

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT
Kineziologija

PRIMERJAVA TEHNIK TEKA NA NORMALNI PODLAGI IN NA TEKOČI PREPROGI

DIPLOMSKO DELO

MENTOR:

doc. dr. Aleš Dolenc, prof. šp. vzg.

RECEZENT:

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

Avtor dela

UROŠ KOŽAR

Ljubljana, 2014

ZAHVALA

Zahvaljujem se mentorju dr. Alešu Dolencu za pomoč in usmerjanje pri izdelavi diplomske naloge, ter dr. Vojku Strojniku za pregled.

Največja zahvala gre seveda staršema in vsej družini, ki je spoštovala vsako mojo odločitev in mi stala ob strani ves čas mojega šolanja. Še posebej hvala mami za slovnični pregled diplomske naloge.

Hvala tudi vsem prijateljem, ki so me spremljali tekom študija in poskrbeli za številne prijetne in nepozabne izkušnje.

Ključne besede: biomehanika teka, tekoča preproga, tehnika teka

PRIMERJAVA TEHNIK TEKA NA NORMALNI PODLAGI IN NA TEKOČI PREPROGI

Uroš Kožar

IZVLEČEK

V diplomski nalogi je predstavljena primerjava med tehnikama teka na normalni podlagi in na tekoči preprogi. Podrobneje je opisana biomehanika teka v posameznih fazah tekalnega koraka ter aktivnost mišic in sile pri teku v obeh pogojih.

Naloga je monografskega tipa, izdelana z deskriptivno metodo raziskovanja. Opirali smo se predvsem na tuje znanstvene in strokovne članke, ki smo jih pridobili preko spletnih podatkovnih baz MEDLINE (PubMed), EBSCOhost in SPORTDiscus.

Medtem ko je za tekače na normalni podlagi značilen tek preko pete, tekači na tekoči preprogi pristanejo bolj na celo stopalo. To razliko jim omogoča bolj navpična postavitve goleni ter pristaneke bolj pod telo, saj tekači na tekoči preprogi v primerjavi s tekači po normalni podlagi uporabljajo krajše korake in višjo frekvenco korakov. Pri teku na tekoči preprogi je zaznati manj zaviranja in pospeševanja. Ena pomembnejših ugotovitev, ki je bila skupna mnogim raziskavam, je tudi pomanjkanje odriva pri teku na tekoči preprogi. Tekači pri teku na tekoči preprogi pri odrivu manj iztegnejo noge, analiza aktivnosti mišic pa je pokazala pomanjkanje aktivnosti najpomembnejših ekstenzorjev nog v tej fazi tekaškega koraka. Medtem ko je pri teku na normalni podlagi potreben jasen odziv za gibanje v smeri naprej, se pri teku na tekoči preprogi podlaga giblje proti nam in sama pelje stopalo nazaj. V fazi odriva moramo le dvigniti nogo, rezultat pa je manjša aktivacija mišic biceps femoris, rectus femoris in plantarnih fleksorjev (soleus in gastrocnemius).

Key words: biomechanics, treadmill, running technique

COMPARISON BETWEEN OVERGROUND AND TREADMILL RUNNING

Uroš Kožar

ABSTRACT

This thesis attempts to explain the comparison between overground and treadmill running. Biomechanics of running in individual phases of the running gait, muscle activity and forces in both conditions are briefly examined.

The thesis refers to a monographic type, demonstrated with a descriptive method of investigation. It is based mainly on foreign scientific and technical articles, which were gained through the web databases as MEDLINE (PubMed), EBSCOhost and SPORTDiscus.

While heel-striking style is typical of overground running, the mid-foot striking is more typical of treadmill running. In comparison to overground runners, treadmill runners use shorter footsteps and higher cadence. For this reason, the difference provides more vertical placement of tibia and landing more underneath our body mass. On a treadmill the braking and accelerating phases are reduced. One of the most important conclusions, common in many researches, revealed that the toe-off on a treadmill is reduced. Treadmill runners have less extended legs at toe-off; analysis of the working muscles has shown that the work of the leg extensors is reduced. In overground running, there is needed a clear toe-off to move forward. On the other hand, the moving treadmill belt pulls our supporting foot back underneath the body. The toe-off phase only requires us to lift the leg and the result is a reduced activation of the muscles biceps femoris, rectus femoris and plantar flexors (soleus and gastrocnemius).

KAZALO

1	UVOD	6
1.1	TEK NA SREDNJE IN DOLGE PROGE	6
1.1.1	KINEMATIČNA ANALIZA GIBANJA NOG PRI TEKU NA SREDNJE IN DOLGE PROGE	8
1.1.2	DINAMIČNA ANALIZA – SILE PRI TEKU	12
1.1.3	AKTIVNOST MIŠIC PRI TEKU.....	16
2	METODE DELA	19
3	TEK NA TEKOČI PREPROGI	20
3.1	KINEMATIČNA ANALIZA GIBANJA NOG PRI TEKU NA TEKOČI PREPROGI.....	20
3.2	DINAMIČNA ANALIZA – SILE PRI TEKU NA TEKOČI PREPROGI.....	26
3.3	AKTIVNOST MIŠIC PRI TEKU NA TEKOČI PREPROGI.....	29
4	SKLEP	34
5	VIRI	36

1 UVOD

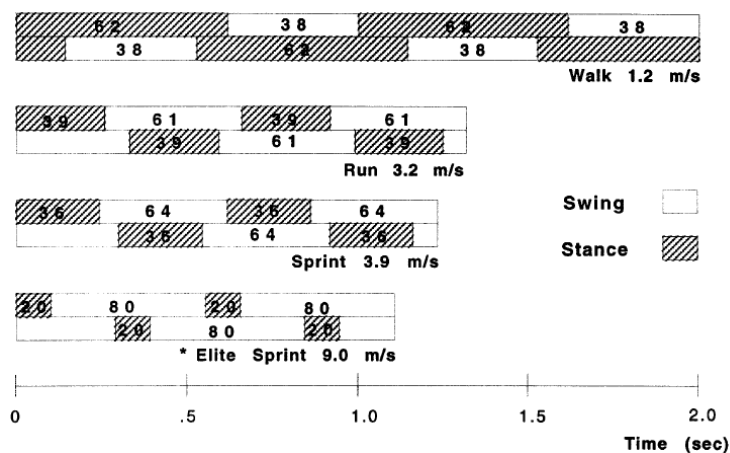
1.1 TEK NA SREDNJE IN DOLGE PROGE

V atletiki tek na srednje in dolge proge pomenijo razdalje med 800 m in 10 000 m, medtem ko krajše razdalje do 400 m označujemo s šprinterskim tekom. Tek na srednje in dolge razdalje oziroma vzdržljivostni tek pa ni le atletska disciplina. To je telesna dejavnost, ki zraven razvoja bioloških sistemov telesa, pozitivno vpliva še na psihosocialne dejavnike zdravja. Zaradi številnih pozitivnih učinkov in enostavnosti, je ta oblika telesne dejavnosti zelo priljubljena tudi v rekreativnem športu.

Vzdržljivost je med dejavniki, ki vplivajo na uspešnost teka na srednje in dolge proge, gotovo najpomembnejša. To je kompleksna sposobnost, odvisna od funkcionalnih sistemov za produkcijo energije, psiholoških dejavnikov (volja, vztrajnost, sistem vrednot, prag bolečine) in optimalne tehnike gibanja (Škof, 2001).

Čeprav je tehnika teka pogojena z gibalnimi sposobnostmi (moč, hitrost, gibljivost...) in morfološki značilnostmi tekača, obstajajo neke splošne zakonitosti optimalne tehnike gibanja. Obstaja model s priporočili, znotraj katerega vsak posameznik oblikuje svoj stil. Dva tekača lahko na primer pri isti hitrosti teka porabita različno količino energije. Z optimalno tehniko gibanja lahko dosežemo, da tekač pri isti hitrosti teka porabi manj energije in je njegov tek bolj ekonomičen. Na ta način lahko tekač prihrani več energije za zadnji del tekmovanja. Predvsem na rekreativni ravni, kjer je skrb za zdravje na prvem mestu, pa nas optimalna tehnika teka obvaruje pred poškodbami.

Nekje pri hitrosti 2 m/s se vzorec premikanja pri človeku spremeni iz hoje v tek, ko fazo dvojne opore zamenja faza leta (Williams, 2000; Dugan in Bhat, 2005). V ciklu tekaškega koraka sta dve fazi leta, ko se tekač z nobeno nogo ne dotika podlage. Pri teku pride do odriva še preden se zaključi 50% celotnega tekaškega koraka (slika 1). Z večanjem hitrosti se osnovni vzorec gibanja spreminja na različne načine. Pri teku na srednje in dolge proge v smeri najbolj optimalnega gibanja pri nižjih hitrostih ter v smeri generiranja največje moči in hitrosti pri šprintu. S povečevanjem hitrosti so faze opore vedno krajše, faze leta pa vedno daljše.



Legenda: swing – zamah; stance – opora; time (sec) – čas (s)

Slika 1: Menjavanje oporne faze in faze leta pri različnih hitrostih gibanja (Novacheck, 1998).

Slika 1 prikazuje, kako se pri različnih hitrostih gibanja spreminjajo razmerja opornih in letnih faz. Pri manjših hitrostih je faza opore daljša in faza leta krajša. Ko pa se hitrost povečuje, se faze opore krajšajo, faze leta pa daljšajo.

Tekaški korak v grobem pomeni menjavanje faze opore (ko je tekač v stiku s podlago) in faze leta (ko nima stika s podlago), za bolj poglobljeno analizo različnih vidikov pa je potrebna bolj natančna delitev obeh faz. Tekaaški korak se začne, ko se del noge prvič dotakne tal ter konča s ponovnim dotikom tal iste noge.

Fazo opore lahko z biomehanskega vidika opišemo s tremi podfazami (slika 2):

- Dotik stopala s podlago (foot strike); čas od prvega kontakta stopala s podlago do popolne opore stopala na podlagi.
- Podfaza srednjega opiranja (mid-support); čas od začetka polne opore stopala do začetka plantarne fleksije v skočnem sklepu.
- Odriv (take-off); čas od začetka plantarne fleksije do trenutka, ko stopalo zapusti podlago.



Slika 2: Tri podfaze oporne faze tekaškega koraka (prirejeno po Chai, 2003).

Na sliki 2 so z rdečo barvo noge označene vse tri podfaze oporne faze.

Fazo leta pa lahko razdelimo na naslednje tri podfaze (slika 3):

- Začetna faza leta (follow through); začne se s končanim odzivom in traja do največje iztegnitve v kolčnem sklepu.
- Osrednja faza leta (forward swing); traja od trenutka največje iztegnitve v kolku do zaključka zamaha zamašne noge.
- Priprava na dotik s podlago (foot descent); traja zadnjo tretjino časa faze leta, od trenutka največje upoginitve v kolku do prvega kontakta stopala s podlago.



Slika 3: Podfaze faze leta (prirejeno po Chai, 2003).

Na sliki 3 so z rdečo barvo noge označene vse tri podfaze letne faze.

Kljub temu, da tekač med tekom ohranja konstantno strukturo tekaškega koraka (Guidetti, Rivellini in Figura, 1996) so Dolenc, Šarabon, Milić in Strojnik (2003) z raziskavo poskušali določiti biomehanske značilnosti dveh različnih vzorcev tekaškega koraka na tekoči preprogi. Da je pri tekaču, ki teče s konstantno hitrostjo, mogoče opaziti različne vzorce tekaškega koraka, so ugotovil tudi McMahon, Valiant in Frederick (1987).

Na podlagi rezultatov raziskave lahko določimo dve različni tehniki teka in ju poimenujemo **trail** (tehnika teka z vlečenjem) in **bouncing** (tehnika teka z odbijanjem) (Dolenc idr., 2003). Pri trail tehniki teka tekač skozi fazo opore vleče nogo podse, pri bouncing tehniki pa poskakuje v vertikalni smeri in pusti tekoči preprogi, da sama pomika stojno nogo v smeri nazaj. Prva tehnika daje večji poudarek na drugo polovico oporne faze, tehnika poskakovanja pa na predaktivacijo (priprava na dotik tal) in prvo polovico oporne faze in na ta način lahko izkoriščamo elastično energijo mišično-tetivnega sistema.

1.1.1 KINEMATIČNA ANALIZA GIBANJA NOG PRI TEKU NA SREDNJE IN DOLGE PROGE

Dolžina tekaškega koraka je ena najpogosteje merjenih biomehanskih mer (Williams, 2000). Pogosto se podaja relativno na dolžino noge, vendar korelacijski koeficient tudi v povezavi z nekaterimi drugimi antropometričnimi spremenljivkami ostaja nizek. Korelacija med dolžino noge in dolžino koraka je 0,31, med telesno višino in dolžino koraka pa 0,26 (Cavanagh, 1990).

Hitrost teka je produkt dolžine koraka in frekvenca korakov. Med različnimi hitrostmi v območju od 3,0 do 4,5 m/s sta dolžina koraka in hitrost teka popolno linearno povezana ($r=0,99$) (Škof, 2001). Cavanagh in Kram (1989) sta ugotovila, da s hitrostjo frekvenca korakov ostaja skoraj konstantna, medtem ko se dolžina koraka povečuje. Pri hitrosti teka od 3 do 4 m/s se je dolžina koraka povečala za 28%, frekvenca pa je narasla le za 4%. To pomeni, da na hitrost pri teku na srednje in dolge razdalje veliko bolj vpliva dolžina kot pa frekvenca korakov (tabela 1).

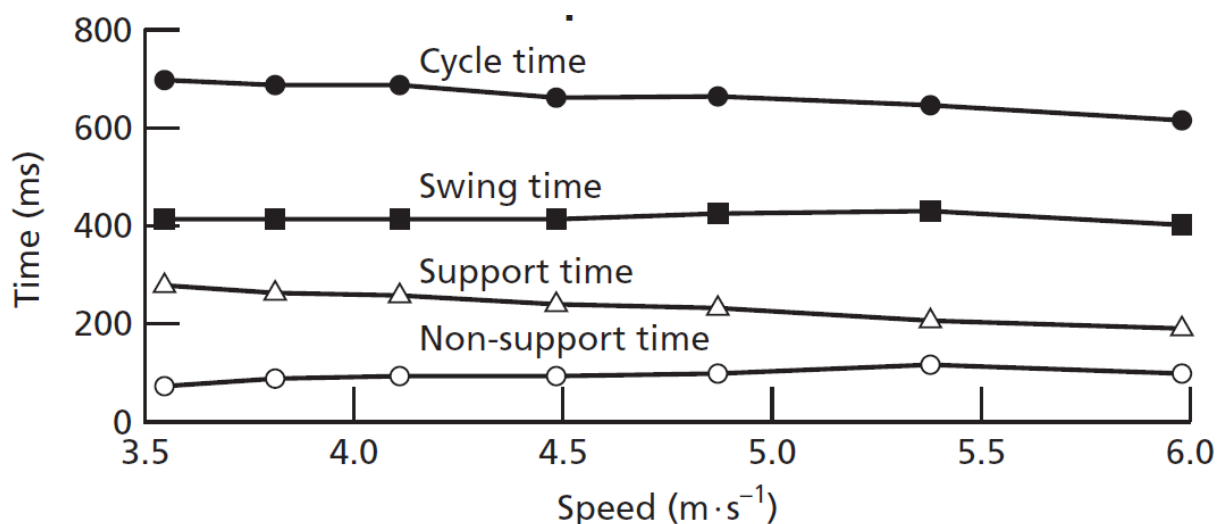
Tabela 1.

