in hkrati udobje.	ACS – poseben sistem, sestavljen iz več komponent.. Omogoča maksimalno odzivnost mišic stopala, kontrolo gibanja v vseh smereh in vračanje elastične energije v učinkovit in dinamičen odriv. 