

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT

DIPLOMSKO DELO

UROŠ JELEN

Ljubljana, 2008

UNIVERZA V LJUBLJANI

FAKULTETA ZA ŠPORT

Športno treniranje
Atletika

KINEMATIČNE ZNAČILNOSTI ŠPRINTERSKEGA KORAKA

DIPLOMSKO DELO

MENTOR:
prof. dr. Milan Čoh
KONZULTANT:
asist. dr. Aleš Dolenc
RECENZENT:
prof. dr. Ivan Čuk

Avtor dela:
UROŠ JELEN

Ljubljana, 2008

ZAHVALA

Veliko vaših dobrih in vrednih dejanj zdrsi mimo, ne da bi jih kdo sploh opazil. Naredili ste jih kljub temu, saj boste o njih vedeli sami. Veliko vaših prispevkov ne bo posebej cenjenih. Vseeno prispevate svoj del, ker je to resnično pravo dejanje.

Hvaležnosti se zaveda tudi vsak posameznik, ne glede na to, kakšno življenje živi in katere materialne ter duhovne dobrine so ponujene vsakemu izmed nas. Da nekaj dobiš, bi moral dati vse. Družina ni dovolj, denar tudi ne.

Trenutek, ki je zdaj, je že mimo in je zbledel. Tudi spomin na ta trenutek je odšel. Ostal je spomin na občutek, ki je v duši, trajal bo še dolgo, dolgo časa.

Počasi spoznaš drobno razliko med držanjem roke in vklenitvijo duše v verigo. In spoznaš, da ljubezen do ljudi ne pomeni naslanjanje in da druženje še ni varnost. Začneš spoznavati, da besede niso pogodbe in darila niso obljube. Začneš sprejemati poraze z dvignjeno glavo in odprtimi očmi, gladko kot odrasli in neprizadeto kot otroci. In naučiš se graditi ceste v današnjem dnevu, ker so jutrišnja tla preveč negotova za načrtovanje.

Zahvaljujem se mentorju prof. dr. Milanu Čohu, za napotke in pomoč pri izdelavi diplomskega dela, kakor tudi asistentu dr. Alešu Dolencu za vsa koristna navodila in usmerjanje, ter vsem ostalim ki so mi kakorkoli pomagali pri izdelavi te naloge.

Še posebno pa se zahvaljujem svojim staršem, sestri, puncu Kaji, ki so mi vseskozi stali ob strani, ter prijatelju Stanku Štuhcu, za vsestransko pomoč in podporo.

Iz srca, hvala Vam!

Ključne besede: atletika, šprint, biomehanika, tehnika, kinematika, dinamika

KINEMATIČNE ZNAČILNOSTI ŠPRINTERSKEGA KORAKA

Uroš Jelen

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, 2008

Športno treniranje, Atletika

IZVLEČEK

Uspešnost v šprinterskem teku je pogojena z mnogimi dejavniki. V diplomskem delu smo ugotovljali osnovne kinematične parametre šprinterskega koraka. Uporaba biomehanskih analiz za analiziranje kinematičnih značilnosti šprinterskega koraka je v procesu treniranja obvezna. Le z natančno vodenim procesom treninga lahko spremljamo napredek in ga objektivno ovrednotimo z ostalimi razpoložljivimi podatki. Naredili smo primerjavo med dvema slovenskima šprinterjema različnih rangov in ju primerjali z najboljšimi svetovnimi šprinterji. Amplituda šprinterskega koraka je bila vzeta iz letečega štarta na 30 m.

Primerjali smo osnovne kinematične parametre v fazi opore. Ugotovili smo, da je faza opore najbolj pomembna pri razvoju vseh kinematičnih parametrov, ki sledijo v naslednjih fazah šprinterskega teka. Elitni šprinterji dosegajo višje vrednosti v kotnih hitrostih, imajo nižje kontaktne čase in opravijo manjšo pot v ciklu gibanja šprinterkega koraka. V primerjavi s podobnimi tujimi študijami so naši rezultati pokazali kar visoko primerljivost dobljenih vrednosti.

Keywords: Athletics, sprint, biomechanics, technique, kinematic, dynamic

KINEMATICS ANALAYZIS OF THE SPRINTING STRIDE

Uroš Jelen

University of Ljubljana, Faculty of Sports, 2008

Sports Training, Athletics

ABSTRACT

The success of sprint depends on many various conditions. In my diploma we have found out the basics of kinetic parameters of the sprinting stride. The usage of biomechanical analyses for analysing kinetics of the sprinting stride in the process of training is needed. Only by using the precise guiding process of training, we can control the improvement, which could then be objectively compared with the rest of the data. We did the comparison between two Slovene sprinters of different level and then compared them with some of the best sprinters of the world. The amplitude of the sprinting stride was correlated with the flying start of the 30 m distance.

We also compared the basics of kinetic parameters in the faze of pressure. We found out that the faze of pressure is the most important in development of all kinetic parameters in the following fazes of the sprint. The elite sprinters reach higher values at speed angle, have lower ground contact time and provide shorter distance in the cycle of the sprinting stride. In comparison with the similar foreign studies, our results showed many similarities of the reached values.

KAZALO:

1. UVOD	7
2. PREDMET IN PROBLEM	9
2.1. KINEMATIKA	9
2.2 KINEMATIČNE ZNAČILNOSTI ŠPRINTERSKEGA KORAKA	12
2.3 ZNAČILNOSTI ŠPRINTA	16
2.3.1 STRUKTURA ŠPRINTERSKEGA TEKA	17
2.3.2 DOLŽINA IN FREKVENCA ŠPRINTERSKEGA KORAKA	18
2.4.1 OPORNE IN LETNE FAZE ŠPRINTERSKEGA TEKA	33
2.4.2 OPORNA FAZA	35
2.4.3 FAZA LETA	37
2.5 DINAMIČNI IN KINEMATIČNI DEJAVNIKI OPORNE FAZE	40
2.6 NEVROMIŠIČNI DEJAVNIKI OPORNE FAZE	46
2.6.1 KONTAKTNI ČAS	48
2.7 ANATOMSKO – FUNKCIONALNA ANALIZA DELOVANJA STOPALA	54
2.7.1 KOSTI IN SKLEPI	56
2.7.2 LIGAMENTI IN KITE	57
2.7.3 GLEŽENJ – STOPALO FUNKCIONALNA ANATOMIJA	59
2.8 ZAŠČITNA VLOGA GLEŽNJA	63
3. CILJI NALOGE	66
4. METODE DELA	67
4.1 VZOREC MERJENCEV	67
4.2 IZVEDBA MERSKEGA POSTOPKA	67
4.3 VZOREC SPREMENLJIVK	69
4.4.1 FORMULE ZA IZRACUN	71
5. REZULTATI	74
5.1 KINEMATIČNA ANALIZA ŠPRINTERSKEGA KORAKA	78
5.1.1 TRAJEKTORIJE	78
5.1.2 HITROSTI	82
5.1.3 KOTI	83
5.1.4 KOTNA HITROST	87
6. RAZPRAVA	89
7. ZAKLJUČEK	92
8. LITERATURA	94

1. UVOD

Šport je sopotnik človekovega razvoja že od samega njegovega začetka. Danes je vrhunski šport predmet vsestranskih interdisciplinarnih raziskav. Rezultate raziskav uporabljajo predvsem zato, da ne bi delali napak in škodili zdravju, drugim vrednotam in značilnostim športno aktivnih ljudi. S tem šport postaja del načina življenja, življenjskega stila in ena izmed oblik realizacije sodobnega človeka. Vedno bolj se pojavlja nov pojem v športu, in sicer profesionalizacija športa. Lahko rečemo, da profesionalizacija športa pomeni bolj smotrno izrabljanje časa za trening. Da lahko ustrezno treniraš in s tem dokažeš sposobnosti in lastnosti, potrebuješ dobre in kvalitetne pogoje. Zagotavljanje pogojev za delo in ustvarjalnost, pa naj se imenuje profesionalizem ali kako drugače, je gotovo v sedanjih družbenih pogojih nujno. Popolnoma drug vidik tega pa je vedno bolj prisotna komercializacija v športu, tudi v atletiki. Ta oblika lahko popolnoma izniči športnikovo notranjo motivacijo, ki je tesno povezana z njegovo osebnostjo in ustvarjalnostjo, leta pa se pretvori v zunanjo. Tako zunanja kot notranja motivacija težko funkcionirata ena brez druge in obe sta potrebni, da posameznik nemoteno trenira.