Dolžina in frekvenca koraka pri različnih hitrostih teka (prirejeno po Škof, 2001).

	Hitrost (m/s)				
	3,15	3,35	3,57	3,83	4,12
Dolžina koraka (cm)	113	119	122	134	142
Frakvenca korakov (Hz)	2,76	2,80	2,82	2,84	2,88

Tabela 1 prikazuje, kako se pri različnih hitrostih od 3,15 do 4,12 m/s spreminjata dolžina in frekvenca koraka. Opaziti je, da pri submaksimalnih hitrostih frekvenca koraka ostaja skoraj konstantna in se hitrost povečuje na račun daljšega koraka.

S hitrostjo teka pada čas celotnega cikla, ravno obratno od dolžine tekaškega koraka. Spreminjajo se tudi nekateri drugi parametri (slika 4).



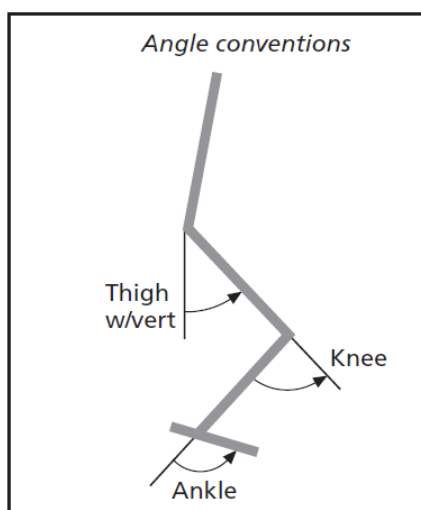
Legenda: Cycle time – čas cikla tekaškega koraka; swing time – čas zamaha; support time – čas opore; non-support time – faza leta

Slika 4: Spremembe kinematičnih spremenljivk pri različni hitrosti teka (Williams, 2000).

Iz slike 4 lahko razberemo, da se s hitrostjo teka zmanjšuje celoten čas cikla tekaškega koraka. Prav tako se zmanjšuje čas oporne faze, vendar sprememba ni linearna, ampak pri nižjih hitrostih čas pada hitreje kot pri višjih. Z večjo hitrostjo teka narašča tako relativen kot tudi absoluten čas faze leta, medtem ko pri nižjih hitrostih čas zamaha narašča, pri višjih pa pada.

KOTI V SKLEPIH

Zaradi različnega gibanja posameznih sklepov spodnjih okončin je smiselno potek gibanja kolka, kolena in skočnega sklepa skozi faze tekaškega koraka opisati ločeno. Koti v posameznih sklepih so merjeni in opisani kot prikazuje slika 5.



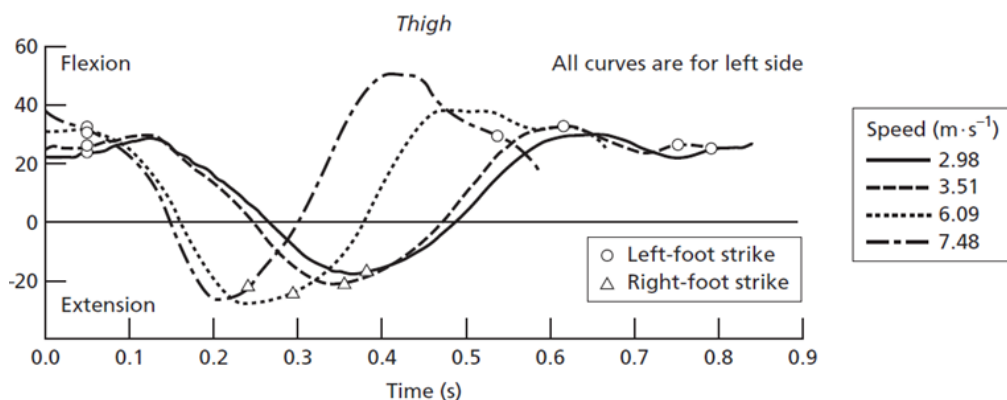
Legenda: thigh – stegno; knee – koleno; ankle – skočni sklep

Slika 5: Način merjenja kotov v kolku, kolenu in skočnem sklepu (Williams, 2000).

Položaj stegna merimo kot kot med stegnenico in navpičnico, pri tem govorimo o fleksiji (krčenju) in ekstenziji (iztegovanju) kolka. Kot v kolenu največkrat podajmo v obliki kota med navideznim podaljškom stegnenice in golenico (popolnoma iztegnjeno koleno pomeni kot 0 stopinj), kot v skočnem sklepu pa kot kot med podaljškom golenice in stopalom. Kot v gležnju večkrat opisujemo s pojmom plantarne in dorzalne fleksije glede na odstopanje od nevtralne pozicije gležnja (90 stopinj).

KOLČNI SKLEP – POLOŽAJ STEGNA

Maksimalna ekstenzija kolka se med tekom pojavi v začetni fazi leta (Novacheck, 1998). S tem trenutkom je tudi pogojen konec začetne faze leta (follow through). S povečevanjem hitrosti teka se povečuje tako ekstenzija kot tudi fleksija kolka (slika 6), to pa pomeni tudi daljši korak. Kolk se začne iztegovati že v fazi priprave na dotik s podlago. S tem se čim bolj izniči zaviralni učinek ob pristanku, ki se pojavi, če stopalo pristane preveč pred centrom težišča telesa.



Legenda: flexion – krčenje; extension – iztegovanje; speed – hitrost; time (s) – čas (s); o – pristanek na levo nogo; Δ – pristanek na desno nogo

Slika 6: Spremembe kotov kolčnega sklepa skozi cikel tekaškega koraka pri različnih hitrostih teka (Williams, 2000).

Krivulje na sliki 6 se začnejo s fazo dotika stopala (foot strike), ki je na sliki oznažena s krogcem ter skozi celotno fazo označujejo gibanje stegnenice leve noge. Različne oblike krivulj predstavljajo različne hitrosti teka v območju od 2,98 do 7,48 m/s. Za potrebe obravnave teka na srednje in dolge razdalje sta za nas zanimivi nižji dve hitrosti. S trikotnikom je označena tudi točka prvega dotika s podlago desne noge.

Pri hitrosti teka 4,48 m/s je v točki prvega dotika s podlago kot v kolčnem sklepu okrog 25 stopinj (Škof, 2001). Kolk se nato ohranja v podobnem položaju vse do zaključka podfaze srednjega opiranja oziroma do največje fleksije v kolenu. Ko se faza amortizacije konča, se začne iztegovanje v skočnem, kolenskem in kolčnem sklepu. Konec odriva se zgodi v točki maksimalne iztegnitve ali malce prej, saj se iztegovanje kolka nadaljuje še v začetno fazo leta.

V fazi leta stegno potuje v smeri naprej, to gibanje imenujemo fleksija kolka. Po podatkih (Škof, 2001) je bila maksimalna fleksija kolka pri hitrosti teka 3,4 m/s 39 stopinj, pri hitrosti teka 5,0 m/s pa 46,7 stopinj. Ekstenzija kolka pa se je pri teh hitrostih povečala iz 20,6 na 28,0 stopinj, kar nakazuje, da je amplituda krčenja noge v kolčnem sklepu še posebej odvisna

od hitrosti teka. Tudi na sliki 6 je vidno, kako se s hitrostjo teka povečuje predvsem amplituda fleksije kolčnega sklepa in manj ekstenzija.

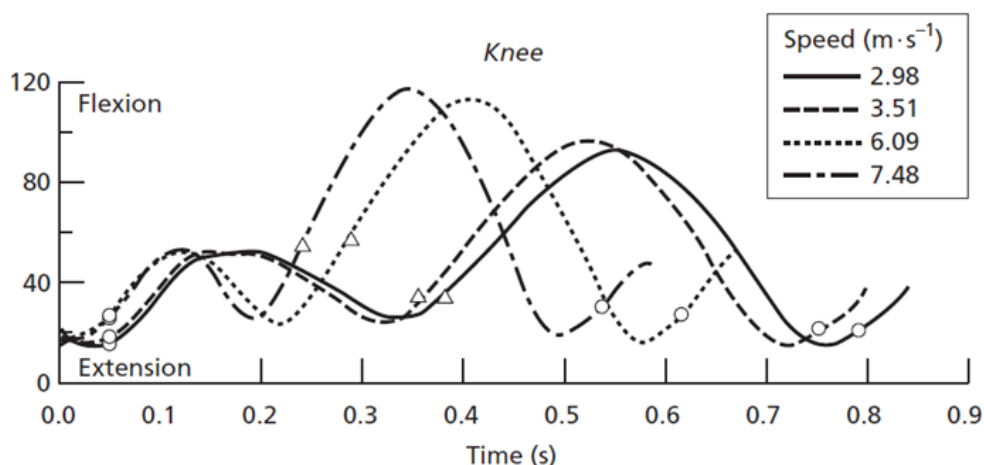
KOLENSKI SKLEP

Gibanje v kolenskem sklepu kaže dve fazi krčenja oziroma fleksije (slika 7). Prva v fazi opore in druga v fazi zamaha, ko poskušamo zmanjšati inercialni moment noge in čim bolj olajšati njen prenos v nov korak (Williams, 2000).

V podfazi dotika stopala s podlago je pri hitrosti od 3,4 do 5,0 m/s koleno pokrčeno od 9,9 do 16,7 stopinj (Škof, 2001). Fleksija se nato v fazi amortizacije povečuje, kjer doseže največjo vrednost. Novacheck (1998) navaja vrednost okoli 45 stopinj. V drugem delu oporne faze se začne kolenski sklep iztegovati in zapusti podlago, ko je kot v kolenu 15 do 10 stopinj.

V fazi leta se koleno hitro krči in doseže največjo fleksijo. Po Novachecku (1998) so to vrednosti okoli 90 stopinj pri teku in 105 stopinj pri šprintu.

Splošna ugotovitev je, da se s povečevanjem hitrosti teka tudi amplituda gibanja kolena povečuje.



Legenda: flexion – krčenje; extension – iztegovanje; speed – hitrost; time (s) – čas (s); o – pristanek na levo nogo; Δ – pristanek na desno nogo

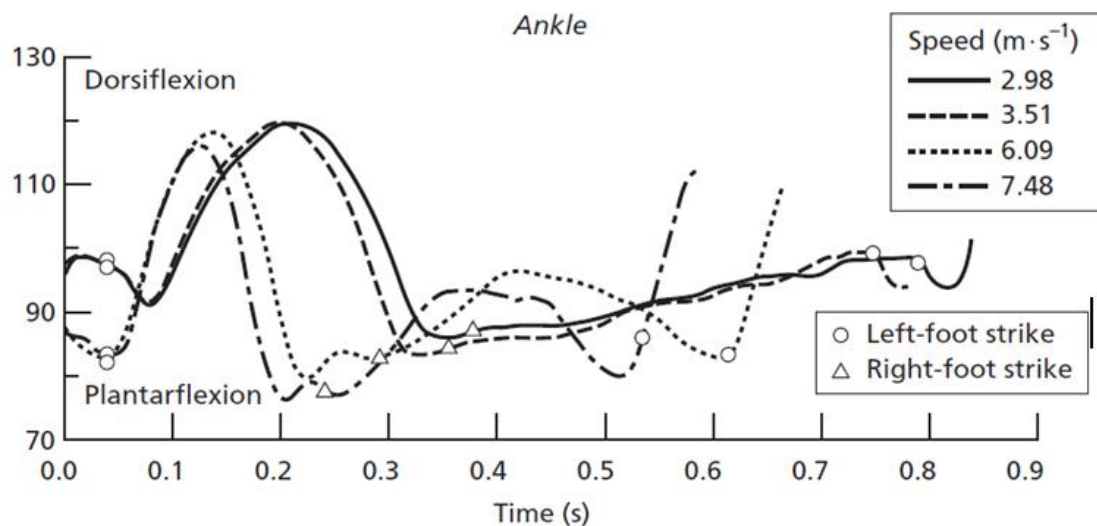
Slika 7: Spremembe kotov kolenskega sklepa skozi cikel tekaškega koraka pri različnih hitrostih teka (Williams, 2000).

Krivulje na sliki 7 se začnejo s fazo dotika stopala (foot strike), ki je na sliki oznažena s krogcem ter skozi celotno fazo označujejo gibanje kolenskega sklepa leve noge. Različne oblike krivulj predstavljajo različne hitrosti teka v območju od 2,98 do 7,48 m/s, za potrebe obravnave teka na srednje in dolge razdalje sta za nas zanimivi nižji dve hitrosti. S trikotnikom je označena tudi točka prvega dotika s podlago desne noge.

SKOČNI SKLEP

Ko se hitrost teka povečuje, se del stopala, ki se prvi dotakne tal spreminja. Med počasnim tekom je to zunanji del pete, pri višjih hitrostih teka in pri šprintu pa je to srednji ali sprednji del stopala (Dugan in Bhat, 2005). Tudi Novacheck (1998) navaja, da kar 80% tekačev na srednje in dolge proge prvi kontakt s podlago naredi s petnim delom stopala.

Kot v skočnem sklepu pri postavitvi noge na tla je približno 90 stopinj (slika 8) in vse do faze srednjega opiranja (midsupport) se dorzalna fleksija poveča za 20 stopinj (Škof, 2001). Začetek plantarne fleksije označuje začetek pospeševalnega dela oporne faze in hkrati predstavlja začetek faze odriva (take off). Plantarna fleksija doseže največjo vrednost tik po zaključku odriva (približno 80 stopinj). Sledi ponovno dorzalna fleksija. Williams (2000) navaja, da se s povečanjem hitrosti teka plantarna fleksija rahlo poveča, medtem ko sprememba v dorzalni fleksiji ni prav velika. Da se z naraščanjem hitrosti teka amplituda v skočnem sklepu spremeni relativno malo, je ugotovil tudi Škof (2001).



