

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT

DIPLOMSKO DELO

IGOR HABRUN

Ljubljana, 2013

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT
Kineziologija

PRIMERJAVA MED TEHNIKAMA TEKA V SUPERGAH IN BOS

DIPLOMSKO DELO

MENTOR:

dr. Aleš Dolenec

RECENZENT:

dr. Vojko Strojnik

Avtor dela

IGOR HABRUN

Ljubljana, 2013

ZAHVALA

Iskreno se zahvaljujem svojemu mentorju dr. Alešu Dolenecu za pomoč in vodenje pri izdelavi diplomske naloge. Prav tako bi se rad zahvalil recenzentu dr. Vojku Strojniku za pregled diplomske naloge.

Največja zahvala gre družini, ki me je podpirala in mi stala ob strani vsak trenutek študija.

Hvala Bojanu Brodarju za slovnični pregled diplomske naloge.

Hvala tudi vsem prijateljem za podporo in nasvete ter številne trenutke, ki smo jih preživeli skupaj.

Ključne besede: bosonogi tek, tek v supergah, biomehanika teka, ekonomičnost teka,

PRIMERJAVA MED TEHNIKAMA TEKA V SUPERGAH IN BOS

Igor Habrun

IZVLEČEK:

V diplomski nalogi je predstavljena primerjava tehnik teka v supergah in bosonogi način teka. Obravnavana je podrobnejša biomehanika, ekonomičnost teka, anatomska adaptacija ter ostale posebnosti tekačev obeh načinov teka. Kot zanimivost je v zaključnem delu predstavljen tek v minimalističnih copatih.

Naloga je monografskega tipa za katero sem uporabil deskriptivno metodo raziskovanja. Večina literature je v obliki tujih znanstvenih člankov, ki sem jih poiskal preko spletne podatkovne baze MEDLINE.

Bosonogi tekači tečejo večinoma preko sprednjega dela stopala, med tem ko je za tekače v supergah značilen izrazit tek preko pete. To razliko omogoča bolj vodoravna postavitev stopala bosonogih tekačev, saj uporabljajo krajše korake in višje frekvence v primerjavi s tekači v supergah. Bosonogi tekači imajo tudi krajše kontaktne čase, fazo leta in trajanje tekaškega koraka. Tek preko pete povzroča pojav prvega vrha sile reakcije podlage in višje hitrosti prirastka sile reakcije podlage v primerjavi s tekom preko sprednjega dela stopala. Tekoške superge do neke mere ublažijo sile pri teku preko pete, vendar so še zmeraj precej višje kot pri bosonogem teku. Nošenje superg povečuje ročico spodnjega skočnega sklepa in bi naj zato povzročale večji obseg everzije stopala in večjo notranjo rotacijo golenice. Študije so pokazale, da je bosonogi tek bolj ekonomičen kot tek v supergah ne glede na način postavitve stopala ob podlago. Bosonogi tekači imajo bolj močne mišice stopala in gležnja, bolj razširjen sprednji del stopala ter odebeljeno kožo. Sposobnost propriocepcije je precej večja pri neposrednem stiku stopala s podlago. Bosonogi tek zato omogoča boljšo kontrolo gibanja in povečuje stabilizacijo. Minimalistični copati s svojimi tankimi podplati in majhno težo na nek način posnemajo bosonogi tek, vendar ga ravno zaradi prisotnosti podplata, ki omejuje propriocepcijo, ne moremo enačiti z bosonogim tekom.

Key words: barefoot running, shod running, biomechanics, economy

COMPARISON BETWEEN SHOD RUNNING AND BAREFOOT RUNNING

Igor Habrun

ABSTRACT:

This final thesis presents comparison of barefoot and shod running techniques. It discusses more specifically various aspects as biomechanics, running economy, anatomical adaptations and other specifics and differences between barefoot and shod runners. Also in final section it presents minimalist shoes running.

It is monograph type of thesis, in which I used descriptive research method. Majority of literature used in research are foreign scientific articles, found through online MEDLINE database.

Barefoot runners mostly land toward the front of the foot (forefoot strike), while shod runners typically just the opposite, land on heel (rearfoot strike). This difference is provided with flatter foot placement of barefoot runners, as they use shorter strides and higher stride rates compared to shod runners. Barefoot runners have also decreased contact time, flight time and stride duration. Rearfoot strike causes a marked impact peak in the vertical ground reaction force and a higher rate of loading of ground reaction force, compared to forefoot strike. Running shoes to some extent dampens the magnitude of the impact peak caused by a rear foot strike, however impact peak is still higher as in barefoot running. Running shoes increase the lever about the subtalar joint, causing excessive eversion of the foot and increased internal tibial rotation. Studies have shown that barefoot running is more economical than shod running, regardless of footstrike. Barefoot runners have stronger muscles of the foot and ankle, widened front part of the foot and thicker skin of the plantar surface of the foot. Proprioception ability is increased with direct contact to the ground. Therefore, barefoot running allows better motion control and increases stability. Minimalist shoes with thin soles and less weight mimic barefoot running experience, however presence of the sole limits proprioception, therefore is not the same as barefoot running.

KAZALO

1. UVOD	8
1.1. Opis bosonovega teka.....	9
1.1.1. Biomehanika.....	9
1.1.1.1. Faze tekalnega koraka in koti v sklepih	9
1.1.1.2. Frekvenca in dolžina korakov ter časovni parametri.....	12
1.1.1.3. Način postavitve stopala in sila reakcije podlage.....	13
1.1.2. Ekonomičnost teka	21
1.2. Opis stopala	23
1.2.1. Anatomija stopala.....	23
1.2.2. Senzorni receptorji stopala	30
1.3. Posebnosti bosonogih ljudi	32
1.4. Tekaske superge	32
2. METODE DELA.....	34
3. RAZPRAVA	35
3.1. Primerjava teka v supergah z bosonogim tekom	35
3.2. Minimalistični copati	51
4. SKLEP.....	53
5. VIRI.....	55

1. UVOD

Tek je danes med najbolj popularnimi oblikami telesne aktivnosti. Tečejo ljudje najrazličnejših starosti z najrazličnejšimi razlogi. Nekateri bi radi izboljšali telesno zdravje, drugi se pripravljajo na maratone in druga tekmovanja, tretji pa vidijo v teku neko splošno zadovoljstvo in užitek. Tudi sam sem zvest tekač in bi lahko rekel, da spadam v skupino rekreativnih tekačev. Zame je postal vsakodnevna potreba, katero preprosto moram zadovoljiti. Tek je naravna oblika gibanja, ki se je razvila že v davni preteklosti. Je gibanje kjer premagujemo lastno težo v prostoru in je gibanje za katero ne potrebujemo nobenih posebnih pripomočkov. Toda danes vemo, da je tekaška obutev nepogrešljivi del opreme večine tekačev, ki si verjetno ne bi mogli zamisliti teka brez dobro blaženih obuval.

Ljudje so hodili in tekli bosi milijone let. Nobeno arheološko odkritje ne kaže na uporabo obutve pred 2 milijonoma let, ko je obstajal rod Homo ali pa med prvimi predstavniki Homo sapiensa pred 200 000 leti (Hatala, Dingwall, Wunderlich, Richmond, 2013). Kasneje so že uporabljali preprosta zaščitna in izolacijska obuvala v obliki sandalov ali mokasinov. Od takrat pa do danes je prihajalo do številnih izboljšav. Spremembe v postopkih izdelave in dostopnost novih materialov so v 70. letih 20.st. privedle do pojava modernih tekaških copatov. Ti so povečali podporo in blaženje stopal, stabilnost, zaščito, torej z eno besedo povedano, udobje. Trenutno je na voljo široka ponudba tekaških copatov različnih proizvajalcev, ki promovirajo svoje izdelke pod različnimi kategorijami, glede na posebnosti tekača. Kljub velikemu napredku tekaške industrije, se je nedolgo nazaj pojavilo gibanje, ki zagovarja bosonogi tek in tek v »minimalističnih« copatih, s katerimi se skušajo približati bosonogemu teku. Zagovorniki »novega« načina teka verjamejo, da bi naj bila ta oblika teka, kot so jo poznali že naši predniki, bolj varna pred poškodbami. Čeprav ne gre za nobeno novo poglobitveno je bosonogi tek postal ena od osrednjih tem v svetu tekačev, pojavlja se v številnih knjigah, revijah, časopisih in znanstvenih člankih.

Z znanstvenega vidika vemo o bosonogem teku že veliko, vendar obstaja na tem področju veliko nasprotujočih si mnenj. Na eni strani imamo zagovornike bosonogega teka, ki so prepričani, da je tek brez obutve bolj naraven in povzroča manj poškodb, kot tek v supergah. Po drugi strani pa bi naj bila ta nova »modna muha« za tekače nevarna. Po njihovem stopala potrebujejo blaženje, zaščito in oporo. Bosonogi tek bi naj bil varen samo na mehkih podlagah, kot sta mivka ali trava, in popolnoma tvegan na trdih tleh kot sta beton ali asfalt. Poleg tega ne smemo pozabiti na tek z minimalističnimi copati, katerega mnogi enačijo z bosonogim tekom. Ampak, kako je lahko tek v copatih ne glede na debelino podplata sploh opredeljen kot bosonogi tek? Zaradi vseh teh oblik in načinov teka med ljudmi vlada zmeda, veliko je deljenih mnenj, pojavljajo se številna vprašanja. Tudi med rezultati znanstvenih člankov na to temo se pojavljajo določene razlike, zato sem se odločil bolj podrobno raziskati to temo. V svoji diplomski nalogi bom naredil primerjavo med tehnikama teka v tekaških copatih in bosonogim tekom, v zaključku pa se bom dotaknil tudi teka v minimalistični obutvi.

Cilj diplomske naloge je primerjava med tehnikama teka v supergah in bosonogim načinom teka. Glavno vprašanje oziroma problem mojega dela:

- Kakšna je razlika med tehnikama teka v supergah in bos?

1.1. Opis bosonogega teka

1.1.1. Biomehanika

Kako so ljudje tekli včasih? Na vprašanje ne znamo točno odgovoriti, a raziskave kažejo na to, da so bili sposobni teči bosi ali v minimalni obutvi zelo varno in udobno, pri čemer so najverjetneje pristajali na srednji ali sprednji del stopala. Če danes pogledamo bosonoge tekače, lahko med njimi opazimo vrsto različnih tehnik teka. Razlike so lahko posledica mnogih dejavnikov, kot so hitrost teka, lastnost podlage, utrujenost tekača, jakost mišic... Tako bodo npr. bosonogi tekači z večjo verjetnostjo tekli po mehkejših podlagah (trava) preko pete, med tem ko bodo po bolj trdih podlagah (asfalt) tekli po sprednjem ali srednjem delu stopala. Bosonogi tekači bi naj imeli bolj prilagodljivo tehniko teka na račun boljše propriocepcije, zato ne moremo reči, da obstaja samo ena pravilna tehnika bosonogega teka, ravno nasprotno, poznamo zelo raznolike načine tekov (Lieberman, 2012).

Ko govorimo o biomehaniki teka imamo v mislih dve veji, ki podrobneje proučujeta to področje, in sicer kinematika in dinamika teka. Kinematika opisuje gibanje telesa, dinamika pa razmerje med gibanjem in silami, ki jih to gibanje povzroča.

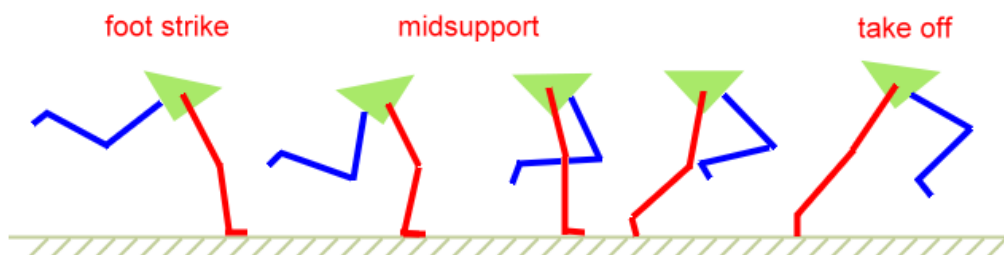
Čeprav je tehnika teka odvisna od mnogih dejavnikov kot so morfološke značilnosti tekača, mišična struktura tekača, značilnost vadbe itd. – je torej individualno pogojena, lahko vseeno govorimo o splošnih zakonitostih ali o optimalnem modelu teka. Znotraj modela tehnike teka vsak posameznik v skladu s svojimi sposobnostmi, lastnostmi in zmožnostmi oblikuje svoj način gibanja. Pri opisovanju modela gibanja tako lahko govorimo o fazah tekalnega koraka, kotih v posameznih sklepih, frekvenci in dolžini korakov, časovnih parametrih tekalnega koraka, velikosti sil pri teku, aktivnosti posameznih mišičnih skupin...

1.1.1.1. Faze tekalnega koraka in koti v sklepih

Pri tekaškem koraku se menjavata oporna faza (ko je tekač v stiku s tlemi) in faza leta (ko tekač nima stika s podlago). Če znotraj celotnega tekaškega koraka opazujemo gibanje noge, ta potuje skozi dve fazi in sicer skozi fazo opore, tej pa sledi faza zamaha. Za natančno analizo tekalnega koraka je potrebna bolj podrobna diferenciacija obeh faz.

Fazo opore lahko opišemo s tremi podfazami (Slika 1) (Mann, Moran in Dougherty, 1986):

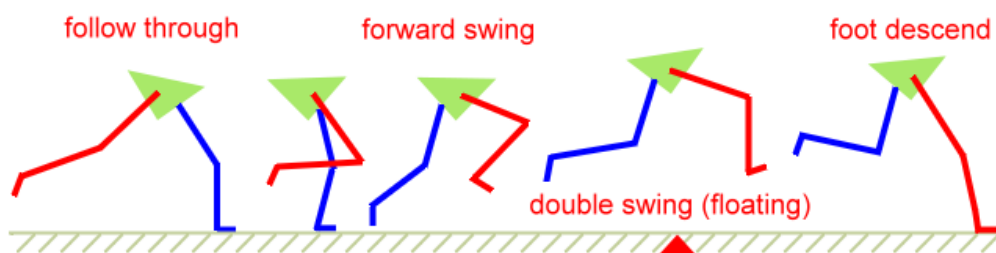
1. Faza kontakta s podlago (ang. foot contact); čas od prvega kontakta s podlago do polne opore stopala na podlagi.
2. Faza srednjega opiranja (ang. midsupport); čas od začetka polne opore stopala do začetka plantarne fleksije v skočnem sklepu.
3. Odriv (ang. take-off); čas od začetka plantarne fleksije do trenutka, ko stopalo zapusti podlago.



Slika 1. Faze opore tekalnega koraka. Pridobljeno 1.8.2013, iz <http://www.pt.ntu.edu.tw/hmchai/BM03/BMsports/Run.htm>.

Fazo zamaha lahko razdelimo na naslednje tri podfaze (Slika 2) (Mann idr., 1986):

1. Začetna faza leta (ang. follow through); začne se s končanim odrivom in traja do največje iztegnitve v kolčnem sklepu.
2. Osrednja faza leta (ang. forward swing), se začne s fleksijo v kolku in konča z največjo fleksijo kolka
3. Priprava na dotik s podlago (ang. foot descent); traja zadnjo tretjino časa faze leta in se konča s prvim dotikom noge s podlago.

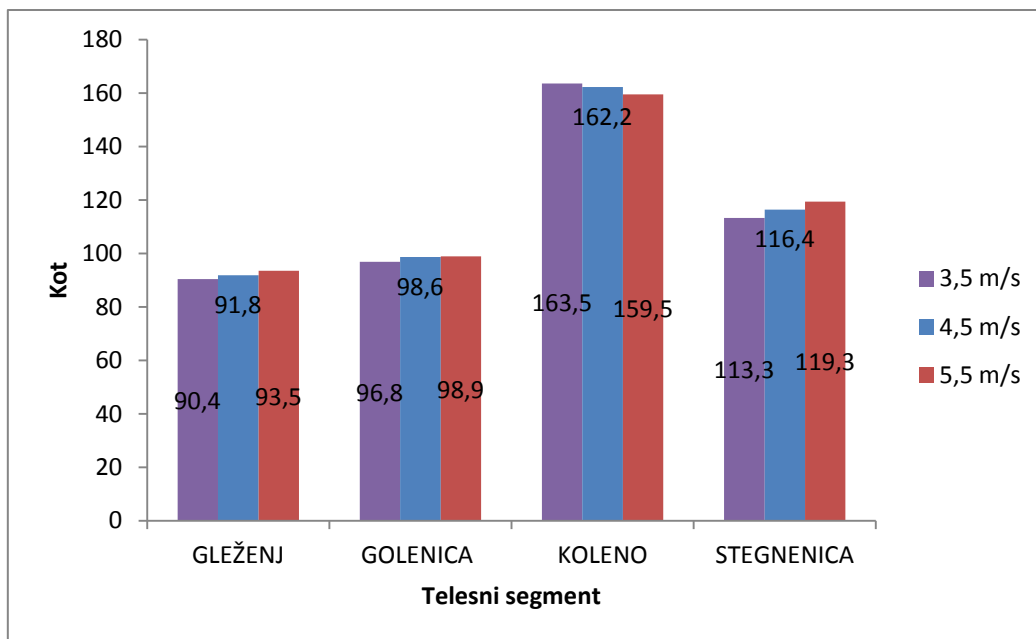


Slika 2. Faze zamaha pri tekalnem koraku. Pridobljeno 1.8.2013, iz <http://www.pt.ntu.edu.tw/hmchai/BM03/BMsports/Run.htm>.

Med tekom se ves čas spreminjajo koti v skočnem, kolenskem in kolčnem sklepu. De Wit, De Clercq in Aerts (2000) so merili kinematiko bosonogih tekačev. Opazovali so kote spodnjih okončin v različnih fazah pri hitrostih 3.5 , 4.5 in $5.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ in sicer, ko je bil tekač v stiku s tlemi.

Faza začetnega kontakta s podlago:

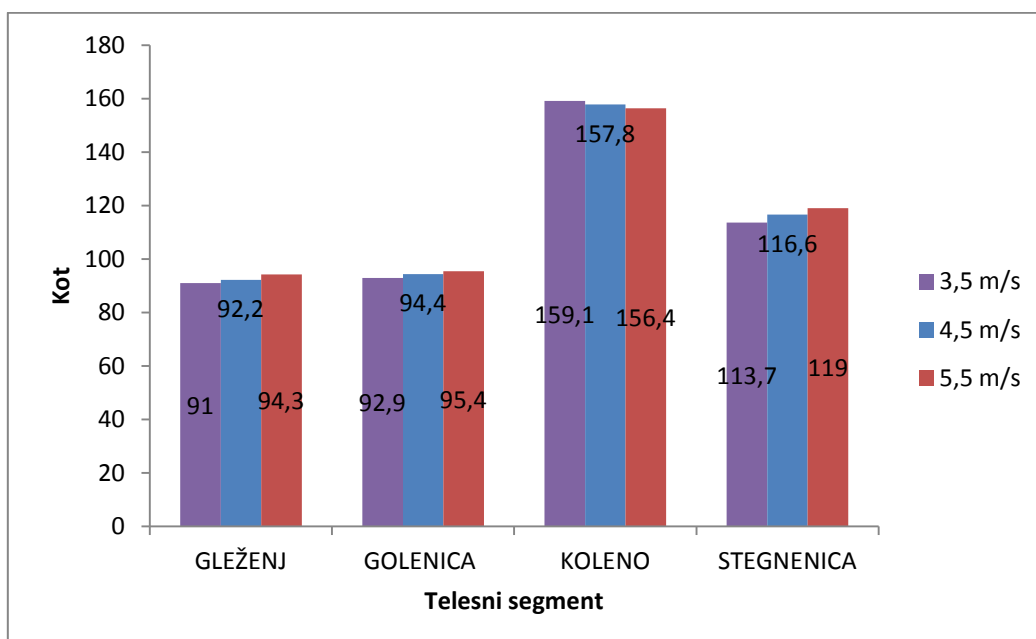
V trenutku postavitve stopala ob podlago se kot gležnja s hitrostjo povečuje. Naklon golenice glede na podlago se s hitrostjo prav tako povečuje. V kolenskem sklepu se s povečevanjem hitrosti kot zmanjšuje, medtem ko se naklon stegenice s hitrostjo povečuje (Slika 3).



Slika 3. Grafični prikaz kotov posameznih telesnih delov pri hitrostih 3.5, 4.5 in 5.5 m·s⁻¹ v fazi začetnega kontakta s podlago. Povzeto po De Wit idr., 2000.

Začetni del faze srednjega opiranja (ko celotno stopalo pride v stik s podlago):

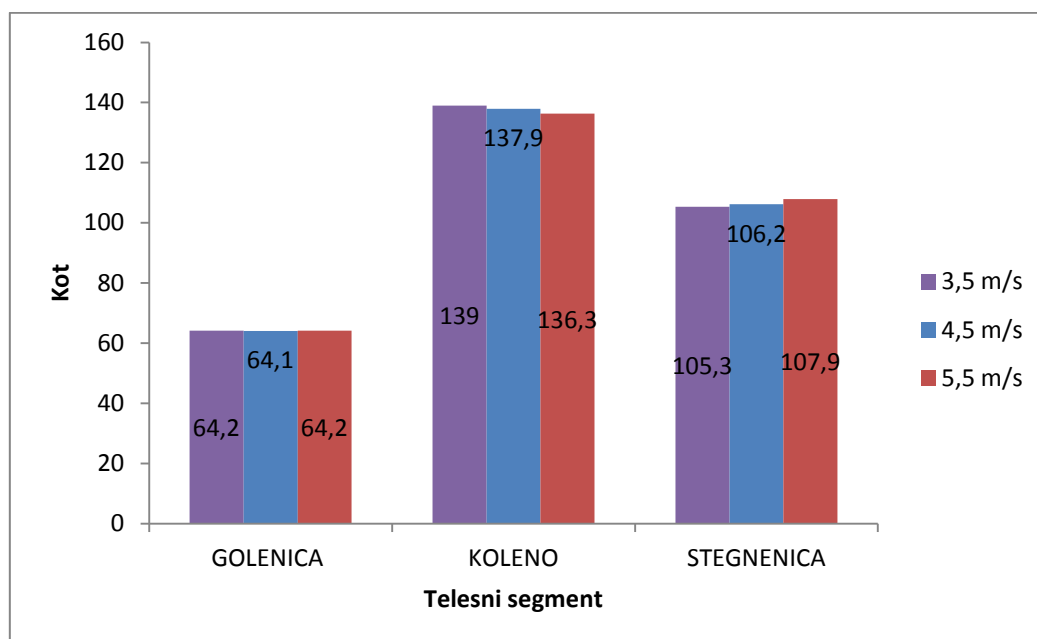
Če opazujemo gleženj v začetnem delu faze srednjega opiranja lahko opazimo večanje kota s hitrostjo, naklon golenice se povečuje, kolenski kot se manjša ter naklon stegenice se s hitrostjo povečuje (Slika 4).



Slika 4. Grafični prikaz kotov posameznih telesnih delov pri hitrostih 3.5, 4.5 in 5.5 m·s⁻¹ v začetnem delu faze srednjega opiranja. Povzeto po De Wit idr., 2000.

Konec faze srednjega opiranja:

V tej fazi kot gležnja ni bil izmerjen. Naklon golenice je bil pri vseh treh hitrostih enak. Kolenski kot se s hitrostjo zmanjšuje, naklon stegenice pa se povečuje (Slika 5).



Slika 5. Grafični prikaz kotov posameznih telesnih delov pri hitrostih 3.5, 4.5 in 5.5 m·s⁻¹ ob koncu faze srednjega opiranja. Povzeto po De Wit idr., 2000.

Zavedati se moramo, da je spreminjanje kotov v sklepih in posameznih segmentih spodnjih okončin med drugim pogojeno z načinom postavitve stopala ob podlago. Obstajajo velike razlike med koti v sklepih pri teku preko pete in pri teku preko srednjega ali sprednjega dela stopala ne glede na prisotnost tekaških copat (Williams, Green in Wurzinger, 2012). Več o tem v nadaljevanju.