Šport je izredno pomembno področje delovanja sodobnega človeka, v katerem na specifičen način izraža svoje ustvarjalne sposobnosti in lastnosti. Ima tudi veliko ekonomsko, turistično in promocijsko vrednost. Strokovni kadri, ki delajo v športu na ravni šolskega, tekmovalnega in vrhunškega športa morajo pridobiti nova spoznanja, kar bo pospešilo razvoj strokovnega dela in posledično dvig kvalitete transformacijskih procesov. Vemo, da je slovenski vrhunski šport v nekaterih športnih panogah visoko mednarodno konkurenčen. Če tega segmenta športa ne bosta ustrezno nadzirali stroka in znanost, obstaja nevarnost, da ne bo mogel slediti tempu razvoja v razvitih državah.

V svetu je razvoj metod in tehnologij za načrtovanje in spremljanje transformacijskih procesov športnikov vse bolj intenziven. Vloga kineziološke znanosti je v ustvarjanju novih relevantnih informacij in uporabi le-teh v procesu treniranja športnikov na različnih starostnih in kakovostnih stopnjah. Metoda za objektivno proučevanje športne tehnike je biomehanika, ki raziskuje strukturo in funkcije bioloških sistemov s pomočjo metod mehanike. Zakonitosti gibanja v sprinterskih situacijah proučuje biomehanika.

Velikokrat preberemo, da je atletika kraljica športov. Deloma je razlog zgodovinski, saj so z nekaterimi disciplinami začeli že stari Grki v antiki, deloma zato, ker so discipline, kot je šprint, teki na srednje proge, maraton, meti različnih orodij in skoki našli svoje mesto v novodobnih Olimpijskih igrah.

Šprint kot atletska disciplina je že od nekdaj privlačila mnoge avtorje k raziskovanju in proučevanju tehnike gibanja tekmovalcev z namenom optimiziranja gibanja, kar posledično vpliva na uspešnost športnikov. Vrhunske rezultate je namreč mogoče pričakovati le od redkih posameznikov, saj je uspešnost v šprintu odvisna v veliki meri od genetskih dejavnikov.

Šprinterski tek je ena od osrednjih atletskih disciplin, glede na kinematično strukturo, razvoj in stopnjevanje motoričnih in funkcionalnih sposobnosti pa predstavlja tudi skupno osnovo nekaterim drugim športnim panogam.

Šprint velja za tehnično najzahtevnejši tek, saj moramo ohranjati natančno tehniko, ki sploh omogoča razvoj maksimalne hitrosti. Monostrukturirano ciklično gibanje se dogaja v pogojih maksimalne intenzitete delovanja telesa. Zavedati se moramo, da so kontaktni časi v oporni fazi šprinterjev pod desetinko sekunde, hitrost gibanja telesa preseže 10 m/s (10 s na 100 m) in frekvenca korakov (4–4,5 korake na sekundo) je najvišja med vsemi teki.

Dinamika šprinterskega teka se spreminja v posameznih fazah in končni rezultat je posledica povezanosti le-teh. Najbolj pomembna faza, poleg štartnega pospeška, je tek z največjo hitrostjo, ki je funkcija dolžine in frekvence koraka. To pomeni, da lahko zvišamo eno ali obe omenjeni spremenljivki, med njima pa moramo najti optimalno razmerje in ne umetno spreminjati ene ali druge, kot da bi bili neodvisni (Young, 2007).

Pri vrhunskem športu uporabljamo biomehansko analizo gibanja. Uporabimo jo pri nadzoru športne tehnike. Opazovanje gibanja poteka, da bi našli napake in jih v samem procesu treninga ovrednotimo in postopno odpravimo oz. minimiziramo. Pri analizi gibov pa ni dovolj le, da imamo posneto gibanje. Potrebujemo tudi informacijo, s kakšnimi silami se gibanje odvije (Ušaj, 1996). Na podlagi biomehaničnih analiz lahko potem odpravljamo biomehanske preračune.

Biomehanska, kinematična analiza šprinta je zato zelo zanimiva, saj lahko analiziramo gibanje človeškega telesa v ekstremnih gibalnih pogojih, v gibalnem smislu. Možnosti za analizo je več, od sil in navorov z inverzno mehaniko, do analize energije med gibanjem ali pa čiste kinematike (poti, hitrosti, koti, pospeški).

Diplomska naloga je usmerjena v proučevanje kinematičnih parametrov tehnike gibanja v šprintu. Tehnika je v šprintu pomemben generator športnikove učinkovitosti, prav tako pa čedalje večja konkurenca v sodobnem športu zahteva vse bolj poglobljeno znanstveno raziskovalno delo pri uporabi novih biomehanskih tehnologij in metod, s katerimi lahko čim bolj objektivno analiziramo in ovrednotimo tehniko. V pričujoči nalogi nas bo iz vidika kinematike zanimala predvsem faza opore. Ti parametri imajo veliko vlogo pri razvoju sile v gležnju, vplivajo na celotno strukturo šprinterskega koraka in nazadnje na končni rezultat v šprinterski disciplini.

2. PREDMET IN PROBLEM

2.1. KINEMATIKA

Biomehanika proučuje posebnosti gibanja človeka v prostoru in času. Je veda, ki uporablja zakone mehanike za proučevanje živih bitij. Glede na to kaj proučujemo, lahko razdelimo biomehaniko na različne nivoje:

- celični nivo, kjer proučujemo mehanske lastnosti celic, njihovih membran itd;
- na nivoju tkiv opazujemo posamezna tkiva (kosti, mišice itd), njihove funkcije in mehanske lastnosti. Biomehaniko uporabljamo tudi na nivoju organov, proučujemo lahko krvna obtočila, dihala, sluh itd.

Pri mehanskem opisu živih bitij uporabljamo biomehانيčne modele. Poskušamo namreč spoznati osnovne zakone, ki so pomembni pri posameznih pojavih. Tako npr. vsako gibanje človeškega telesa zaradi ohranjanja stabilnosti zahteva natančno kontrolo porazdelitve mase. Pri povsem različnih opravilih lahko zato opazimo zelo podobne gibe. Spremembo smeri gibanja dosežemo na enak način pri drsanju, kot pri igrah z žogo, pa tudi gibi pri zabijanju količka, igranju golfa ali sekanju drv so si podobni.

Pogosto pa nas zanima tudi živo bitje kot celota, njegovo gibanje, sile med posameznimi deli telesa in položaj segmentov v prostoru. Mehanika človeškega telesa uporablja fizikalne zakone za opis človeškega telesa v mirovanju in gibanju.

Na osnovi biomehanske analize ugotovljamo učinkovitost posameznih načinov izvedbe elementov gibanja. S tem proučujemo splošne zakonitosti gibanja, med drugim tudi delovanje sil pri gibanju tekmovalca v povezanosti z osnovnimi mehanizmi gibanja. Pod pojmom mehanizem gibanja razumemo najbistvenejše zakonitosti gibanja ne glede na individualne posebnosti, torej, to kar je skupnega vsem tekmovalcem.

Z odkritjem fotografije je biomehanika dobila pomemben pripomoček. Leta 1877 je Eadweard Muybridge z večjim številom fotografskih kamer z električnim proženjem analiziral tek konja, uporabil je 12 oziroma 25 kamer.

Razvila se je krono fotografija, ki uporablja snemanje na film in natančno merjenje časa. Pogosto pri analizi gibanja uporabljamo tudi stroboskop. Z njim lahko na isto sliko posnamemo zaporedje gibov v enakih časovnih presledkih. Danes pa se uporablja predvsem video tehnika. Delo z video kamerami je zelo enostavno, so občutljive, nastalo sliko pa lahko računalniško obdelujemo in analiziramo.