Legenda: dorsiflexion – dorzalna fleksija; plantarflexion – plantarna fleksija; speed – hitrost; time (s) – čas (s); o – pristanek na levo nogo; Δ – pristanek na desno nogo

Slika 8: Spremembe kotov skočnega sklepa skozi cikel tekaškega koraka pri različnih hitrostih teka (Williams, 2000).

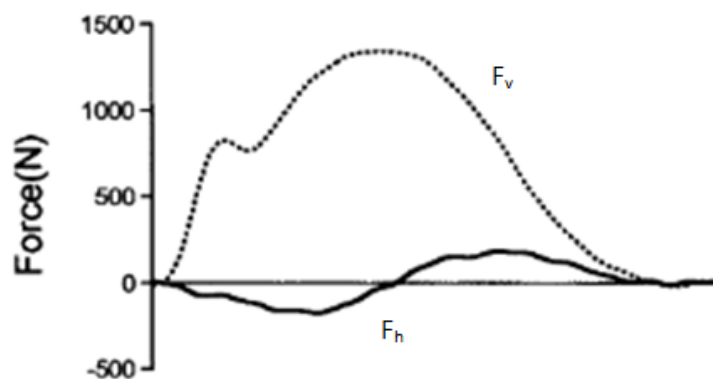
Krivulje na sliki 8 se začnejo s fazo dotika stopala (foot strike), ki je na sliki oznažena s krogcem ter skozi celotno fazo označujejo gibanje skočnega sklepa leve noge. 90 stopinj predstavlja nevtralen položaj gležnja, večje vrednosti pomenijo gibanje v smeri dorzalne fleksije, vrednosti nižje od 90 pa v smeri plantarne fleksije. Različne oblike krivulj predstavljajo različne hitrosti teka v območju od 2,98 do 7,48 m/s, za potrebe obravnave teka na srednje in dolge razdalje sta za nas zanimivi nižji dve hitrosti. S trikotnikom je označena tudi točka prvega dotika s podlago desne noge.

1.1.2 DINAMIČNA ANALIZA – SILE PRI TEKU

Gibanje človeka je pogojeno z razvojem sile, ki jo ustvarja s pomočjo svojih mišic. Odriv pri teku pomeni razvoj sile, ki potiska tekača v zeleno smer in je posledica usklajene mišične akcije. Pri odrivni akciji nastane enako velika in nasprotno usmerjena sila – sila reakcije podlage – ki jo povzroči mišična aktivnost in masa tekača. Silo reakcije podlage predstavljajo tri ortogonalne komponente:

- vertikalna komponenta (sila v navpični smeri),
- anterio-posteriorna komponenta (sila v smeri naprej – nazaj),
- lateralno-medialna komponenta (sila v smeri levo – desno).

Analiza učinkovitosti tehnike teka je najbolj odvisna od vertikalne in zaviralno-pospeševalne komponente. Glede na razvoj sile v horizontalni smeri je oporno fazo mogoče razdeliti na zaviralni in pospeševalni del. Čas zaviralne faze pri teku s hitrostjo 3-4 m/s predstavlja okrog 47% celotne faze opore in s hitrostjo se ta delež zmanjšuje (Škof, 2001). Williams (2000) navaja, da se hitrost teka pri hitrosti 5,96 m/s v zaviralni fazi zmanjša za 5%. Glede na to, da ima v tej fazi sila reakcije podlage nasprotno smer od smeri teka in se hitrost zato zmanjšuje (zaviralni učinek), moramo težiti k temu, da je ta faza čim krajša ter površina pod krivuljo čim manjša. Čoh (2002) fazo opore razdeli na fazo amortizacije (zaviralni del) in fazo ekstenzije (pospeševalni del). Meja med obema fazama je točka, kjer je velikost horizontalne komponente sile reakcije podlage nič (slika 9).



Legenda: force (N) – sila (N); F_v – vertikalna komponenta sile reakcije podlage; F_h – horizontalna komponenta sile reakcije podlage

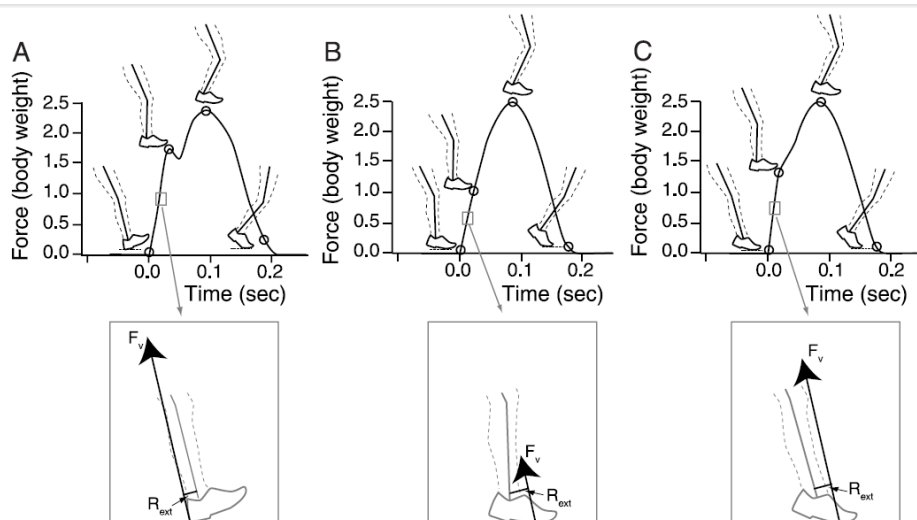
Slika 9: Tipična krivulja vertikalne (F_v) in horizontalne (F_h) komponente sile reakcije podlage za tekača, ki pristaja na peto (Chang in Kram, 1999).

Slika 9 prikazuje tipično krivuljo vertikalne (čtkana črta) in horizontalne (polna črta) komponente sile reakcije podlage tekača, ki prvi dotik s podlago naredi s peto. Prvi vrh predstavlja pasivno silo in je posledica udarca pete ob podlago. Ta vrh se pojavi prej, oblika pa je odvisna od obutve in podlage same. Drugi vrh pa je posledica usklajene mišične akcije pri odzivu.

Velikost vertikalne in horizontalne komponente sile podlage v zaviralnem delu, predvsem pa oblika krivulje, so odvisni od načina postavljanja stopala na tla. Razdelitev načinov postavitve stopala na tla je včasih lahko zmedena zaradi različnih poimenovanj. Najpogostejša je naslednja razdelitev (Lieberman, 2012):

- pristanek na peto (rearfoot strike),
- pristanek na srednji del stopala (midfoot strike),
- pristanek na sprednji del stopala (forefoot strike).

Po podatkih Hasegawa, Yamauchi in Kraemer (2007) je leta 2004 na Mednarodnem polmaratonu v Sapporu 74,9% tekačev teklo preko pete, 23,7% preko srednjega in 1,4% po sprednjem delu stopala. Pri tekačih, ki prvi kontakt s podlago naredijo s peto, se pojavi zelo izrazita kratkotrajna vertikalna sila. Pri postavljanju noge na srednji ali sprednji del stopala pa tega vrha ni opaziti oziroma je veliko manjši (slika 10).



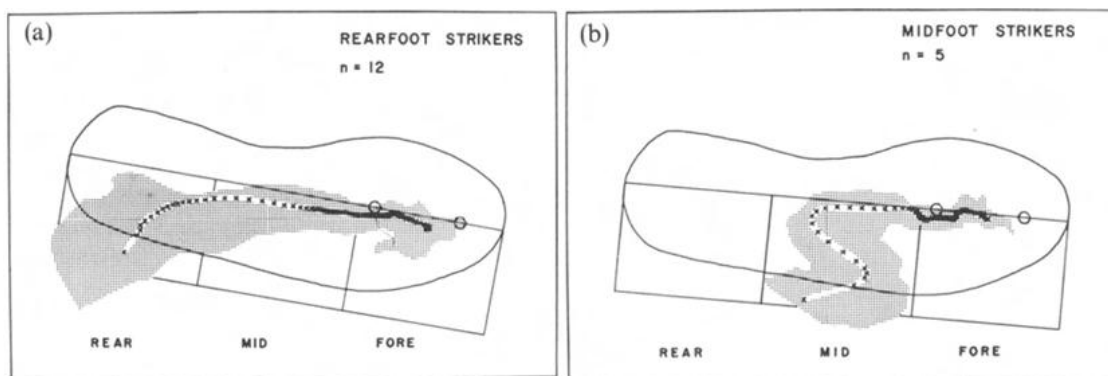
Legenda: A – pristanek na peto; B – pristanek na srednji del stopala; C – pristanek na sprednji del stopala; force (body weight) – sila reakcije podlage (telesna masa); time (s) – čas (s)

Slika 10: Vertikalna sila reakcije podlage pri različnih načinig postavitve stopala na tla pri hitrosti teka 3,0 m/s (Lieberman, 2012).

Slika 10 predstavlja silo reakcije podlage pri hitrosti teka 3,0 m/s za tri različne načine postavljanja stopala na tla.

Pristajanje na peto ob slabi oziroma neprimerni obutvi je lahko vzrok degenerativnim spremembam pete, kolena in kolka, bolečinam v križu in mnogim drugim poškodbam, saj se visoke vertikalne sile, ki se pri tem pojavijo, širijo po skeletu od pete pa vse do hrbtenice. V nasprotju pa pri tekačih, ki pristanejo na srednji ali sprednji del stopala, tega udarca ni opaziti, njihov pristanek pa je veliko bolj lahkoten in nežen (Lieberman, 2012). Po podatkih (Novacheck, 1998) kar 80% tekačev na srednje in dolge proge prvi kontakt s podlago naredi s peto.

Tudi Cavanagh in Lafortune (1980) sta v raziskavi med 17 testiranci ugotovila 12 takih, ki prvi dotik s podlago naredijo s peto in le 5 tekačev, ki pristajajo na srednji del stopala. Nihče pa v tej raziskavi ni bil določen kot tekač, ki pristaja na sprednji del stopala. Slika 11 prikazuje točko pristanka in kako točka pritiska nato potuje vse do konca faze odriva.



Legenda: (a) rearfoot strikers – pristonek na peto; (b) midfoot strikers – pristonek na srednji del stopala; rear – zadnji del; mid – srednji del; fore – sprednji del

Slika 11: Točka pristanka in potovanje točke pritiska vse do faze odziva (Cavanagh in Lafortune, 1980).

Slika 11 prikazuje potovanje točke centra pritiska v fazi opore za (a) pristonek na peto in (b) pristonek na srednji del stopala. Stopalo je za potrebe klasifikacije načina postavitve stopala razdeljeno na tri dele, na ta način lahko izračunamo strike indeks (razmerje med razdaljo od pete do prvega dotika stopala s podlago in celotno dolžino podplata). Večji indeks (pristonek na srednji ali sprednji del stopala) zagotavlja krajši kontaktni čas.

Kljub temu, da je sila udarca pri postavitvi noge na tla odvisna od mnogih dejavnikov, večina avtorjev (Škof, 2001; Novacheck, 1998; Williams, 2000; Ounpuu, 1994) navaja vrednosti od dveh do treh kratnikov telesne teže pri hitrostih od 3 do 6 m/s. Tudi Cavanagh in Lafortune (1980) sta ugotovila, da je prvi vrh vertikalne komponente sile reakcije podlage ob pristanku na peto v povprečju enak 2,2 telesnim težam, medtem ko tega vrha pri tekačih, ki pristanejo na srednji oziroma sprednji del stopala ni.

Drugi razlog za izboljšanje učinkovitosti postavljanja noge na tla pa je večja tekmovalna učinkovitost. Izrazitejše postavljanje noge s peto na tla pomeni večji zaviralni učinek, manjšo vertikalno in horizontalno komponento odzivne sile in s tem nižjo hitrost teka ter manj ekonomično gibanje (Škof, 2001).

Na Milwaukee Lakefront maratonu 2011 so med 1991 tekači ugotovili 93,67% tekačev, ki so pristajali na peto. Izračunali so statistične razlike med vzorcem pristajanja in uvrstitvijo na tekmovanju. Prvi so bili tekači, ki tečejo po prstih, drugi tekači, ki nimajo stalnega vzorca pristanka, tretji tekači, ki tečejo po srednjem delu stopala in četrti tekači, ki pristajajo na peto (Kasmer, Liu, Roberts in Valdo, 2013).

Čeprav si strokovnjaki niso povsem enotni glede najboljše in najbolj pravilne postavitve stopala v fazi prvega kontakta, lahko glede na raziskave zaključimo, da pristajanje na peto ni racionalen niti varen način teka.

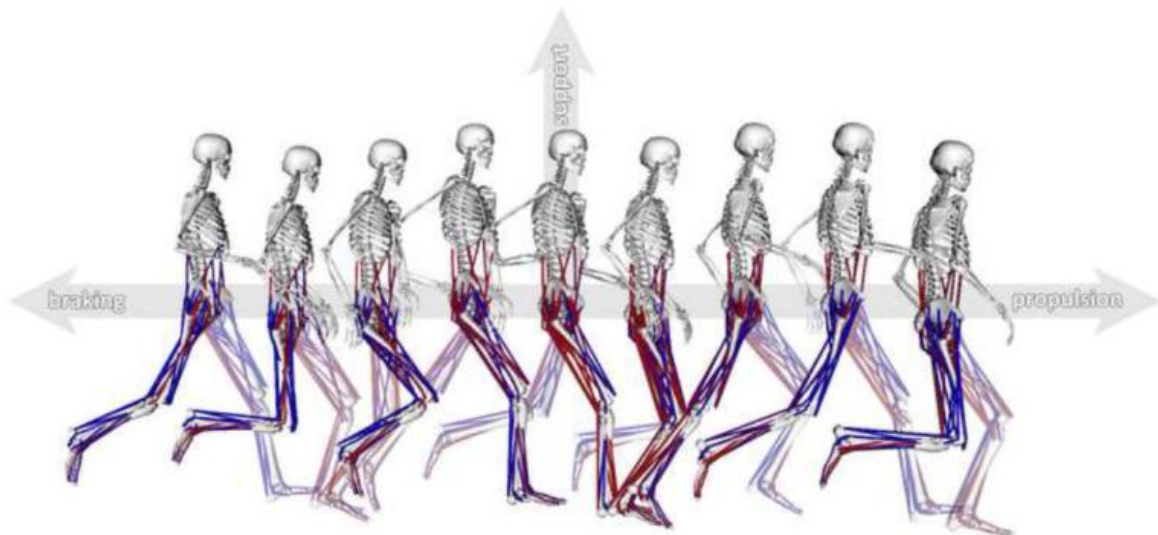
1.1.3 AKTIVNOST MIŠIČ PRI TEKU

Poznavanje anatomije za tek ključnih mišic ter aktivnost posameznih mišičnih skupin je ključna stvar, ki jo moramo pri opisovanju tehnike teka poznati in predstavlja osnovo kakovostnega načrtovanja tehnične in kondicijske priprave tekačev.