1.1.1.2. Frekvenca in dolžina korakov ter časovni parametri

Kakšno bo razmerje med dolžino in frekvenco korakov je popolnoma odvisno od posameznika. Pri tem je potrebno izpostaviti mnoge dejavnike, ki bi lahko vplivali na to razmerje: hitrost teka, antropometrične dimenzije tekača, stopnja razvitosti posameznika, mišična struktura, utrujenost, prejšnje poškodbe in drugi longitudinalni vplivi. Tako imajo npr. višji tekači pri teku daljši korak (Čoh idr., 2001).

Hitrost teka je opredeljena z dvema parametroma, s frekvenco in dolžino korakov. Povečanje hitrosti dosežemo tako s povečevanjem dolžine koraka kot s povečevanjem frekvence koraka, lahko pa tudi z obema komponentama hkrati. Med parametroma obstaja medsebojna odvisnost. Če povečujemo frekvenco korakov pri isti hitrosti se korak skrajša in obratno, če zmanjšamo frekvenco korakov, se korak podaljša. Odnos med hitrostjo teka in dolžino koraka je do določene hitrosti premo sorazmeren. Pri visokih hitrostih dolžina koraka ne narašča več, saj se pojavi plato. V tem primeru lahko povečujemo hitrost na račun večanja frekvence korakov (Čoh idr., 2001).

Za bosonoge tekače so značilne frekvence korakov med 2,8 in 3 koraki/s pri hitrosti $3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Divert, Mornieux, Freychat, Baly, Mayer in Belli, 2008; Jenkins in Cauthon, 2010; Squadrone in Gallozzi, 2009). De Wit, De Clercq in Aerts (2000) so v svoji raziskavi na bosonogih tekačih merili frekvence korakov in dobili naslednje rezultate: pri hitrosti $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ je bila frekvenca 2,74 korakov/s, pri $4,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ 2,87 korakov/s in pri $5,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ 3,03 korakov/s. V isti raziskavi so merili še dolžino korakov pri čemer so izmerili vrednosti 1,28, 1,57 in 1,85m za posamezno hitrost (Tabela 1).

S hitrostjo teka so povezani tudi časovni parametri. Oporna faza se s povečevanjem hitrosti skrajšuje (Kyrolainen in Komi, 1997). Pri $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ so na bosonogih tekačih izmerili kontaktni čas 0,239s, pri hitrosti $4,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ je bila vrednost 0,200s in pri $5,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ 0,175s (Tabela 1). S tem ko se zmanjšuje kontaktni čas, se podaljšuje faza leta. Pri istih hitrostih so bile izmerjene vrednosti 0,127s, 0,151s in 0,156s (De Wit idr., 2000).

Tabela1

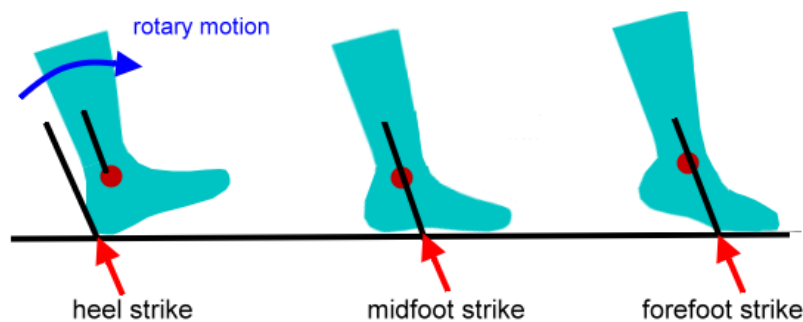
Časovni parametri bosonogih tekačev (bare) in tekačev v supergah (shod) pri hitrostih $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $4,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ in $5,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Frekvenca korakov (step freq), dolžina koraka (step length), kontaktni čas (t_{cont}), čas leta (t_{flight}). Povzeto po De Wit idr. (2000).

$N = 9$		$3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$				$4,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$				$5,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$			
10 trials		Bare		Shod		Bare		Shod		Bare		Shod	
		M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
Step freq	(s^{-1})	2.74	0.17	2.64	0.18	2.87	0.20	2.73	0.21	3.03	0.19	2.85	0.14
Step length	(m)	1.28	0.08	1.33	0.09	1.57	0.13	1.61	0.12	1.85	0.14	1.92	0.11
t_{cont}	(s)	0.239	0.008	0.251	0.011	0.200	0.008	0.219	0.014	0.175	0.011	0.193	0.012
t_{flight}	(s)	0.127	0.023	0.129	0.026	0.151	0.023	0.151	0.025	0.156	0.020	0.156	0.019

1.1.1.3. Način postavitve stopala in sila reakcije podlage

Postavitev stopala ob podlago je najbolj preučevan element bosonovega teka, ki je lahko tudi najbolj nevaren trenutek pri tekaškem koraku. Klasifikacija načinov postavitve stopala na podlago je nekoliko problematična zaradi različnega razumevanja tehnike teka. V osnovi lahko definiramo 3 načine postavitve stopala na podlago (Slika 6) (Lieberman, 2012):

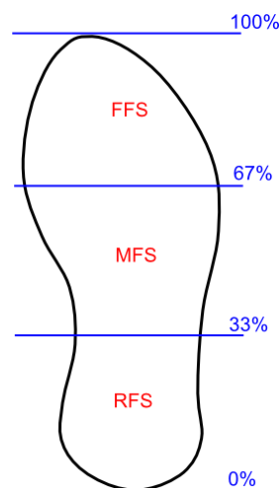
1. Postavitev stopala na peto - pristajanje, kjer pride peta prva v stik s podlago (ang: rear foot strike), v nadaljevanju RFS
2. Postavitev na srednji del stopala – hkraten pristanek pete in sprednjega dela (ang: mid foot strike), v nadaljevanju MFS
3. Postavitev na sprednji del stopala - pristajanje, kjer pride sprednji del stopala prvi v stik s podlago (ang: fore foot strike), v nadaljevanju FFS



Slika 6: Načini postavitve stopala ob podlago. Pridobljeno 2.8.2013, iz <http://www.pt.ntu.edu.tw/hmchai/BM03/BMsports/Run.htm>.

Poleg te klasifikacije obstaja še indeks postavitve stopala ob podlago. Je bolj natančen način razvrščanja, saj so za razvrščanje uporabljeni objektivni parametri. Indeks (izražen v procentih dolžine stopala) je točno mesto dotika glede na dolžino stopala. Ta klasifikacija ravno tako določa 3 načine postavitve stopala na podlago (Slika 7) (Cavanagh in Lafortune, 1980):

1. Postavitev stopala na peto - začetni kontakt v zadnji tretjini stopala (0-33% dolžine)
2. Postavitev na srednji del stopala – začetni kontakt v sredini (34-66% dolžine)
3. Postavitev na sprednji del stopala – začetni kontakt v sprednji tretjini stopala (67-100% dolžine)

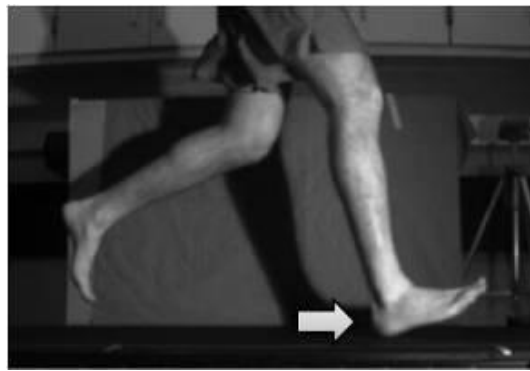


Slika 7. Indeks postavitve stopala ob podlago. Pridobljeno 15.6.2013 iz http://fellrnr.com/wiki/Foot_Strike.

Za razumevanje razlik med različnimi načini postavitve stopala na podlago, je potrebno preučiti natančno biomehaniko. Ker poznamo več načinov postavitve stopala na podlago, se bom pri analizi bosonovega teka zaradi lažjega razumevanja osredotočil na dve glavni tehniki, in sicer tek preko pete in tek po sprednjem delu stopala. Oba načina bom analiziral znotraj oporne faze.

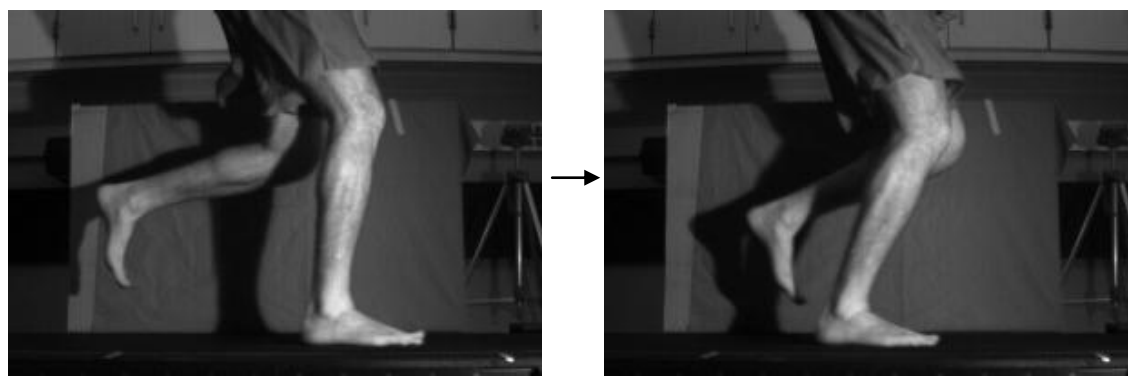
Tek preko pete (Povzeto po Lieberman, Venkadesan, Werbel in Daoud, 2013):

- 1. Faza kontakta s podlago:** v tem trenutku je stopalo v zgornjem skočnem sklepu upognjeno – dorzalna fleksija, prsti so usmerjeni navzgor. Stopalo pride v stik s podlago navadno na srednjem ali bolj zunanjem delu pete. Takoj ob pristanku prsti potujejo proti tlorisu – plantarna fleksija, stopalni lok je v tem trenutku rahlo obremenjen (Slika 8).



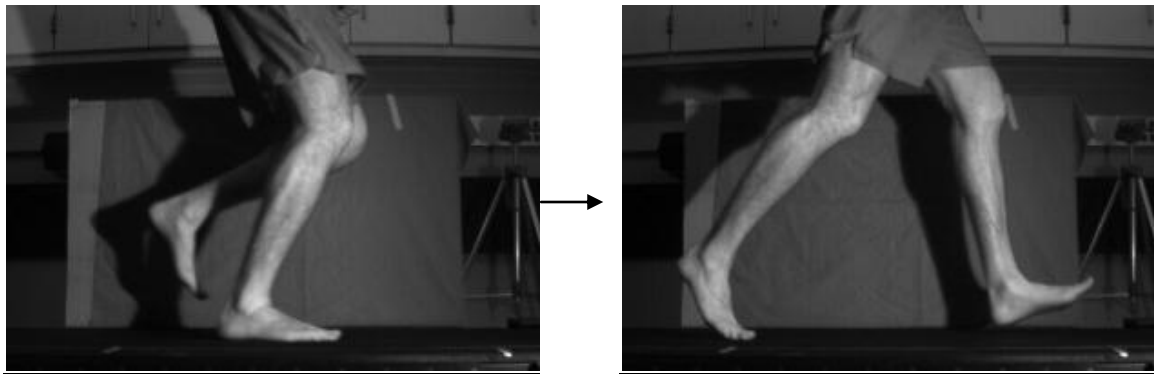
Slika 8. Faza kontakta s podlago. Pridobljeno 17.6.2013 iz <http://www.barefootrunning.fas.harvard.edu/4BiomechanicsofFootStrike.html>.

- 2. Faza srednjega opiranja:** Ko pride celotna površina stopala v stik s podlago, se gleženj prične upogibati – dorzalna fleksija, saj goleni oporne noge potujejo v smeri naprej (Slika 9). Ob tem se stopalo obrača navznoter – everzija, stopalni lok pa se začne raztezati. Kombinacijo odnosa, everzije in dorzalne fleksije imenujemo pronacija. Pri teku preko pete se pronacija odvija v smeri naprej proti prstom (pri teku preko prstov v obratni smeri). V fazi opiranja je pronacija povsem naravno gibanje, ki je nujno potrebno za blaženje velikih sil ob pristanku. V nasprotnem primeru bi se te sile prenašale direktno na strukture stopala (mišice, vezi, ligamente...), kar bi lahko privedlo do težav povezanih s povečanim stresom (Bates, James in Osternig, 1978; Chu, Yazdani, Gradisar in Askew, 1986; Harris, 1991; Sangeorzan, 1991; Stergiou, Bates in James, 1999).



Slika 9. Faza srednjega opiranja. Pridobljeno 17.6.2013 iz <http://www.barefootrunning.fas.harvard.edu/4BiomechanicsofFootStrike.html>.

3. Odriv: v tej fazi prihaja do plantarne fleksije v gležnju, peta se dvigne od tal. Mečne mišice in Ahilova tetiva se krajšajo. Odrivna akcija potisne telo naprej in navzgor za naslednji korak (Slika 10).



Slika 10. Faza odriva. Pridobljeno 17.6.2013 iz <http://www.barefootrunning.fas.harvard.edu/4BiomechanicsofFootStrike.html>.

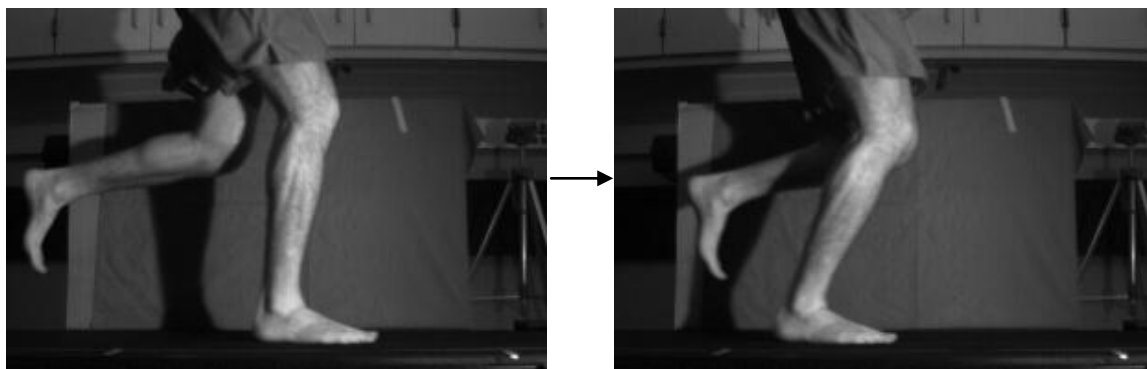
Tek po sprednjem delu stopala (Povzeto po Lieberman idr., 2013):

1. Faza kontakta s podlago: v tem trenutku je stopalo v zgornjem skočnem sklepu iztegnjeno - plantarna fleksija (Slika 11), kjer so prsti usmerjeni navzdol, v spodnjem skočnem sklepu pa v rahli inverziji – notranji rob stopala obrnjen navzgor. Stopalo pride v stik s podlago na zunanjem robu, natančneje glava 4. in 5. metatarzalne kosti. Takoj ob pristanku pride do povečanja obremenitve v stopalnem loku in peta stopala prične potovati proti tlom.



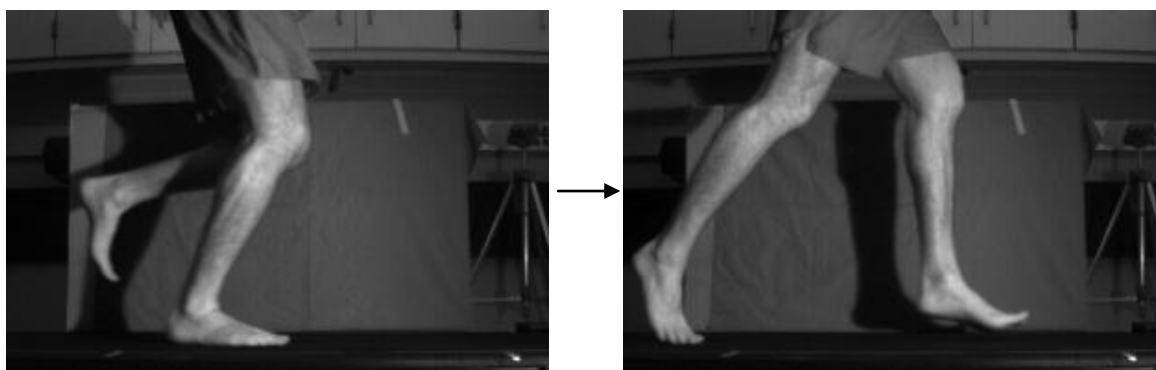
Slika 11. Faza kontakta s podlago. Pridobljeno 17.6.2013 iz <http://www.barefootrunning.fas.harvard.edu/4BiomechanicsofFootStrike.html>.

2. Faza srednjega opiranja: ko se peta dotakne tal, se gleženj še zmeraj upogiba, saj golen oporne noge potuje v smeri naprej. Ob tem prihaja do everzije, zvrčanja stopala navznoter, stopalni lok se še naprej razteza (Slika 12). Pri teku preko sprednjega dela se pronacija pojavi v smeri pete, torej od prstov proti zadnjemu delu stopala (obratno kot pri teku preko pete).



Slika 12. Faza srednjega opiranja. Pridobljeno 17.6.2013 iz <http://www.barefootrunning.fas.harvard.edu/4BiomechanicsofFootStrike.html>.

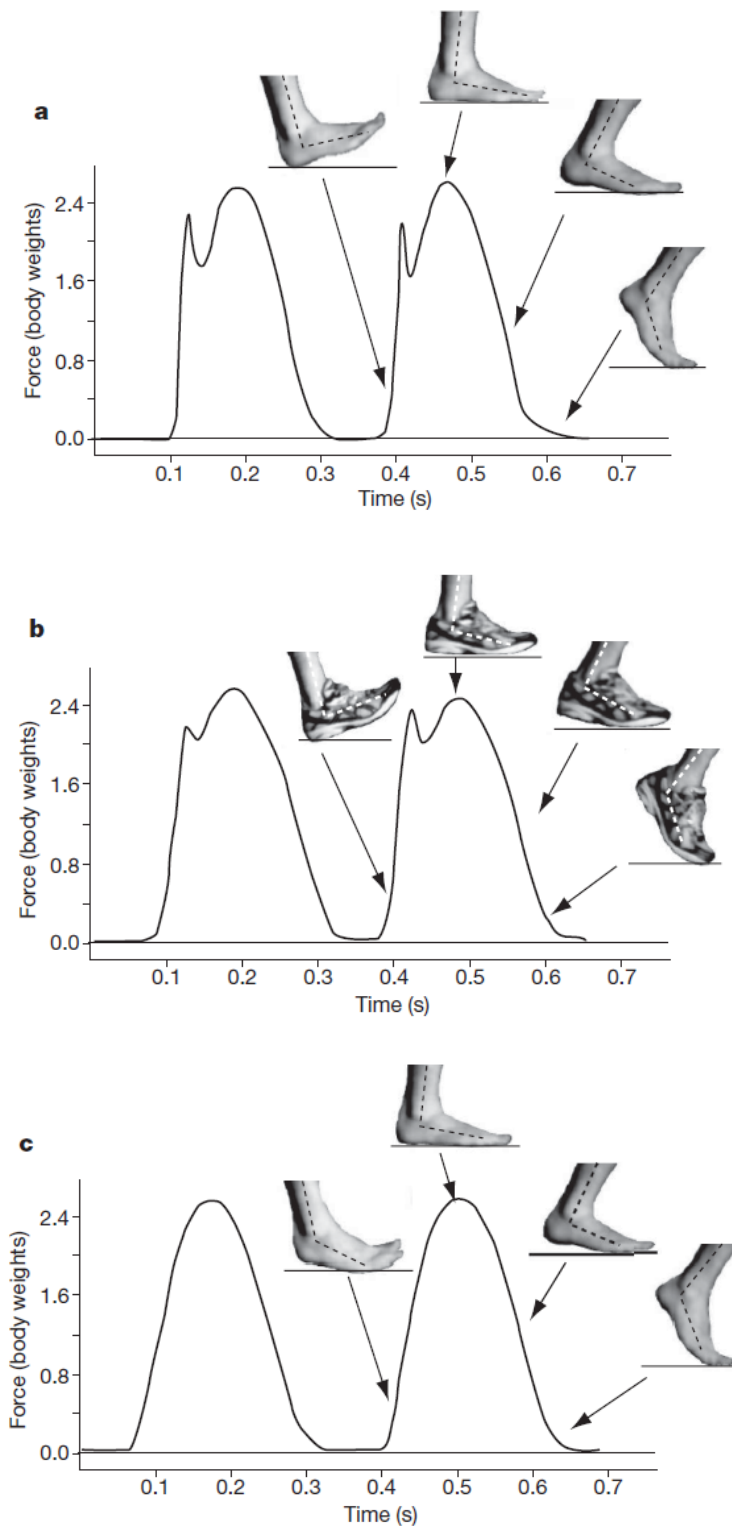
3. Odriv: v tej fazi se gleženj izteguje, peta se dvigne od tal. Mečne mišice in Ahilova tetiva se krajšajo. Odrivna akcija potisne telo naprej in navzgor za naslednji korak (Slika 13).



Slika 13. Faza odriva. Pridobljeno 17.6.2013 iz <http://www.barefootrunning.fas.harvard.edu/4BiomechanicsofFootStrike.html>.

Če opazujemo dinamiko bosonovega teka pri različnih tipih postavitve stopala na podlago, lahko opazimo očitne razlike na grafu sile reakcije podlage. Dolgo časa je znano, da se RFS tek močno razlikuje od FFS teka. Tek preko pete ustvarja velike in nenadne sile na tekača. Graf sile reakcije podlage ima dva značilna vrhova (Slika 14a). Prvi vrh predstavlja udarec pete ob podlago in v tem trenutku se v zelo kratkem času prenese sila vzdolž celotnega telesa. Ta vrh bi naj bil tudi eden izmed potencialnih vzrokov za poškodbe pri teku preko pete (Davis, Bowser in Mullineaux, 2010; Milner, Ferber, Pollard, Hamill in Davis, 2006; Perl, Daoud in Lieberman, 2012). Drugi vrh predstavlja fazo srednjega opiranja, ko teža celotnega telesa pritisne na podlago (Lieberman idr., 2010).

Popolnoma drugače je pri FFS tehniki teka, kjer ne prihaja do tako velikih sil. Graf sile reakcije podlage se razlikuje v prvem vrhu, ki je bistveno manjši. Ob dobri tehniki tekača prvega vrha sploh ne vidimo, tudi na najbolj trdih podlagah (Slika 14c) (Williams, McClay in Manal, 2000).

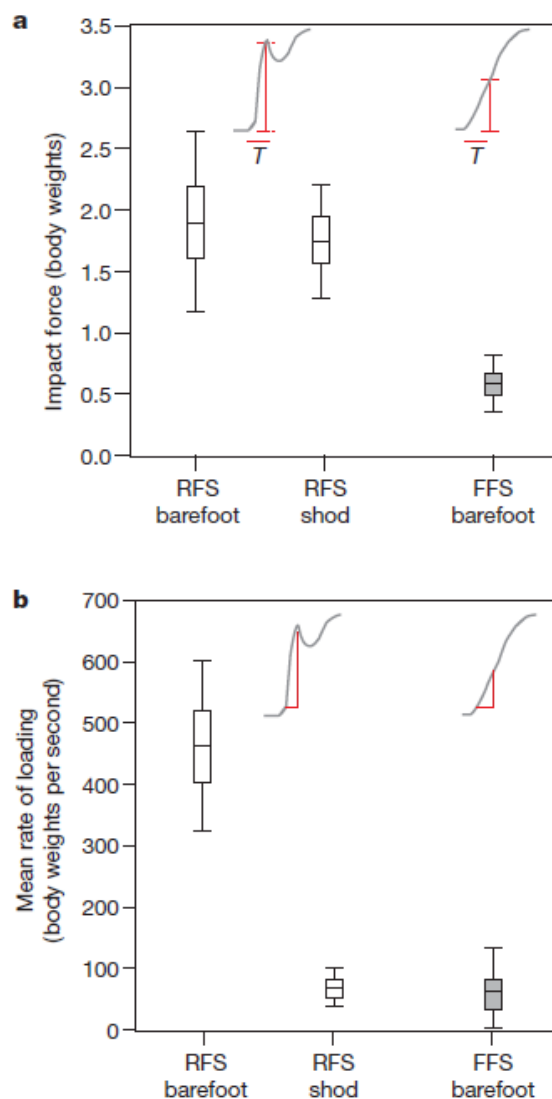


Slika 14. Sila reakcije podlage in kinematika stopala pri hitrosti $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pri istem tekaču. a-bosi tek preko pete, b-tek v supergah preko pete, c-bosi tek preko sprednjega dela (Lieberman idr., 2010).