Človek je kot del delovnega sistema izpostavljen zunanjemu okolju, ki ga sestavljajo delovna sredstva, in notranjemu okolju, ki ga sestavlja gibalni sistem. Okolja vplivajo drugo na drugo, ne glede na obliko ali vrsto dela. Delovni položaj telesa je tisti, ki daje vtis skladnosti, učinkovitosti in sproščenosti telesa, zrcali pa se v učinkovitosti in ohranjanju telesne energije. Položaj telesa omogoča mišicam delovanje z najmanjšim naporom, varuje gibala pred poškodbami in ščiti položaj notranjih organov. Če vzorec gibanja ni skladen z zahtevo notranjega vzorca gibanja, je človek izpostavljen delovanju fizičnih sil, ki sprožijo opozorilo v obliki bolečine. Izpostavljenost povzroči poškodbo, ki je lahko nenadna ali pa se postopoma razvija v trajno okvaro.

Izkušnje so pokazale, da je pri oblikovanju sistematičnega vrhunškega treninga treba nujno upoštevati biomehanske zakonitosti in jih tudi izvajati v trenažnem procesu. Tako redne kinematične analize skozi daljše časovno obdobje omogočajo spremljanje razvoja tehnike posameznega športnika, načrtovanje ustrezne vadbe in nadzor nad sistemom dela. Meritve ne motijo športnikov, zato jih je mogoče izvajati tudi na tekmovanjih. Z inverzno mehaniko je mogoče iz teh podatkov izračunati tudi neto sile v sklepih in prenos energije med segmenti. S kinematiko lahko fizikalno opisujemo gibanje športnikovega telesa oziroma njegovih posameznih delov v 2D ali 3D prostoru s pomočjo: razdalje in dolžine, kotov med segmenti, hitrosti, kotne hitrosti, pospeškov, kotnih pospeškov. Rezultati so lahko predstavljeni v obliki kinogramov, grafov ali tabel.

Raziskave na področju biomehanike v atletiki imajo več kot stoletje dolgo tradicijo. Eno od področij biomehanike je kinematika. Kinematične spremenljivke opisujejo gibanje ne glede na sile, ki so povzročile to gibanje. Vključujejo linearne in kotne spremembe poti, hitrosti in pospeške. Opisane spremembe poti lahko ugotovimo na različne načine iz: težišč posameznih telesnih segmentov, vrtilišč različnih sklepov, določenih ekstremnih delov telesa ali anatomskih izboklin.

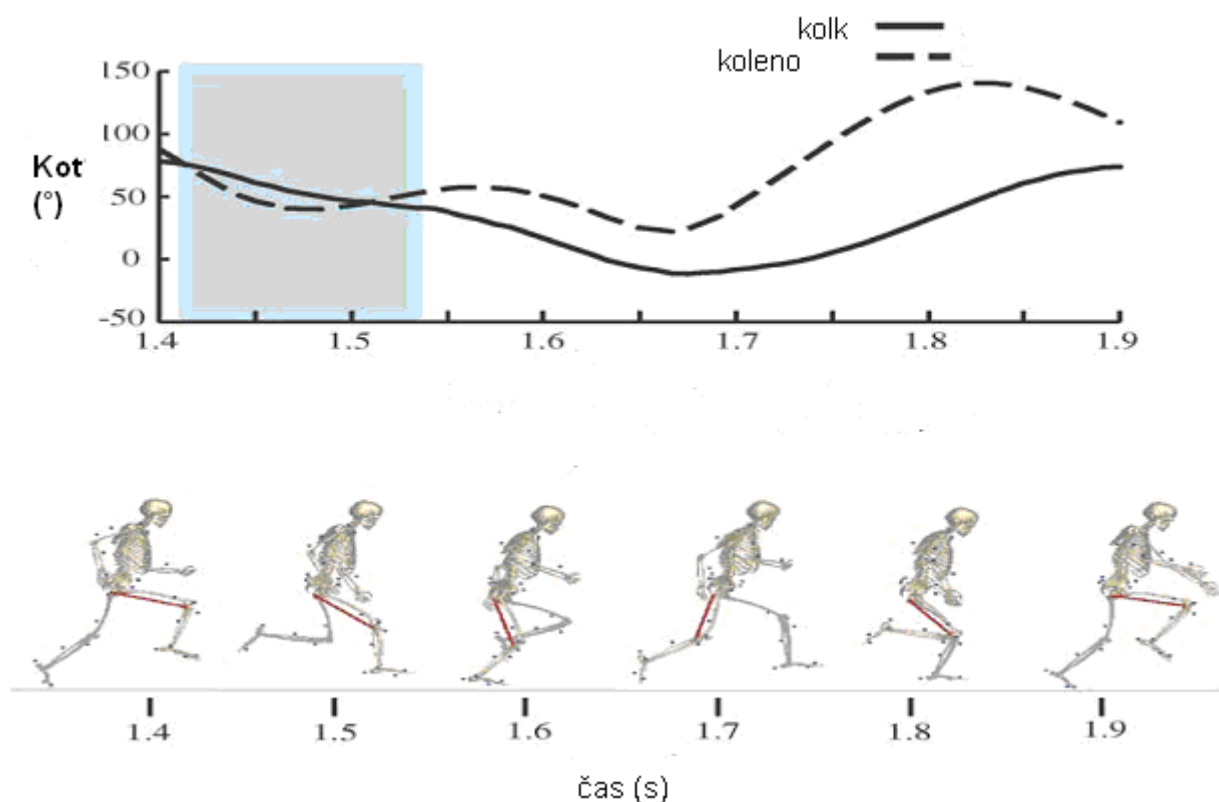
Za prve analize je bil uporabljen klasični fotoaparati. Z njim je bilo zaradi hitrih zaporedij gibanja zelo težko ujeti želen položaj tekmovalca. Z razvojem filmske kamere se je pričela časovna analiza gibanja (enaki časovni presledki med dvema slikama). Biomehaniki so s preprostimi metodami pričeli slediti točke na tekmovalcu. Te koordinate so najprej proučevali samo ravninsko 2D. Z uporabo dveh statičnih kamer, ki hkrati snemata istega tekmovalca, pa se je pričelo preračunavanje ravninskih koordinat v prostorske 3D. Na natančnost podatkov je v veliki meri vplival način umeritve prostora in metoda preračuna koordinat. Prostor za umeritev je lahko definiran relativno ali absolutno. Pri relativno definiranem prostoru morajo biti vse koordinate relativne glede na anatomske koordinatni sistem.

Pri absolutno definiranem prostoru pa so koordinate preslikane v zunanji koordinatni sistem. Koordinate točk lahko proučujemo po posamezni osi (x, y in z) v odvisnosti od časa ali pa kot preslikave v posamezno ravnino (xy, xz in yz).

Razvoj videa in računalnikov je omogočil hiter razvoj tudi na področju biomehanike. Kinematične analize se lahko izvajajo z uporabo markerjev na telesu tekmovalca ali pa brez. Pri laboratorijskih raziskavah ravninskih gibanj (2D) so markerji primerni. Pri meritvah na terenu, kjer je športno gibanje prostorsko (3D), pa uporaba markerjev ni primerna. Za analizo športne tehnike se večinoma uporablja način brez uporabe markerjev, saj se lahko ta način izvaja udi med tekmovanjem, ker tekmovanja ne moti. Države, ki so največ dajale za razvoj športa v svetu so že v osemdesetih letih prejšnjega stoletja razvile prve kinematične sisteme. Namen biomehanskih analiz v atletiki je izmeriti kinematične in dinamične spremenljivke, ki odločilno vplivajo na uspešno izvedbo športnega gibanja, in s tem dvigniti kvaliteto trenaznega procesa, ki je v pretežni meri odvisna od strokovne usposobljenosti trenerja. Brez dobrega poznavanja temeljnih biomehanskih zakonitosti se v okviru tega procesa ne more izpopolnjevati tehnike gibanja.