Skeletne mišice lahko silo proizvedejo s štirimi vrstami kontrakcije: koncentrično, izometrično, ekscentrično in ekscentrično-koncentrično. Mišično akcijo, med katero se sama mišica krči, imenujemo **koncentrična kontrakcija**. Med koncentričnim krčenjem se mišični filamenti približujejo med sabo proti sredini sarkomere, hkrati se narastišča mišic približujejo. Mišice lahko silo proizvedejo tudi brez gibanja narastišč mišično-tetivnega kompleksa. Takšno mišično akcijo imenujemo **izometrična kontrakcija**. Ko pa se mišična narastišča med sabo oddaljujejo, mišica pa vseeno generira silo, to imenujemo **ekscentrična kontrakcija**. V veliko situacijah pa mišica najprej reagira s kratko ekscentrično akcijo, ki ji sledi takojšnja koncentrična akcija. To kombinacijo ekscentrične in koncentrične kontrakcije imenujemo **ekscentrično-koncentrična kontrakcija** (Komi, 2003).

EMG (elektromiografijo) preko spremljanja električne aktivnosti v mišici uporabljamo za merjenje aktivnosti posameznih mišic. Meritve lahko izvajamo na več načinov, najpogosteje pa za to uporabljamo površinske elektrode.

Mišična aktivnost med tekom je do danes dobro dokumentirana. Na splošno so mišice bolj aktivne v pripravi na pristanek in v trenutku takoj za njim (slika 12). Mišična aktivnost je v tem delu bolj pomembna kot pa v fazi odziva (Novacheck, 1998). Ounpuu (1994) pravi, da se pri večji hitrosti teka amplitude gibanja v sklepah povečajo, povečane amplitude pa so posledica povečane mišične aktivnosti spodnjih ekstremitet.



Slika 12: Simulacija mišične aktivnosti v ciklu tekalnega koraka (Hamner, Seth in Delp, 2010).

Na sliki 12 je prikazana aktivnost posameznih mišic ali mišičnih skupin v povezavi s ciklom tekaškega koraka. Barva mišic simulira aktivacijo posameznih mišic od maksimalne aktivacije (rdeča) do neaktivnosti mišice (modra).

V nadaljevanju bo mišična aktivnost predstavljena po posameznih fazah tekalnega koraka.

FAZA PRIPRAVE NA DOTIK – PREDAKTIVACIJA

V fazi priprave na dotik s podlago (foot descent) kaže povečano aktivnost velika zadnjična mišica (m. gluteus maximus), aktivnost pa se povečuje s hitrostjo teka. Njena naloga je, da v zadnji fazi pred pristankom zavira gibanje stegna naprej, v začetku oporne faze pa nadaljuje z iztegovanjem kolka. Stabilnost kolčnega sklepa v trenutku pred kontaktom s podlago in v fazi opore zagotavljata srednja zadnjična mišica (m. gluteus medius) in mišica natezalka stegenske ovojnice (m. tensor fasciae latae) (Moran, Mann, Dougherty in Moran, 1988).

Mišice zadnje lože imajo vse zelo podobno funkcijo. Iztegujejo kolčni sklep v drugi polovici zamaha in v prvi polovici oporne faze. Pomembno vlogo imajo mišice tudi v fazi priprave na dotik, ko z ekscentričnim delom zavirajo gibanje goleni v smeri naprej (Novacheck, 1998).

Že v fazi priprave na dotik s podlago je moč zaznati aktivnost dvoglave mečne mišice (m. gastrocnemius), saj s tem (predaktivacijo) najverjetneje zagotavlja stabilnost skočnega sklepa. Aktivnost mišic meč se nato nadaljuje preko faze prvega dotika (foot strike) do srednjega opiranja (midsupport).

FAZA OPORE

Ob kontaktu stopala s podlago je stegno v primerjavi z medenico v položaju addukcije, srednja zadnjična mišica in mišica natezalka stegenske ovojnice pa sta zato podvrženi ekscentrični obremenitvi. V ostalem delu oporne faze, ko prihaja do iztegovanja kolka pa s koncentrično kontrakcijo skrbita za odmik (abdukcijo) stegna (Moran idr., 1988).

Štiriglava stegenska mišica (m. quadriceps femoris) se aktivira že v fazi priprave na dotik s podlago, v fazi zaviranja (absorbicije) pa z ekscentričnim krčenjem absorbira sile, ki nastanejo v fazi opore (Novacheck, 1998). V fazi zaviranja oziroma absorbicije vse glave štiriglave stegenske mišice pripomorejo največji delež k zaviranju mase telesa (Hamner idr., 2010). Kljub temu, da se ekstenzija kolena začne z zakasnitvijo v primerjavi z ekstenzijo kolka, je štiriglava stegenska mišica koncentrično aktivna v zadnji tretjini oporne faze (Moran idr., 1988).

V fazi srednjega opiranja se pojavi dorzalna fleksija skočnega sklepa, mečne mišice pa v tej fazi z ekscentričnim delovanjem kontrolirajo gibanje goleni v smeri naprej preko statičnega stopala.

FAZA ODRIVA

V fazi odriva dvoglava mečna mišica z ostalimi sinergisti na zadnji strani goleni s koncentrično kontrakcijo izvede plantarno fleksijo (izteg skočnega sklepa), ki tudi nakaže začetek faze odriva (take off) (Moran idr. 1988). Dvoglava mečna mišica (m. gastrocnemius) in velika mečna mišica (m. soleus) sta mišici, ki največ pripomoreta k pospeševanju v fazi odriva (Hamner idr., 2010).

V fazi odriva (take off) se aktivira tudi mišica dolga pritezalka (m. adductor longus) in ostaja aktivna skozi začetno fazo leta pa vse do začetka osrednje faze leta. Natančno vlogo te mišice je težko določiti z gotovostjo. V fazi odriva prihaja do abdukcije odzivne noge, hkrati pa kolk nasprotne noge dosega največje vrednosti fleksije. Dolga natezalka najverjetneje z ekscentrično kontrakcijo stabilizira stegnenico proti medenici (Moran idr., 1988).

ZAČETNA FAZA LETA

V začetni fazi leta je za razliko od faze prvega dotika zaznati pomanjkanje mišične aktivnosti (slika 12).

OSREDNJA FAZA LETA

Takoj po začetni fazi leta (follow through) postane aktivna črevnična mišica (m. iliacus), ki izvaja fleksijo kolka in ostane aktivna približno 150 ms (Moran idr., 1988). Črevnična mišica je v povezavi z veliko ledveno mišico (m. psoas major) glavni fleksor kolčnega sklepa, aktivnost obeh mišic pa se s hitrostjo teka povečuje.

Stegenska prema mišica (m. rectus femoris) je edina dvosklepna mišica v skupini štiriglave stegenske mišice in zato v osrednji fazi leta (forward swing) pomaga pri fleksiji kolka.

2 METODE DELA

Diplomska naloga je monografskega tipa, izdelana izključno samo z deskriptivno metodo raziskovanja. Pri izdelavi smo se opirali predvsem na tujo strokovno literaturo, hkrati pa si pomagali z domačimi viri in lastnimi izkušnjami. Pregledali smo raziskovalne in strokovne članke v bazah MEDLINE (PubMed), EBSCOhost in SPORTDiscus, kjer smo iskali sledeče ključne besede: treadmill, running, overground, kinematics... Do člankov smo dostopali tudi preko brskalnika GOOGLE.

3 TEK NA TEKOČI PREPROGI

Prva tekoča preproga za medicinsko uporabo je bila postavljena leta 1952 na Univerzi v Washingtonu za diagnosticiranje srčno-dihalnih bolezni (Peyman, 2014). V zadnjih letih je veliko raziskav, ki biomehanske značilnosti teka zaradi enostavnosti raje proučujejo na tekoči preprogi kot na atletski stezi. Kljub temu, da oba pogoja simulirata na prvi pogled enako gibanje, se lahko upravičeno sprašujemo, ali so podatki pridobljeni na tekoči preprogi primerljivi vrednostim teka na normalni podlagi.

3.1 KINEMATIČNA ANALIZA GIBANJA NOG PRI TEKU NA TEKOČI PREPROGI

Glede na to, da sta frekvenca in dolžina korakov osnovna parametra, ki definirata hitrost teka, je veliko raziskovalcev delalo primerjavo ravno teh dveh parametrov med tekom v obeh pogojih.

Wank, Frick in Schmidbleicher (1998) so v raziskavi primerjali deset merjencev med tekom na tekoči preprogi in na 45 m dolgi atletski stezi pri hitrosti 4,0 in 6,0 m/s. Rezultati so pokazali razlike pri dolžini in frekvenci koraka ter pri kontaktnem času. Med tekom na tekoči preprogi se je pri hitrosti 4,0 m/s dolžina koraka zmanjšala za 4%, pri hitrosti 6,0 m/s pa celo za 6,2% (tabela 2) glede na tek po normalni podlagi. Glede na to, da je hitrost produkt dolžine in frekvence koraka, je bil krajši korak kompenziran z večjo frekvenco. Tudi Riley, Dicharry, Franz, Della Croce, Wilder in Kerrigan (2008) so pri teku na tekoči preprogi ugotovili višjo frekvenco koraka in krajši korak pri hitrosti 3,8 m/s v primerjavi s tekom na normalni podlagi. Dolžina koraka pri teku na tekoči preprogi je padla za 4,1%, frekvenca pa se je na drugi strani povečala za 2,8%. O spremembi dolžine koraka, frekvence in trajanja korakov poročajo tudi Mok, Lee, Chung in Hong (2009). Dolžina koraka se je med tekom na tekoči preprogi v primerjavi s tekom po betonu zmanjšala iz 2,78 m na 2,38 m, čas cikla tekaškega koraka pa iz 0,71 s na 0,67 s. Elliott in Blanksby (1976) pri nižjih hitrosti teka razlik v teh spremenljivkah nista ugotovila. Tako pri moških kot pri ženskah so se pojavile šele pri hitrostih nad 5 m/s. Pri moških se je pri hitrosti 5,41 m/s korak pri teku na tekoči preprogi skrajšal za 3,2 %, frekvenca pa povečala za 3,4% v primerjavi s tekom na normalni podlagi. Pri ženskah pa se je pri hitrosti teka 5,29 m/s korak skrajšal za 10,2%, frekvenca pa povečala za 10,9%.

Tabela 2.

Nekatere spremenljivke teka na normalni podlagi in teka na tekoči preprogi pri hitrostih 4,0 in 6,0 m/s (prirejeno po Wank idr., 1998).

	Hitrost teka	Normalna podlaga	Tekoča preproga	p
Frekvenca korakov (Hz)	4 m/s	2,66 +/- 0,11	2,75 +/- 0,12	**
	6 m/s	3,10 +/- 0,16	3,27 +/- 0,16	**
Dolžina tekaškega koraka (m)	4 m/s	1,52 +/- 0,07	1,46 +/- 0,07	**
	6 m/s	1,94 +/- 0,09	1,82 +/- 0,09	**
Kontaktni čas (ms)	4 m/s	219 +/- 17	209 +/- 18	**
	6 m/s	164 +/- 9	157 +/- 8	**
Varianca vertikalne hitrosti (m/s)	4 m/s	0,56 +/- 0,14	0,42 +/- 0,07	*
	6 m/s	0,68 +/- 0,11	0,49 +/- 0,05	**
Varianca horizontalne hitrosti (m/s)	4 m/s	1,89 +/- 0,23	1,80 +/- 0,27	**
	6 m/s	1,74 +/- 0,29	1,56 +/- 0,25	**

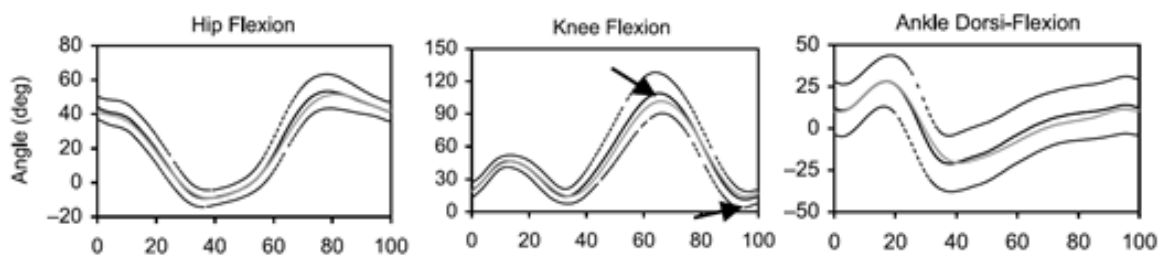
** $p < 0,01$; * $p < 0,05$

V tabeli 2 so predstavljene vrednosti dolžine tekaškega koraka, frekvenca korakov, kontaktni čas ter varianca vertikalne in horizontalne hitrosti za tek na normalni podlagi in tek na tekoči preprogi pri hitrostih 4,0 in 6,0 m/s. Razberemo lahko, da sta varianci vertikalne in horizontalne hitrosti pri teku na tekoči preprogi manjši, prav tako vidimo, da je oporna faza (kontakti čas) pri teku na normalni podlagi daljša.

Glede na večjo frekvenco in krajši korak pri teku z isto hitrostjo na tekoči preprogi v primerjavi s tekom na normalni podlagi lahko pričakujemo manjše amplitude gibov v posameznih sklepih spodnjih okončin. Višja frekvenca korakov posledično pomeni krajše faze leta, to pa pomeni, da noga v fazi priprave na dotik s podlago ne zamahne daleč naprej, ampak pristane prej, bolj pod telesom.

Wank idr. (1998) so prav tako prišli do ugotovitev, da je kot med točko težišča telesa in točko prvega kontakta manjši pri teku na tekoči preprogi (stopalo pristane bolj pod telo), telo pa je v fazi odriva bolj nagnjeno v smeri naprej kot pri teku na normalni podlagi. Večina testirancev je pri teku na tekoči preprogi pogled usmerilo v tla, nekaj metrov pred preprogo, pri teku na trdi podlagi pa so bile oči usmerjene naravnost naprej. Tudi gibanje točke težišča telesa je bilo pri teku na tekoči preprogi manjše.