Lieberman idr. (2010) so na bosonogih tekačih pri hitrosti teka $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ opazovali velikost prvega vrha sile reakcije podlage (Slika 15a) in hitrost prirastka sile (slika 15b) pri različnih vzorcih pristajanja na podlago. Rezultati so pokazali, da je velikost prvega vrha pri FFS

tekačih $0,58 \pm 0,21$ telesne teže. Pri RFS tekačih, je bila izmerjena sila $1,89 \pm 0,72$ telesne teže. Sile pri FFS teku so 3-krat manjše kot pri RFS teku.

Povprečna hitrost prirastka sile pri bosonogih FFS tekačih je bila $64,6 \pm 70,1$ telesne teže/s. Izmerjena vrednost je 7-krat manjša kot pri RFS tekačih. Tam je bila povprečna hitrost prirastka sile kar $463,1 \pm 141,0$ telesne teže/s.



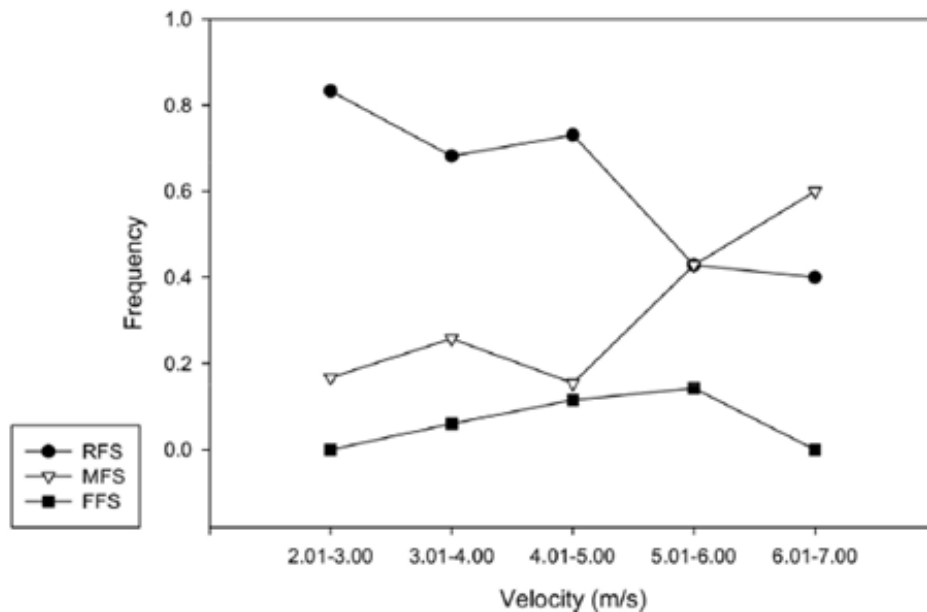
Slika 15. velikost sile (a) in hitrost prirastka sile (b) pri hitrosti teka $3,5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ za bosonoge RFS tekače, obute RFS tekače in bosonoge FFS tekače (Lieberman idr., 2010).

Bosonogi tekači pri teku na dolge proge pogosto pristajajo na sprednji del, natančneje na glavo 4. in 5. metatarzalne kosti stopala, včasih na srednji, zelo redko na zadnji del stopala. Prepričanje, da bosonogi tekači zmeraj tečejo po sprednjem delu je zmotno. So bosonogi tekači, ki jim pri določenih hitrostih odgovarja RFS tek (Hatala idr., 2012). Ob tem se moramo zavedati, da je ta način teka lahko boleč, še posebej na trdih in grobih podlagah, zaradi večjih in hitrejših prirastkov sile. Kot so že Lieberman idr. (2010) v svoji študiji ugotovili, pri RFS tekačih (pri hitrosti $4 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$) je hitrost prirastka sile med 400 in 600 telesnimi težami/s, velikost prvega vrha sile reakcije podlage pa med 1,5 in 2,5 telesnimi

težami. Ob kontaktu s podlago se sila v trenutku prenese navzgor po telesu, v nekaj ms jo lahko izmerimo v golenici in po 10ms v glavi (Cavangh in Lafortune, 1980; Lieberman, 2011). Pri RFS človeška peta ne more amortizirati velikih sil v fazi kontakta s podlago, sila je pri tem skoncentrirana na majhno območje pete. RFS tek je neudoben in predstavlja potencialno nevarnost za pojav tekaških poškodb. Pri FFS tekačih so udarne sile ob pristanku značilno manjše kot pri RFS teku (Divert, Mornieux, Baur, Mayer in Belli, 2005). Razlika izhaja iz večje plantarne fleksije gležnja pri pristajanju preko sprednjega dela in bolj učinkovite amortizacije mase telesa pri stiku s podlago. Nigg (2010) je izpostavil, da bosonogi tekači pri postavljanju stopala na sprednji del ne potrebujejo blaženja, tudi na zelo trdih podlagah.

Posebnost bosonovega FFS teka je v položaju stopala v trenutku stika s podlago. Ta je na začetku v plantarni fleksiji in nato preide v dorzalno fleksijo pod kontrolo mečnih mišic. V tej začetni fazi kontakta s podlago je značilno večja aktivacija plantarnih fleksorjev, v primerjavi z RFS tekom. Čeprav FFS način zmanjša stres na spodnje okončine pa po drugi strani poveča obremenitev ahilove tetive in plantarne fascije. V primeru RFS teka je stopalo pri stiku s podlago v dorzalni fleksiji. Pri tem je ključnega pomena mišica tibialis anterior, ki omogoča skupaj z drugimi mišicami goleni stabilizacijo in togost skočnega sklepa. Pri stiku s podlago je odstotek telesne mase, ki se v trenutku zaustavi precej večji pri RFS, kot pri FFS teku (Derrick, 2004). Lieberman idr. (2010) so izmerili ta odstotek telesne mase in dobili vrednost $1,7 \pm 0,4\%$ telesne mase pri FFS tekačih in $6,8 \pm 3\%$ telesne mase pri RFS tekačih. Še en pomemben razlog, ki pojasnjuje razlike v silah pri teh dveh načinih teka je amortizacija. Koleno in gleženj sta pri RFS teku bolj iztegnjena in toga kot pri FFS teku, kjer se gleženj in koleno upogibata in dovoljujeta spodnjim okončinam bolj učinkovito amortizacijo udarnih sil (Lieberman idr., 2010). To je tudi razlog zakaj večina ljudi ob skokih pristane na sprednji del stopala, isto velja za tek, kjer gre v osnovi za skakanje iz noge na nogo.

Nekaj študij je pokazalo, da je način postavitve stopala, močno povezan s hitrostjo teka. Nigg, Bahlsen, Luethi in Stokes (1987) so ugotovili, da tekači pri povečevanju hitrosti pričnejo spreminjati položaj stopala ob pristanku na podlago. To pomeni, da bi naj tekači pri nižjih hitrostih tekli preko pete, pri višjih hitrostih pa začne prevladovati tek po srednjem ali sprednjem delu stopala. Hatala idr. (2013) so preučevali skupino bosonogih tekačev iz Kenije. V tej raziskavi je prevladoval RFS tek, pri hitrostih $5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ ali manj. Med 5 in $6 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ je polovica skupine tekla po petah, drugi pa po srednjem delu stopala. Med 6 in $7 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ je prevladoval MFS tek. Pogostost FFS teka je bila največja pri hitrostih med 5 in $6 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, vendar je ta način uporabljalo le 14% tekačev (Slika 16). Tudi pri višjih hitrostih je MFS in RFS tek dominiral pred FFS tekom. Iz rezultatov je razvidno, da FFS tek ni nujno najpogostejši način teka med bosonogimi tekači. Je pa res, da je analiza pokazala statistično značilno povezanost hitrosti teka in načina postavitve stopala na podlago, torej da s povečevanjem hitrosti tekači večinoma prehajajo od RFS do FFS teka.



Slika 16. Pogostost posameznih načinov postavitve stopala na podlago pri različnih hitrostih. Povzeto po: Hatala idr., 2013.

Lieberman idr. (2010) so v svoji študiji prav tako raziskovali skupino kenjskih bosonogih tekačev, vendar iz drugega plemena. Ta skupina tekačev se je razlikovala od skupine, ki so jo raziskovali Hatala idr. (2013) v treniranosti testirancev. Lieberman je izvajal meritve na treniranih tekačih (tedensko so pretekli več kot 20km), med tem ko so bili v tej drugi študiji rekreativni tekači, saj so tedensko tekli precej manj. Z razliko od Hatale, je Lieberman odkril neprimerno večji odstotek FFS tekačev. Kar 90% bosonogih testirancev je pri hitrosti $5,9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ teklo preko sprednjega dela stopala. Na podlagi teh odkritij, še trenutno ne moremo točno trditi kateri način teka je najbolj naraven. Hatala je rekel, če so ljudje včasih tekli veliko pri visokih hitrostih, je bil njihov način teka verjetno MFS ali FFS, če pa so bile njihove aktivnosti bolj zmerne pa RFS.

Razumevanje načinov postavitve stopala na podlago, je zelo kompleksen element pri gibanju človeka. Hitrost teka je samo eden od možnih dejavnikov, ki vplivajo na tehniko postavitve stopala. Poleg tega so še ostali faktorji, kot je trdota podlage (Herzog, 1979). Bolj mehka tla bodo z večjo verjetnostjo izzvala RFS tek in po drugi strani bolj trda tla, bodo prisilila tekača na FFS tek. Vse to je seveda potrebno upoštevati pri interpretaciji rezultatov študij različnih avtorjev (Daoud, Geissler, Wang, Saretsky, Daoud in Lieberman, 2012; Milner idr., 2006). Tudi treniranost bosonogih tekačev, količina treningov in vrsta teka, bi lahko vplivalo na pojavnost določenega tipa postavitve stopala na podlago. Trenirani bosonogi tekači, ki količinsko tečejo več in daljše razdalje, bodo z večjo verjetnostjo razvili FFS vzorec teka. Po drugi strani pa bo med manj aktivnimi tekači več takih, ki bodo tekli preko pete in bodo tako zaradi manjših količin treningov, z manjšo verjetnostjo, podvrženi tekaških poškodbam.

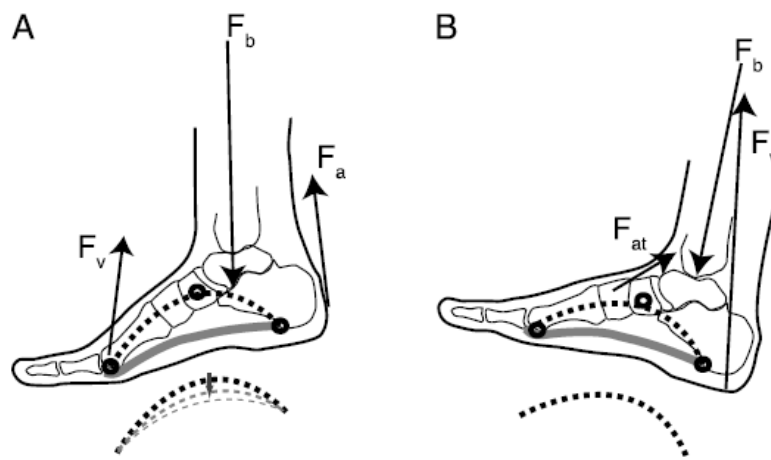
1.1.2. Ekonomičnost teka

Uspeh pri teku na dolge proge določata dve glavni determinanti, $\text{VO}_{2\text{max}}$ in ekonomičnost teka. Študije (Lucia idr., 2006; Noakes, 1988) so pokazale, da je ekonomičnost teka bolj natančen pokazatelj uspešnosti, kot $\text{VO}_{2\text{max}}$ in je pogosto tisto, kar loči vrhunskega in povprečnega tekača (Kerrigan, Franz, Keenan, Dicharry, Della Croce in Wilder, 2009). Pri submaksimalnih hitrostih bolj ekonomični tekači porabljajo manj kisika, v primerjavi z manj ekonomičnimi tekači. To pomeni, da lahko tečejo hitreje pri enaki relativni porabi kisika (Saunders, Pyne, Telford in Hawley, 2004). Ekonomičnost je tako zelo pomemben faktor pri raziskovanju učinkovitosti teka.

Za razumevanje ekonomičnosti bosonogega teka je potrebno poznavanje načina postavitve stopala ob podlago. Različna postavitve stopala, pomeni drugačno biomehaniko teka in s tem morebitne razlike v porabi energije. Vezi, ligamenti in mišice spodnjih okončin imajo sposobnost shranjevanja elastične energije med prvo polovico tekaškega koraka in izkoriščanja te energije pri odzivu naprej in navzgor, v drugi polovici tekaškega koraka (Biewener, 2003). Te strukture lahko preko številnih mehanizmov uporabljamo bolj učinkovito pri FFS teku, kot pri RFS teku (Povzeto po Perl idr., 2012):

1. Pri FFS teku, se v Ahilovi tetivi shrani več elastične energije, kar predstavlja 35% celotne mehanske proizvedene energije pri vsakem tekaškem koraku (Alexander, 1991; Ker, Bennett, Bibby, Kester in Alexander, 1987). Pri FFS teku se lahko zaradi kontrolirane dorzalne fleksije v Ahilovi tetivi shrani več elastične energije, peta se pri tem postopoma približuje tlom, mišica triceps surae pa se krči ekscentrično (Hof, Van Zandwijk in Bobbert, 2002). Pri RFS teku v trenutku stika s podlago ne pride do raztega Ahilove tetive, ampak nekoliko kasneje, na račun dorzalne fleksije, ko je celotno stopalo v stiku s podlago in golen oporne noge potuje v smeri naprej. Iz tega lahko zaključimo, da ima Ahilova tetiva večjo možnost hranjenja elastične energije pri FFS teku, kar bi lahko prispevalo k boljši ekonomičnosti.
2. Druga razlika med RFS in FFS je v fleksiji kolena. RFS tekači tipično pristajajo s stopalom pred kolenom z bolj iztegnjeno nogo v kolenskem sklepu. Ob trenutku kontakta s podlago je koleno precej toga, vendar se v kasnejšem delu oporne faze koleno prične izrazito krčiti. Po drugi strani je pri FFS koleno ob pristanku bolj pokrčeno, manj toga in se prilagodi začetnemu udarcu ob podlago, se pa v drugem delu oporne faze koleno manj krči, kot pri RFS (Lieberman idr., 2010; Nigg, 1986; Bishop, Fiolkowski, Conrad, Brunt in Horodyski, 2006). Mišica gastrocnemius izvira na distalnem delu stegenice, zato fleksija kolena povzroči zmanjšanje napetosti v kompleksu Ahilova tetiva-m. triceps surae in se razlikuje med RFS in FFS načinom teka. Krajšanje kompleksa Ahilova tetiva-triceps surae je na drugi strani kontrolirano z štriglavo stegensko mišico. Znanstveniki so mnenja, da bi naj obstajala pozitivna korelacija med dodatno porabo energije in skupno amplitudo gibanja v kolenskem sklepu. Ker imajo RFS tekači za 8,83% večjo amplitudo gibanja v kolenu (v oporni fazi), je teoretično njihova poraba energije večja (Perl idr., 2012).
3. Shranjevanje elastične energije v stopalnem loku je naslednji potencialni vzrok razlike med FFS in RFS tekači. Vzdolžni in prečni stopalni lok vključuje številne elastične strukture, ki so po ocenah raziskovalcev sposobne hraniti 17% celotne mehanske energije pri vsakem koraku (Ker idr., 1987). FFS tekači ob kontaktu s podlago obremenijo stopalni lok v treh točkah (Slika 17A). V sprednjem delu stopala, natančneje na glavah metatarzalnih kosti, je sila reakcije podlage usmerjena navzgor v

smeri gležnja (F_v), v zadnjem delu je sila Ahilove tetive usmerjena navzgor in naprej proti gležnju (F_a) in v srednjem delu sila mase telesa, ki je usmerjena navzdol skozi gleženj (F_b). Ob kontaktu so pri RFS tekačih obremenitve na stopalni lok zelo majhne ali pa jih sploh ni (Slika 17B). V tem primeru je lok izpostavljen sili reakcije podlage v smeri navzgor nekoliko za gležnjem. Temu nasprotujeta sila teže tekača in sila mišice tibialis anterior. Delovanje teh sil otrdijo gleženj in preprečujejo shranjevanje elastične energije. Na podlagi tega lahko zaključimo, da je pri FFS teku izkoristek elastične energije večji. Ob tem je potrebno dodati, da je izkoriščanje elastične energije stopalnega loka povezano z jakostjo mišic stopala (Bruggemann, Potthast, Braunstein in Niehoff, 2005).



Slika 17. Delovanje različnih sil na vzdolžni stopalni lok v trenutku stika s podlago pri FFS (A) in RFS (B). F_v je vertikalna sila reakcije podlage, F_{at} je sila mišice tibialis anterior, F_a je sila Ahilove tetive, F_b je sila teže tekača. Pri FFS je velikost F_v manjša, F_a kontrolira dorzifleksijo stopala; pri RFS je F_v večja, F_a ni prisotna zato mora F_{at} nadzorovati dorzifleksijo stopala (Perl idr., 2012).

Ekonomičnost teka je odvisna od številnih dejavnikov. Način postavitve je samo eden od teh, naj omenim še frekvenco korakov in dodatna maso oziroma prisotnost obuvala. Več o tem sledi v nadaljevanju.

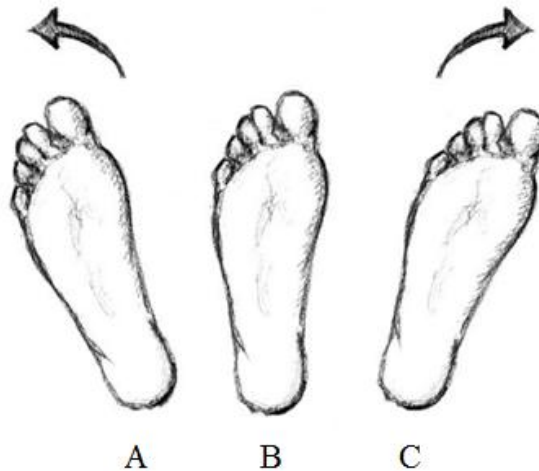
1.2. Opis stopala

1.2.1. Anatomija stopala

Leonardo da Vinci je nekoč izjavil: »Človeško stopalo je mojstrovina inženirstva in umetniško delo«.

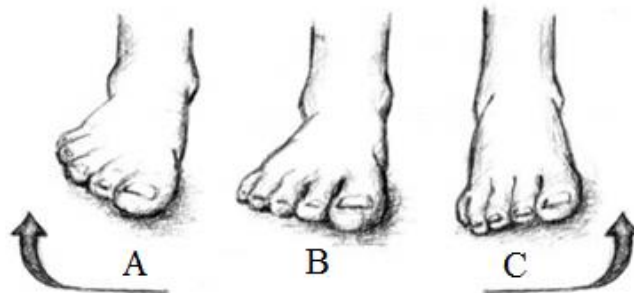
Gibanje stopala v enojnih ravninah (Povzeto po Basic anatomy of the foot, 2013):

1. Primik (addukcija) in odmik (abdukcija) je gibanje (Slika 18), ki poteka v prečni (transverzalni) ravnini. Odmik pomeni zunanjo rotacijo stopala (proč od centra telesa), primik pa notranjo rotacijo (proti centru telesa).



Slika 18. A-odmik, B-nevtralen položaj, C-primik. Pridobljeno 18.7.2013 iz <http://www.wefixfeet.ca/images/pdf/anatomyofthefoot.pdf>.

2. Inverzija in everzija je gibanje (Slika 19), ki poteka v čelni (frontalni) ravnini. Inverzija pomeni rotacijo stopala navznoter in navzgor (notranji rob stopala potuje navzgor), everzija pa rotacijo stopala navzven in navzgor (notranji rob stopala potuje navzdol).



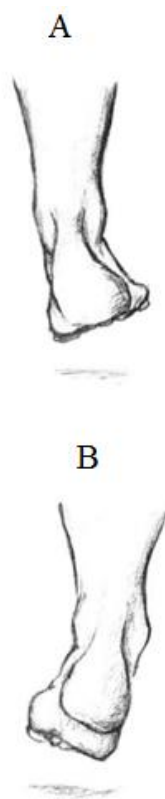
Slika 19. A-everzija, B-nevtralen položaj, C-inverzija. Pridobljeno 18.7.2013 iz <http://www.wefixfeet.ca/images/pdf/anatomyofthefoot.pdf>.

3. Plantarna fleksija in dorzalna fleksija (Slika 20) je gibanje, ki poteka v bočni (sagitalni) ravnini. Plantarna fleksija pomeni upogibanje stopala v smeri podplata (proč od golenice), dorzalna fleksija pa upogibanje stopala v smeri hrbtišča (proti golenici).



Slika 20. A-dorzalna fleksija, B-nevtralen položaj, C-plantarna fleksija. Pridobljeno 18.7.2013 iz <http://www.wefixfeet.ca/images/pdf/anatomyofthefoot.pdf>.

Zraven teh treh osnovnih gibanj stopala poznamo še gibanje v vseh ravninah hkrati. Pronacija in supinacija je kompleksno gibanje (Slika 21), ki poteka istočasno v prečni, čelni in bočni ravnini. Pronacija pomeni kombinacijo odmika, everzije in dorzalne fleksije stopala, supinacija pa primik, inverzijo in plantarno fleksijo stopala (Basic anatomy of the foot, 2013).



Slika 21. A-pronirano stopalo (desna noga), B-supinirano stopalo (desna noga). Pridobljeno 18.7.2013 iz <http://www.wefixfeet.ca/images/pdf/anatomyofthefoot.pdf>.

Z biomehanskega vidika je stopalo eno najmanj poznanih struktur človeškega telesa. Je zelo dovršeno in kompleksno zgrajeno iz 26 kosti, 19 mišic, 107 ligamentov in 33 sklepov. Stopalo lahko razdelimo na sprednji, srednji in zadnji del. V zadnjem delu stopala se nahajata skočnica in petnica, v srednjem delu navikluarna kost, kocka in 3 kuneiformne kosti, sprednji del pa sestavlja 5 stopalnic (metatarzalne kosti) ter 14 prstnic (Slika 22) (Foot, 2013).



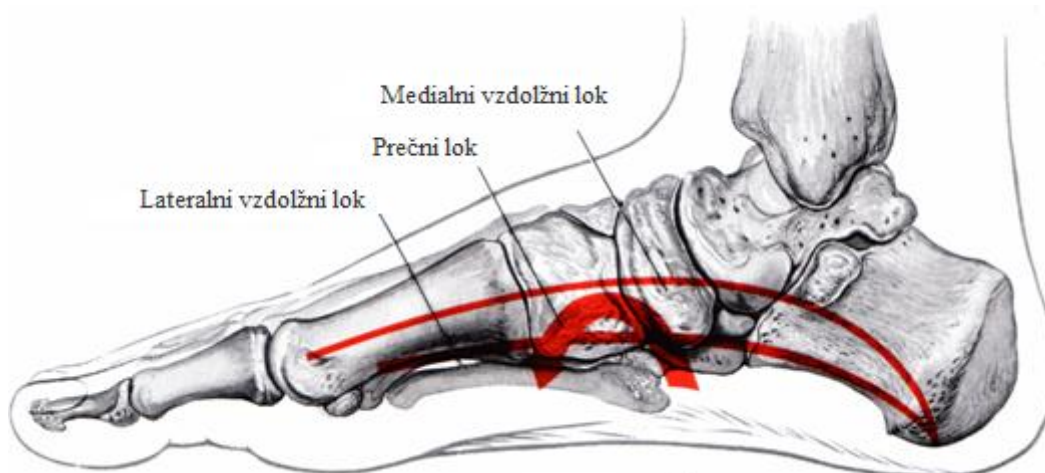
Slika 22. Kosti stopala. Pridobljeno 14.7.2013 iz <http://www.kidport.com/reflib/science/humanbody/skeletalsystem/images/Foot.jpg>.