Za telo pravimo, da miruje, kadar vztraja na istem mestu glede na okolico, in se giblje, če v zaporednih trenutkih spreminja svojo lego v prostoru. Pod pojmom gibanje materialne točke se razume sprememba položaja te točke v prostoru v odnosu na neko drugo točko ali telo. Če se opazuje gibanje točke z odzivom na negibljivo telo, je to absolutno gibanje; v primeru pa, ko se opazuje gibanje materialne točke v odnosu glede na neko točko ali telo v gibanju, govorimo o relativnem gibanju (Čemernik, 2007).

2.2 KINEMATIČNE ZNAČILNOSTI ŠPRINTERSKEGA KORAKA



Slika 1: Kot v kolku in kolenu v fazah tekaškega koraka (zgoraj), pod njim pa skeletni kinogram značilnih položajev (Heiderscheit et. all, 2005)

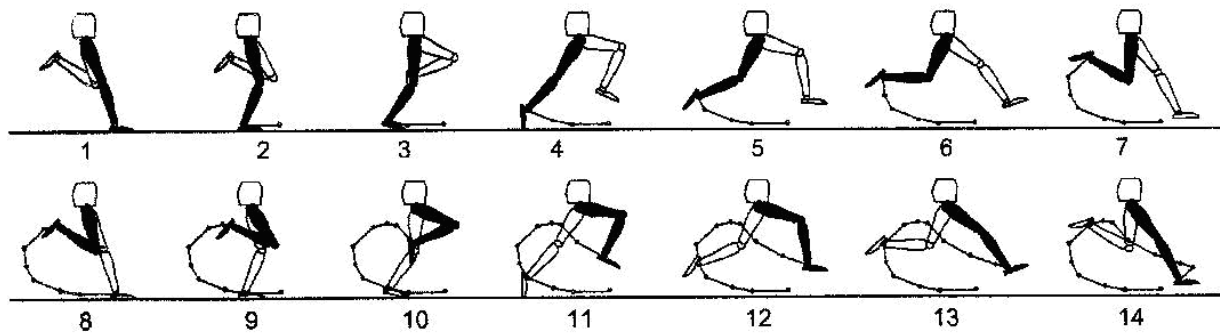
Ključna točka v šprinterskem teku je v fazi opore. Sile, ki se sproščajo in dajejo telesu pospešek, s tem hitrost gibanja, delujejo samo v času faze opore. Pri tem pa se postavlja dvojje vprašanj:

Kako je potrebno izvesti fazo zamaha, da bi bil vpliv na fazo opore najbolj učinkovit?

Kako se tehnično izvede gibanje v fazi opore?

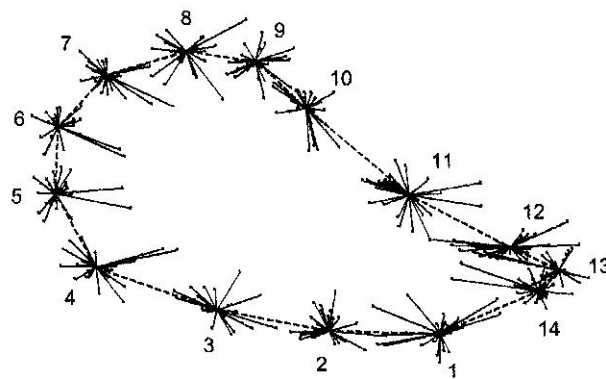
Slika 2 prikazuje kinogram gibanja okončin pri šprinterskem koraku. Decker, L (2007) navaja, da elitni šprinterji izvajajo veliko manjši cikel gibanja nog kot povprečni šprinterji. Glavna razlika je v gibanju nog za telesom, kjer je njihov cikel veliko krajši oz. opravijo krajšo pot.

Noge so glavno sredstvo oz. pogon, ki v šprinterskem gibanju premikajo telo. Glavni problem v šprinterskem teku se pojavlja v premagovanju nasprotujočih sil, ki negativno vplivajo na hitrost teka. Njihova redukcija oz. približevanje minimumu njihovega delovanja je uspešna le takrat, ko hitrost gibanja in smer postavljanja stopala uskladimo s podlago. To pa je odvisno od hitrosti postavljanja stopala navzdol in nazaj pred fazo opore v odnosu na telo in podlago.



Slika 2: Kinogram spodnjih okončin pri šprinterskem koraku (Decker, 2007)

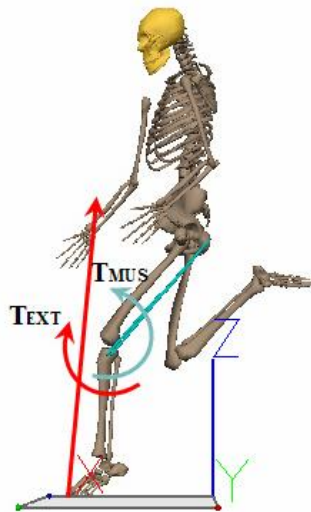
Med gibanjem se povezuje cel niz posameznih točk v prostoru. S povezovanjem teh točk se prikaže linija gibanja točke oziroma pot ali trajektorija. Ta je lahko predstavljena z ravnim ali krivim nizom točk, ki lahko ležijo v ravnini (2D) ali v prostoru (3D). Z ozirom na obliko niza točk v prostoru ločimo premočrtna in krivočrtna gibanja. Premočrtna gibanja nastopajo pri prostem padu in vertikalnem metu, krivočrtna gibanja pa imajo lahko različno obliko (krog, parabola itd.).



Slika 3: Cikel stopala v šprinterskem koraku (Decker, 2007)

V sodobnih raziskavah se je pokazal idealni model gibanja stopala v šprinterskem koraku, ki vpliva na celotno strukturo šprinterskega koraka (slika 3). Model je bil izračunan na podlagi meritev, te pa prikazujejo posamezne točke, povezane v srednjo vrednost za vsako od 14 točk.

Pri tem je še zlasti pomembno, da trener razume fizikalno sestavo delujočih sil, kajti gibanje ali položaj je podan z vzajemno interakcijo notranjih in zunanjih sil v prostoru (slika 5). To pomeni, da mora trener dobro poznati tudi gibalne sposobnosti športnikovega gibalnega aparata, njegovo sestavo in njegovo fiziologijo. Združeni kompleksni pogled na delujoče sile in gibalne zmožnosti človeškega telesa pa preučuje mejna disciplina, imenovana biomehanika.