Večina avtorjev na splošno velikih razlik pri teku v obeh pogojih ne navaja. Kinematične krivulje so si pri teku na normalni podlagi in teku na tekoči preprogi zelo podobne (slika 13) in avtorji niso ugotovili statističnih razlik. Kljub temu pa nekatere raziskave poročajo o razlikah v posameznih točkah tekaškega koraka.



Legenda: hip flexion – krčenje kolka; knee flexion – krčenje kolena; ankle dorsi-flexion – krčenje skočnega sklepa; abscisna os – kot (°); ordinatna os – faza tekaškega koraka (%)

Slika 13: Primerjava kinematičnih krivulj spodnjih ekstremitet pri teku na normalni podlagi in teku na tekoči preprogi (Riley idr., 2008).

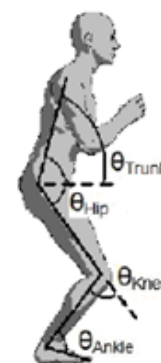
Slika 13 prikazuje kinematični krivulji spodnjih ekstremitet za tek po normalni podlagi (črna črta) in na tekoči preprogi (siva črta). Puščici označujeta točki, kjer je ugotovljena statistična razlika največjih vrednosti. Skozi celoten cikel tekaškega koraka pa lahko vidimo, da razlike niso v nobenem sklepu večje od 1 standardnega odklona.

Mok idr. (2009) so v posameznih sklepih ugotovili značilne razlike pri teku na normalni podlagi in na tekoči preprogi (tabela 3).

Tabela 3.

Povprečne vrednosti in standardni odklon kinematičnih parametrov pri teku po različnih podlagah (prirejeno po Mok idr., 2009).

Parametri	Tekoča preproga	Tartan	Trava	Asfalt
^o kolk Amplituda	48,9 (4,88)	56,4 (5,49) ^b	58,1 (6,52) ^b	55,2 (6,44) ^b
^o kolk Max	185,9 (5,16)	181,5 (6,53) ^b	183,0 (6,81) ^a	180,8 (6,27) ^b
^o kolk Min	137,0 (5,67)	125,0 (8,23) ^b	124,8 (8,68) ^b	125,5 (5,58) ^b
^o kolk Pristanek	145,7 (5,07)	128,4 (9,39) ^b	128,7 (9,72) ^b	128,2 (7,16) ^b
^o koleno Amplituda	80,5 (9,81)	89,2 (11,9) ^a	89,9 (9,89) ^b	88,0 (10,6) ^a
^o koleno Max	106,2 (8,50)	113,2 (10,2) ^a	113,2 (9,58) ^a	109,4 (9,04)
^o koleno Pristanek	28,9 (3,81)	41,0 (7,38) ^b	41,3 (7,57) ^b	38,6 (7,03) ^b
^o koleno Odriv	41,7 (5,55)	28,1 (5,38) ^b	27,3 (4,37) ^b	27,0 (5,89) ^b
^o gleženj Amplituda	42,1 (7,50)	51,7 (9,06) ^b	51,9 (11,6) ^b	48,4 (7,12) ^b
^o gleženj Odriv	100,9 (4,32)	113,2 (10,6) ^b	111,6 (7,56) ^b	112,6 (7,84) ^b

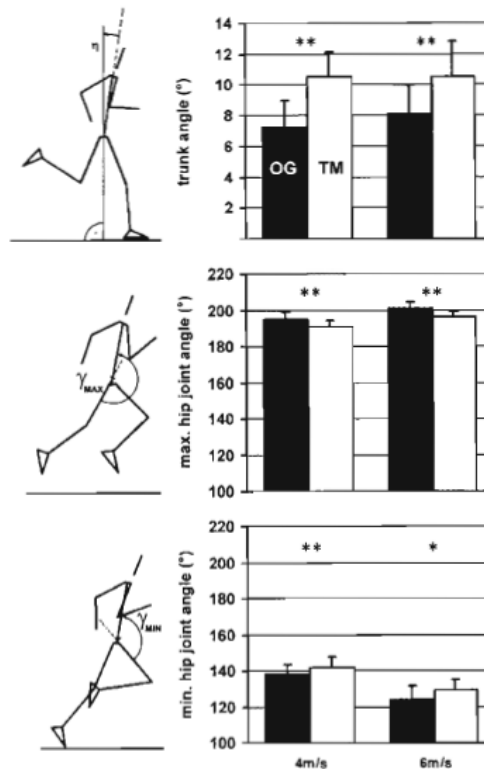


Legenda: trunk – trup; hip – kolk; knee – koleno; ankle – gleženj; ^a – $p < 0,05$ v primerjavi s tekočo preprogo; ^b – $p < 0,01$ v primerjavi s tekočo preprogo

Tabela 3 prikazuje različne kinematične parametre pri teku po različnih podlagah. Razlike po posameznih sklepih spodnjih okončin bodo predstavljene v nadaljevanju.

KOLČNI SKLEP – POLOŽAJ STEGNA

Wank idr. (1998) so v svoji raziskavi ugotovili, da je bila amplituda gibanja v kolčnem sklepu pri teku na tekoči preprogi manjša za 8,0 stopinj pri teku s hitrostjo 4,0 m/s, pri teku s hitrostjo 6,0 m/s pa za 9,8 stopinj v primerjavi s tekom na normalni podlagi. Tudi vrednosti fleksije in ekstenzije kolčnega sklepa so bile manjše (slika 14). Mok idr. (2009) prav tako poročajo o manjši amplitudi gibanja v kolčnem sklepu in sicer 48,9 stopinje pri teku na tekoči preprogi proti 56,4 na tartanu, 58,1 na travi in 55,2 stopinje na asfaltu. Pri teku na tekoči preprogi so ugotovili manj pokrčen kolk v fazi sprednjega zamaha (tabela 3), hkrati pa ravno nasprotno od raziskave Wank idr. (1998) večje vrednosti ekstenzije kolka v fazi odziva. Do te razlike je po vsej verjetnosti prišlo zaradi bolj pokončne postavitve trupa tekačev v raziskavi Mok idr. (2009), medtem ko Wank idr. (2009) poročajo o bolj nagnjenemu trupu v smeri naprej pri teku na tekoči preprogi (slika 14). Tudi Schache, Blanch, Rath, Wrigley, Starr in Bennell (2001) poročajo o 5,6 stopinj manjši fleksiji kolka pri teku na tekoči preprogi.



Legenda: trunk angle (°) – kot trupa (°); max hip joint angle (°) – največji kot v kolku (°); min hip joint angle (°) – najmanjši kot v kolku (°); OG – normalna podlaga; TM – tekoča preproga

Slika 14: Primerjava položaja trupa ter minimalne in maksimalne vrednosti fleksije in ekstenzije kolčnega sklepa pri teku na normalni podlagi in na tekoči preprogi (Wank idr., 1998).

Slika 14 prikazuje primerjavo položaja trupa v fazi prvega dotika s podlago ter maksimalne vrednosti fleksije in ekstenzije kolčnega sklepa pri teku na normalni podlagi in na tekoči preprogi pri dveh različnih hitrostih.

KOLENSKI SKLEP

Glede na manjšo amplitudo giba ter manjše vrednosti predvsem fleksije v kolčnem sklepu pri teku na tekoči preprogi v primerjavi s tekom na normalni podlagi, lahko upravičeno pričakujemo tudi manj iztegnjeno koleno v fazi dotika s podlago ter s tem postavitev stopala bolj pod telo. Fong, Hong in Lee (2008) trdijo, da tekoča preproga lahko predstavlja nestabilno površino. Ko je noga popolnoma iztegnjena, je v primeru zdrsa težko narediti korekcijski gib, da bi se izognili padcu, zato na tekoči preprogi pristajamo z rahlo pokrčeno nogo.

Wank idr. (1998) navajajo bolj pokrčeno koleno v fazi prvega dotika s podlago pri teku na tekoči preprogi. Pri 4,0 m/s je bila izmerjena povprečna vrednost 9,7 stopinj za tek na tekoči preprogi in 7,3 stopinj za tek na normalni podlagi. Pri hitrosti 6,0 m/s so te vrednosti 12,3 in 9,3 stopinj (tabela 4). Zelo podobne podatke pri hitrosti 3,8 m/s navajajo tudi Riley idr. (2008), 10,2 stopinj pri teku na tekoči preprogi in 8,3 stopinj pri teku na normalni podlagi. Mok idr. (2009) so tudi v tem segmentu prišli do ravno nasprotnih rezultatov kot večina ostalih raziskav. Koleno je bilo v fazi prvega dotika s podlago pri teku na tekoči preprogi s hitrostjo 3,85 m/s bolj iztegnjeno (28,9 stopinj) v primerjavi z ostalimi podlagami (tartan – 41 stopinj).

Glede na to, da raziskave poročajo o manj iztegnjenem kolčnem sklepu v fazi odziva pri teku na tekoči preprogi v primerjavi z normalno podlago (Wank idr., 1998), se lahko upravičeno vprašamo, kako se v tej fazi obnaša kolenski sklep.

Wank idr. (1998) v fazi odziva niso ugotovili razlik med tekom v obeh pogojih (tekoča preproga, normalna podlaga). V obeh primerih so tako pri hitrosti 4,0 kot tudi 6,0 m/s te vrednosti med 18 in 16 stopinj (tabela 4), razlika pa ni statistično značilna. Mok idr. (2009) so ugotovili manj iztegnjeno koleno v fazi odziva, 41,7 stopinj pri teku na tekoči preprogi proti približno 30 stopinjam pri teku na ostalih podlagah (tartan, trava, asfalt). Manjše vrednosti ekstenzije kolena v fazi odziva pri teku na tekoči preprogi so lahko povezane z manjšo aktivacijo ekstenzorjev nog in posledično pomanjkanjem odziva v smeri naprej.

Največje vrednosti fleksije kolenskega sklepa pri teku dosegamo v fazi zamaha, zato je tudi to parameter, ki je lahko zanimiv za primerjavo. Pri teku na tekoči preprogi je bila maksimalna fleksija kolena 103,5 stopinj, kar je manj v primerjavi s 110,1 stopinjami na normalni podlagi (Riley idr., 2008). Podobne vrednosti navajajo tudi Mok idr. (2009), 106,2 stopinj pri teku na tekoči preprogi in od 109,4 do 113,2 stopinj pri teku na ostalih podlagah (tartan, trava, asfalt). Navajajo še celotno amplitudo gibanja kolenskega sklepa v ciklu tekaškega koraka, ki znaša pri teku na tekoči preprogi 80,5 stopinj proti vrednostim približno 90 stopinj pri teku na ostalih podlagah. Iz tega lahko zaključimo, da je amplituda gibanja kolena pri teku na tekoči preprogi manjša kot pri teku na normalni podlagi.

Tabela 4.

Koti kolenskega sklepa v različnih fazah tekaškega koraka pri teku na normalni podlagi in na tekoči preprogi (prirejeno po Wank idr., 1998).

	Hitrost	Normalna podlaga	Tekoča preproga	p
Kot v kolenskem sklepu ob pristanku (°)	4 m/s	7,3	9,7	*
	6 m/s	9,3	12,3	**
Kot v kolenskem sklepu v fazi srednjega opiranja (°)	4 m/s	41,8	43,3	**
	6 m/s	38,3	41,0	*
Najmanjši kot v kolenskem sklepu (°)	4 m/s	61,4	58,5	*
	6 m/s	46,8	45,0	
Kot v kolenskem sklepu ob odzivu (°)	4 m/s	15,5	16,0	
	6 m/s	16,6	17,4	
Kot med podplatom in podlago (°)	4 m/s	17,6	6,7	**
	6 m/s	6,9	1,3	*

** $p < 0,01$; * $p < 0,05$

Tabela 4 prikazuje položaj kolenskega sklepa v različnih fazah tekaškega koraka pri teku na normalni podlagi in na tekoči preprogi ter kot med podplatom in podlago ob pristanku.

Iz vseh teh podatkov kinematike gibanja kolenskega sklepa lahko predvidevamo, da je tek na tekoči preprogi povezan z manjšo silo reakcije podlage ob prvem udarcu, saj bolj pokrčeno koleno pomeni bolj navpično postavitve goleni, pristanek bolj pod telo in posledično manj zaviranja v prvem delu oporne faze. Hkrati postavitve goleni vpliva na položaj stopala v fazi dotika s podlago, bolj navpična golen v tej fazi bi lahko vplivala na pristanek bolj na srednji oziroma celo sprednji del stopala.

SKOČNI SKLEP

Raziskave pri teku v obeh pogojih poročajo o največjih razlikah ravno v gibanju skočnega sklepa. Faza prvega dotika (foot strike) pri teku na tekoči preprogi ni narejena tako izrazito na peto kot pri teku na normalni podlagi. Trije izmed desetih tekačev so pristanek na peti pri teku na normalni podlagi zamenjali s tekom preko srednjega dela stopala pri teku na tekoči preprogi. Tudi tisti, ki so že prej tekli preko srednjega dela stopala, so pri teku na tekoči preprogi dosegali manjše kote med podplatom in podlago (Wank idr., 1998). Tudi Fellin, Manal in Davis (2010) so v svoji raziskavi ugotovili manjše vrednosti dorzalne fleksije ob pristanku pri teku na tekoči preprogi, kar je lahko tudi posledica skrajšanega koraka. V raziskavi Nigg, De Boer in Fisher (1995) se je kot med podplatom in podlago v fazi prvega dotika zmanjšal s 15,9 stopinj pri teku na normalni podlagi na 8,0 stopinj na tekoči preprogi. 8 od 22 tekačev je spremenilo način postavitve stopala iz pete na srednji del stopala.

Mok idr. (2009) poročajo tudi o manjši vrednosti plantarne fleksije v fazi odziva. Pri teku na tekoči preprogi gibanje preproge nazaj povzroči, da noga zaključi odziv z manj iztegnjenim skočnim sklepom. Pri teku na tekoči preprogi je kot med golenico in stopalom 100,9 stopinj, pri teku po tartanu pa 113,2 stopinj. Avtor tega članka za bolj natančno interpretacijo teh rezultatov predlaga nadaljne raziskave pritiskov na stopalo v fazi odziva.