Številni ligamenti držijo tetive na svojem mestu in skrbijo za stabilizacijo stopala. Največji od ligamentov stopala je plantarna fascija, zelo pomemben stabilizator, ki izvira na spodnji strani petnice in se narašča na glavo metatarzalnih kosti. Pomaga pri ohranjanju stopalnega loka in služi kot antipronator (Slika 23) (Plantar fascia, 2013).



Slika 23. Plantarna fascija. Pridobljeno 14.7.2013 iz <http://www.fizioterapijagrosuplje.si/runtime/uploads/Images/plantarna-fascija.jpg>.

Na podplatni strani stopala imamo dva loka: vzdolžni stopalni lok in prečni stopalni lok. Stopalne loke tvorijo kosti zadnjega in srednjega dela ter metatarzalne kosti sprednjega dela stopala. Okrepljeni so z mišicami, tetivami in ligamenti. Poznamo medialni in lateralni vzdolžni stopalni lok (Slika 24). Oba loka služita kot podpornika prečnemu stopalnemu loku (Arches of the foot, 2013). Zaradi njihove elastičnosti, lahko ta mehka tkiva upočasnijo prirastek sile reakcije podlage in tako zmanjšajo možnost poškodb. Poleg tega omogočajo shranjevanje elastične energije in s tem bolj ekonomično hojo in tek v smislu prihranka energije (Ker, 1987).



Slika 24. Stopalni loki. Pridobljeno 15.7.2013 iz <http://posturologyblog.com/wp-content/uploads/2013/04/Medial-Longitudinal-Arch.gif>.

Mišice stopala lahko uvrstimo v dve skupini (Povzeto po Foot, 2013):

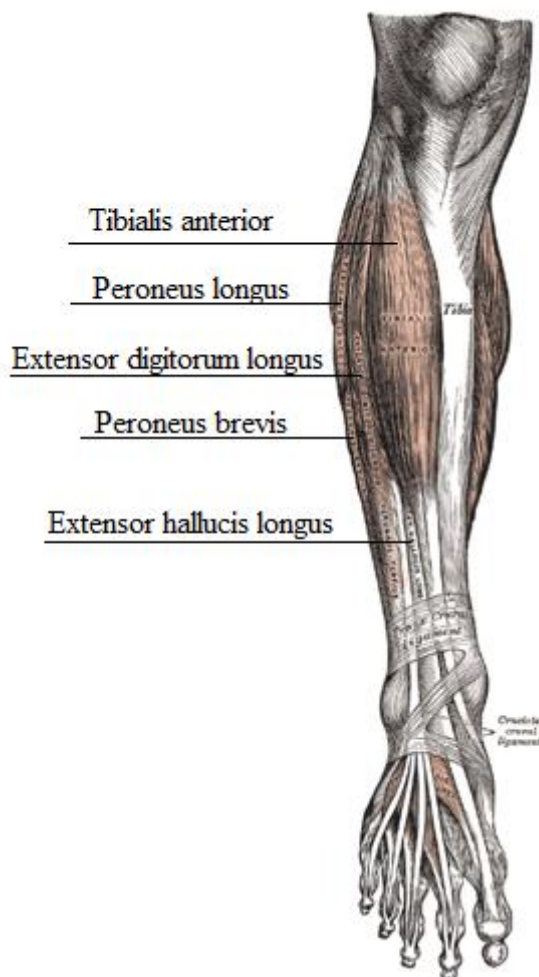
Zunanja skupina mišic:

Zunanjo skupino mišic bi lahko poimenovali tudi mišice zgornjega in spodnjega skočnega sklepa. Izvirajo na golenici ali mečnici in se pripenjajo na stopalo. Mečnica in golenica skupaj z medkostno opno ločita mišice na sprednjo in zadnjo skupino mišic.

- mišice sprednje strani: tibialis anterior, extensor digitorum longus, extensor hallucis longus, peroneus longus, peroneus brevis (Slika 25).

Tibialis anterior izvaja dorzalno fleksijo ter inverzijo in primik stopala v spodnjem skočnem sklepu. Mišici extensor digitorum longus in extensor hallucis longus delujeta podobno kot tibialis anterior, le da te izvajajo dorzalno fleksijo prstov.

Nekoliko na strani se nahajata mišici peroneus longus in peroneus brevis, ki izvajata plantarno fleksijo v zgornjem skočnem sklepu ter everzijo in odmik stopala v spodnjem skočnem sklepu.

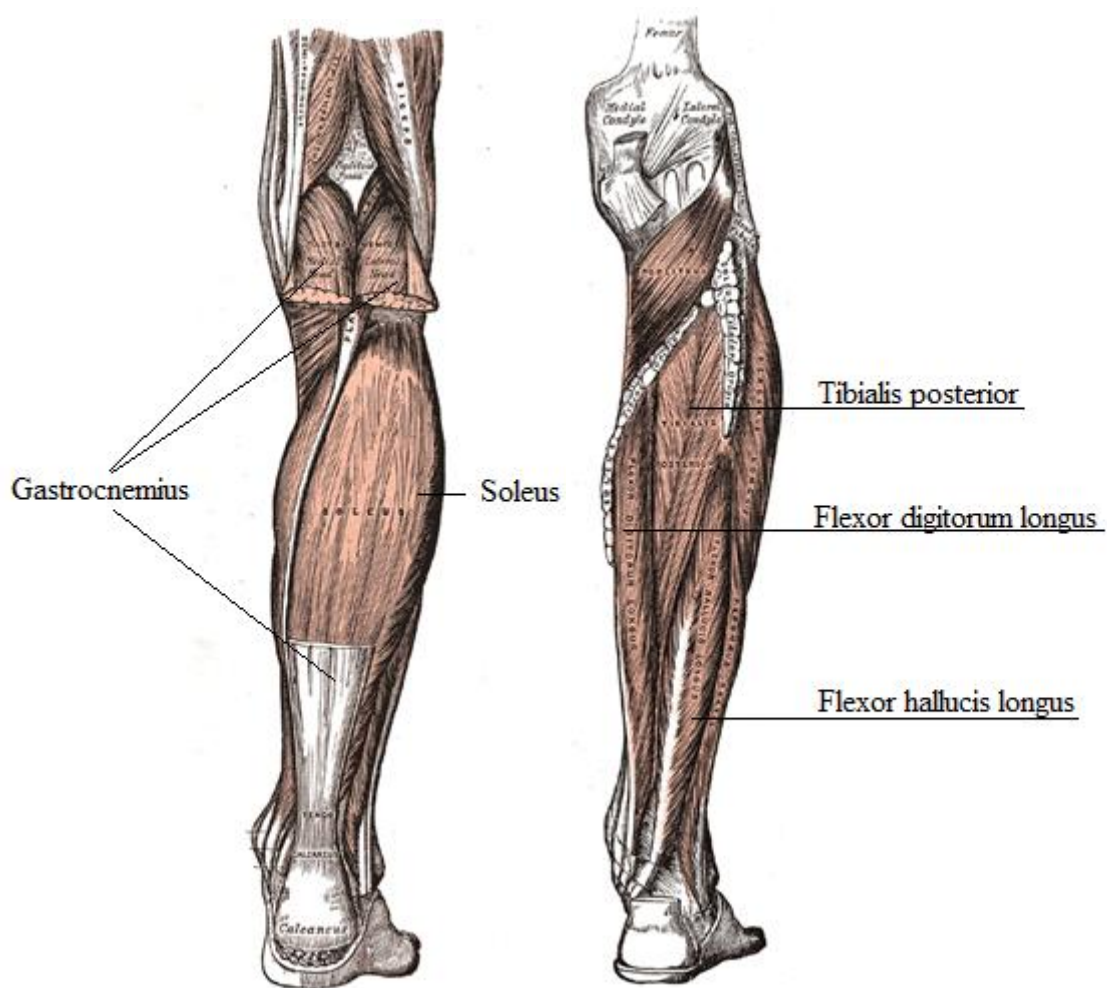


Slika 25. Mišice sprednje strani goleni. Pridobljeno 31.7.2013 iz <https://en.wikipedia.org/wiki/Foot>.

- mišice zadnje strani: triceps surae, tibialis posterior, flexor digitorum longus in flexor hallucis longus (Slika 26).

Vrhnji sloj tvori mišica triceps surae, ki je sestavljena iz mišice soleus in dveh glav gastrocnemiusa. Soleus izvira iz mečnice in golenice, gastrocnemius pa iz stegnenice. Mišice se združijo skupaj v Ahilovo tetivo, ta pa se narašča na petnico. Ahilova tetiva je ena najmočnejših in najdaljših tetiv v človeškem telesu. Triceps surae je primarno plantarni fleksor stopala. Mišica je v celoti aktivirana ob iztegnjenem kolenu, zato ker se gastrocnemius ob fleksiji kolena skrajša. Sodeluje tudi pri fleksiji kolena.

V globljem sloju se nahajajo tri mišice: tibialis posterior, flexor digitorum longus in flexor hallucis longus. Mišice izvajajo plantarno fleksijo v zgornjem skočnem sklepu ter hkrati inverzijo in addukcijo stopala v spodnjem skočnem sklepu.

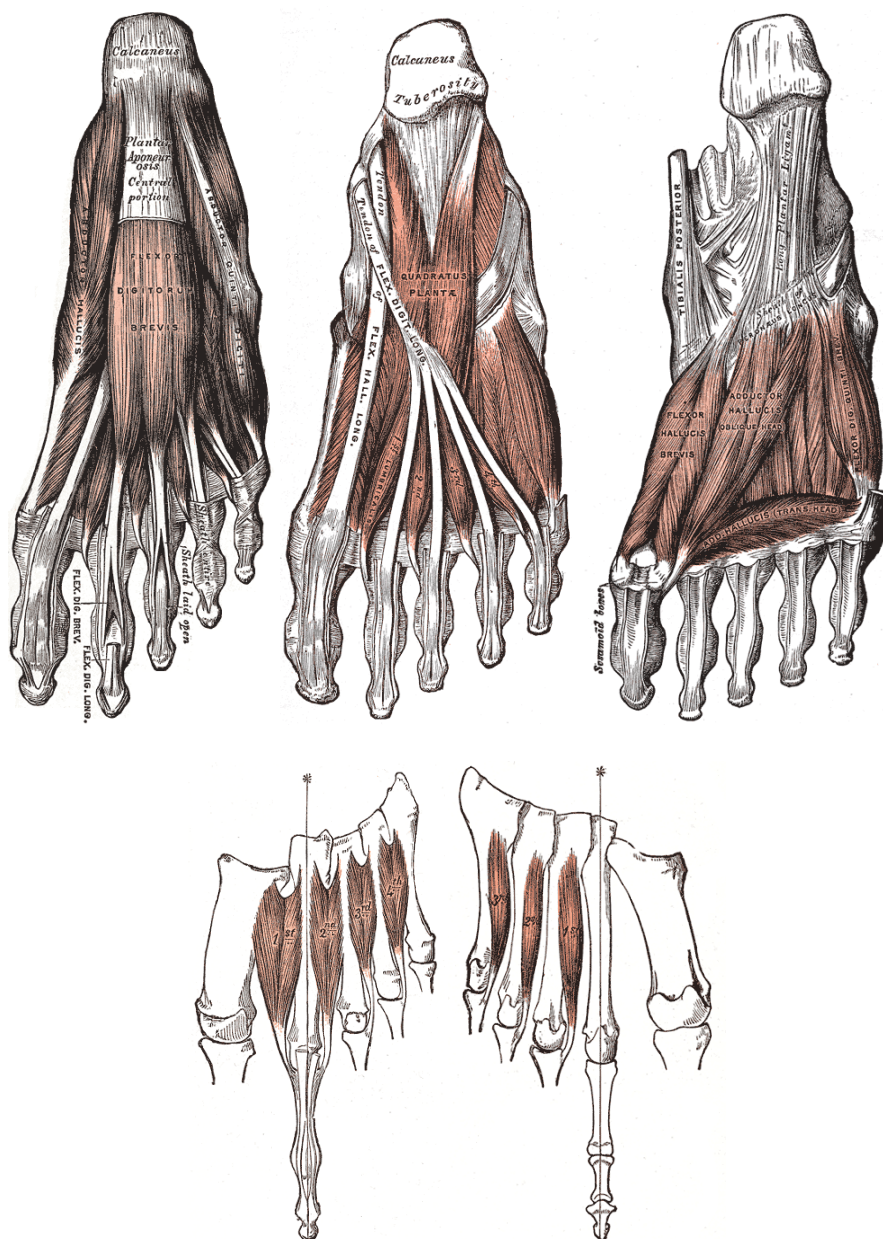


Slika 26. Mišice zadnje strani goleni, vrhnji in globlji sloj. Pridobljeno 31.7.2013 iz <https://en.wikipedia.org/wiki/Foot>.

Notranja skupina mišic:

Mišice notranje skupine so precej majhne in številne, vsak prst ima svoje. Glede na lokacijo, poznamo mišice, ki se nahajajo na dorzalnem (zgornjem) in plantarnem (spodnjem) delu

stopala, kjer jih je največ. Mišice spodnje strani večinoma delujejo skupaj tako, da podpirajo stopalne loke. Potekajo v štirih slojih (Slika 27)



Slika 27. Mišice spodnje strani stopala v vseh slojih. Pridobljeno 18.7.2013 iz <https://en.wikipedia.org/wiki/Foot>.

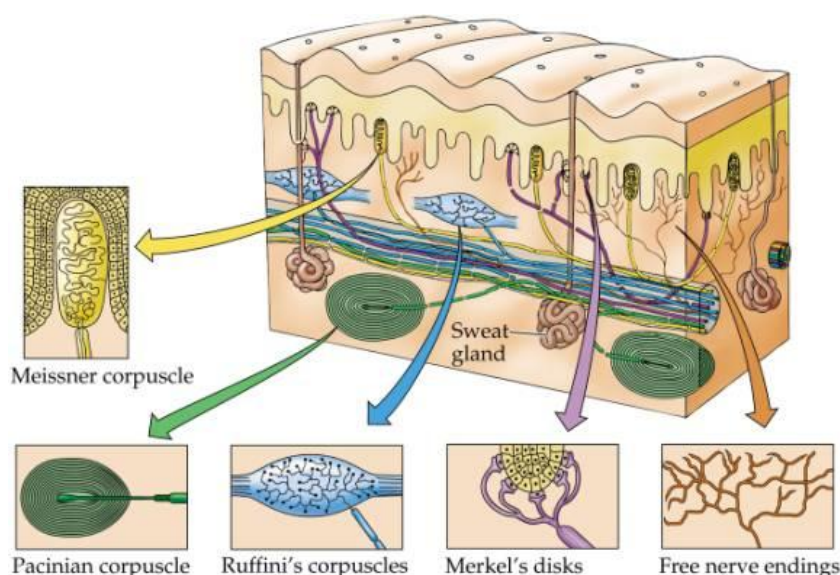
1.2.2. Senzorni receptorji stopala

V našem telesu se nahajajo številni senzorni receptorji, ki sprejemajo informacije iz okolja, te pa nato posredujejo centralnem živčnemu sistemu. Predstavljajo začetek aferentnih poti. Njihova naloga je pretvarjanje različne vrste energije v obliko akcijskih potencialov oziroma transdukcija. Na ta način naše telo dobiva informacije o zunanjem okolju. V koži na podplatu

stopala najdemo več različnih tipov receptorjev, ki se ločijo glede na njihovo funkcijo: mehanoreceptorji, termoreceptorji in nociceptorji (Slika 28) (Sensory receptor, 2013).

Mehanoreceptorji so senzorni receptorji, ki se odzivajo na različne mehanske pritiske. Kožni mehanoreceptorji omogočajo zaznavanje dotika, pritiskov, vibracij... Vsak izmed njih je oblikovan glede na njihovo funkcijo. V osnovi ločimo štiri različne vrste kožnih mehanoreceptorjev (Povzeto po Mechanoreceptor, 2013):

1. **Markeljev disk:** receptor, ki zaznava pritisk na kožo. Od ostalih treh receptorjev je najbolj občutljiv na vibracije nižjih frekvenc, med 5 in 15 Hz. Zaznavajo dalj časa trajajoče pritiske, zato so klasificirani kot počasi prilagodljivi receptorji.
2. **Meissnerjeva telesca:** so odgovorna za zaznavanje blagih pritiskov. So zelo občutljivi (imajo nizek vzdražni prag) na vibracije pod 50 Hz. Se zelo hitro prilagodijo na dražljaje, hitro prenehajo pošiljati informacije v centralni živčni sistem.
3. **Ruffinijevi končiči:** v obliki vretena oblikovan receptor zaznava razteg kože. Odzivajo se na dalj časa trajajoče dražljaje in se zelo počasi adaptirajo na razteg kože.
4. **Puccinijeva telesca:** ti živčni končiči so odgovorni za zaznavanje hitrih sprememb pritiskov in vibracij. Se zelo hitro prilagajajo na dražljaje.



Slika 28. Kožni senzorni receptorji: Meissnerjeva telesca, Puccinijeva telesca, Ruffinijevi končiči, Markeljev disk, prosti živčni končiči-nociceptorji. Pridobljeno 18.7.2013 iz <http://www.rci.rutgers.edu/~uzwiak/AnatPhys/ChemicalSomaticSenses.htm>.

Termoreceptorji v koži zaznavajo absolutne in relativne spremembe v temperaturi okolja.

Nociceptorji so nezaščiteni receptorji brez ovojnice, prosti živčni končiči. Odzivajo se na potencialno škodljive dražljaje in so tako tesno povezani z zaznavanjem bolečine. Informacijo o bolečini pošljejo v centralni živčni sistem šele, ko dražljaj preseže vzdražni prag. Bolečino lahko izzove tako mehanski, temperaturni kot kemični dražljaj.

Od teh receptorjev imajo mehanoreceptorji vodilno vlogo pri uravnavanju telesne drže. Mehanoreceptorji skupaj z ostalimi receptorji iz mišic, tetiv in sklepov sodelujejo pri procesu propriocepcije. Receptorji nam dajejo informacije o našem položaju in kontrolirajo gibanje

telesa. Propriocepcija omogoča zavedanje telesa in se pogosto omenja kot naš »šesti čut« (Saxby, 2011).

1.3. Posebnosti bosonogih ljudi

Različne obremenitve na telesu pogosto izzovejo fiziološke in anatomske odzive organizma. Bosonogi tek ni nobena izjema in lahko stimulira številne adaptacijske mehanizme, ki pa še niso bili natančno preučevani. Najbolj očitna posledica bosonogega teka je kožna zadebelitev na podplatu stopala. Groba podlaga z drgnjenjem ob stopalo stimulira celice keratinocite, da pričnejo proizvajati nove kožne celice. Tako nastane odebeljena plast kože, ki je podobna otiščancem oziroma žuljem. To se dogaja navadno na glavah metatarzalnih kosti, na prstih in na predelu pete. Je popolnoma naraven odziv in očitno ta prilagoditev zagotavlja določeno mero blaženja, predvsem pa so zaščita pred nevarno podlago. Kakšen vpliv imajo na propriocepcijo še ni znano (Lieberman, 2012).

Druga prilagoditev je mišična hipertrofija. Bosonogi tek, vendar samo v primeru FFS in ne RFS, ekscentrično obremenjuje plantarne fleksorje stopala v začetni fazi opore (De Wit idr., 2000; Jenkins in Cauthon, 2010; Nigg, 2010). Zaradi večjih sil pri ekscentričnih obremenitvah je učinek na hipertrofijo mišice večji, v primerjavi s koncentričnimi kontrakcijami. FFS in MFS tekači ali tekači, ki so prešli na ta način teka imajo bolj močne plantarne fleksorje stopala in tako pri vsakem koraku lažje nadzirajo dorzalno fleksijo stopala v začetnem delu faze opore.

Podoben princip se dogaja z drobno notranjo skupino mišic stopala. Dolgo časa je znano, da stopalni lok funkcionira kot vzmet. Med tekom prihaja do raztezanja in vlaganja elastične energije v prvi polovici faze opore, nato pa do krajšanja in vračanja energije, v drugem delu faze opore (Ker idr., 1987). Za stopalni lok je značilno, da se pri RFS ne razteza do trenutka, ko stopalo v celoti pride v stik s podlago. Pri FFS je drugače, tam je lok obremenjen v trenutku kontakta s podlago in to v različnih smereh (Perl idr., 2012). FFS aktivira drobne mišice stopalnega loka drugače kot RFS. Bosonogi tek, še posebej FFS bo okrepil mišice, ki so povezane s funkcijo stopalnega loka.

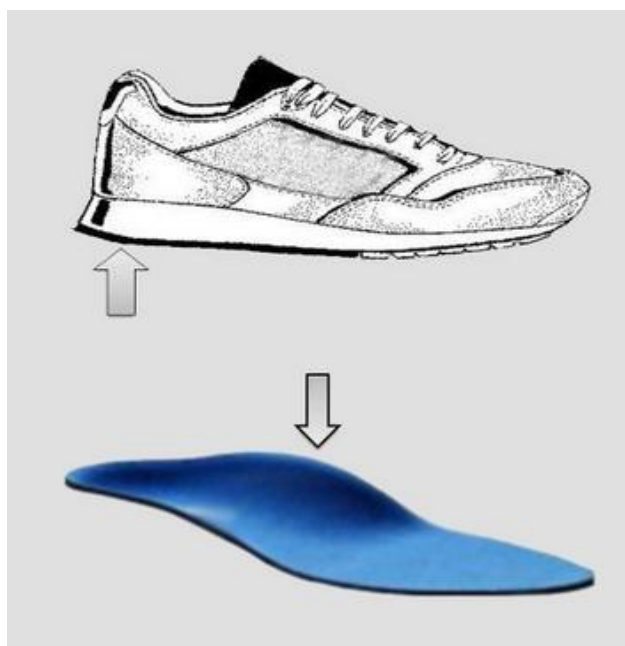
1.4. Tekaske superge

Za razliko od sodobnih ljudi, človek v davni preteklosti ni uporabljal obuval. Več milijon let je hodil in tekel bos po različnih tipih podlage (Bramble in Lieberman, 2004). Tanka obutev kot so sandali ali mokašini bi se naj pojavili mnogo kasneje, ocenjujejo čas srednjega paleolitika, pred približno 40.000 leti (Trinkaus, 2005). Najstarejšo do sedaj odkrito obutev so našli 1938 v ZDA, starost obuvala ocenjujejo na 8000 let pr.n.št.

Športni copati so relativno nova iznajdba, stara malce več kot 200 let. V 18. stoletju so angleži prvi oblikovali lahek copat z dobrim oprijemom podlage. Začetni modeli superg so bili narejeni iz usnja, ki so se ob večji vlagi močno raztegnili. Kot očeta modernih tekaških copatov, štejejo Adolfa Dasslerja, ki je 1920 začel izdelovati svoj prve modele tekaške obutve. Po 2. sv. vojni ustanovi danes znano multinacionalno podjetje Adidas. Poleg njega so bili še drugi, ki so prispevali k razvoju tega področja, in sicer Onitsuka Tiger (podjetje Asics), Bill Bowerman in Phil Knight (podjetje Nike) ter ostali (The history of running shoes, 2013).

Vse do 70. let 20.st je večina ljudi tekla bosa ali v tankih tekaških copatih, vključno s športniki. Šele takrat se pojavijo moderni tekaški copati, kot jih poznamo danes. Tipične značilnosti modernega tekaškega copata (Slika 29):

- Oblazinjen in odebeljen zadnji del copata (omogoča udoben tek preko pete, zmanjšuje velikost sile, porazdeli silo po večji površini superge)
- Podpora stopalnega loka (preprečuje prekomerno pronacijo stopala, obstajajo še copati, ki preprečujejo prekomerno supinacijo stopala)



Slika 29. Primer modernega tekaškega copata. Pridobljeno 20.6.2013 iz <http://www.barefootrunning.fas.harvard.edu/2FootStrikes&RunningShoes.html>.

Tekaški čevlji po eni strani zagotavljajo tekačem veliko prednosti pred bosonogim tekom. V osnovi ščitijo površino stopala pred nevarno, grobo podlago in ekstremnimi vremenskimi pogoji. Zraven tega nudijo tekaču dobro oporo, stabilizacijo, oprijem s podlago in blaženje. Narejeni so tako, da blažijo sile pri teku preko pete. Razvoj superg v športu je naravnani v smeri povečevanja športne učinkovitosti in preprečevanja športnih poškodb. Tekaske superge omogočajo blaženje in s tem zmanjševanje udarnih sil, ali pa npr. stabilizirajo stopalo tekačem, ki imajo težave s pronacijo (Giuliani, Masini, Alitz in Owens, 2011).