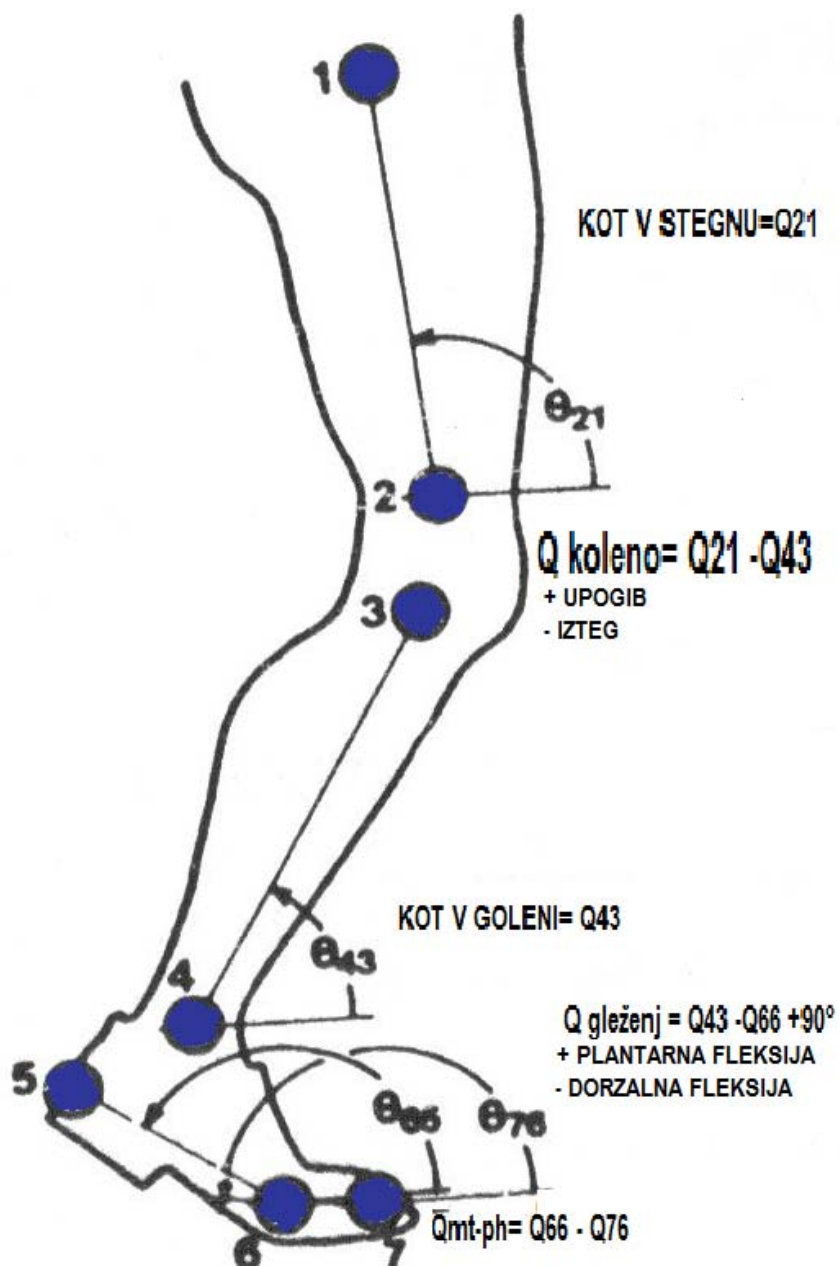


Slika 4: Kinematična analiza faze dotika v 3D sistemu (Liu, 2007)

Razmerje med relativnim vertikalnim impulzom in maksimalno hitrostjo je pokazalo znake nelinearnosti. Hitrejši atleti so proizvedli samo zmerne velikosti relativnega vertikalnega impulza, okoli 1 m/s. Menimo, da je med fazo pospeševanja najbolj naklonjena velikost relativnega vertikalnega impulza tista, ki ustvari čas letenja dovolj dolgo za repositioniranje spodnjega uda. Če lahko šprinter hitro prestavi ud, potem je spodnji relativni vertikalni impulz zadosten in bi lahko bile vse ostale rezerve moči posvečene horizontalni hitrosti. Kakorkoli, če sprinter ne more doseči ali obdržati visokega koraka, npr. takrat ko je utrujen, potem postane relativni vertikalni impulz bolj pomemben (Thelen, 2005).

Wiemann je izjavil, da mišica »hamstring, skupaj z mišičnim sistemom, sestavljen iz mišic gluteusa maximusa in adductor magnusa, zagotavlja energijsko potrebo po proizvodjanju pospeševanja s tem, da zagotavlja visoko back-swing hitrost podporne noge«. Kakorkoli, četudi bi bila kotna hitrost stegna pomembna v proizvodjanju pospeševanja, menimo, da je potrebno nadalje raziskovati, da bi videli, če so ekstenzorske mišice glavna determinanta. Putnam je pokazal, da je kinematika zamahalnih segmentov uda pri teku določena s kombinacijo rezultatov sklepnih momentov in segmentnih interakcij. Možno je, da je situacija podobna za fazni ud. Možni indirektni prispevek zamahalnega uda k pospeševanju je tudi še dokaj neznan (Hunter, 2005).

Pri sprintu se najdaljša dolžina hamstring mišice zgodi med pozno fazo nihanja (Liu, 2007).



Slika 5: Postavitev markerjev pri kinematični analizi delovanja noge (Winter D.A, 2005)

Slika 5 nam nazorno prikazuje položaj markerjev pri biomehanskih analizah gibanj spodnjih okončin. Iz analiziranih podatkov dobimo relevantne kinematičen podatke, s katerimi natančno ovrednotimo celotno gibanje posameznega segmenta.

2.3 ZNAČILNOSTI ŠPRINTA

Tek je monostrukturno ciklično gibanje, ki je odvisno od številnih biomehanskih dejavnikov in njihove medsebojne povezanosti. Značilnosti lokomotornega sistema šprinterja ugotavljamo s pomočjo izbranih morfoloških spremenljivk, ki nam definirajo longitudinalne mere, transverzalne mere, cirkularne mere in maščobno maso.

Mnogi avtorji razlagajo, da je šprint večdimenzionalna veščina, ki je sestavljena iz številnih faz (Delecluse idr., 1995; Johnson in Buckley, 2001; Mero idr., 1992). Helmick (2003) je šprint razdelil v fazo štarta, ki jo sestavljata reakcijski čas in štartni čas, nadalje fazo pospeševanja, fazo maksimalne hitrosti in fazo upadanja hitrosti.

Uspeh v šprinterskem teku je v veliki meri odvisen od hitrega štarta in doseganja, vzdrževanja maksimalne hitrosti teka. Zaradi tega je šprinterski tek sestavljen iz večjih specifičnih faz.

Johnson in Buckley (2001) pišeta o treh fazah šprinta na 100 m: v prvi fazi gre za visoko pospeševanje v prvih desetih metrih, v drugi fazi se pospeševanje nadaljuje do maksimalne hitrosti (10–36 m), tretja faza pa predstavlja ohranjanje maksimalne hitrosti preko preostale razdalje (36–100 m).

Po Mačkali, K. (2007) razdelitev šprinta na 100 m

Faza 1–začetna faza pospeševanja

Faza 2–podaljšana faza pospeševanja

Faza 3–začetek razvoja hitrosti

Faza 4–razvijanje hitrosti 1

Faza 5–razvijanje hitrosti 2

Faza 6–maksimalna hitrost

Faza 7–upadanje hitrosti

Mnenja glede postavitve mejnikov med fazami so deljena. Ostaja nesporno dejstvo, da je šprinterski tek večfazni dogodek. Zaradi lažjega razumevanja, kako se razvija in ohranja hitrost v šprintu, moramo določiti dinamične in kinematične parametre vse naštetih faz šprinterskega teka. Ko tekač postopno premaguje silo trenja in povečuje pospešek, počasi vzravna trup, pri čemer oči upira naravnost naprej in preko oddaljene ciljne črte. Z naraščanjem pospeška se stik stopala s tlemi v vsakem naslednjem koraku skrajša.

Ko tekač doseže maksimalno hitrost, tedaj začne teči visoko, kar pomeni, da je popolnoma vzravnana. Ta prehod je pri vrhunskih šprinterjih tako rekoč neopazen. Ko tekač teče pokonci, delo nog enakovredno porazdeli pred in za telesom.

2.3.1 STRUKTURA ŠPRINTERSKEGA TEKA

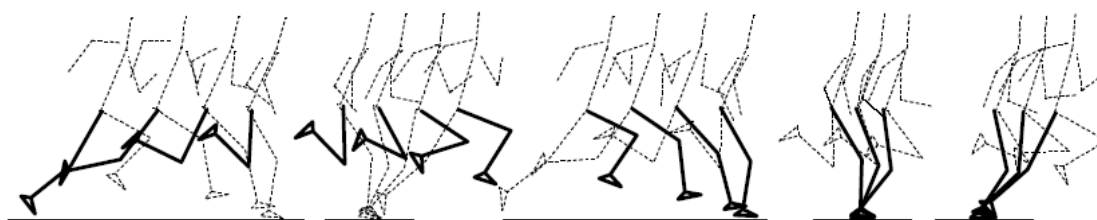
Dvojni tekaški korak je osnovna strukturna enota šprinterskega teka, ki tvori en cikel tekaškega koraka. V njem se izmenjujeta dobi opore z eno in nato z drugo nogo ter dve dobi zamaha. Gibanje vsake noge se deli na 4 faze: doba opore na fazo sprednje opore in fazo zadnje opore, doba zamaha pa na fazo sprednjega in na fazo zadnjega zamaha. Pri prehodu iz ene faze v drugo je mogoče identificirati štiri momente:

- trenutek zapuščanja podlage z odzivno nogo, ki deli fazo zadnje opore od faze zadnjega zamaha,
- trenutek sprednjega dotika, ki deli fazo sprednjega zamaha od faze sprednje opore,
- trenutek vertikale oporne noge, ki deli fazi sprednje in zadnje opore,
- trenutek vertikale zamašne noge, ki deli fazi zadnjega in sprednjega zamaha.