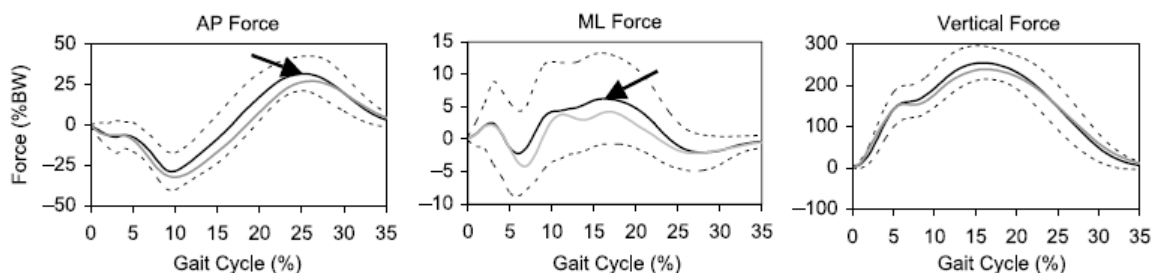
Večina avtorjev je v svojih raziskavah ugotovilo manjše vrednosti dorzalne fleksije stopala v fazi dotika stopala s podlago. Nigg idr. (1995) predvidevajo, da je to posledica nezadostnih izkušenj s tekom na tekoči preprogi in bolj previdnega koraka, saj na ta način zagotovimo večjo podporno površino in s tem izboljšamo občutek stabilnosti med tekom.

3.2 DINAMIČNA ANALIZA – SILE PRI TEKU NA TEKOČI PREPROGI

Tek je eden izmed svetovno najbolj razširjenih načinov rekreacije, med katerim so poškodbe spodnjih ekstremitet zelo pogoste. Kar 37-56 % tekačev je v enem letu poročalo o vsaj eni poškodbi preobremenitvenega značaja (Van Mechelen, 1992). Preobremenitvene oziroma »overuse« poškodbe so pri teku na srednje in dolge razdalje najpogostejše. Obstajajo še tako imenovane akutne poškodbe, ki se zgodijo nenadoma in so posledica večje zunanje sile. Med najpogostejše vzroke nastanka preobremenitvenih poškodb štejemo: trening, anatomske značilnosti telesa in biomehanika teka. Večina biomehanskih vzrokov je razvrščenih v dve kategoriji: kinetične spremenljivke in kinematika pristanka na peto (Hreljac, 2004).

Sile reakcije podlage so označene kot eden glavnih vzrokov nastanka preobremenitvenih poškodb in te trditve temeljijo predvsem na teoretičnih predpostavkah, obstaja pa tudi nekaj raziskav, ki te trditve podpirajo. Hreljac, Marshall in Hume (2000) so pri tekačih, ki so že bili poškodovani, ugotovili višje vrednosti vertikalne komponente sile reakcije podlage kot pri tekačih, ki še niso bili poškodovani.

Riley idr. (2008) so ugotovili značilne razlike kinetičnih parametrov pri teku na normalni podlagi in na tekoči preprogi. Kvalitativno so bile sicer krivulje sklepnih navorov in moči podobne, kvantitativno pa so bile večje razlike ugotovljene tako pri absolutnih vrednostih kinetičnih parametrov kot tudi pri sili reakcije podlage (slika 15). Pri teku na tekoči preprogi so v pospeševalni fazi opore zaznali manjše absolutne vrednosti antero-posteriorne komponente sile reakcije podlage ter manjše vrednosti medio-lateralne komponente sile reakcije podlage. Pri vertikalnih silah statistično značilnih razlik ni bilo. Verjetno so te razlike enostavno posledica kinematičnih razlik, saj so tekači na tekoči preprogi tekli pri višji frekvenci in z manjšo dolžino korakov. Lahko rečemo, da pri teku na tekoči preprogi manjka odriva.

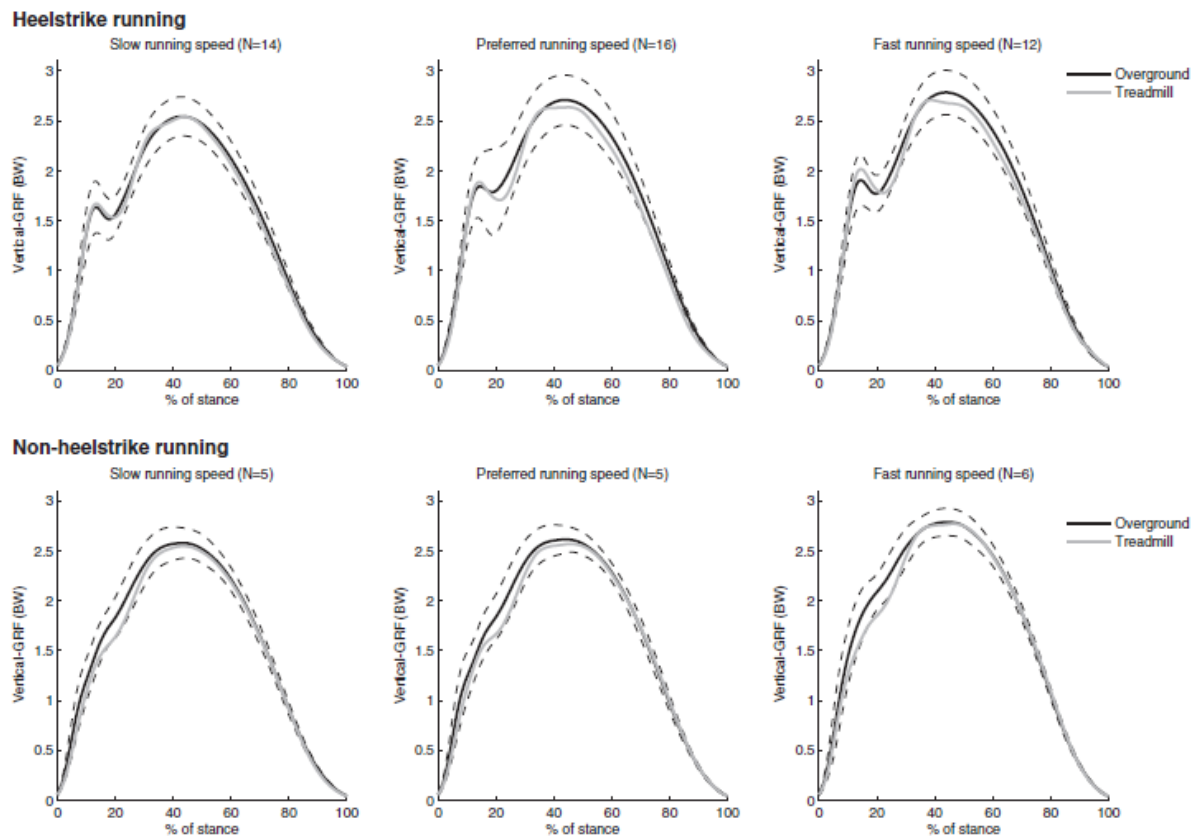


Legenda: force (%BW) – sila (% telesne teže); gait cycle (%) – cikel tekaškega koraka (%); AP force – antero-posteriorna komponenta sile reakcije podlage; ML force – medio-lateralna komponenta; vertical force – vertikalna komponenta

Slika 15: Komponente sile reakcije podlage pri teku na normalni podlagi in na tekoči preprogi (Riley idr., 2008).

Slika 15 prikazuje komponente sile reakcije podlage pri teku na normalni podlagi (črna črta) in na tekoči preprogi (siva črta). Puščice označujejo statistično značilne razlike absolutnih vrednosti.

Kluitenberg, Bredeweg, Zijlstra in Buist (2012) so primerjali le vertikalno komponento sile reakcije podlage in enako kot Riley idr. (2008) statistično značilnih razlik niso ugotovili. Krivulje vertikalne sile reakcije podlage so pokazale veliko podobnost (slika 16). Potrebno je poudariti, da so Kluitenberg idr. (2012) primerjali le tekače s konstantnim načinom postavitve stopala, ostali so bili iz raziskave izključeni.



Legenda: heelstrike running – tek preko pete; non-heelstrike running – tek brez pristanka na peto; overground – normalna podlaga; treadmill – tekoča preproga; slow running speed – počasna ogrevalna hitrost; preferred running speed – izbrana trening hitrost; fast running speed – tekmovalna hitrost na 10 km; vertical GRF (BW) – vertikalna sila reakcije podlage (telesna teža); % of stance - % oporne faze

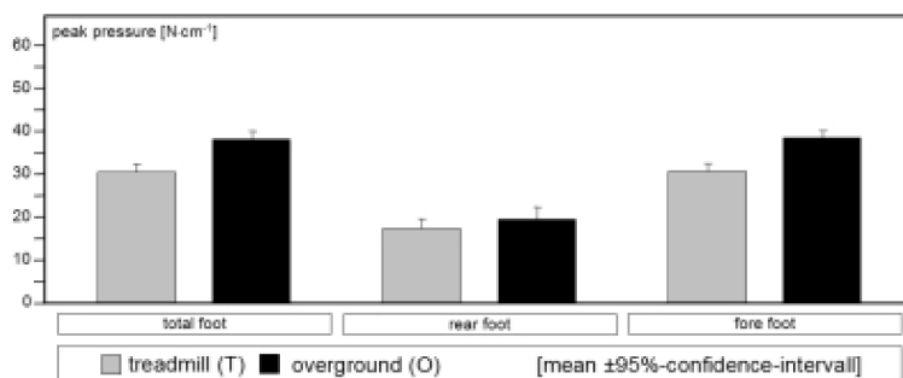
Slika 16: Primerjava vertikalne sile reakcije podlage pri teku na normalni podlagi in na tekoči preprogi, ločeno za tekače, ki pristanejo na peto in tiste, ki ne (Kluitenberg idr., 2012).

Slika 16 prikazuje vertikalno silo reakcije podlage pri različnih hitrostih teka pri teku na normalni podlagi in na tekoči preprogi, ločeno za tekače, ki pristajajo na peto in tiste, ki ne.

Bigelow, Elvin, Elvin in Arnoczky (2013) so primerjali največje vrednosti vertikalnih in horizontalnih pospeškov ob pristanku pri teku na normalni podlagi in na tekoči preprogi. Rezultati niso pokazali razlik pri pospeških v vertikalni smeri, so pa pri teku na tekoči preprogi ugotovili, da so tekači manj zavirali in manj pospeševali kot pri teku na normalni podlagi. Te

razlike bi lahko bile posledica spremenjene mehanike teka, saj pri teku na tekoči preprogi leta sama zapelje stopalo pod telo tekača, to pa ima za posledico manjše vrednosti zaviralne faze v primerjavi s tekom na normalni podlagi. Hkrati pa ima lahko pomembno vlogo spremenjena kinematika gibanja, saj pri teku na tekoči preprogi nogo postavimo bolj pod sebe in s tem vplivamo na manj zaviranja.

Baur idr. (2007) so izmerili pritisk na stopalo v fazi opore pri teku na tekoči preprogi. V raziskavi niso zaznali razlik med levim in desnim stopalom, absolutna vrednost pritiska na celotno površino stopala pa je pokazala manjšo vrednost ($31,0 \text{ N/cm}^2$), medtem ko so pri teku na normalni podlagi izmerili vrednost $38,6 \text{ N/cm}^2$. Bolj podrobna analiza je pokazala, da je razlika v večji meri posledica obremenitve na sprednjem delu stopala, medtem ko sta obremenitvi zadnjega dela stopala pri teku v obeh pogojih podobni. $17,1 \text{ N/cm}^2$ pri teku na tekoči preprogi proti $19,4 \text{ N/cm}^2$ na normalni podlagi (slika 17).



Legenda: peak pressure (N/cm) – največji pritisk; total foot – celo stopalo; rear foot – zadnji del stopala; fore foot – sprednji del stopala; treadmill – tekoča preproga; overground – normalna podlaga

Slika 17: Absolutne vrednosti pritiska na stopalu pri teku na tekoči preprogi (T) in na normalni podlagi (O) (Baur idr., 2007).

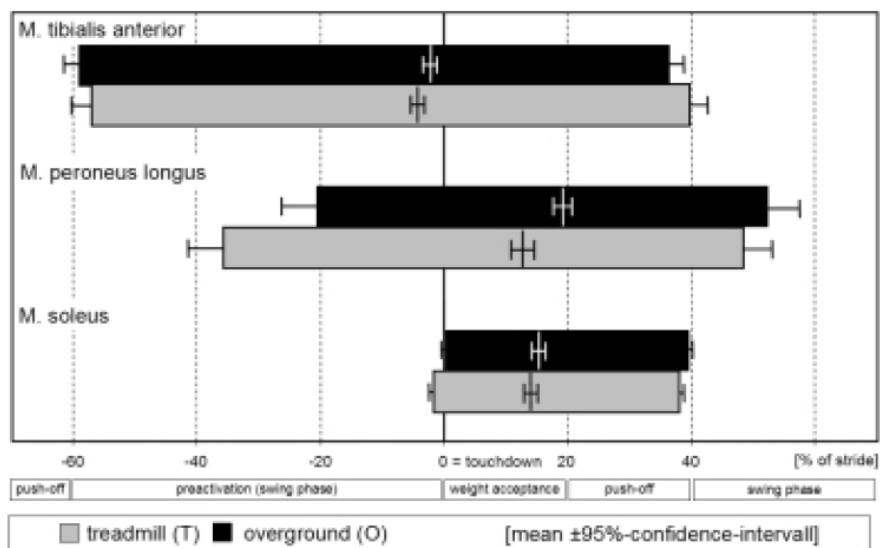
Slika 17 prikazuje pritisk na celo stopalo, zadnji del stopala in sprednji del stopala pri teku na tekoči preprogi in na normalni podlagi.

Zaradi upora zraka so potrebe po aerobni energiji (Vo_2) pri notranjih tekočih preprogah podcenjene za potrebe teka iste hitrosti teka po normalni podlagi (Morgan, Martin in Krahenbuhl, 1989). Še posebej pri višjih hitrostih. Zračni upor se pri teku na normalni podlagi večja s kvadratom hitrosti teka (Pugh, 1970). Medtem ko se center težišča telesa pri teku na normalni podlagi premika v smeri naprej, pri teku na tekoči preprogi (glede na okolico) tega premikanja ni in center težišča telesa ostaja ves čas na istem mestu. Williams (2000) navaja, da pri teku s hitrostjo $5,96 \text{ m/s}$ neto sprememba hitrosti $0,03 \text{ m/s}$ odraža dodatno propulzijo, ki je potrebna za premagovanje zračnega upora, medtem ko pri teku na tekoči preprogi zračnega upora ni. Glede na to, da ima zračni upor vpliv na fiziološke parametre, bi bilo smiselno raziskati tudi vpliv na biomehaniko teka.