2. METODE DELA

Diplomska naloga je monografskega tipa. Za izdelavo diplomskega projekta sem uporabil izključno deskriptivno metodo raziskovanja. Pri raziskovanju sem se opiral predvsem na tujo literaturo, v obliki znanstvenih člankov. Za iskanje virov sem uporabljal spletno podatkovno bazo MEDLINE (Pub Med), kjer sem uporabil naslednje ključne besede: barefoot running, shod running, foot strike patterns, minimalist shoes.... Podatke sem iskal tudi preko brskalnika GOOGLE, in sicer v člankih različnih spletnih revij, časopisov.

Namen uvodnega dela je bil podrobneje predstaviti bosonogi način teka, kakšne so njegove značilnosti in posebnosti ter pojav modernih tekaških copatov. V glavnem delu diplomske naloge bom z analiziranjem in primerjanjem dosedanjih ugotovitev skušal narediti primerjavo med bosonogim tekom in tekom v supergah, kot zanimivost pa bom v zaključnem delu predstavil minimalističen tek.

3. RAZPRAVA

3.1. Primerjava teka v supergah z bosonogim tekom

Vzdržljivostni tek ima za seboj dolgo evolucijsko zgodovino. Človek je razvil tehniko teka na daljše razdalje že pred 2 milijonoma let. V zadnjih nekaj desetletjih je prišlo do dveh glavnih sprememb v biomehaniki teka. Prva je pojav modernih tekaških copatov v 70. letih, druga pa tehnika teka, še posebej način postavitve stopala ob podlago. Do sedaj so bile izvedene številne študije na bosonogih in obutih tekačih, ki so pokazale, da med tema dvema skupinama obstaja veliko razlik v mnogih pogledih, kot je tehnika teka, velikost sil, ekonomičnost teka, anatomske posebnosti, sposobnost propriocepcije, pojavnost poškodb...

Kinematična analiza bosonovega teka in teka v supergah razkriva zanimive posebnosti pri obeh načinih teka.

V študiji Williamsa idr. (2012) so delali kinematično primerjavo med bosonogim tekom in tekom v supergah pri hitrosti $3,35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Testiranci so tekli v treh pogojih: s supergami preko pete, s supergami preko sprednjega dela stopala in bosi. Pri bosem načinu teka niso dobili nobenih navodil kako postavljati stopalo. Načini postavitve stopala so bili različni znotraj posameznih pogojev teka. Tabela 2 prikazuje točno postavitev stopala testirancev pri vseh treh pogojih teka.

Tabela 2

Načini postavitve stopala (RFS-peta, Midfoot-srednji del stopala, FFS-sprednji del stopala) pri vseh pogojih teka (Williams idr., 2012).

	RFS	FFS	BF
Mean	12.7%	65.8%	45.7%
Range	0-30%	48-91%	17-83%
Footstrike patterns			
RFS	20	0	8
Midfoot	0	12	9
FFS	0	8	3

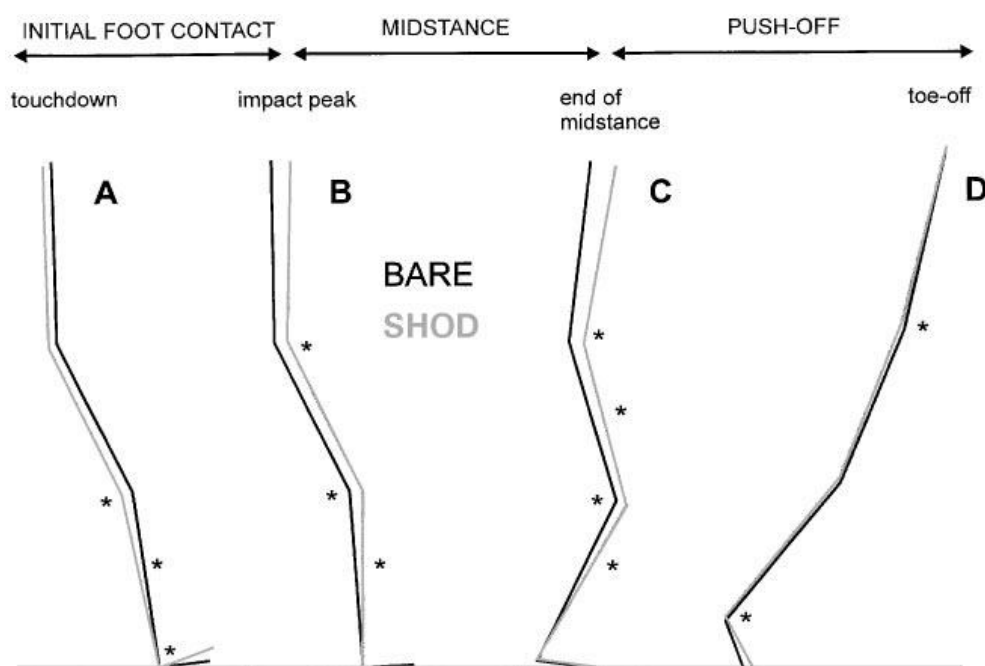
Signifikantno razliko so izmerili v kotu gležnja v fazi postavitve stopala ob podlago. Pri RFS teku je bil gleženj v značilni dorzalni fleksiji ($14,85^{\circ}\pm 6,15^{\circ}$ -kot med stopalom in podlago) pri FFS pa v plantarni fleksiji ($-12,46^{\circ}\pm 6,67^{\circ}$). V pogoju bosonovega teka je bilo stopalo v večji dorzalni fleksiji v primerjavi z FFS tekom, vendar v precej manjši kot pri RFS teku. Izmerili so kot $0,03^{\circ}\pm 7,29^{\circ}$ kar pomeni, da je bila postavitev stopala pri bosonogem teku praktično na srednjem delu stopala. Nobene signifikantne razlike ni bilo tako v kotih kolenskega sklepa, kot v kotih kolčnega sklepa med vsemi tremi pogoji teka (Tabela 3).

Tabela 3

Koti v skočnem (ankle angle), kolenskem (knee angle) in kolčnem sklepu (hip angle) v trenutku postavitve stopala ob podlago. Povzeto po Williams idr. (2012).

	FFS (mean±sd)	RFS (mean±sd)	BF (mean±sd)	p-value
Kinematics				
Ankle Angle at IC (°)	-12.46 ± 6.67‡	14.85 ± 6.15*‡	0.03 ± 7.29	<0.01
Knee Angle at IC (°)	-12.73 ± 6.40	-12.57 ± 7.00	-13.63 ± 5.05	0.84
Hip Angle at IC (°)	26.19 ± 10.39	26.04 ± 9.86	20.76 ± 11.25	0.19

De Wit idr. (2000) so v svoji raziskavi ravno tako primerjali kinematiko bosonovega teka in teka v supergah, vendar znotraj celotne faze opore, pri hitrostih 3.5, 4.5 in 5.5 m·s⁻¹. Rezultati so pokazali različne vrednosti kotov spodnjih okončin pri bosonogem teku in teku v supergah. Slika 30 prikazuje kinematično analizo obeh načinov teka med fazo opore.



Slika 30. Kinematična analiza bosonovega teka (črno) in teka v supergah (sivo) pri hitrosti 4,5 m·s⁻¹. Zvezdice prikazujejo mesta, kjer je način teka vplival na drugačne kote (De Wit idr. 2000).

V nadaljevanju so opisani koti v sklepih in segmentih spodnjih okončin. Napisane so vrednosti, ki so jih izmerili pri hitrosti 3,5 m·s⁻¹. Za hitrost 4,5 in 5,5 m·s⁻¹ glej Tabelo 4.

Faza začetnega kontakta s podlago: največje statistično značilne razlike v trenutku stika s podlago so bile v distalnih segmentih spodnjih okončin. Pri bosonogem teku je bila postavitev stopala značilno bolj horizontalna, kot pri teku v supergah. Kot v gležnju bosonogih tekačev pri $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ je bil $90,4^\circ$, tekačev v supergah pa $82,2^\circ$. Bolj ravna postavitev stopala pomeni večjo plantarno fleksijo in bolj navpičen položaj golenice pri bosonogem teku (naklon golenice bosonogih tekačev pri $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ je bil $96,8^\circ$, tekačev v supergah pa $99,8^\circ$). To je posledica večje fleksije kolena, na bosonogih tekačih so izmerili kolenski kot $163,5^\circ$, na tekačih v supergah pa $167,6^\circ$. V položaju stegna (Tabela 4, thigh segm angle-touchdown) med obema načinoma teka v trenutku stika s podlago ni bilo nobene razlike.

Začetni del faze srednjega opiranja (ko celotno stopalo pride v stik s podlago): pri $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ so imeli bosonogi tekači v gležnju kot 91° tekači v supergah pa kot 90° . Naklon golenice bosonogih tekačev je bil $92,9^\circ$, tekačev v supergah pa $87,9^\circ$. Odklon stegenice glede na ravnino podlage je bil pri bosonogih tekačih $113,7^\circ$, pri tekačih v supergah pa $114,1^\circ$. V kolenskem kotu so na bosonogih tekačih izmerili $159,1^\circ$ med tem ko je bil pri tekačih v supergah $153,8^\circ$.

Konec faze srednjega opiranja: v tej fazi kot gležnja ni bil izmerjen. Bosonogi tekači so imeli pri $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ $105,3^\circ$ odklon stegenice in $64,2^\circ$ odklon golenice, tekači v supergah pa $104,3^\circ$ odklon stegenice in $61,7^\circ$ odklon golenice. Kolenski kot bosonogih tekačev pri je bil 139° , tekačev v supergah pa $137,4$.

Tabela 4

Prikaz izmerjenih kotov obeh načinov teka pri hitrosti $3,5$, $4,5$ in $5,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (ankle angle-kot gležnja, shank segm angle-naklon golenice, knee angle-kolenski kot, thigh segm angle-naklon stegenice). v- signifikantni vpliv hitrosti, c-signifikantni vpliv načina teka (De Wit idr., 2000).

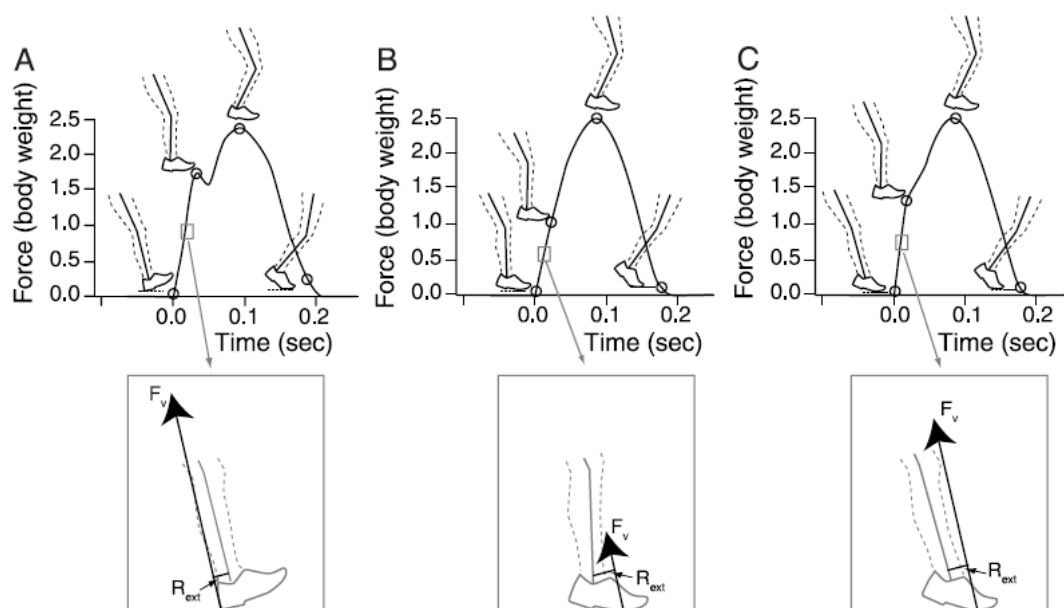
N = 9		$3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$				$4,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$				$5,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$			
5 trials		Bare		Shod		Bare		Shod		Bare		Shod	
		M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
Ankle angle (deg)	— 30 ms	90.0	4.7	81.9	5.5	91.3	5.9	81.6	5.2	92.0	7.5	82.2	5.8 v c
	touchdown	90.4	4.6	82.2	5.0	91.8	5.7	81.7	4.5	93.5	6.6	82.8	5.9 v c
	impact	91.0	3.4	90.0	3.6	92.2	3.2	91.5	3.2	94.3	3.9	91.9	4.0 v
Sole angle (deg)	— 30 ms	12.9	5.6	21.9	4.9	15.2	7.2	26.6	4.9	16.8	7.6	28.3	6.3 v c
	touchdown	6.4	4.5	18.0	5.0	6.6	5.6	20.8	4.9	5.5	6.1	20.3	6.9 v c
	impact	2.0	3.3	— 1.4	1.7	2.1	3.8	— 0.6	2.2	1.5	4.0	— 0.8	2.6
Shank segm angle (deg)	— 30 ms	102.9	3.4	103.3	2.9	106.6	3.0	107.6	2.8	108.9	3.4	109.9	3.1 v c
	touchdown	96.8	2.1	99.8	1.6	98.6	1.5	102.1	1.4	98.9	1.6	102.7	2.1 v c
	impact	92.9	3.6	87.9	2.4	94.4	3.3	90.3	2.7	95.4	1.7	90.4	2.8 v c
Thigh segm angle (deg)	end midst	64.2	2.1	61.7	2.9	64.1	2.0	60.5	2.8	64.2	3.1	61.0	4.0 v c
	touchdown	113.3	2.5	112.2	2.1	116.4	2.3	115.6	1.8	119.3	1.5	119.3	2.2 v
	impact	113.7	2.4	114.1	3.0	116.6	2.3	116.3	2.7	119.0	1.6	118.4	3.1 v
Knee angle (deg)	end midst	105.3	2.6	104.3	3.1	106.2	2.6	104.4	2.9	107.9	2.6	106.2	3.3 v c
	— 20 ms	168.8	4.5	171.1	3.6	168.5	3.3	170.7	3.4	168.5	3.8	168.1	3.5 v c
	touchdown	163.5	3.5	167.6	2.1	162.2	2.3	166.5	2.0	159.5	2.0	163.4	1.9 v c
Thigh segm angle (deg)	impact	159.1	4.5	153.8	4.6	157.8	3.4	154.0	4.8	156.4	2.0	151.9	4.4 v c
	end midst	139.0	4.3	137.4	4.1	137.9	4.3	136.2	4.3	136.3	3.7	134.8	4.2 v c

Frekvenca korakov se zelo spreminja med tekači, zaradi različnih vzrokov. To, da tečemo bosi ali v tekaških copatih, je po nekaterih študijah pomemben dejavnik, ki vpliva na frekvenco korakov pri teh dveh skupinah tekačev. Številne študije so pokazale, da bosonogi tekači pri teku uporabljajo višje frekvence korakov v primerjavi z obutimi tekači. Pri hitrosti $3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ je frekvenca bosonogih tekačev med 2,9 in 3 koraki/s (Divert idr., 2008; Jenkins in Cauthon, 2010; Squadrone in Gallozzi, 2009). Pri podobnih hitrostih so pri tekačih v supergah izmerili frekvenco med 2,5 in 2,66 koraki/s (Elliot in Blanksby, 1979). Razliko v načinu teka

dodatno potrjuje ugotovitev, da bosonogi tekači pri prehodu na tek v tekaških copatih ob istih hitrostih uporabljajo manjše frekvence in podaljšajo dolžino koraka (Divert idr., 2008; Squadrone in Gallozzi, 2009).

De Wit idr. (2000) so v svoji raziskavi na bosonogih tekačih pri hitrosti 3.5, 4.5 in 5.5 m·s⁻¹ izmerili naslednje frekvence korakov: 2.74, 2.87 in 3.03 korake/s. Pri vseh treh hitrostih so bile frekvence korakov višje v primerjavi s tekom v supergah, pri njih so izmerili 2.64, 2.73 in 2.85 korake/s (Tabela 2). Dolžina korakov tekačev v supergah je bila 1.33, 1.61 in 1.92m, kar je več v primerjavi z bosonogimi tekači, tam so bile vrednosti 1.28, 1.57 in 1.85m (Tabela 2).

Pri prehodu na bosi način teka se torej ob povečani frekvenci korakov, zmanjša dolžina koraka. Zakaj pride do tega pojava še ni točno raziskano, vendar obstajajo nekatere hipoteze, ki bi jih bilo potrebno dodatno preučiti. Krajši korak s krčenjem noge v kolenu, bi naj bil način kako se izognemo RFS teku. Z bolj pokrčenim kolonom dosežemo večjo plantarno fleksijo v gležnju in ob krajšem koraku povečamo nagnjenost k FFS teku. S tem se izognemo velikim udarnim silam, saj se poveča sposobnost amortizacije sil (Slika 31B). Bosonogi tekači bodo s krajšimi koraki tekli večinoma po sprednjem delu, tekači v supergah pa bodo ob krajših korakih pristali na srednji del stopala (Lieberman, 2012). Po drugi strani FFS tek z iztegnjenim kolonom spodbuja daljše korake in zahteva večjo plantarno fleksijo v gležnju. Ta način teka znatno poveča togost gležnja, pojavi se prvi vrh sile reakcije podlage in poveča se hitrost prirastka sile. Posledično je povečana obremenitev mišice triceps surae ter ahilove tetive (Slika 31C).



Slika 31. Sila reakcije podlage pri hitrosti 3m·s⁻¹. Tek preko pete - A, tek preko sprednjega dela s kratkim korakom - B, tek preko sprednjega dela z dolgim korakom – C (Lieberman, 2012).

Zaradi višje frekvence in krajšega koraka se bosonogi tek razlikuje od teka v copatih v kontaktnih časih, trajanju tekalnega koraka in faze leta. Vsi ti časovni parametri so krajši v primeru bosonovega teka (Tabela 5). To so v svoji študiji ugotovili Divert idr. (2005), kjer so primerjali bosonogi tek s tekom v tekaških copatih. Predpostavlja se, da te biomehanske prilagoditve bosega načina teka z manjšimi silami na mišično-skeletni sistem omogočajo bolj varen tek (Burkett, Kohrt in Buchbinder, 1985).

Tabela 5

Časovni parametri pri bosonogem teku in teku v tekaških copatih pri hitrosti $3,33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Trajanje tekaškega koraka - SD, kontaktni čas - CT in čas leta – FT (Divert idr., 2005).

	<i>Barefoot</i>	<i>Shod</i>
<i>SD (s)</i>	0.691 ± 0.005	$0.726 \pm 0.005^*$
<i>CT (s)</i>	0.251 ± 0.002	$0.257 \pm 0.002^*$
<i>FT (s)</i>	0.094 ± 0.003	$0.106 \pm 0.003^*$

Posebnost tekaških superg je ta, da lahko popolnoma spremenijo naravno funkcijo stopal. Današnji tekaški copati z debelimi podplati in oblazinjenim petnim delom morebiti lahko vplivajo oziroma spodbujajo drugačno tehniko teka kot je značilna za bosonogi tek. Če bosonogi tekači tečejo večinoma po sprednjem delu stopala, bodo pri obutem teku z večjo verjetnostjo pristajali na srednji ali zadnji del stopala. Na spodnjih slikah ima isti tekač v obeh primerih v trenutku kontakta s podlago popolnoma enak položaj oporne noge. Razlika je v načinu postavitve stopala na podlago. Leva Slika 32 prikazuje FFS, desna slika pa MFS. Prisotnost superge in njenega odebeljenega podplata vpliva na način postavitve stopala na podlago.

Bosonogi tek



Tek v tekaških copatih



Slika 32. Vpliv obutve na tehniko teka. Pridobljeno 10.7.2013 iz <http://www.barefootrunning.fas.harvard.edu/3RunningBeforeTheModernShoe.html>.

Izkaže se, da 75-80% rekreativnih tekačev, ki tečejo v supergah ob stiku s podlago povaljajo stopalo preko pete (Hasegawa, H., Yamauchi in Kraemer, 2007). Kaj je točen razlog ni znano, se pa predpostavlja, da so za to krivi tekaški copati, ki z oblazinjenim in odebeljenim zadnjim delom omogočajo udoben RFS tek. Način postavitve je tako najbolj očitna razlika v primerjavi večine bosonogih tekačev in tekačev v supergah.

Lieberman idr. (2010) so delali primerjavo sile reakcije podlage med bosonogimi tekači in tekači v supergah pri različnih postavitvah stopala na podlago (pri hitrosti $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Graf sile reakcije podlage je bil pri bosem RFS teku podoben kot pri RFS teku v supergah. Na obeh je viden prvi vrh, ki je posledica udarca pete ob podlago in drugi vrh, ki predstavlja fazo srednjega opiranja, ko celotna teža tekača pritisne ob podlago. Razlika je le v velikosti prvega vrha (več v nadaljevanju). Če primerjamo graf sile reakcije podlage RFS teka v supergah in bosega FFS teka vidimo, da z dobro tehniko prvi vrh pri bosonogem teku izgine (Slika 14).

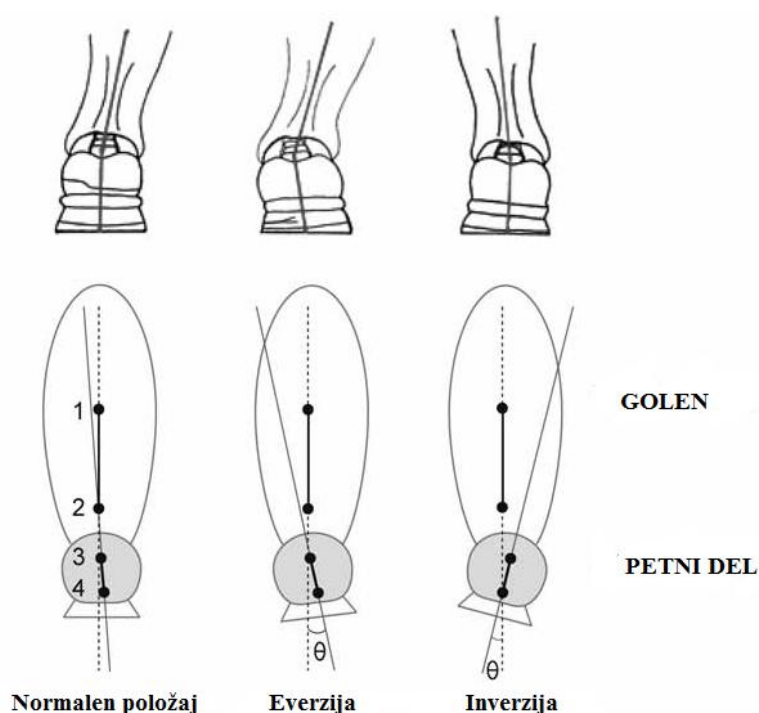
Še več nam povedo natančni podatki o velikosti sile in hitrosti prirastka sile prvega vrha. Rezultati so pokazali, da je velikost sile pri bosonogih FFS tekačih $0,58\pm 0,21$ telesne teže. Pri bosonogem RFS teku, je bila izmerjena sila $1,89\pm 0,72$ telesne teže in pri RFS teku v tekaških copatih $1,74\pm 0,45$ telesne teže (Slika 15). Sile pri FFS teku so 3-krat manjše kot pri RFS teku s copati ali brez. Je pa res, da so tekaški copati pri RFS teku zmanjšali velikost sile za 10% v primerjavi s FFS tekom. Povprečna hitrost prirastka sile pri bosonogih FFS tekačih je bila $64,6\pm 70,1$ telesne teže/s, podobno kot pri RFS teku v supergah, tam so izmerili povprečno silo $69,7\pm 28,7$ telesne teže/s. Izmerjene vrednosti pri obeh načinih teka so 7-krat manjše kot pri bosonogem RFS teku. Tam je bila povprečna izmerjena hitrost prirastka sile kar $463,1\pm 141,0$ telesne teže/s (Slika 15). Iz tega je razvidno, da imajo moderni tekaški copati dobro sposobnost zmanjšanja hitrosti prirastka sile (Lieberman idr., 2010).