Natančno nam to prikazuje preglednica 1 in skica 1, za lažje razumevanje in predstavo.

Preglednica 1: Struktura tekaškega koraka (Čoh, 2002).

Faze	Faza zadnjega zamaha	Faza sprednjega zamaha	Faza sprednje opore	Faza zadnje opore
Začetek	trenutek zapuščanja podlage	trenutek vertikale zamašne noge	trenutek sprednjega dotika	trenutek vertikale odzivne noge
Konec	trenutek vertikale zamašne noge	trenutek sprednjega dotika	trenutek vertikale odzivne noge	trenutek zapuščanja podlage



Skica 1: Kinogram tekaškega koraka

2.3.2 DOLŽINA IN FREKVENCA ŠPRINTERSKEGA KORAKA

V osnovi je šprinterska hitrost serija skokov v horizontalni ravnini, v kateri se postavlja zahteva po razvijanju čim večje sile na podlago in njegovi čim večji kontinuiteti. To pa lahko dosežemo le ob čim pogostejših dotikih stopala s stezo. Ob upoštevanju te biomehanične zakonitosti je torej frekvenca izredno pomemben parameter, seveda pa jo moramo uskladiti z dolžino koraka (Čoh, 2002).

Maksimalno šprintersko hitrost opredeljujeta dolžina in frekvenca korakov. Le optimalno razmerje teh dveh parametrov omogoča doseganje maksimalne hitrosti. Povečanje hitrosti je mogoče doseči tako s povečanjem dolžine koraka, kot s povečevanjem frekvenca ali pa s povečevanjem obeh komponent hkrati. Vendar obstaja medsebojna odvisnost obeh komponent. Povečana frekvenca ima za posledico manjšo dolžino koraka in obratno. Predmet vrste opravljenih raziskav je ravno ugotavljanje optimalnega razmerja med dolžino in frekvenco glede na nekatere morfološke značilnosti tekača, pri čemer sta najpomembnejši meri dolžina nog in telesna višina. Višji šprinterji imajo ob daljših nogah praviloma daljši korak kot manjši tekači, ki imajo krajši korak ob večji frekvenci. Oba parametra sta povezana z več dejavniki (mehanizmi upravljanja gibanja in močjo posameznih mišic), tako da je razmerje individualno pogojeno.

Dolžina koraka je v največji meri odvisna od velikosti impulza sile oziroma od silovitosti odrida, za kar so odgovorne mišice iztegovalke skočnega, kolenskega in kolčnega sklepa. Prav tako je dolžina koraka odvisna od gibljivosti kolčnega obroča v sagitalni smeri, od maksimalne amplitude med stegnoma in od odrivnega kota v fazi zadnjega opiranja. Faza odrida naj bi bila pri tekaču čim krajša. Generalna tendenca je, da imajo boljši tekači krajši oporni čas in daljši čas leta ter da razvijejo kljub krajšemu kontaktu tudi večjo silo reakcije podlage.

Tekačeve antropometrične značilnosti so pomembne za dolžino koraka. Splošna spoznanja in dejstva so, da imajo višji posamezniki daljši korak. Italijanska šola šprinta (Locatteli, 1996) je prišla do pomembnih odkritij za določitev teoretičnih izračunov za izdelavo idealnega biomehaničnega modela za posameznega atleta. Da dobimo dolžino koraka, izmerimo dolžino noge atleta in pomnožimo s koeficientom 2,4.

A. Donatti (1995) navaja formulo za izračun optimalne dolžine koraka: Dolžina koraka = dolžina noge (DN) x faktor 2,60/100 m + 10 %.

Dolžino koraka očitno definirajo poleg dolžine nog še drugi dejavniki, med katerimi je pomembna zlasti sila iztegovalk skočnega do kolenskega sklepa, ker proizvajajo odrivni impulz v kontaktni fazi (Mero, Komi in Gregor, 1992).

Drugi parameter šprinterske hitrosti je frekvenca korakov, ki je odvisna predvsem od regulacije delovanja centralnega živčnega sistema, zlasti prevodnosti živčnomišičnih sinaps v pogojih maksimalnega vzdraženja. Frekvenca koraka je število korakov v časovni enoti (korakov/sekundo=Hz). Visoka frekvenca gibanja zahteva natančno in hitro vključevanje in izključevanje antagonističnih in sinergističnih mišic pri šprinterskem teku.

Frekvenca koraka je seštevek oporne in letne faze. Razmerje oporne in letne faze v območju teka z 10 m/s–11 m/s maksimalno hitrostjo je od 1:1,3 do 1:1,5 (Hay, 1993).

Najboljši svetovni šprinterji dosegajo frekvence tudi do 5,00 Hz (Čoh, 1998 in Muller, 1997).

Frekvenca je v tesni povezavi z dolžino koraka in odzivnim časom oziroma trajanjem kontaktne faze. Dejavnika visoke frekvence sta:

- kratek odzivni čas in
- čas trajanja faze leta.

Najhitrejši šprinterji imajo do 2,6 m dolg korak in frekvenco 5 Hz–korakov na sekundo (Young, 2007). Vir teh dveh izjemnih značilnosti v največji meri določa sila, s katero tekač deluje na podlago. Prednost uporabe te večje sile je dvojna. Ko tekač na tla deluje z večjo silo, se korak podaljša. Večji pritisk na podlago povzroči večji horizontalni premik sprinterja. Druga prednost pa je torej zvišanje frekvence koraka zaradi skrajšanja opornega časa.

Na dolžino in frekvenco koraka vplivajo tudi položaj trupa in glave ter delo rok.

Glava je podaljšek trupa in šprinter si mora predstavljati, kot da ima na vrhu glave pritrjeno vrvico, ki ga vleče navzgor. Oči so uprte naprej in spodnja čeljust je sproščena zaradi sproščenega medmišičnega delovanja pri proizvodnji maksimalne energije v šprintu.

Ves čas šprinta mora biti trup čvrst, pokončen in rahlo nagnjen naprej. Ramena naj bodo sproščena in spuščena, saj so dvignjena znak mišične napetosti (Gardinier, 2006).

Trup in glava morata med tekom ostati čim bolj mirna, brez odvečnih rotacij in gibanja na stran (Škof idr., 2003).

Gibanje rok naj bo približno do višine ramen. Dlan mora biti ves čas obrnjena navznoter proti trupu, prsti morajo biti sproščeni. Nepravilen položaj dlani v fazi zamaha omejuje njegovo silovitost. Ko roke prečkajo ravnino trupa, so dlani ob telesu v višini bokov in obrnjene navznoter. Ko gredo mimo bokov, pa moramo paziti, da ne gredo previsoko nazaj. To bi lahko privedlo do zmanjšanja pogonske sile rok in nastopila bi napetost v ramenih. Ob prenizkem položaju rok, bi bile le-te spet neučinkovite (Gardinier, 2006).

Gibanje rok mora biti sproščeno in usklajeno z akcijo nog (Škof idr., 2003).

V zbrani literaturi je dobro dokumentirano, da dolžina koraka in frekvenca koraka bistveno vplivata na rezultate v šprintu na 100 m. Ni pa popolnoma jasno, kako na dosežek vplivata dolžina in frekvenca koraka v različnih fazah teka na 100 m. Čim večja je frekvenca korakov, tem pogostejši bo dotik stopal s stezo, večji bo učinek na vpliv maksimalne hitrosti, kar pa mora biti usklajeno z dolžino koraka.