3.3 AKTIVNOST MIŠIČ PRI TEKU NA TEKOČI PREPROGI

FAZA PRIPRAVE NA DOTIK - PREDAKTIVACIJA

Tekoča preproga se med tekom ves čas premika proti nam in kot taka lahko predstavlja nestabilno površino, ki zahteva drugačne strategije uravnavanja gibanja kot tek na normalni podlagi. Baur idr. (2007) so v svoji raziskavi primerjali aktivnost mišic tibialis anterior, peroneus longus in soleus pri teku na normalni podlagi in na tekoči preprogi. Značilne razlike so ugotovili pri mišici peroneus longus. Mišica se je v obeh primerih aktivirala pred kontaktom s podlago s to razliko, da se je to pri teku na tekoči preprogi zgodilo še prej (slika 18). Tudi maksimalna vrednost aktivacije mišice peroneus longus se je v ciklu tekaškega koraka zgodila prej v primerjavi s tekom na normalni podlagi. Prav tako so ugotovili daljši čas aktivacije pri teku na tekoči preprogi.



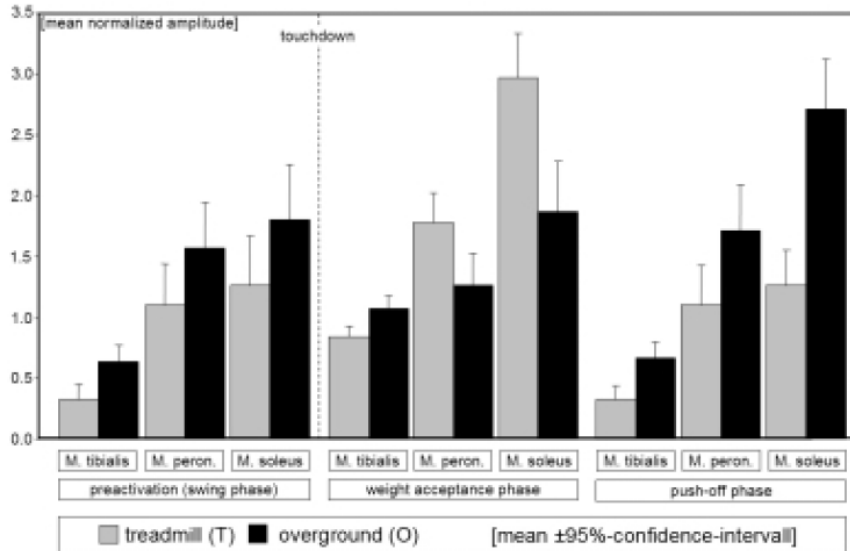
Legenda: push-off – faza odziva; preactivation (swing phase) – predaktivacija (faza zamaha); weight acceptance – faza absorpcije; treadmill – tekoča preproga; overground – normalna podlaga

Slika 18: Primerjava aktivacije mišic pri teku na normalni podlagi in na tekoči preprogi (Baur idr., 2007).

Slika 18 prikazuje primerjavo aktivacije mišic tibialis anterior, proneus longus in soleus pri teku na normalni podlagi in na tekoči preprogi. Vrednost 0 na X osi predstavlja točko kontakta s podlago.

FAZA OPORE

Tek po nestabilni podlagi, v tem primeru po tekoči preprogi, vpliva tudi na aktivacijo mišic v fazi opore. Mišica peroneus longus, ki ima pomembno vlogo pri stabilizaciji gležnja, je pri teku na tekoči preprogi aktivna prej in dlje časa. Razlika je posledica varnostnega mehanizma, saj tek na tekoči preprogi predstavlja nestabilno površino, na kateri je zahtevana večja stopnja stabilnosti (Baur idr., 2007). Tudi večja stopnja aktivacije mišic peroneus longus in soleus kaže na večjo vlogo stabilizatorjev skočnega sklepa v fazi opore (slika 19).

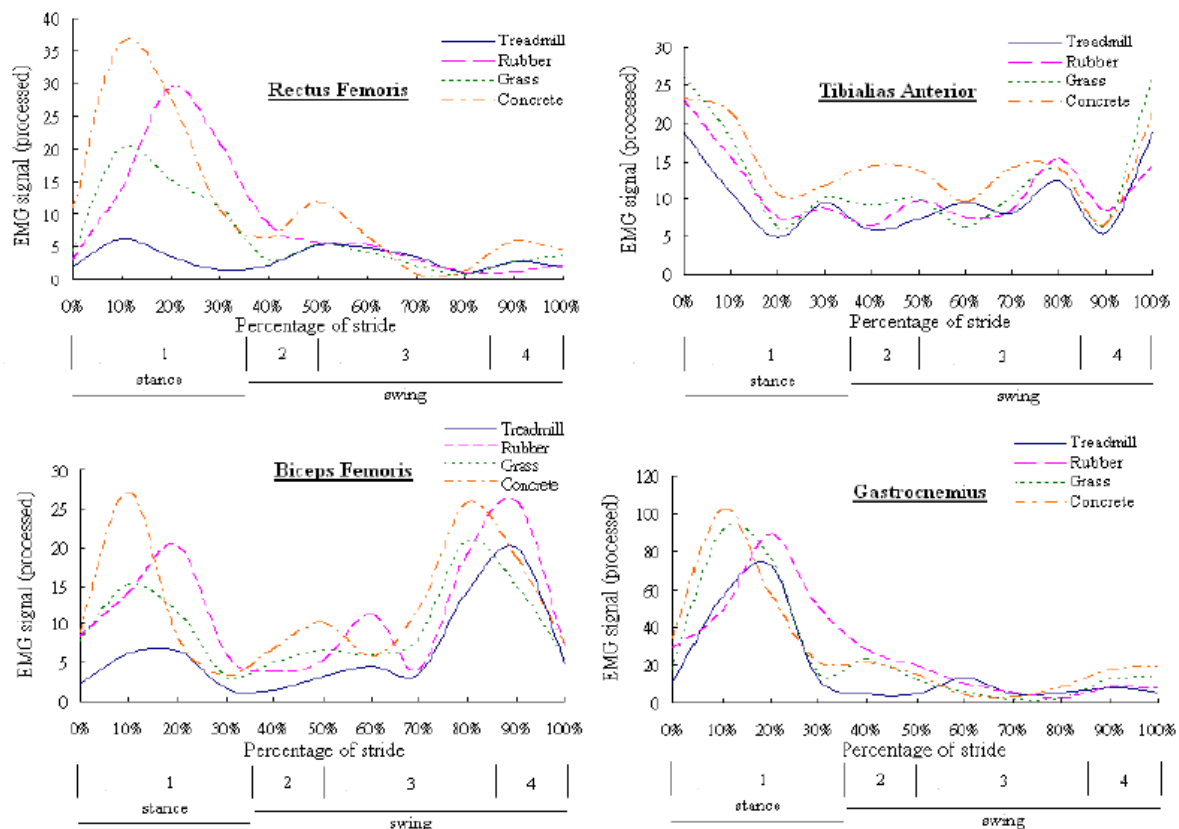


Legenda: preactivation (swing phase) – predaktivacija (faza zamaha); weight acceptance – faza absorpcije; push-off – faza odriava; touchdown – pristanek; treadmill – tekoča preproga; overground – normalna podlaga

Slika 19: Povprečne vrednosti aktivacije analiziranih mišic (Baur idr., 2007).

Slika 19 prikazuje povprečne vrednosti mišic tibialis anterior, peroneus longus in soleus pri teku na normalni podlagi (črni stolpec) in na tekoči preprogi (sivi stolpec) v različnih fazah tekaškega koraka: faza predaktivacije (preactivation), faza absorpcije (weight acceptance phase) in faza odriava (push-off phase).

V fazi opore so ravno ekstenzorji spodnjih okončin tisti, ki generirajo potrebno silo za gibanje v smeri naprej. Glede na to, da je pri tekoči preprogi podlaga tista, ki se premika proti nam, pri teku na normalni podlagi pa le-ta stoji na miru, si je zanimivo pogledati primerjavo aktivnosti mišic v tem segmentu. Chung, Mok, Lee in Hong (2009) so za razliko od drugih raziskovalcev v svoji študiji odkrili večje razlike v aktivaciji mišic spodnjih okončin v fazi opore in odriava (slika 20). Skozi celotno fazo opore je bila aktivnost mišice biceps femoris in rectus femoris najmanjša na tekoči preprogi.

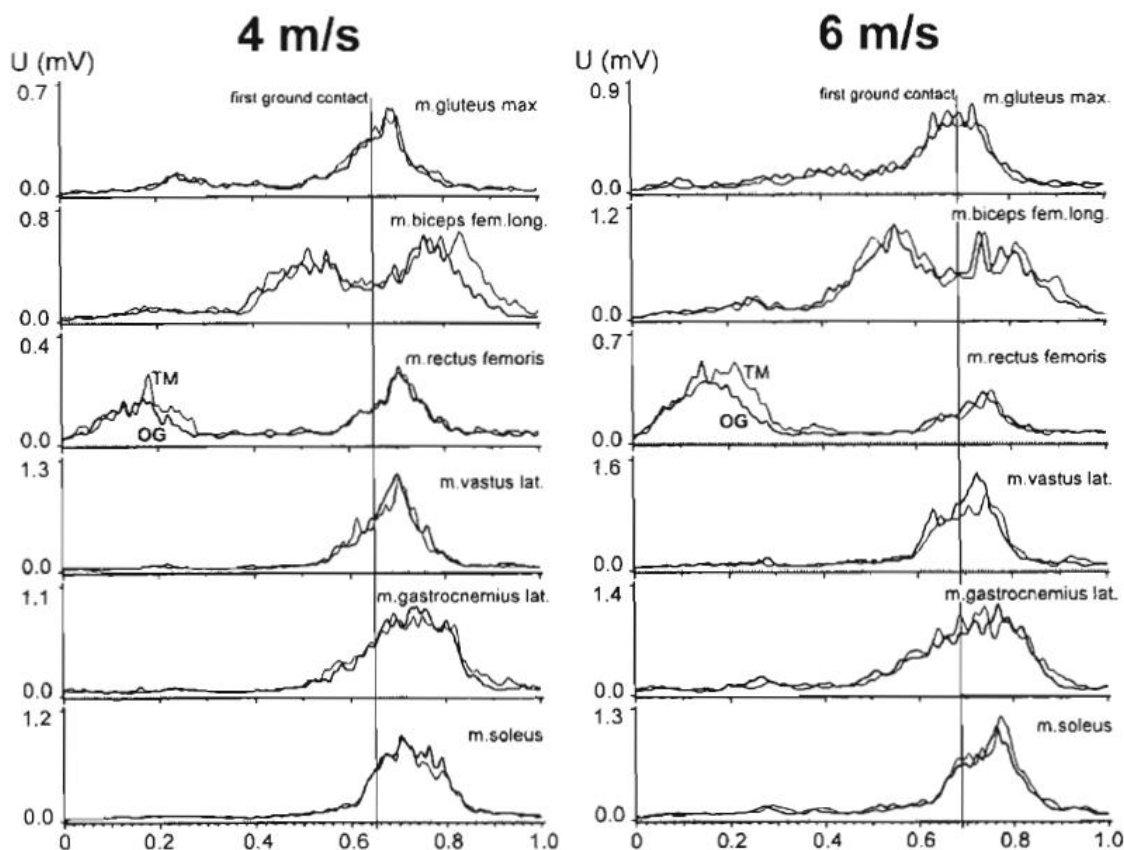


Legenda: treadmill – tekoča preproga; rubber – tartan; grass – trava; concrete – asfalt; percentage of stride – procent tekaškega koraka; stance – faza opore; swing – faza zamaha; 1 – faza opore; 2 – začetna faza leta; 3 – osrednja faza leta; 4 – faza priprave na dotik

Slika 20: EMG profil normaliziranih povprečnih vrednosti (Chung, Mok, Lee in Hong, 2009).

Slika 20 prikazuje EMG aktivnost mišic rectus femoris, tibialis anterior, biceps femoris in gastrocnemius skozi cikel tekaškega koraka pri teku na različnih podlagah.

Podatki raziskave Chung idr. (2009) so ravno nasprotni od Wank idr. (1998), ki so poročali o večji aktivaciji mišice biceps femoris v oporni fazi. Mišica biceps femoris je kazala večjo amplitudo in daljše trajanje aktivacije v fazi opore in v prvi fazi zamaha pri teku na tekoči preprogi (slika 21) tako pri hitrosti 4,0 kot tudi pri 6,0 m/s. Vzrok za razliko vzorca aktivacije mišice biceps femoris bi lahko bil kot trupa, ki je pri teku na tekoči preprogi nagnjen bolj naprej.



Slika 21: Povprečne EMG vrednosti mišic pri teku na normalni podlagi in na tekoči preprogi (Wank idr., 1998).

Slika 21 prikazuje povprečne EMG vrednosti mišic pri teku na normalni podlagi (OG) in teku na tekoči preprogi (TM) pri hitrosti 4 in 6 m/s. Vertikalna črta označuje trenutek kontakta s podlago.

Aktivacija mišice vastus lateralis v fazi opore je sovpadala z ugotovitvami kinematičnih parametrov. Zaradi manjših vertikalnih oscilacij centra težišča so potrebni manjši impulzi za izravnavo udarcev ob kontaktu s podlago. Pri teku s hitrostjo 6 m/s so bile razlike enake, le še bolj izrazite (Wank idr., 1998).

FAZA ODRIVA

Že v poglavju o kinematičnih značilnostih in silah smo prišli do ugotovitev, da pri teku na tekoči preprogi v primerjavi s tekom na normalni podlagi manjka odriv. Če so te trditve pravilne, bi morala tudi EMG analiza pokazati manjše vrednosti aktivacije mišic ekstenzorjev nog. Raziskava Chung idr. (2009) je pokazala, da sta mišici biceps femoris (ekstenzor kolka) in rectus femoris (ekstenzor kolena) tudi v fazi odriva pri teku na tekoči preprogi manj aktivni kot pri teku na ostalih podlagah (tartan, trava, asfalt). Ista raziskava je v fazi odriva dobila tudi manjše vrednosti aktivacije mišice gastrocnemius (plantarni fleksor) pri teku na tekoči preprogi v primerjavi z ostalimi podlagami (slika 20). Podobne rezultate so za mišico soleus, ki je prav tako pomemben plantarni fleksor dobili tudi Baur idr. (2007). Poleg mišice soleus so manjšo vrednost aktivacije v fazi odriva pri teku na tekoči preprogi kot pri teku na normalni podlagi izmerili še pri mišici peroneus longus in tibialis anterior.