Moderni tekaški copati z oblazinjenim petnim delom ponujajo dobro blaženje, saj zmanjšajo velikost sile prvega vrha za 10% (Nigg, 1986), po nekaterih podatkih celo za 22% (Fong in Hong, 2007) in upočasnijo hitrost prirastka sile za približno 7-krat, kar pomeni približno 70-80 telesnih mas/sekundo (Lieberman idr., 2010). Superge na ta način omogočajo udoben RFS tek tudi na najbolj trdih in grobih podlagah, vendar kot je iz grafov razvidno, se prvi vrh še zmeraj pojavlja. Tekači, ki tečejo preko pete so pod stalnim vplivom velikih sil (še posebej izrazito na trdih podlagah) in problem je v tem, da se zaradi oblazinjenega dela pete tega ne zavedajo saj zaznavajo precej manjše sile ob pristanku, kot dejansko so. Pri RFS teku govorimo o velikih trenutnih silah, ki se v zelo kratkem času prenesejo od stopala in gležnja navzgor preko kolena, kolka, na hrbtenico in glavo. Ob tem se moramo zavedati, da se z vsakim korakom sile seštevajo, pri 1km teka povprečen tekač udari ob tla približno 600 krat.

Pojavljanje prvega vrha pri RFS teku in višje hitrosti prirastka sile po nekaterih avtorjih, naj ne bi bila vzroka za tekaške poškodbe. Ena študija je celo pokazala, da je bila pojavnost poškodb najmanjša pri RFS teku v supergah (Nigg, 2001; Nigg, 2010). Po drugi strani pa mnogi izpostavljajo prvi vrh in hitrost prirastka sile, kot glavni razlog za pojav številnih poškodb: tibialna stres fraktura, tekaško koleno, plantarni fasciitis, bolečina v križu (Davis idr., 2010; Milner idr., 2006; Perl idr., 2012).

Zelo pomembna posebnost, ki loči tek v supergah od bosonovega teka je prisotnost podplata oziroma spremenjena geometrija predvsem stranskega, petnega dela podplata. To bi naj bilo povezano z everzijo ali pronacijo (nekateri avtorji zamenjujejo ta dva pojma) stopala in posledično poškodbami (Clarke, Frederick in Hamill, 1983; Dewit, Declerq in Lenoir, 1995; Hamill, Bates in Holt, 1992; Nigg in Morlock, 1987; Nigg idr., 1987; Stacoff, Denoth, Kalin in Stüssi, 1988). Everzija stopala povzroča notranjo rotacijo goleni. Notranja rotacija je odvisna od stopnje everzije, od vertikalnih sil, plantarne-dorzalne fleksije... Prekomerna everzija in prekomerna notranja rotacija golenice, sta po besedah mnogih avtorjev pomembna biomehanska faktorja, ki ju povezujejo s pojavom tekaških poškodb kot so plantarni fasciitis, tendinitis Ahilove tetive, vnetje pokostnice, patelarni tendinitis... (James, Bates in Osternig, 1978; Clement, Taunton, Smart in McNicol, 1981; Mechelen, 1992; Segesser in Nigg, 1980;

Viitasalo in Kvist, 1983). Tipično za RFS tek v supergah je postavitve stopala na zunanji del petnega dela podplata, v rahli inverziji pri čemer je kot $5-10^\circ$ (Slika 33, položaj inverzije). Predpostavlja se, da bi naj superge, še posebej z razširjenim petnim delom (Slika 34, flared), povečale ročico spodnjega skočnega sklepa, kar bi naj povečalo everzijo stopala in/ali maksimalno hitrost everzije (Dewit idr., 1995; Nigg in Morlock, 1987; Nigg idr., 1987; Stacoff idr., 1988). Skupna everzija in maksimalna hitrost everzije, bi naj bila precej manjša pri bosonogem teku (Stacoff, Nigg, Reinschmidt, Van den Bogert in Lundberg, 2000). Kljub vsemu bi naj bili ti kinematični vplivi teh podplatov majhni, odvisno od trdote podplata (mehek podplat bo omogočil večjo deformacijo ob pristanku zato bo dejanska ročica manjša), kar lahko privede do nasprotujočih rezultatov (Clarke idr., 1983; Hamill idr., 1992; Nigg in Morlock, 1987). V večini študij so preučevali vplive podplatov s senzorji, ki so jih namestili bodisi na superge ali kožo testiranca. Izkaže se, da vsi ti zunanji senzorji precenjujejo dejansko gibanje stopala oziroma skeleta. Sicer obstaja povezava med everzijo superge in stopala vendar točno razmerje ni znano.



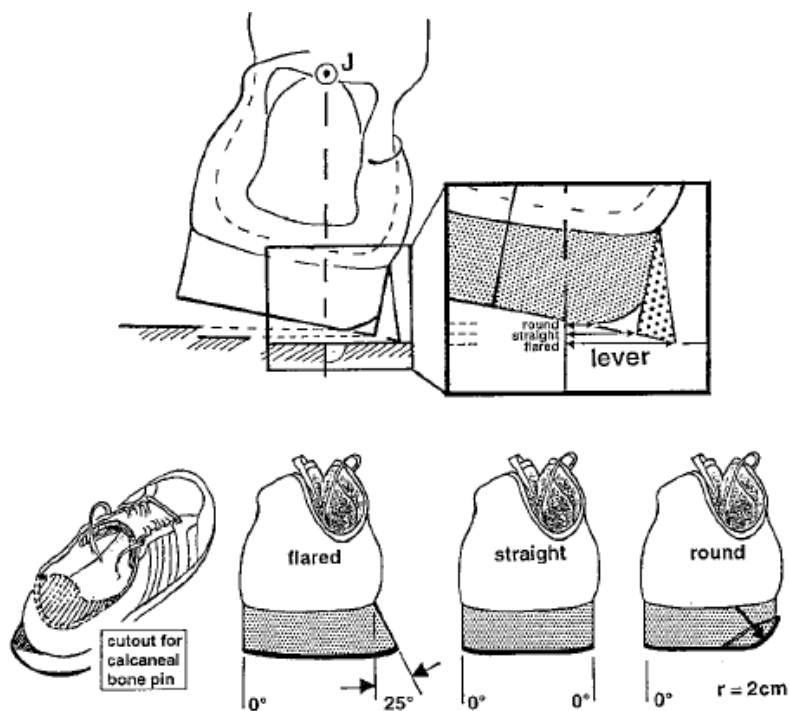
Slika 33. Everzija/inverzija glede na spodnji skočni sklep, pogled od zadaj (Morley idr., 2010).

Stacoff idr. (2001) so v svoji študiji ugotavljali vplive različnih podplatov superg (Slika 34) na everzijo stopala in rotacijo goleni s senzorji nameščenimi v kosteh merjencev. Poleg tega so želeli primerjati rezultate izmerjene s senzorji v kosteh z rezultati senzorjev v supergah. Rezultati so pokazali, da superge z izbočenim robom podplata niso povečale hitrosti everzije stopala, kot tudi hitrosti notranje rotacije goleni, v primerjavi s supergami z ravnim ali zaobljenim robom podplata. Prav tako ni bilo razlik v maksimalni in skupni everziji stopala in notranji rotaciji goleni med različnimi tipi superg (to so pokazali senzorji v kosteh merjencev). Pričakovali so največje hitrosti everzije pri supergah z največjo ročico (superge z izbočenim robom), vendar rezultati tega niso pokazali, kar je v nasprotju z ugotovitvami prejšnjih študij, ki so prav tako merile s senzorji nameščenimi na supergah (v teh študijah je bila pokazana večja hitrost everzije pri supergah z izbočenim robom podplata). Maksimalna everzija superg je bila izmerjena pri modelu z zaobljenim podplatom, najmanjše vrednosti pa

so bile pri ostalih dveh tipih superg. Vzroki za to bi naj bili v veliki deformaciji superg z izbočenim podplatom (kar bi naj zmanjšalo ročico) in majhni deformaciji superg z zaobljenim podplatom (to bi naj povečalo rotacijo gležnja in s tem everzijo stopala).

Velike razlike so tudi med vrednostmi, ki so jih dobili iz različno nameščenih senzorjev. Pretekle študije so pokazale, da je bila razlika v maksimalni everziji med supergami in kožo stopala med 2 in 4° (Clarke, Friderick in Hamill, 1984; Gheluwe, Tielemans in Roosen, 1995; Nigg, Bahlsen, Denoth, Lüthi in Stacoff, 1986; Stacoff, Reinschmidt in Stüssi, 1992), kar je precej manj kot v tej študiji (med 5 in 20°). Možna razlaga za ta odstopanja se skriva v drugačnih protokolih meritev. Predhodne raziskave so uporabljale senzorje nameščene na supergah in na koži stopala, prej omenjena študija pa je namestila svoje senzorje v kosti testirancev. Razlike bi naj tako bile posledica neenakomernega gibanja superg in stopala.

V tej študiji tako niso ugotovili signifikantnih razlik v gibanju stopala pri različnih tipih obutve (to so pokazali senzorji v kosteh), vendar so pokazali signifikantno korelacijo med gibanjem superg in gibanjem skeleta stopala. Skupna everzija in hitrost everzije superge je bila približno dvakrat večja, v primerjavi z everzijo na nivoju skeleta. Zaradi zahtevnosti merjenja prej omenjenih spremenljivk, bodo v prihodnje potrebne dodatne študije za bolj točne rezultate.

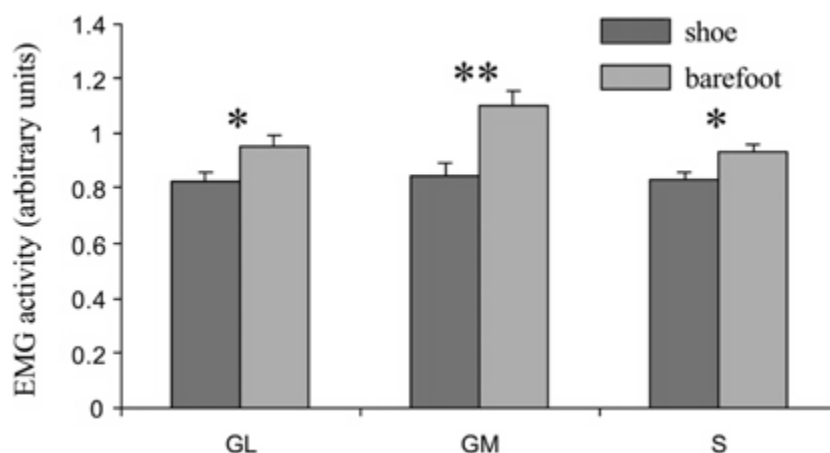


Slika 34. Različni tipi superg in njihove ročice-lever. Flared-izbočen rob podplata, straight-raven podplat, round-zaobljen rob podplata (Stacoff idr., 2001).

Bosonogi tek se razlikuje od teka v supergah preko pete v predaktivaciji plantarnih fleksorjev gležnja. Ta je značilno višja pri bosonogemu teku tik pred kontaktom stopala s podlago (Komi, 1992). Višja predaktivacija mišice gastrocnemius lateralis in medialis ter mišice soleus pri FFS teku omogočajo boljšo kontrolo pri pristajanju, saj preprečujejo udarec pete ob podlago (Divert, Mornieux, Muller, Baur, Belli in Mayer, 2003). Aktivacija mišic ima glavno nalogo pri pripravi lokomotornega sistema na pristajanje in kontakt s podlago (Nigg, 2001). Visok nivo predaktivacije in krajši kontaktni časi, lahko pri bosonogemu teku, pripomorejo k

boljšemu izkoriščanju elastične energije in s tem ekonomičnosti teka (Bosco, Komi in Ito, 1981).

Divert idr. (2005) so v svoji študiji merili EMG mišic gastrocnemius lateralis in medialis, soleus, peroneus ter mišice tibialis. Primerjali so predaktivacijo mišic pri bosonogemu teku in teku v tekaških copatih. Ugotovili so naslednje: predaktivacija gastrocnemius lateralis je bila za 13,7%, predaktivacija gastrocnemius medialis za 23, 6% in soleus za 10,8% višja pri bosonogemu teku (Slika 35). Nobene signifikantne razlike ni bilo v predaktivaciji med mišicama peroneus in tibialis.



Slika 35. Primerjava EMG signala plantarnih fleksorjev pri bosonogem teku in teku v copatih. Predaktivacija gastrocnemius lateralis - GL, gastrocnemius medialis – GM in soleus – S (Divert idr., 2005).

Do danes je bilo izvedenih veliko raziskav, v katerih so primerjali ekonomičnost bosonovega načina teka in teka v supergah. Vendar se te študije razlikujejo v protokolih po katerih so bile meritve izvedene. Težava je v velikem številu dejavnikov, ki lahko imajo možen vpliv na rezultate meritev.

Burkett idr. (1985) so merili porabo kisika na 21 tekačih pri hitrosti $3,35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ in ugotovili, da je bosonogi tek za 1-2% bolj ekonomičen, v primerjavi s tekom v supergah. V tej študiji tip in teža superge ter način teka niso bili kontrolirani. Vzrok za razliko v rezultatih so pripisali dodatni teži superge.

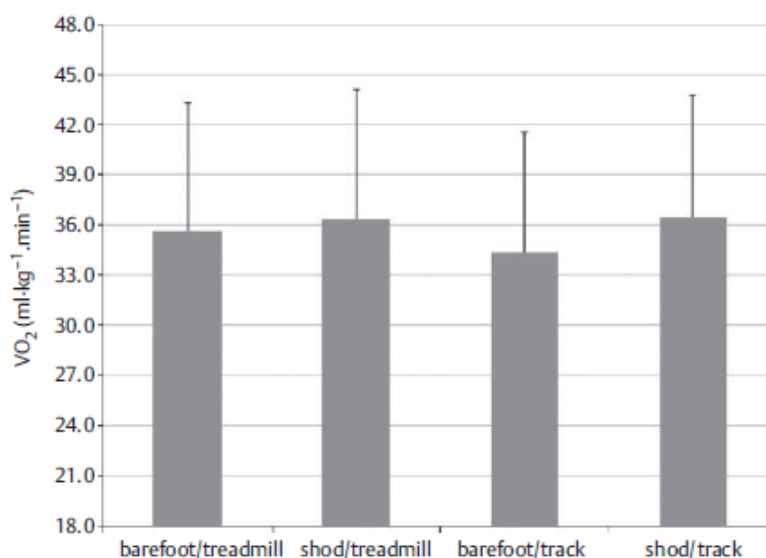
Divert idr. (2008) so primerjali ekonomičnost med različnimi pogoji teka: popolnoma bos tek, tek v zelo tankih nogavicah, tek s 150g težkimi nogavicami, tek s 350g težkimi nogavicami in tek z 250 in 350g težkimi supergami. Meritve so izvajali na 12 tekačih pri hitrosti $3,61 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Ko so tekači tekli s 350g težkimi supergami ali nogavicami, so bili za 3% manj ekonomični, v primerjavi z bosim načinom teka. Razliko so pripisali dodatni teži obutve.

Squadrone in Gallozzi (2009) so analizirali 8 izkušenih bosonogih tekačev pri hitrosti $3,32 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pri bosem teku, teku v minimalističnih copatih težkih 148g in tekaških supergah težkih

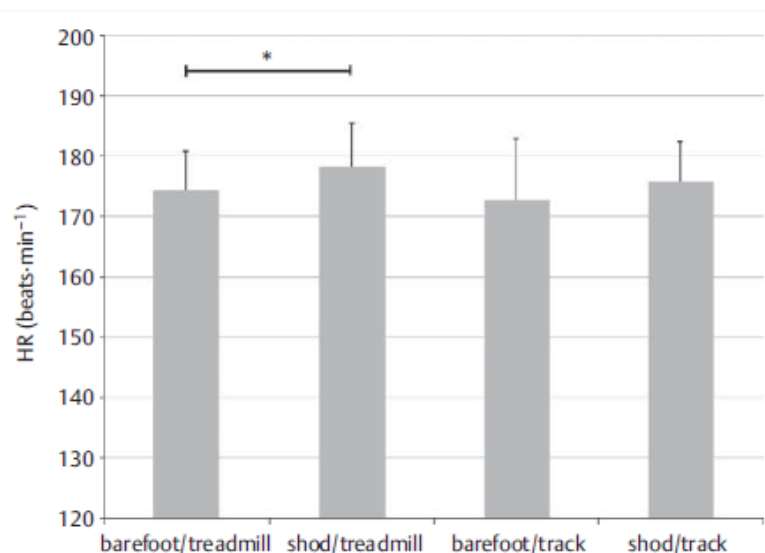
341g. Tek v supergah je bil za 1,3-2,8% manj ekonomičen od bosega teka ali teka v minimalističnih copatih.

Hanson, Berg, Meendering in Ryan (2010) so ugotavljali razlike v ekonomičnosti na 10 tekačih pri 70% $\text{VO}_{2\text{max}}$. Meritve so izvajali na tekaški preprogi in na ravni podlagi. Bosonogi način teka se je izkazal za bolj ekonomičnega in to za 3,8%. Teža obuvala in način teka nista bila kontrolirana.

Številni faktorji otežujejo interpretacijo rezultatov teh študij. Bosonogi tek se je izkazal za bolj ekonomičnega v primerjavi s tekom v supergah. Pojavlja se vprašanje ali so te razlike posledica tipa superge, teže superge ali načina oziroma tehnike teka. Poleg tega je bila večina študij izvedena na tekaških stezah in tako rezultati morebiti ne sovpadajo s tekom na ravni podlagi. Eden izmed teh faktorjev je bil problem študije Hansona idr. (2010), ki so primerjali ekonomičnost med bosonogim tekom in tekom v tekaških copatih. Ob tem so ugotavljali razlike med tekom na tekaški stezi in tekom na ravni podlagi. 10 tekačev je moralo opraviti 4 teste pod različnimi pogoji pri hitrosti 70% $v\text{VO}_{2\text{max}}$ ($3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Dve meritvi so opravili na tekaški stezi in dve na ravni podlagi v zaprtem prostoru. Oba testa so tekli bosi in v tekaških copatih. Glavna ugotovitev študije: bosonogi tek na tekaški stezi in ravni podlagi je za 3,8% bolj ekonomičen od teka v supergah. Povprečne vrednosti porabe kisika (v nadaljevanju VO_2) in srčne frekvence (v nadaljevanju HR) so bile višje pri teku v supergah ne glede na podlago. Po drugi strani, nobene signifikantne razlike ni bilo razvidne v povprečni vrednosti VO_2 in HR med različnima podlagama pri istem načinu teka (Slika 36, Slika 37). Na podlagi teh spoznanj lahko rečemo, da pri primerjavi ekonomičnosti bosonogega načina teka in teka v tekaških copatih vrsta podlage, kjer se izvajajo meritve ne igra pomembne vloge.



Slika 36. VO_2 pri različnih pogojih teka. Bosonogi tek na tekaški stezi - barefoot/treadmill, tek v supergah na tekaški stezi - shod/treadmill, bosonogi tek na ravni podlagi - barefoot/track, tek v supergah na ravni podlagi - shod/track (Hanson idr., 2010).



Slika 37. HR (srčna frekvenca) pri različnih pogojih teka. Bosonogi tek na tekaški stezi - barefoot/treadmill, tek v supergah na tekaški stezi - shod/treadmill, bosonogi tek na ravni podlagi - barefoot/track, tek v supergah na ravni podlagi - shod/track (Hanson idr., 2010).

Drugi pomemben faktor, ki bi lahko vplival na interpretacijo rezultatov, je vpliv mase tekaškega copata. Divert (2008) v svoji raziskavi navaja dodatno maso tekaškega copata, kot glavni vzrok za razliko v ekonomičnosti med bosonogim načinom teka in tekom v supergah. Za vsakih 100g dodatne teže tekaškega copata se poveča poraba energije za 1,2% pri hitrosti $3,83 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ in 0,8% pri hitrosti $4,88 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ (Friderick, Daniels in Hayes, 1984).

Naslednji faktor, ki ga pri pojasnjevanju razlik med načini teka ne smemo spregledati je način postavitve stopala ob podlago (Glej stran 22, Ekonomičnost teka).

Frekvenca korakov je še en faktor, ki ga v svoji študiji omenja Perl idr. (2012). Raziskave so pokazale, da je najbolj optimalna poraba energije obutih tekačev pri frekvencah 2,83-3,08 korake/s, ne glede na naklon podlage, dolžino nog ali težo telesa. Višje frekvence teka, kot je to značilno za bosonogi tek, bi naj bile bolj ekonomične od nižjih frekvenc, kar je bolj pogosto pri teku v supergah (Cavangh in Williams 1982). Pri krajših korakih in višjih frekvencah, tekač postavlja svojo nogo bližje težišču s čimer se zmanjšajo zaviralne sile in je gibanje skupnega težišča bolj enakomerno. Na ta način je tek bolj ekonomičen.

Perl idr. (2012) so v svoji študiji upoštevali prej omenjene faktorje oziroma dejavnike vpliva na rezultate testov in sicer način teka, težo obuvala ter frekvenco korakov. Testirali so vplive obuvala in način postavitve stopala na ekonomičnost teka. Izvedli so štiri različne teste pri katerih so testiranci tekli v minimalističnih copatih (Vibram FiveFingers) preko pete in sprednjega dela stopala ter v tekaških copatih, prav tako preko pete in sprednjega dela stopala. Tek v minimalističnih copatih lahko enačimo z bosonogim tekom saj je bilo pokazano, da ni statistično značilnih razlik v kinematiki in ekonomičnosti teka (Lieberman, idr., 2010; Squadrone in Gallozzi, 2009). Na tekaškem traku pri hitrosti $3 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ so merili porabo kisika, kinematiko in dinamiko teka. Da bi izločili vpliv dodatne mase tekaških copatov na rezultat so z enako težo obremenili gleženj tekača pri teku v minimalističnih copatih. Frekvenca korakov je bila ravno tako kontrolirana, tekli so pri enakih frekvencah. Tek v minimalističnih copatih pri FFS je bil za 2,41%, pri RFS pa za 3,32% bolj ekonomičen od teka v tekaških copatih pri

enaki postavitvi stopala. Med FFS in RFS ni bilo statistično značilnih razlik v ekonomičnosti tako pri teku v minimalističnih copatih, kot pri teku v supergah (eden od možnih razlogov se skriva v povečani porabi mišice triceps surae pri FFS teku, kar nasprotuje izkoriščanju elastične energije v Ahilovi tetivi). In še ena primerjava, tek v minimalističnih copatih pri FFS je bil za 0,74% bolj ekonomičen kot tek v supergah pri RFS.

Ti rezultati se ujemajo z ugotovitvami prejšnjih študij, da je bosonogi tek ali tek v minimalističnih copatih bolj ekonomičen od teka v supergah, vendar pri meritvah niso upoštevali vseh dejavnikov. Poleg tega, ta študija ni pokazala signifikantnih razlik med FFS in RFS tekom v supergah in minimalističnih copatih.

Torej z bosim načinom teka prihranimo od 2,41-3,32% več energije. Če pri tem upoštevamo, da je teža tipičnega tekaškega copata približno 350g in da je za vsakih 100g teže poraba večja za 1% je skupen prihranek energije bosonogega teka med 4,4 in 6,8%.

Kar nekaj raziskav je ugotovilo, da je bosonogi tek v primerjavi s tekom v supergah bolj ekonomičen. Zakaj točno je temu tako nam ni znano. Delni odgovor se skriva v dodatni masi tekaških copatov, kar so Divert idr. (2008) opredelili kot edini razlog večje porabe energije. Če izločimo vpliv mase, ob tem obstajajo še nekatere druge hipoteze povezane s stopalnim lokom, Ahilovo tetivo in amplitudo gibanja v kolenu. Bosonogi tek dovoljuje večjo sposobnost hranjenja elastične energije v stopalnem loku. Pri FFS lok deluje kot elastična vzmet, ki se prične raztezati v prvem delu oporne faze, v drugem delu pa se krči in vrača vloženo energijo. Pri RFS pride do tega šele, ko celotno stopalo pride v stik s podlago. Problem tekaških copatov je v njihovi zgradbi, predvsem tistih z notranjo oporo stopalnega loka, saj tako omejujejo elastično delovanje drobnih mišic in tetiv stopala (McMahon, 1987).