Preglednica 2: Dolžina koraka finalistov teka na 100 m v Tokiu leta 1991 (Gajer, 1999)

Dolžina (m)	Finalisti (Hz)	1-4 v finalu (Hz)	5-8 v finalu (Hz)
0-10	1,36 +- 0,06	1,40 +- 0,09	1,33 +- 0,07
10-20	1,91 +- 0,03	1,91 +- 0,03	1,91 +- 0,03
20-30	2,36 +- 0,05	2,37 +- 0,05	2,36 +- 0,06
30-40	2,48 +- 0,09	2,51 +- 0,03	2,46 +- 0,12
40-50	2,47 +- 0,12	2,52 +- 0,12	2,43 +- 0,11
50-60	2,39 +- 0,09	2,44 +- 0,10	2,34 +- 0,06
60-70	2,42 +- 0,07	2,47 +- 0,05	2,38 +- 0,07
70-80	2,56 +- 0,11	2,59 +- 0,10	2,53 +- 0,12
80-90	2,52 +- 0,09	2,54 +- 0,09	2,50 +- 0,09
90-100	2,55 +- 0,12	2,6 +- 0,13	2,49 +- 0,09

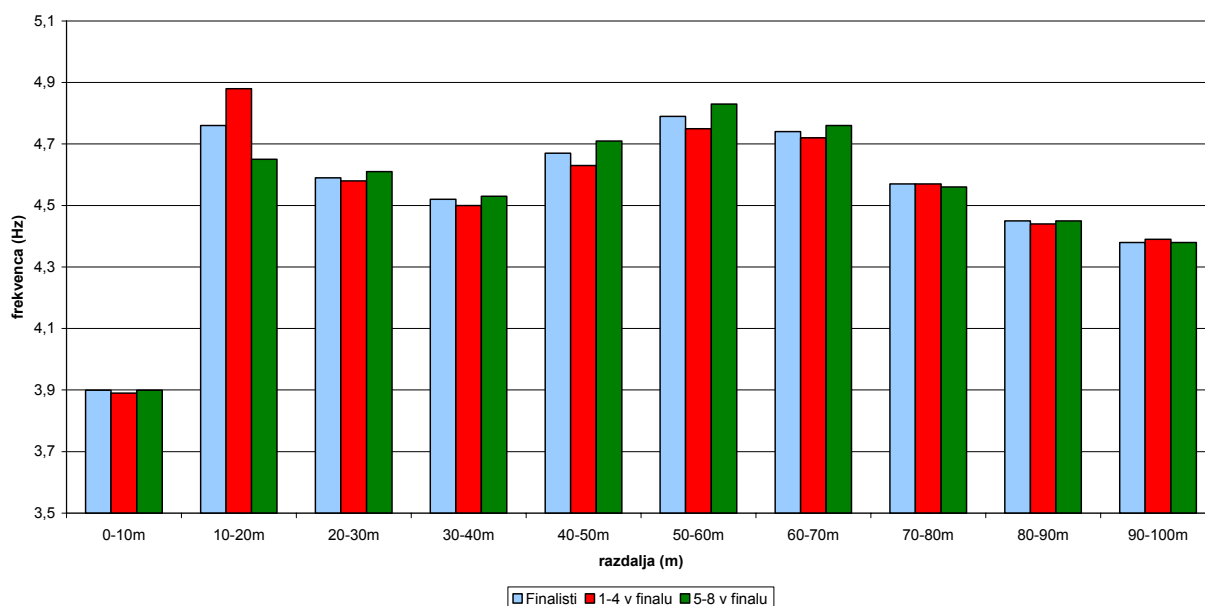
Najhitrejši šprinterji imajo do 2,6 m dolg korak in frekvenco 5 korakov v sekundi (Mann, 2005). Frekvenca ima po ugotovitvah nekaterih avtorjev (Donati, 1996), pomembnejšo vlogo pri realizaciji maksimalne hitrosti kot dolžina koraka. Preglednica 3 prikazuje spreminjanje frekvenca koraka v teku na 100 m. Najvišje vrednosti frekvenca koraka doseže med 10–20 m in 50–60 m.

Frekvenca korakov osmih finalistov svetovnega prvenstva v teku na 100m v Tokiu leta 1991 je bila od 4,83 +- 0,19 korakov na sekundo (Ae, Ito in Suzuki, 1992).

Preglednica 3: Frekvenca koraka finalistov teka na 100m v Tokiu leta 1991 (Gajer, 1999)

Dolžina (m)	Finalisti (Hz)	1-4 v finalu (Hz)	5-8 v finalu (Hz)
0-10	3,9+- 0,31	3,89+- 0,28	3,9+- 0,39
10-20	4,76 +- 0,27	4,88+- 0,08	4,65 +- 0,36
20-30	4,59 +- 0,12	4,58 +- 0,09	4,61 +- 0,16
30-40	4,52 +- 0,16	4,50 +- 0,13	4,53 +- 0,21
40-50	4,67 +- 0,22	4,63 +- 0,21	4,71 +- 0,25
50-60	4,79 +- 0,18	4,75 +- 0,19	4,83 +- 0,19
60-70	4,74 +- 0,14	4,72 +- 0,11	4,76 +- 0,11
70-80	4,57 +- 0,17	4,57 +- 0,13	4,56 +- 0,24
80-90	4,45 +- 0,17	4,44 +- 0,15	4,45 +- 0,20
90-100	4,38 +- 0,21	4,39 +- 0,20	4,38 +- 0,24

Frekvenca korakov - Svetovno prvenstvo v Tokiu



Graf 1: Frekvenca koraka iz svetovnega prvenstva v Tokiu leta 1991

Razčlenitev šprinterskega koraka je pokazala, da dolžina in frekvenca koraka hitro in sočasno naraščata v prvi fazi pospeševanja do 20 m. V tej fazi je frekvenca dosegala 97,1 % svoje zgornje vrednosti (graf 1), medtem ko je dolžina dosegla le 72,9 % svoje največje vrednosti (preglednica 2). V drugi fazi pospeševanja, od 20–40 m, je hitrost še kar naraščala, a nekoliko manj izrazito in dosegla relativno uravnoteženo stanje pri 94,6 % frekvenca in 92,1 % dolžine koraka (Gajer, 1999).

Preglednica 4: Parametri teka na 100 m za elitne šprinterje (Mačkala, 2004 in Mačkala in Kowalski, 2005)

Skupina A (n=8)								
Dolžina (m)	Povprečni čas (s)	Končni čas (s)	Povprečna hitrost (m/s)	Skupna hitrost (m/s)	Dolžina koraka (m)	Povprečna dolžina koraka (m)	Frekvenca koraka (Hz)	Povprečna frekvenca (Hz)
0-10	1,82	2,89	5,39	7,38	137	164	3,85	4,31
10-20	1,07	2,89	9,38	7,38	192	164	4,77	4,31
20-30	0,92	1,81	10,87	11,06	237	243	4,60	4,56
30-40	0,89	1,81	11,25	11,06	249	243	4,52	4,56
40-50	0,866	0,87	11,55	11,55	248	248	4,67	4,67
50-60	0,871	0,87	11,48	11,48	240	240	4,80	4,80
60-70	0,867	0,87	11,53	11,53	243	243	4,75	4,75
70-80	0,85	0,85	11,70	11,70	256	256	4,57	4,57
80-90	0,89	1,78	11,22	11,22	252	253,5	4,44	4,421
90-100	0,887	1,78	11,22	11,22	255	253,5	4,40	4,421

V preglednicah 4 in 5 je nazorno prikazano, da je v prvih 20 m glavna razlika v frekvenci in dolžini koraka. V povprečni hitrosti štartnega pospeška do 20 m ni razlik. Iz tega sledi, da elitni sprinterji učinkoviteje pospešujejo z večjim številom korakov na sekundo (4,7 korakov na sekundo). Zato se tudi njihova hitrost dviguje vse do 80 m, medtem ko povprečni sprinterji dosežejo plato že med 50–60 m.