Manjša amplituda aktivacije mišice soleus v fazi odziva pri teku na tekoči preprogi je lahko posledica različnih dejavnikov. Baur idr. (2007) trdijo, da je manjša aktivacija posledica manjših vertikalnih oscilacij centra težišča ali zaradi tega, ker se podlaga na tekoči preprogi premika sama. V fazi opore tekoča preproga prenese nogo pod telo in v fazi odziva moramo nogo le dvigniti od podlage. Ravno nasprotno je pri teku na normalni podlagi. Potreben je jasen odziv za izvedbo gibanja v smeri naprej. V tem primeru mišica soleus deluje kot pomemben plantarni fleksor, zato so tudi amplitude aktivacije višje v zadnji fazi opore.

ZAČETNA FAZA LETA

Zaradi spremenjenih kinematičnih značilnosti teka na tekoči preprogi (krajši korak in večja frekvenca korakov) lahko pričakujemo spremembo aktivacije mišic tudi v začetni fazi leta, kjer je potreben prenos odzivne noge pred telo. Zaradi skrajšane faze leta pri teku na tekoči preprogi (Mok idr., 2009) lahko pri teku v tem pogojem pričakujemo hitrejšo fleksijo kolka in večjo aktivnost upogibalk kolka, saj je časa za prenos stegna pred telo manj kot pri teku na normalni podlagi.

Wank idr. (1998) so v začetni fazi leta pri teku na tekoči preprogi s hitrostjo 4,0 m/s ugotovili večjo aktivacijo mišice rectus femoris kot pri teku na normalni podlagi, pri teku s hitrostjo 6,0 m/s pa so bile razlike še večje.

OSREDNJA FAZA LETA

V osrednji fazi leta stegno potuje v smeri naprej. Razen upogibalk kolka, večje aktivnosti ostalih mišic v tej fazi ni zanati, zato je pod drobnogled smiselno vzeti le-te. Chung idr. (2009) so v svoji raziskavi primerjali aktivnost mišice rectus femoris pri teku po različnih podlagah. Kot vidimo na sliki 20, je mišica rectus femoris pri teku na vseh podlagah (tekoča preproga, tartan, trava in asfalt) v osrednji fazi leta kazala zelo podoben vzorec aktivacije.

4 SKLEP

Med vsemi ergometri je tekoča preproga najpogostejša izbira raziskovalcev. To je preproga, ki jo največkrat poganja elektro motor, na njej pa lahko hodimo ali tečemo. Glede na potrebe obstajajo različno velike preproge, od manjših namenjenih izključno teku, pa vse do velikih, na katerih lahko s posebnimi rolkami simuliramo celo tek na smučeh. Veliko biomehanskih in fizioloških študij teka je opravljenih na tekoči preprogi, saj je na ta način v laboratoriju veliko lažje kontrolirati pogoje, sama tekoča preproga pa zavzame relativno malo prostora. Obstaja že kar nekaj študij, ki so proučevale razlike pri teku na tekoči preprogi in na normalni podlagi.

Na splošno večjih razlik v gibanju spodnjih okončin pri teku v obeh pogojih ni, obstajajo pa določene razlike v posameznih fazah tekaškega koraka. Najbolj pogosta razlika, ki jo raziskave navajajo, ko primerjajo tek na tekoči preprogi s tekom na normalni podlagi, je postavitve stopala. Medtem ko večina (približno 80 %) tekačev na srednje in daljše razdalje na normalni podlagi teče preko pete (Novacheck, 1998), isti tekači pri teku na tekoči preprogi zmanjšajo kot med stopalom in podlago ali celo spremenijo način postavitve na srednji oziroma sprednji del stopala. Ne tako izrazit pristanek na peto je pri teku na tekoči preprogi povezan še s krajšimi koraki, večjo frekvenco korakov in krajšim trajanjem celotnega cikla tekaškega koraka. Večja frekvenca in krajši korak vplivata tudi na manjšo amplitudo gibanja v kolčnem in kolenskem sklepu, kar se odraža v bolj navpični postavitvi goleni in pristanku stopala bolj pod telo kot pri teku na normalni podlagi.

Ena pomembnejših ugotovitev, ki je bila skupna mnogim raziskavam, je tudi pomanjkanje odriva pri teku na tekoči preprogi. Kinematika gibanja na tekoči preprogi je pokazala manj iztegnjene sklepe spodnjih okončin v fazi odriva, analiza aktivnosti mišic pa pomanjkanje aktivacije najpomembnejših ekstenzorjev nog v tej fazi tekaškega koraka. Medtem ko je pri teku na normalni podlagi potreben jasen odziv za gibanje v smeri naprej, se pri teku na tekoči preprogi podlaga giblje proti nam in sama pelje stopalo nazaj. V fazi odriva moramo le dvigniti nogo, rezultat pa je manjša aktivacija mišic biceps femoris, rectus femoris in plantarnih fleksorjev (soleus in gastrocnemius).

Spremembe v kinematiki teka se odražajo tudi pri silah na telo. Večja frekvenca korakov ter krajši korak pri teku na tekoči preprogi vplivata na manjše zaviralne sile ob pristanku ter manjše vertikalno nihanje centra težišča telesa. Na ta način bi se lahko izognili prvemu vrhu sile reakcije podlage in velikim hitrostim prirastka sile, ki predstavljata glavno nevarnost za pojav preobremenitvenih poškodb pri tekačih. Velika obremenitev spodnjih ekstremitet je eden glavnih vzrokov stresnih zlomov goleni (ena najpogostejših tekaških poškodb), zato je vprašanje, kako pri isti hitrosti teka zmanjšati obremenitve spodnjih okončin, povsem na mestu. Hobara, Sato, Sakaguchi, Sato in Nakazawa (2012) so ugotovili, da tek z višjo frekvenco korakov – vsaj 15 % višja frekvenca - pri isti hitrosti zmanjša obremenitve na spodnje okončine in s tem zmanjša možnost nastanka poškodbe. Nadaljne raziskave teka na tekoči preprogi za potrebe rehabilitacije po poškodbi bi bile glede na to v prihodnosti povsem smiselne.

Ena stvar je uporaba tekoče preproge v rehabilitacijske namene, druga pa uporaba za vzdrževanje in izboljšanje zdravja. Kljub temu, da tudi pri rekreacijskem teku strmimo k čim manjšim obremenitvam na telo, je vprašanje o smiselnosti tekaške vadbe na tekoči preprogi v zaprtih prostorih povsem na mestu. Vzdržljivostna vadba, predvsem tek na srednje in dolge

razdalje prinaša v povezavi z naravo še več pozitivnih učinkov na telo in duha. Po mojem mnenju se je veliko bolj pametno osredotočiti na izboljšanje tehnike teka na normalni podlagi kot pa brezciljno štetje korakov na tekoči preprogi v fitness centru.

Na trgu je danes veliko različnih modelov tekočih preprog, zato bi bilo v nadaljnih raziskavah v zakup vzeti tudi to spremenljivko. Ne samo, da se preproge razlikujejo med sabo po površini tekalne ploskve, tudi njihove tehnične lastnosti se pogosto precej razlikujejo med sabo. Že velikost lahko pomembno vpliva na gibanje, saj tekoča preproga predstavlja nestabilno površino in je naše dožemanje okolice lahko pri manjši površini drugačno kot pri večji. Razen velikosti se tekoče preproge med sabo razlikujejo tudi po togosti, kar lahko pomembno vpliva predvsem na merjenje sil pri teku. Tekoče preproge večinoma poganja elektromotor, od različnih modelov pa je odvisno kakšna je njegova moč. Moč motorja pomembno vpliva na različne biomehanske značilnosti teka, saj prešibak motor lahko pomeni, da preproga ves čas ne potuje z enako hitrostjo, to pa nas lahko pripelje do napačnih ugotovitev.

Jasno je, da določene biomehanske razlike pri teku na tekoči preprogi v primerjavi s tekom na normalni podlagi obstajajo, vendar si je še kar nekaj raziskav nasprotujočih, mehanizmi nastanka razlik pa v vseh primerih ne povsem točno razumljeni. V tej diplomski nalogi so zbrane biomehanske razlike teka v obeh pogojih, bi pa bilo zanimivo narediti primerjavo še fizioloških procesov in ugotoviti morebitne vzporednice.

5 VIRI

- Baur, H., Hirschmuller, A., Muller, G. in Mayer, F. (2007). Muscular activity in treadmill and overground running. *Isokinetics and exercise science*, 15(2), 165-171.
- Bigelow, M.R.E., Elvin, G.N., Elvin A.A. in Arnoczky, P.S. (2013). Peak impact accelerations during track and treadmill running. *Journal of applied biomechanics*, 29(5), 639-644.
- Cavanagh, P.R. in Lafortune, M.A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of biomechanics*, 13(5), 397-406.
- Cavanagh, P.R. in Kram, R. (1989). Stride length in distance running: velocity, body dimensions and added mass effect. *Medicine and science in sports and exercise*, 21(4), 467-479.
- Cavanagh, P.R. (1990). *Biomechanics of distance running*. Human Kinetics.
- Chai, H. (2003). *Biomechanics of running*. Taipei School of Physical Therapy, National Taiwan University.
- Chang, Y.H. in Kram, R. (1999). Metabolic cost of generating horizontal forces during human running. *Journal of applied physiology*, 86(5), 1657-1662.
- Chung, M., Mok, K., Lee, J. in Hong, Y. (2009). Electromyographic analysis on lower extremity muscles during overground and treadmill running. V *Scientific proceedings of the 27th International conference on biomechanics in sports* (str. 172-175). Limerick: University of Limerick, Original writting and biomechanics research unit.
- Čoh, M. (2002). *Atletika*. Ljubljana: Fakulteta za šport, Inštitut za šport.
- Dolenec, A., Šarabon, N., Milić, R. in Strojnik, V. (2003). An attempt to define different stride patterns in treadmill running. V *8th Annual Congress of the European College of Sport Science. Salzburg: 9-12 July 2003: book of abstracts (long version)*. Salzburg: University of Salzburg, Institute of Sport Science, cop. 2003, 1 str., tabela, graf. prikaz.
- Dugan, S.A. in Bhat, K.P. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, 16(3), 603-612.
- Elliott, B.C. in Blanksby, B.A. (1976). A cinemtographic analysis of overground and treadmill running by males and females. *Medicine and science in sport*, 8(2), 84-87.
- Fellin, E.R., Manal, K. in Davis, S.I. (2010). Comparison of lower extremity kinematic curves during overground and treadmill running. *Journal of applied biomechanics*, 26(4), 407-414.
- Fong, D.T.P., Hong, Y. in Li, J.X. (2008). Lower extremity preventive measures to slips – joint moments and myoelectric analysis. *Ergonomics*, 52(12), 1830-1846.
- Guidetti, L., Rivellini, G. in Figura, F. (1996). EMG patterns during running: Intra- and inter-individual variability. *Journal of electromyography and kinesiology*, 6(1), 37-48.

- Hamner, R. S., Seth, A. in Delp, L.S. (2010). Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of biomechanics*, 43(14), 2709-2716.
- Hasegawa, H., Yamauchi, T. in Kraemer, J.W. (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite level half marathon. *Journal of strength and conditioning research*, 21(3), 888-893.
- Hobara, H., Sato, T., Sakaguchi, M, Sato, T. in Nakagawa, K. (2012). Step frequency and lower extremity loading during running. *International journal of sports medicine*, 33(4), 310-313.
- Hreljac, A. (2004). Impact and overuse injuries in runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 36(5), 845-849.
- Hreljac, A., Marshal, N.R. in Hume, A.P. (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(9), 1635-1641.
- Kasmer, E.M. Liu, X., Roberts, G.K. in Valdo, M.J. (2013). Foot strike pattern and performance in a marathon. *International journal of sports physiology and performance*, 8(3), 286-292.
- Kluitenberg, B., Bredeweg, W.S., Zijlstra, S. in Buist, I. (2012). Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill running. A validation study. *BMC musculoskeletal disorders*, 13(1), 235-243.
- 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.
- Komi, V.P. (2003). Strech-shortening cycle. V P.V. Komi (ur.), *Strength and power in sport* (str. 184-202). Oxford: Blackwell Science.
- McMahon, T.A., Valiant, G. In Frederick, E.C. (1987). Groucho running. *Journal of applied physiology*, 62(6), 2326-2337.
- Mok, M.K., Lee, W.J., Chung, M.M. in Hong, Y. (2009). A kinematic comparison of running on treadmill and overground surfaces. V *Scientific proceedings of the 27th International conference on biomechanics in sports* (str. 824-827). Limerick: University of Limerick, Original writting and biomechanics research unit.
- Moran, G.T., Mann, R.A., Dougherty, S.E. in Moran, S.A. (1988). Biomechanics of running – Electromyographic analysis of the hip during jogging, running and sprinting. V 6 *international symposium on biomechanics in sport* (str. 439-450). Bozerman.
- Morgan, D.W., Martin, P.E. in Krahenbuhl, G.S. (1989). Factors affecting running economy. *Sports medicine*, 7(5), 310-330.
- Nigg, M.B., De Boer, W.R. in Fisher, V. (1995). A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and science in sports and exercise*, 27(1), 98-105.
- Novacheck, T.F. (1998). The biomechanics of running. *Gait and posture*, 7(1), 77-95.

- Ounpuu, S. (1994). The biomechanics of walking and running. *Clinics in sports medicine*, 13(4), 843-863.
- Peyman, B. (2014). Can you lose stomach fat on treadmill pridobljeno iz <http://www.livestrong.com/article/226490-can-you-lose-stomach-fat-on-a-treadmill/>
- Pugh, L. (1970). Oxygen intake in track and treadmill running with observations on the effect of air resistance. *The journal of physiology*, 207(3), 823-835.
- Riley, P.O., Dicharry, J., Franz, J., Della Croce, U., Wilder, R.P. in Kerrigan, D.C. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and science in sports and exercise*, 40(6), 1093-1100.
- Schache, A.G., Blanch, P.D., Rath, D.A. Wrigley, T.V. Star, R. In Bennell, K.L. (2001). A comparison of overground and treadmill running for measuring three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 16(8), 667-680.
- Škof, B. (2001). Kinematično-dinamični in anatomsko-fiziološki model teka. V M. Čoh (ur.), *Biomehanika atletike* (str. 145-164). Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.
- Van Mechelen, W. (1992). Running injuries. A review of the epidemiological literature. *Sports medicine*, 14(5), 320-335.
- Wank, V., Frick, U. in Schmidtbleicher, D. (1998). Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *International journal of sports medicine*, 19(7), 455-461.
- Williams, K.R. (2000). The dynamics of running. V V. Zatsiorsky (ur.), *Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention* (str. 161-183). Oxford: Blackwell Science.