Bosonogi tekači imajo prednost v bolj kontrolirani dorzalni fleksiji stopala, še posebej v primeru FFS. Te kinematične razlike težijo k večjemu hranjenju elastične energije v Ahilovi tetivi, kar bi naj znatno prispevalo k boljši ekonomičnosti teka (Alexander, 1991; Kerr idr., 1987). Tudi amplituda gibanja v kolenskem sklepu bi naj bila bistvenega pomena. Bosonogi tekači imajo za 8,83% manjšo skupno amplitudo gibanja v kolenu v oporni fazi. Bolj pokrčeno koleno pomeni, manjšo napetost Ahilove tetive in posledično manjši izkoristek elastične energije. Za natančno analizo teh hipotez bi bile potrebe dodatne raziskave. Ob upoštevanju teže tekaškega copata in načina postavitve stopala, znanstveniki omenjajo frekvenco korakov kot dodaten možen vzrok za razlike v ekonomičnosti teka. Ekonomičnost bosonogega teka ali teka v minimalističnih copatih bi lahko imelo velike prednosti v učinkovitosti teka in posledično boljših rezultatih pri vrhunskem športu. 1% boljša ekonomičnost bi naj izboljšala hitrost teka za $0,049 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Hanson idr., 2011). Če je to res, bi 3% zvišanje ekonomičnosti prispevalo k povečanju hitrosti za $0,147 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Med maratonom bi takšna razlika izboljšala rezultat za približno 9,5min (Perl idr., 2012). Človek je v svojem razvoju dolga leta prilagajal spodnje okončine na boso hojo in bosi tek. Zato ni nič nenavadnega, da ljudje tečejo bolj ekonomično bosi ali v minimalističnih obuvalih. V zadnjih letih je proizvodnja tekaških obuval šla v smeri večjega udobja in boljše stabilizacije stopala. Superge sestavljajo debeli, mehki podplati, nekatere tudi »podporniki« stopalnega loka. Obstaja možnost, da vsi ti dodatki in novosti omejujejo naravno gibanje stopala in tako zahtevajo večjo porabo energije (Perl idr., 2012).

Človeško stopalo je v zadnjih letih pogosta tema številnih znanstvenikov, ki skušajo odgovoriti na mnoga vprašanja v zvezi z delovanjem, funkcijo in posebnostmi stopala. Med njimi se pojavlja vprašanje ali obstajajo anatomske razlike med stopalom osebe, ki je odraščala z obuvali in osebo, ki je odraščala brez.

To je zanimalo Hoffmana (1905) že stoletje nazaj. Proučeval je bosonoge domorodce, obliko njihovih stopal in opazil, da imajo prste precej bolj razmaknjene. Poleg tega je ugotovil, da že nekaj tedensko nošenje obuvala pri otrocih vpliva na obliko stopala, predvsem položaj palca. Za tem je bilo izvedenih kar nekaj raziskav na to temo.

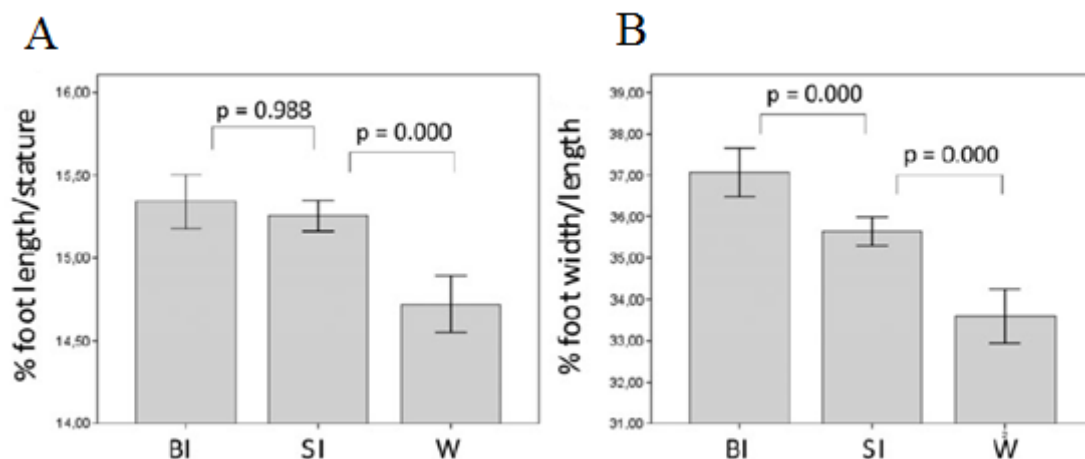
Rao in Joseph (1992) sta preučevala indijske otroke. Odkrila sta večjo pojavnost ploskega stopala pri otrocih, ki so nosili bolj tesno obutev. Manj je bilo pri osebah s sandali ali natikači in najmanj pri bosonogih otrocih.

Ashizawa, Kumakura, Kusumoto in Narasaki (1997) so pri bosonogi skupini ljudi iz otoka Jave opazili daljša in širša stopala v primerjavi z obutimi ljudmi iz Filipinov.

Echarri in Forriol (2003) sta prav tako odkrila večjo pogostost ploskega stopala med obutimi otroci.

D'Aout, Pataky, De Clercq in Aerts (2009) so v svoji študiji ugotavljali vplive obuvala na morfološke in funkcionalne posebnosti stopala. Preučevali so skupino ljudi iz Indije, ki so odraščali bosi in jo primerjali z dvema skupinama, ki sta odraščala z obuvali, ena iz Indije, druga iz »zahodnega sveta«. Obuta skupina iz Indije je redkeje nosila obutev kot skupina iz zahoda, poleg tega je bila obutev manj ozka. Izvajali so antropometrične meritve in meritve pritiska na stopalo med hojo. Rezultati so pokazale signifikantne razlike v obliki stopala in razporeditvi pritiska med bosonogo in obuto populacijo.

Dolžina stopala, izražena kot % višine testiranca je bila največja pri bosonogi skupini, najmanjša pri obuti skupini iz zahoda (Slika 38A). Prav tako je bilo za to skupino ljudi statistično značilna večja širina stopala, izražena kot % dolžine stopala, najbolj ozka so bila pri obuti skupini iz zahoda (Slika 38B). Slika 39 kaže nekaj tipičnih primerov bosonogih tekačev in osebo obute skupine iz Indije.

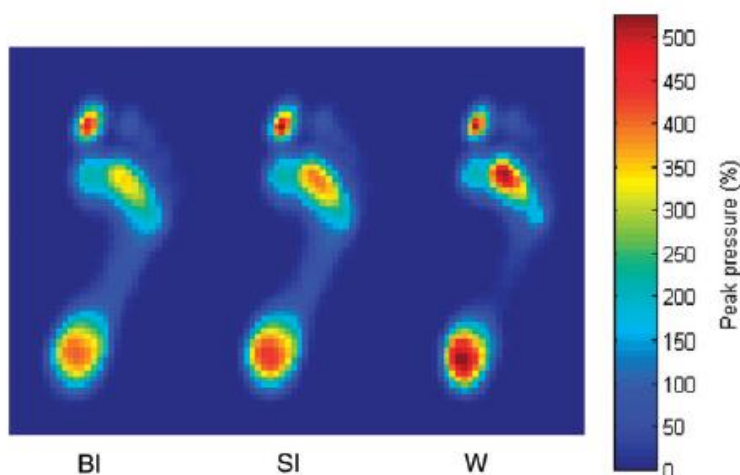


Slika 38. Primerjava antropometričnih značilnosti pri treh populacijah: BI-bosonoga skupina iz Indije, SI-obuta skupina iz Indije, W-obuta skupina iz zahoda. A – dolžina stopala izražena s % višine testiranca, B – širina izražena s % dolžine stopala (D'Aout idr., 2009).



Slika 39. Primeri stopal bosonoge skupine - BI in obute skupine iz Indije – SI (D'Aout idr., 2009).

Slika 40 prikazuje razporeditev pritiskov na stopalo pri vseh treh skupinah. Prva razlika je opazna v srednjem delu stopala, kjer je pritisk pri bosonogi skupini in obuti skupini iz Indije razporejen na širšem območju kot pri obuti skupini iz zahoda. Obe skupini iz Indije (bosonoge in obute) imata nižji stopalni lok v primerjavi s skupino iz zahoda. Najbolj očitne razlike so vidne na predelu pete in metatarzalnem območju stopala. Pritiski so bili na teh delih najmanjši pri bosonogi populaciji, temu sledi obuta skupina iz Indije, največji pritiski so bili pri skupini iz zahoda.



Slika 40. Pritiski na stopalo pri BI-bosonogi skupini, SI-obuti skupini iz Indije in W-obuti skupini iz zahoda (D'Aout idr., 2009).

Izkaže se, da je človeško stopalo precej plastična struktura, občutljiva na vsakršne obremenitve, katerim se temu primerno tudi prilagodi (Jackson, 1990). Pri teku ni nič kaj drugače. Če primerjamo okolje v katerem so se stopala razvijala kot včasih, ko ni bilo udobne obutve in okolje danes hitro opazimo velike razlike. Prisotnost superge je lahko vzrok za šibka in nefleksibilna stopala. Debeli in togi podplati, podpora stopalnega loka in dodatki, ki preprečujejo pronacijo in druge oblike gibanja, bi lahko preprečile mišicam in kostem adaptacijo na obremenitve, ki so bile včasih povsem normalne. Za posameznika, ki bi nosil takšne superge bi to pomenilo, da mišice ne bi bile tako močne, še posebej tiste v stopalnem loku. Šibke mišice posledično ne bi zagotavljale dobre stabilizacije in druge pomembne funkcije (Lieberman, 2012). Bosonogi tekači imajo manjšo pojavnost ploskega stopala in

drugih nepravilnosti (D'Aout idr., 2009). Pri tem načinu teka so mišice okrepljene, stopalo je bolj fleksibilno in zato sposobno preprečevati nezaželeno gibanja in morebitne poškodbe (Willems, Witvrouw, De Cock in De Clercq, 2007; Williams idr., 2001).

Še ena pomembna razlika obstaja med bosimi tekači in tekači v supergah. Slabost nošenja tekaških superg je ta, da omejujejo propriocepcijo stopala. Proprioceptivni sistem uporablja senzorje, ki se nahajajo v mišicah, tetivah, sklepih in v koži in z njimi obvešča centralni živčni sistem o stanju našega telesa. Velik odstotek teh receptorjev se nahaja ravno v podplatih naših stopal, ki so največ časa v fizičnem stiku z okoljem. Če zmanjšamo dotok teh informacij z nošenjem tekaških superg, bodo naši možgani dobili manj koristnih informacij in bo tako kvaliteta gibalnih programov veliko slabša (Saxby, 2011). Bosonogi tek dovoljuje stalen pretok senzornih informacij s spodnje površine stopala in s tem omogoča zaznavanje lastnosti podlage. Povratne informacije aktivirajo serijo drobnih mišičnih skupin stopala katere lahko bolje absorbirajo sile ob kontaktu s podlago. Poleg tega se aktivirajo refleksi, ki pomagajo centralnemu živčnemu sistemu oblikovati motorične programe za povečanje stabilizacije. Tek s supergami nima teh prednosti, zato je verjetnost poškodb večja (Jenkins in Cauthon, 2010).

Kaj pa poškodbe?

Verjetno najbolj pogosta tema tekačev, izdelovalcev tekaške obutve in športne medicine je vezana na področje tekaških poškodb. Znano je, da se nesporeljivo veliko število tekačev poškoduje vsako leto, približno med 30 in 70%. V primerjavi z ostalimi športi je tek med najbolj nevarnimi oblikami telesne aktivnosti za pojav kroničnih preobremenitvenih poškodb (vnetje pokostnice, tendinitis Ahilove tetive, plantarni fasciitis, patelofemoralni sindrom...) in drugih oblik poškodb, kot so zvini, zlomi, izpahi in natrganine tkiv. Kar je bolj problematično je to, da še zmeraj ne vemo kako točno te poškodbe preprečiti (Taunton, Ryan, Clement, McKenzie, Lloyd-Smith in Zumbo, 2003). Vzroki za mnoge oblike poškodb bi naj bili v različni biomehaniki med posamezniki in nepravilna tehnika teka (prekomerna pronacija, tek preko pete, povečana everzija gležnja in notranja rotacija goleni...).

V zadnjem času se ljudje sprašujejo ali je bosonogi tek bolj ali manj varen pred poškodbami, kot tek v tekaških supergah. Gre za precej naivno vprašanje zaradi kompleksnosti vzroka za poškodbe. Če bi preprosto primerjali pojavnost poškodb med bosonogimi tekači in tekači v supergah bi to vodilo do velike zmešnjave in konfliktnih rezultatov, razen če bi v študijah kontrolirali način in biomehanske posebnosti teka, kar je neposreden povzročitelj tekaških poškodb. Ali drugače, prisotnost ali odsotnost obutve ni nič kaj bolj neposreden vzrok za poškodbe kot intenzivnost teka. Veliko je obutih tekačev, ki niso nikoli poškodovani tudi ob povečani intenzivnosti treninga in so bosonogi tekači, ki se poškodujejo. Mogoče bi se morali vprašati ali je način teka tisto kar povzroča razlike v pogostosti poškodb. To se nanaša tako na bosonoge tekače kot tekače s supergami (Lieberman, 2012)

Večina poškodb je posledica kopičenja mikropoškodb v tkivih, zaradi ponavljajočega delovanja sil na človeško telo. Gre za interakcijo števila, velikosti, smeri, pogostosti in hitrosti delovanja sil ter lastnosti tkiv na katere te sile delujejo. Pri teku nastajajo sile pri vsakem koraku, več milijon krat na leto za večino tekačev. Od teh sil je tisti začetni prirastek sile ali prvi vrh sile reakcije podlage najbolj obremenjujoča sila za mišično-skeletni sistem. Nekateri avtorji zatrjujejo, da te sile ne povzročajo poškodb, ena študija je celo pokazala najmanjšo pojavnost poškodb pri RFS tekačih, kjer so bile sile največje (Nigg, 2001; Nigg, 2010). Po drugi strani pa so avtorji, ki so ugotovili ravno nasprotno. Prvi vrh in hitrost prirastka te sile je pomemben povzročitelj poškodb kot so: tibialna stres fraktura, tekaško koleno, plantarni

fasciitis, bolečine v križu (Davis idr., 2010; Milner idr., 2006; Perl idr., 2012). Iz tega lahko sklepamo, da so FFS tekači ne glede na prisotnost obutve manj poškodovani, saj FFS tek ne povzroča znatnih sil na tekača, ali drugače na grafu sile reakcije podlage ni viden prvi vrh (Daoud idr., 2010). Seveda pa se to dogaja v primeru krajših korakov kajti pri teku preko prstov z dolgimi koraki so sile na tekača podobne kot pri RFS teku. Hitrost prirastka sile je takoj večja, prav tako se pojavi prvi vrh (Slika 31). Poleg tega FFS tek zahteva veliko aktivnost plantarnih fleksorjev s čimer je povečana obremenitev Ahilove tetive, to pa poveča možnosti za poškodbe. Te ugotovitve kažejo, da je način teka zelo pomemben dejavnik nastanka poškodb.

Modeli superg s podporo stopalnega loka (superge za pronatorje) in togi podplati bi lahko povzročili oslABLjenost mišic stopala in posledično nezmožnost pravilnega delovanja stopalnega loka. Šibke mišice lahko prispevajo k prekomerni pronaciji stopala, povečajo se obremenitve na plantarno fascijo in pride do nastanka plantarnega fasciitisa (Lieberman idr., 2010). Nekaj študij je pokazalo, da superge povzročajo prekomerno notranjo rotacijo goleni, kar nastane zaradi povečane everzije stopala med fazo opore. Te spremembe so z veliko verjetnostjo povezane s patelofemoralnim sindromom, tendinitisom Ahilove tetive, vnetjem pokostnice... (Eslami, Begon, Farahpour in Allard, 2007).

Še en pomemben faktor, ki bi ga morali upoštevati pri primerjavi poškodb med obema načinoma teka, je vpliv obutve na blaženje in sposobnost propriocepcije. Oblazinjeni tekaški copati so narejeni z namenom blaženja sil, ki se pojavljajo pri RFS teku, zmanjšujejo velikost in hitrost prirastka sile. Na ta način bi naj obutev preprečevala pojav poškodb, ki so posledica udarnih sil. Vendar pa je slabost tekaških copatov povezana z omejevanjem propriocepcije tekača. Bosonogi tekači imajo večji dotok senzornih informacij s katerimi bolje nadzorujejo položaj telesa (Jenkins in Cauthon, 2010). Tekaske superge zavirajo delovanje senzornih receptorjev in bi tako hipotetično naj bili ti tekači bolj podvrženi tekaškim poškodbam (Marti, Vader, Minder in Abelin, 1988). To hipotezo bi bilo potrebno v prihodnosti še bolj natančno preučiti in preveriti.

Posebej problematičen je prehod na bosonogi način teka, kjer pogosto nastaja veliko poškodb. FFS tek zahteva močne plantarne fleksorje in drobne mišice stopala, bolj kot RFS tek. Pri prehodu se mnogi tekači pritožujejo nad bolečinami v mečnih mišicah in Ahilovi tetivi, kar nastane zaradi povečanih obremenitev pri FFS teku (Nigg, 2010; Williams, 2000). Poleg tega zaradi šibkih mišic prihaja do nastanka poškodb v metatarzalnem predelu stopala, metatarzalna stres fraktura (Giuliani idr., 2011).

Obstaja še ena kategorija poškodb pri bosonogem teku. To so poškodbe, ki nastanejo zaradi pristanka na ostro in grobo podlago. Tekaske superge zagotavljajo dobro zaščito, pri bosonogih tekačih pa se zato pojavljajo vreznine, udarnine, vbodnine, otiščanci...

Kateri način teka je bolj škodljiv preprosto ne moremo reči. Do poškodb bo prihajalo tako pri bosonogih tekačih kot tekačih v supergah. Bosonogi tek ni nič bolj ali manj varen pred poškodbami, zato ker je bolj pomemben način teka in ne to kar je na stopalih tekača (Lieberman, 2012). Zaenkrat imamo določene podatke o dejavnikih, ki so povezani s pogostimi poškodbami, vendar smo še zmeraj omejeni z direktnim povezovanjem med različnimi načini teka in poškodbami. Gre za zelo kompleksen problem, ki ga bo potrebno v prihodnje ob upoštevanju vseh dejavnikov še dodatno testirati.

3.2. Minimalistični copati

Zadnjih 30 let se je industrija tekaške obutve trudila izdelati superge s čim boljšim blaženjem, dobro oporo in stabilizacijo, toda danes je proizvodnja šla v popolnoma drugo smer. Nedolgo nazaj, se je po svetu razširilo gibanje, ki promovira tek v minimalistični obutvi. Je popolnoma »nov« pogled na tek, ki ga skušajo približati bosonogemu načinu teka. Nova obutev ima v primerjavi s klasičnimi tekaškimi copati manj vsega, manj blaženja, manj opore in manjšo težo. So fleksibilni in minimalno omejujejo gibanje stopala, hkrati pa so zaščita pred nevarno podlago. Nekateri zagovorniki »minimalizma« skušajo to predstaviti kot nov koncept, vendar če se ozremo v preteklost lahko vidimo, da je bila do 70. let 20.st lahka tekaška obutev s tankim podplatom edina takrat dostopna obutev za tekače na tržišču (Slika 41). Minimalistični tip copatov je bil prisoten že od nekdaj, le imenovali se niso tako. Od pojava te »nove« obutve so se začele dogajati spremembe tudi na klasičnih tekaških copatih. Obutev postaja vse lažja, tanjša in meja med različnimi tipi superg ni več tako očitna.



Slika 41. Primer tekaške obutve iz leta 1973. Pridobljeno 31.7.2013 iz <http://sneakerreport.com/news/the-defining-running-shoes-of-the-70s/9/>.

Mnogi proizvajalci kot so Vibram FiveFingers (Slika 42), Vivo Barefoot, Merrell, Brooks in ostali imajo v svoji ponudbi svoje modele minimalističnih copatov, ki se med seboj razlikujejo po številnih karakteristikah. Težava je v tem, da ni enotnega kriterija, ki bi določal kateri produkt spada v skupino minimalistične obutve. Na podlagi internetnega pregleda izdelkov se njihova teža giblje nekje med 60 in 280g, debelina podplata pa med 4 in 20mm. Nekateri modeli so popolnoma odstranili strukture tipičnega tekaškega copata, spet drugi so jih ohranili.



Slika 42. Primer današnje minimalistične tekaške obutve. Pridobljeno 31.7.2013 iz <http://www.predatornutrition.com/blog/2012/03/20/can-vibram-five-fingers-improve-athletic-performance/>.

Pojavlja se vprašanje kako je lahko tek v copatih, ne glede na to kako tanki in lahki so, opredeljen kot bosonogi tek. Zagovorniki minimalizma poudarjajo, da bi naj bil ta način teka bolj naraven v primerjavi s tekom v klasičnih tekaških copatih. Oba načina teka se razlikujeta v vzorcih gibanja, in sicer za tek v supergah je najbolj očitna posebnost način postavitve stopala ob podlago. 75% obutih tekačev teče preko pete, medtem ko bosonogi tekači oziroma tekači z minimalističnimi copati tečejo večinoma preko sprednjega ali srednjega dela stopala.

Raziskave so pokazale, da je za bosonogi tek in tek v nekaterih minimalističnih copatih (Vibram FiveFingers) značilna manjša dorzalna fleksija stopala v trenutku kontakta s podlago in krajša dolžina koraka. Amplituda giba v kolenskem sklepu je v oporni fazi manjša, je pa koleno ob pristanku bolj pokrčeno. Tako je manjša možnost teka preko pete (Squadrone in Gallozzi, 2009). Izogibanje teku preko pete povezujejo z manjšo hitrostjo prirastka sile in odsotnostjo prvega vrha sile reakcije podlage, kar bi lahko pripomoglo k manjši pojavnosti poškodb. Vendar do danes še ni bilo izvedenih študij, ki bi te trditve potrjevale (Jenkins in Cauthon, 2010).

Na spletu obstajajo posnetki z navodili kako uporabljati minimalistične copate, oziroma kako preiti na nov način teka. Večina poudarja krajše korake z višjo frekvenco. Ta sprememba v tehniki bo zmanjšala velikost sile na tekača ne glede na uporabo superg. Takoj se lahko vprašamo, ali je bolj pomembna vrsta obutve ali način teka? Poleg tega, ne smemo spregledati, da vsi minimalistični modeli ne spodbujajo teka, ki je podoben bosonogemu, torej preko prstov, ampak je za mnoge še zmeraj značilen tek preko pete, koleno pa je ob pristanku bolj iztegnjeno.

Tanjši podplati bi naj v primerjavi s tekom v klasičnih supergah povečali sposobnost propriocepcije. Wakeling, Pascual in Nigg (2002) so opredelili obutev kot »filtre«, ki filtrirajo senzorne informacije s površine stopala. Minimalistični copati in klasične superge so filtri, ki različno omejujejo dotok informacij oziroma zaznavo receptorjev v stopalih. Zato torej, minimalistična obutev nikakor ne poveča te sposobnosti kot to zatrjujejo mnogi. Kakršna koli zaščita podplata ovira senzorne informacije, je pa res, da minimiziranje materialov med stopalom in podlago zmanjša negativen učinek na propriocepcijo (Langer, 2012).

Minimalističen tek ne bo čudežno zmanjšal velikosti sil na tekača in s tem možnosti poškodb. Minimalistični copati lahko spodbudijo drugačen način teka, ki bo za nekatere tekače ugoden za druge pa bo takšna tehnika teka povečala možnosti za nove poškodbe, še posebej če je bil prehod prehiter in se mišice niso uspele pravočasno prilagoditi. Tako so zabeležili med tekači, ki so prešli iz klasičnih superg na minimalistične copate povečano število stres poškodb metatrazalnih kosti, zaradi prehiterga prehoda iz RFS na FFS ali MFS tek. Sile v nobenem primeru ne bodo izginile, prišlo bo le do prerazporeditve. Ker gre za razmeroma novo »modno muho«, bodo v prihodnje potrebne dodatne raziskave za boljše razumevanje različnih načinov teka.

4.SKLEP

Vzdržljivostni tek ima za seboj dolgo zgodovino in ni dolgo od tega, ko so ljudje začeli uporabljati obutev. Odkar so v 70. letih predstavili prve moderne tekaške superge, je tek postal eden od najbolj popularnih rekreativnih športov. Tek je kompleksna oblika gibanja, kjer so spodnje okončine v neprestani interakciji s podlago in kjer različni dejavniki lahko vplivajo na celotno bimehaniko tekaškega koraka. Raziskave so pokazale, da tekači s supergami uporabljajo drugačno tehniko teka kot bosonogi tekači in zato med tema dvema skupinama obstajajo številne razlike.

Najbolj opazna razlika med bosonogim tekom in tekom v supergah je način postavitve stopala ob podlago. Tekači s supergami večinoma tečejo preko pete (75-80%) med tem, ko pri bosonogih tekačih prevladuje tek preko sprednjega ali srednjega dela stopala. To pomeni, da je za bosi tek značilna bolj vodoravna postavitev stopala glede na podlago in večja predaktivacija plantarnih fleksorjev stopala, kar omogoča kontrolo pri pristajanju in preprečuje udarec pete ob tla. Takšna postavitev stopala pri bosonogem teku je povezana s krajšimi koraki in višjo frekvenco korakov poleg tega pa je skrajšan kontaktni čas, faza leta in trajanje tekalnega koraka. Višje frekvence in kratki koraki pomenijo manjše zaviralne sile ob pristanku in manjša vertikalna odstopanja težišča tekača. Te značilnosti bosonovega teka omogočajo bolj udoben tek, saj se z amortizacijo plantarnih fleksorjev lahko izognemu prvemu vrhu sile reakcije podlage in velikim hitrostim prirastka sile, ki bi naj predstavljala nevarnost za pojav tekaških poškodb. Tekoške superge pri teku preko pete omogočajo dobro blaženje, zmanjšajo velikost sile prvega vrha sile reakcije podlage in upočasnijo hitrost prirastka sile za približno 7-krat. Tako do neke mere zagotavljajo varen tek, vendar prvega vrha sile reakcije še zmeraj ne preprečijo. Po nekaterih podatkih superge s svojimi podplati povečujejo ročico spodnjega skočnega sklepa, kar pomeni večji obseg everzije stopala in povečano notranjo rotacijo goleni. Bosonogi tek je dokazano bolj ekonomičen od teka v supergah ne glede na način postavitve stopala ob podlago in to za 2,4-3,3% (pri tem sta bila teža superg in frekvenca korakov kontrolirana). Če pri tem upoštevamo dodatno maso tekaških superg je prihranek lahko še večji (odvisno od teže superg, za vsakih 100g je poraba večja za 1%). Kaj je točen razlog za boljšo ekonomičnost ni znano, avtorji navajajo odsotnost dodatne mase tekaških copatov, boljšo izkoriščanje elastične energije spodnjih okončin in višje frekvence korakov bosonogih tekačev. Obstajajo tudi nekatere anatomske razlike. Ljudje, ki ne uporabljajo obutve oziroma bosonogi tekači imajo značilno bolj razširjen sprednji del stopala. Njihova koža podplata je zaradi varnostnih razlogov bolj odebeljena in tako bolj odporna pred grobo in od vremenskih pogojev nevarno podlago. Z razliko od tekačev v supergah imajo bosonogi tekači močno ojačane drobne mišice stopala, ki omogočajo boljšo stabilizacijo in izkoriščanje elastičnosti plantarne fascije, poleg tega pa je zmanjšana pojavnost ploskega stopala. Še ena ključna posebnost bosonovega teka je sposobnost propriocepcije, ki je neprimerno boljša v primerjavi s tekom v supergah. S tem je omogočeno boljšo zaznavanje zunanjega okolja in prilagajanje tehnike teka trenutnim situacijam. Kljub temu imajo superge vrsto drugih prednosti, ki jih bosonogi tek ne omogoča. Superge varujejo naše podplate pred nevarno podlago in ekstremnimi vremenskimi pogoji, zagotavljajo kontrolo gibanja, blaženje, stabilizacijo in oprijem s podlago.

Razumevanje pojavnosti poškodb med različnimi načini teka je precej nedorečeno področje, ki ga bo v prihodnje potrebno še raziskati. Trenutno ne obstaja študija, ki bi z gotovostjo trdila, da bosonogi tek lahko prepreči ali zmanjša pojav poškodb, kot tudi ni študije, ki bi to ugotovila za tek v supergah.

Pred časom se je pojavila vmesna oblika bosonogega teka in teka v copatih, to je minimalističen tek. Raziskave so pokazale, da bi naj minimalistični copati spodbujali podobno biomehaniko kot bosonogi tek (postavitev preko sprednjega dela stopala, manjše prirastke sile, višje frekvence korakov...). Minimalistični copati želijo posneti bosonogi tek pri čemer nudijo nekoliko več zaščite. Zato ne moremo reči, da gre za »čisto« obliko bosonogega teka, saj podplati preprečujejo direkten stik s tlemi in s tem omejujejo dotok senzornih informacij. Kljub svojim pomanjkljivostim lahko minimalistični copati služijo kot dobra pomoč pri prehodu na bosonogi tek.

Bosonogi tek ni noben nov koncept saj so ga poznali že naši davni predniki. V zadnjih letih je zaradi mnogih pozitivnih vplivov na človeško telo postal precej popularen med tekači. Kljub temu, relativno malo ljudi teče brez obutve. Večina elitnih tekačev nosi superge zaradi zaščite stopal saj jim dovoljuje tek po najbolj grobih terenih. Po drugi strani pa so bosonogi tekači kot sta Abebe Bikila in Zola Budd, ki jima je uspelo postaviti svetovni rekord v maratonu in krajših razdaljah. Vendar v zadnjih 25 letih tega ni uspelo nobenemu več. Zmagovalci večine daljših tekaških preizkušenj so tekači, ki tekmujejo in včasih trenirajo v tankih tekaških copatih-minimalističnih copatih ali pa v klasičnih tekaških supergah. Bosonogi tek se je izkazal kot bolj ekonomičen način teka v primerjavi s tekom v supergah vendar kot kaže se ta ekonomičnost ne sklada z visokimi tekmovalnimi hitrostmi. Rezultati tekem so dobri pokazatelji, da je tek v supergah hitrejši od bosonogega teka. Mogoče je povezano z velikimi silami in neudobjem pri višjih hitrostih, ali z zmanjšano frekvenco korakov zaradi izogibanja trku pete ob tla, kar posledično skrajša korak ali pa tekači nosijo obutev zaradi svojih spozorjev, ki jim omogočajo preživetje.

Če se odločimo za bosonogi tek moramo obvezno poskrbeti, da bo prehod načrten in postopen. Pri tem so nam lahko v veliko pomoč minimalistični copati, ki nam omogočajo nekakšno prehodno fazo za kasnejši bosonogi tek. Po podatkih Rothschild (2012) bi naj navajanje na bosonogi tek trajalo najmanj 4-8 tednov, saj nam počasnejša adaptacija mišic onemogoča hitrejši napredek. Pripravljalni program bi naj poleg vaj za krepitev trupa in kolčnih mišic zajemal vaje, ki so povezane z biomehanskimi posebnostmi bosonogih tekačev. To se nanaša na prilagajanje kože stopala, način postavitve stopala ob podlago, razmerje frekvence in dolžine korakov, sposobnost propriocepcije, gibljivost gležnja, moč drobnih mišic stopala in ekscentrična moč spodnjih okončin za blaženje sil ob pristanku. Torej učenje bosonogega načina teka, predvsem izogibanje teku preko pete je ključno pri prehodu na bosonogi tek.

Ali je bosonogi tek boljši od teka v supergah je težko reči. Veliko je še tega, kar se moramo naučiti. Za nekatere bo bosonogi tek koristen, drugim pa bo prehod iz teka v supergah predstavljal velike težave. Če samo pomislimo, kako smo se ljudje v preteklosti dolga tisočletja prilagajali na boso hojo, kako smo prilagajali tehniko teka, da bi zmanjšali pogostost poškodb se mi zdi smiselno vsaj poskusiti.

5. VIRI

- Alexander, M. (1991). Energy-saving mechanisms in walking and running. *The Journal of Experimental Biology*, 160, 55–69.
- Arches of the foot (2013). Wikipedia The Free Encyclopedia. Pridobljeno 29.7.2013 iz http://en.wikipedia.org/wiki/Arches_of_the_foot.
- Ashizawa, K., Kumakura, C., Kusumoto, A., Narasaki, S. (1997). Relative foot size and shape to general body size in Javanese, Filipinas and Japanese with special reference to habitual footwear types. *Annals of Human Biology*, 24 (2), 117–129.
- Basic anatomy of the foot (2013). Pridobljeno 25.7.2013, iz <http://www.wefixfeet.ca/images/pdf/anatomyofthefoot.pdf>.
- Bassett, D. R., Giese, M. D., Nagle, F. J., Ward, A., Raab, D. M., Balke, B. (1985). Aerobic requirements of overground versus treadmill running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 17, 477–481.
- Bates, B. T., James, S. L., Osternig, L. R. (1978). Foot function during the support phase of running. *Running*, 3, 24–30.
- Bennett, M.R., et al., 2009. Early hominin foot morphology based on 1.5-million-year-old footprints from Ileret, Kenya. *Science*, 323, 1197–1201.
- Biewener, A. A. (2003). *Animal Locomotion*. Oxford University Press, 281.
- Bishop, M., Fiolkowski, P., Conrad, B., Brunt, D., Horodyski, M. (2006). Athletic footwear, leg stiffness and running kinematics. *Journal of athletic training*, 41, 387–392.
- Bosco, C., Komi, P. V., Ito, A. (1981). Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol Scand*, 111, 135–140.
- Bramble, D. M., Lieberman, D. E. (2004). Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*, 432, 345–352.
- Bruggemann, G. P., Potthast, W., Braunstein, B., Niehoff, A. (2005). Effect of increased mechanical stimuli on foot muscles functional capacity. *Proceedings of International Society for Biomechanics Congress* (str. 553). Cleveland: American Society of Biomechanics.
- Burkett, L. N., Kohrt, W. M., Buchbinder, R. (1985). Effects of shoes and foot orthotics on VO_2 and selected frontal plane knee kinematics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 17 (1), 158–163.
- Cavanagh, P. R. (1990). *Biomechanics of distance running*. Human Kinetics.
- Cavanagh, P. R., LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13, 397–406.

- Cavanagh, P. R., Williams, K. R. (1982). The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 14 (1), 30–35.
- Chu, M. L., Yazdani-Ardakani, S., Gradisar, I. A., Askew, M. J. (1986). An in vitro simulation study of impulsive force transmission along the lower skeletal extremity. *Journal of Biomechanics*, 19, 979–987.
- Clarke, T. E., Frederick, E. C., Hamill, C. L. (1983). The effects of Shoe design parameters on rearfoot control in running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 15, 376–381.
- Clarke, T. E., Frederick, E. C., Hamill, C. L. (1984). The study of Rearfoot movement in running. *Sport shoes and playing surfaces*, 166–189.
- Clement, D. B., Taunton, J.E., Smart, G. W., Mcnicol, K. L. (1981). A survey of overuse running injuries. *Physician sports medicine*. 9, 47–58.
- Čoh, M. (1992). *Atletika*. Ljubljana: Fakulteta za šport.
- Čoh, M., Škof, B., Dolenec, A., Milanović, D., Emberšič, D. S., Klavora. idr. (2001). *Biomehanika atletike*. Ljubljana: Fakulteta za šport.
- Daoud, A. I., Geissler, G. J., Wang, F., Saretsky, J., Daoud, Y. A., Lieberman, D. E. (2012). Foot strike and injury rates in endurance runners: A retrospective study. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44 (7), 1325-1334.
- D'Aout, K., Pataky, T. C., De Clercq, D., Aerts, P. (2009). The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Science*, 1 (2), 81-94.
- Davis, I. S, Bowser, B., Mullineaux, D. (2010). Do Impacts Cause Running Injuries? A Prospective Investigation. *Conference Proceedings of the Annual Meeting of the American Society of biomechanics* (763).
- De Clercq, D., Aerts, P., Kunnen, M. (1994). The mechanical characteristics of the human heel pad during foot strike in running: an in vivo cineradiographic study. *Journal of Biomechanics*, 27, 1213–1222.
- Derrick, T. R. (2004). The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36 (5), 832-837.
- De Wit, B., De Clercq, D., Aerts, P. (2000). Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of Biomechanics*, 33 (2000), 269-278.
- Dewit, B., Declerq, D., Lenoir, M. (1995). The effect of varying Hardness on impact forces and on foot motion in the frontal plane during foot contact in running. *Journal of applied biomechanics*, 395–406.
- Divert, C., Mornieux, G., Baur, H., Mayer, F., Belli, A. (2005). Mechanical comparison of barefoot and shod running. *International journal of sports medicine*, 26 (7), 593-598.

- Divert, C., Mornieux, G., Freychat, P., Baly, L., Mayer, F., Belli, A. (2008). Barefoot-shod running differences: shoe or mass effect. *International Journal of Sports Medicine*, 29 (6), 512-518.
- Divert, C., Mornieux, G., Müller, S., Baur, H., Belli, A., Mayer, F. (2003). Re-evaluation of the influence of shoe on running pattern with a new treadmill ergometer. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35 (5), 237
- Echarri, J. J., Forriol, F. (2003). The development in footprint morphology in 1851 Congolese children from urban and rural areas, and the relationship between this and wearing shoes. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, 12, 141–146.
- Elliot, B. C., Blanksby, B. A. (1979). Optimal stride length considerations for male and female recreational runners. *British Journal of Sports Medicine*, 13, 15-18.
- Eslami, M., Begon, M., Farahpour, N., Allard, P. (2007). Forefoot-rearfoot coupling patterns and tibial internal rotation during stance phase of barefoot versus shod running. *Clinical Biomechanics*, 22 (1), 74-80.
- Frederick, E. C. (1984). Physiological and ergonomics factors in running shoe design. *Applied Ergonomics*, 15, 281–287.
- Frederick, E. C., Daniels, J. T., Hayes, J. W. (1984). The effect of shoe weight on the aerobic demands of running. *Current Topics in Sports Medicine*, 616-625.
- Fong, D. T., Hong, Y., Li, J. X. (2007). Cushioning and lateral stability functions of cloth sport shoes. *Sports Biomech*, 6 (3), 407-417.
- Foot (2013). Wikipedijs The Free Encyclopedia. Pridobljeno 28.7.2013, iz <https://en.wikipedia.org/wiki/Foot>.
- Grabiner, M. D. (1993). *Current issues in Biomechanics*. Human Kinetics.
- Gheluwe, B., Tielemans, R., Roosen, P. (1995). The influence Of heel counter rigidity on rearfoot motion during running. *Journal of applied Biomechanics*. 11, 47– 67.
- Giuliani, J., Masini, B., Alitz, C., Owens, B. D. (2011). Barefoot-simulating footwear associated with metatarsal stress injury in 2 runners. *Orthopedics*, 34 (7), 320-323.
- Grillner, S. (1979). The adaptation to speed in human locomotion. *Brain Research*, 165, 177-182.
- Hamill, J., Bates, B. T., Holt, K. G. (1992). Timing of lower extremity Joint actions during treadmill running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 24, 807– 813.
- Hanson, N. J., Berg, K., Meendering, J. R., Ryan, C. (2011). Oxygen cost of running barefoot vs. running shod. *International Journal of Sports Medicine*, 32, 401-406.
- Harris, G.F. (1991). Analysis of ankle and subtalar motion during human locomotion. In J.B. Stiehl (Ed.), *Inman's Joints of the Ankle*, 75–84.

- Hasegawa, H., Yamauchi, T., Kraemer, W. J. (2007). Foot strike patterns of runners at 15-km point during an elite-level half marathon. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21, 888–893.
- Hatala, K. G., Dingwall, H. L., Roshna, E., Wunderlich, R. E., Richmond, B. G. (2013). Variation in Foot Strike Patterns during Running among Habitually Barefoot Populations. *PLoS ONE*, 8(1).
- Herzog, W. (1979). The influence of running speed and running surface on the load of the human body. Zurich: Federal Technical Institute.
- Hof, A. L., Van Zandwijk, J. P., Bobbert, M. F. (2002). Mechanics of human triceps surae muscle in walking, running and jumping. *Acta Physiol Scand*, 174, 17–30.
- Hoffmann, P. (1905). Conclusions drawn from a comparative study of the feet of barefooted and shoe-wearing peoples. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 3 (2), 105–136.
- Jackson, R. (1990). The Chinese foot-binding syndrome. Observations on the history and sequelae of wearing ill-fitting shoes. *International Journal of Dermatology*, 29 (5), 322–328.
- James, S. L., Bates, B.T., Osternig, R. L. (1978). Injuries to runners. *American journal of sports medicine*, 6, 40–50.
- Jenkins, D. W., Cauthon, D. J. (2010). Barefoot running claims and controversies: a review of the literature. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101, 231–246.
- Ker, R. F., Bennett, M. B., Bibby, S. R., Kester, R. C., Alexander, R. M. (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature*, 325 (7000), 147–149.
- Kerrigan, D. C., Franz, J. R., Keenan, G. S., Dicharry, J., Della Croce, U., Wilder, R. P. (2009). The effect of running shoes on lower extremity joint torques. *Physical medicine and rehabilitation*, 1 (12), 1058–1063.
- Keller, T. S., Weisberger, A. M., Ray, J. L., Hasan, S. S., Shiavi, R. G. (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics*, 11, 253–259.
- Komi, P. V. (1992). Strength and power in sport. *Encyclopaedia of Sports Medicine*, 3, 169–179.
- Kyrolainen, H., Komi, P. V. (1997). Changes in muscle activity patterns with increasing running speed. 16th *International Congress of Biomechanics*, Tokyo.
- Langer, P. (2012). A closer look at minimalist running shoes. *Podiatry today*, 25 (9)
- Lieberman, D. E. (2011). *The Evolution of the Human Head*. Cambridge: Harvard University.
- Lieberman, D. E. (2012). What we can learn about running from barefoot running: An evolutionary medical perspective. *American college of sports medicine*, 40 (2), 63–72.

- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud. (2013). Pridobljeno 20.7.2013, iz <http://www.barefootrunning.fas.harvard.edu/index.html>.
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S. idr. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463 (28), 531–535.
- Lucia, A., Esteve-Lanao, J., Olivan, J., Gomez-Gallego, F., San Juan, A. F., Santiago, C. idr. (2006). Physiological characteristics of the best Eritrean runners-exceptional running economy. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, 31, 530-540.
- Mann, R., Moran, G., Dougherty, S. (1986). Comparative EMG of the lower extremity in jogging, running and sprinting. *The American Journal of Sports Medicine*, 14, 6.
- Marti, B., Vader, J. P., Minder, C. E., Abelin, T. (1988). On the epidemiology of running injuries. *American Journal of Sports Medicine*, 16, 285-294.
- McMahon, T. A. (1987). The spring in the human foot. *Nature*, 325, 108–109.
- Mechanoreceptor (2013). Wikipedia The Free Encyclopedia. Pridobljeno 26.7.2013, iz <http://en.wikipedia.org/wiki/Mechanoreceptor>.
- Mechelen, W. (1992). Running injuries: a review of the epidemiological Literature. *Sports medicine*. 14, 320 –335.
- Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J., Davis, I. S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38, 323–328.
- Morley, J. B., Decker, L. M., Dierks, T., Blanke, D., French, J. A., Stergiou, N. (2010). Effects of varying amounts of pronation on the mediolateral ground reaction forces during barefoot versus shod running. *Journal of applied biomechanics*, 2, 205-214.
- Nigg, B. R. (1986). *The Biomechanics of Running Shoes*. Human Kinetics.
- Nigg, B. M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clinical Journal of Sports Medicine*, 11, 2-9.
- Nigg, B. M. (2010). *Biomechanics of Sports Shoes*. Calgary: Topline Printing.
- Nigg, B. M., Bahlens, A., Denoth, J., Lüthi, S., Stacoff, A. (1986). Factors influencing kinetic and kinematic variables in running. *Biomechanics of running shoes*, 139–160.
- Nigg, B. M., Bahlens, H. A., Luethi, S. M., Stokes, S. (1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 20, 951–959.
- Nigg, B. M., Morlock, M. (1987). The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 19 (3), 294 – 302.

- Nigg, B. M., Wakeling, J. M. (2001). Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 29, 37–41.
- Nilsson, J., Thorstensson, A. (1985). Adaptability in frequency and amplitude of leg movements during locomotion at different speeds. 10th International Congress of Biomechanics, Solna.
- Noakes, T. D. (1988). Implications of exercise testing for prediction of athletic performance: A contemporary perspective. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 20, 319-330.
- Perl, D. P., Daoud, A. I., Lieberman, D. E. (2012). Effects of footwear and strike type on running economy. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44 (7), 1335-1343.
- Plantar fascia (2013). Wikipedia The Free Encyclopedia. Pridobljeno 26.7.2013, iz http://en.wikipedia.org/wiki/Plantar_fascia.
- Rao, U. B., Joseph, B. (1992). The influence of footwear on the prevalence of flat foot. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 74 (4), 525–527.
- Rothschild, C. (2012). Running Barefoot or in Minimalist Shoes: Evidence or Conjecture? National Strength and Conditioning Association, 34, 8-17.
- Saxby, L. (2011). Proprioception: Making sense of barefoot running. Terra plana international.
- Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D., Hawley, J. A. (2004). Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Medicine*, 34, 465-485.
- Sangeorzan, B.J. (1991). Biomechanics of the subtalar joint. In J.B. Stiehl (Ed.), *Inman's Joints of the Ankle*, 65–73.
- Sensory receptor (2013). Wikipedia The Free Encyclopedia. Pridobljeno 26.7.2013, iz http://en.wikipedia.org/wiki/Sensory_receptor.
- Segesser, B., Nigg, B.M. (1980). Tibial insertion tendinosis, Achillodynia and damage to overuse of the foot: etiology, Biomechanics, therapy. *Orthopaede*, 9, 207–214.
- Stacoff, A., Denoth, J., Kälin, X., Stüssi, E. (1988). Running injuries and shoe construction: some possible relationships. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4, 342–357.
- Stacoff, A., Reinschmidt, C., Stüssi, E. (1992). The movement of the Heel within a running shoe. *Med. Sci. Sports exerc.* 24, 695–701.
- Stacoff, A., Nigg, B. M., Reinschmidt, C., Van den Bogert, A. J., Lundberg, A. (2000). Tibiocalcaneal kinematics of barefoot versus shod running. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1387-1395.
- Stergiou, N., Bates, B. T., James, S. L. (1999). Asynchrony between subtalar and knee joint function during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31, 1645–1655.

- Squadrone, R., Gallozzi, C. (2009). Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *The journal of sports medicine and physical fitness*, 49, 6–13.
- Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., Zumbo, B. D. (2003). A prospective study of running injuries: the Vancouver Sun Run “In Training” clinics. *British Journal of Sports Medicine*, 37, 239-244.
- The history of running shoes (2013). Pridobljeo 30.7.2013, iz <http://runningtortoiseandhare.wordpress.com/running-shoes/history-of-running-shoes/>.
- Trinkaus, E. (2005). Anatomical evidence for the antiquity of human footwear use. *Journal of Archaeological Science*, 32, 1515-1526.
- Van Gent, R. N., Siem, D., Van Middelkoop, M., Van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M. A., Koes, B. W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*. 41, 469–480.
- Van Mechelen, W. (1992). Running injuries, a review of the epidemiological literature. *Sports Medicine*, 14, 320-335.
- Viitasalo, J. T., Kvist, M.. (1983). Some biomechanical aspects of the Foot and ankle athletes with and without shin splints. *American journal of sports medicine*, 11, 125–130.
- Wakeling, J. M., Pascual, S. A., Nigg, B. M. (2002). Altering muscle activity in the lower extremities by running with different shoes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(9), 1529-1532.
- Whitaker, J. M., Rousseau, L., Williams, T., Rowan, R.A., Hartwig, W.C. (2002). Scoring system for estimating age in the foot skeleton. *American Journal of Physical Anthropology*, 118 (4), 385–392.
- Whittle, M. W. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait & Posture*, 10 (3), 264-275.
- 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 & Science in Sports & Exercise*, 39, 330-339.
- Williams, K. R. (1985). Biomechanics of running. *Exercise and Sport Science Reviews*, 13, 389-441.
- Williams, D. S., Green, D. H., Wurzinger, B. (2012). Changes in lower extremity movement and power absorption during forefoot striking and barefoot running. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 7 (5), 525-532.
- Williams, D. S., McClay, I. S., Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*, 16, 341-347.

Williams, D. S., McClay, I. S., Manal, K. T. (2000). Lower extremity mechanics in runners with a converted forefoot strike pattern. *Journal of applied biomechanics*, 16, 210–218.