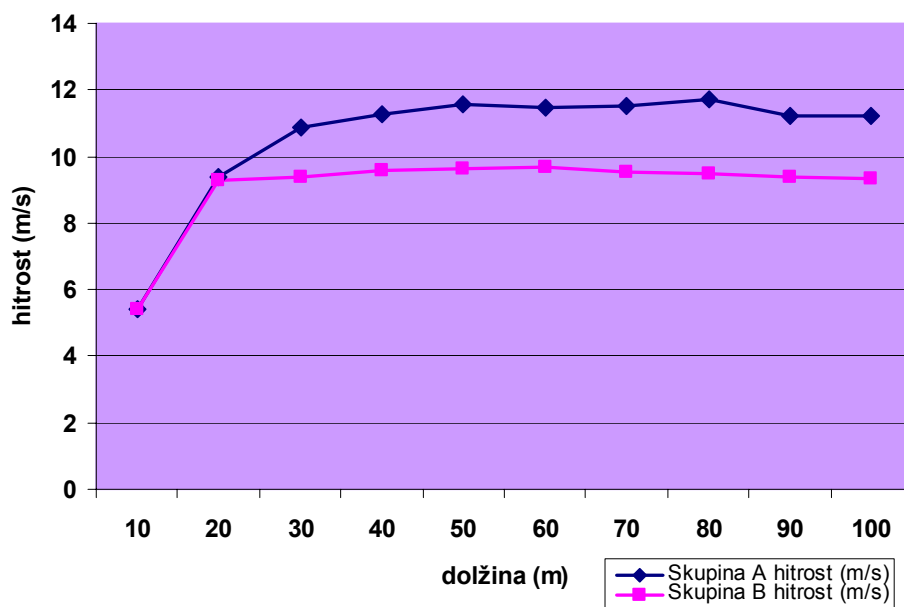
Analiza je pokazala, da elitni šprinterji dobro združujejo dolžino in frekvenco koraka. Vendar pretirana dolžina koraka v prvi fazi pospeševanja negativno vpliva na ritem hitrosti v poznejših fazah.

Preglednica 5: Parametri teka na 100 m za povprečne šprinterje (Ae, Ito and Suzuki, 1992)

Skupina B (n=8)								
Dolžina (m)	Povprečni čas (s)	Končni čas (s)	Povprečna hitrost (m/s)	Skupna hitrost (m/s)	Dolžina koraka (m)	Povprečna dolžina koraka (m)	Frekvenca koraka (Hz)	Povprečna frekvenca (Hz)
0-10 10-20	1,850 1,077	2,927	5,41 9,29	7,35	147,8 211,4	179,6	3,670 4,400	4,035
20-30 30-40	1,067 1,045	2,112	9,38 9,58	9,48	219,2 218,9	219,0	4,244 4,374	4,309
40-50 50-60	1,037 1,037	2,074	9,65 9,66	9,65	223,5 226,5	225,0	4,321 4,266	4,293
60-70 70-80	1,052 1,055	2,107	9,51 9,49	9,50	224,9 223,8	224,3	4,242 4,246	4,244
80-90 90-100	1,067 1,075	2,142	9,38 9,34	9,36	224,8 232,6	227,0	4,177 4,070	4,123

Preglednica 6: Primerjava hitrosti med sprinterji Mačkala, K. (2007)

Dolžina (m)	Skupina A-elita hitrost (m/s)	Skupina B hitrost (m/s)
10	5,39	5,41
20	9,38	9,29
30	10,87	9,38
40	11,25	9,58
50	11,55	9,65
60	11,48	9,66
70	11,53	9,51
80	11,70	9,49
90	11,21	9,38
100	11,24	9,34



Graf 2: Primerjava hitrosti med elitnimi (A-skupina) in povprečnimi šprinterji (skupina B) v teku na 100 m; Mačkala, K. (2007)

Graf 2 prikazuje, da povprečni šprinterji veliko hitreje dosežejo maksimalno hitrost (med 50–60 m), medtem ko elitni šprinterji pospešujejo vse do 80 m. Ohranjanje hitrosti pri elitinih šprinterjih in učinkovit zaključek ob koncu teka je vsekakor odraz daljšega razvoja maksimalne hitrosti. V odseku do 10–15 m pa ni vidnejših razlik v razvoju hitrosti med šprinterji. Raziskava (Ae, Ito and Suzuki, 1992) navaja, da imajo elitni šprinterji višjo frekvenco korakov v prvem segmentu (0–20 m), medtem ko povprečni šprinterji to rešujejo s povečano dolžino korakov.

(Volkov in Lapin, 1979) sta v svoji raziskavi prišla do zaključka, da šprinterji z osebnim rekordom 12,0 sek dosežejo maksimalno hitrost pri 40 m, šprinterji s časom 14,0 sekund pa že pri 30 m. Iz tega sledi, da boljši šprinterji dlje časa pospešujejo. Vse to sovпада s preglednico 6 in grafom 2.

Mann (1985) navaja, da elitni šprinterji dosežajo frekvenco korakov 4,5 korakov na sekundo, subelitni šprinterji pa 4,2 koraka na sekundo.

Rezultati študij kažejo na to, da je vrhunska izvedba sprinta na 100 m odvisna od sposobnosti vzpostavitve velike amplitude koraka že takoj po 1.fazi pospeševanja, ki jo povečujejo do konca faze pospeševanja.

Naraščanje hitrosti in dolžine koraka pri elitnih šprinterjih sovпада. Na svetovnih prvenstvih oba faktorja šprinta dosežeta svoje največje vrednosti v odseku 70–80 m ali glede na čas med 7,62 do 8,43 sekund. Iz tega lahko zaključimo, da dlje časa ko traja faza naraščanja hitrosti ob istočasno veliki dolžini koraka, boljši je končni rezultat teka na 100 m.

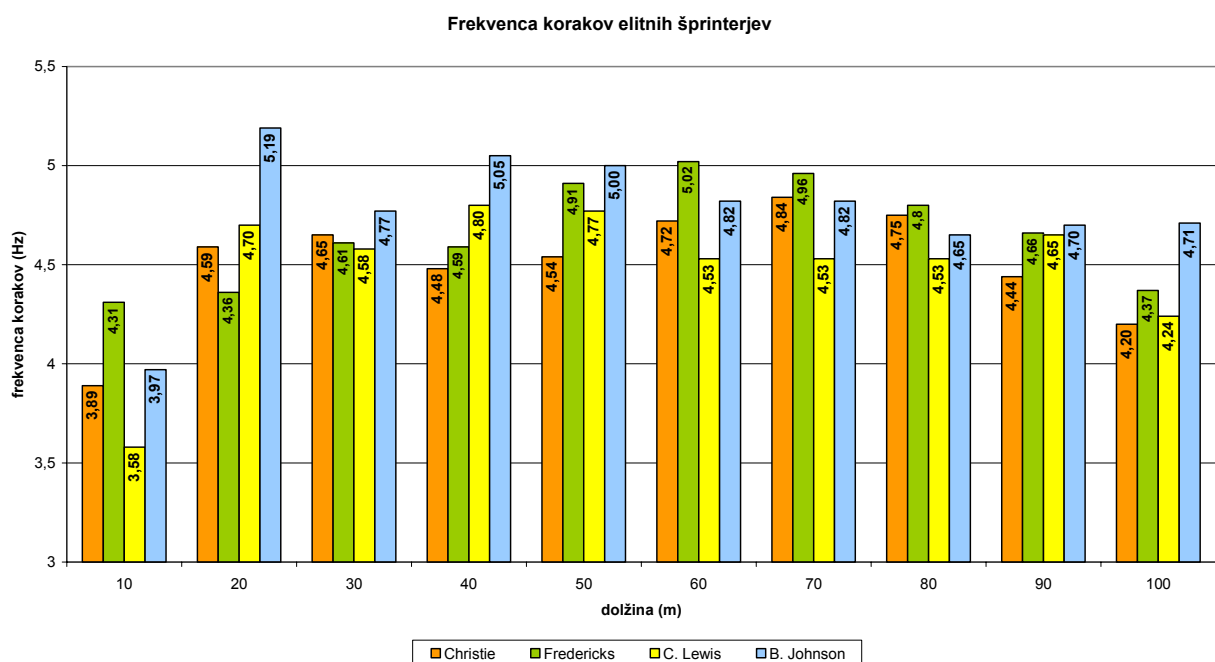
Med šprintom naj bi bila medenica nekoliko nagnjena nazaj. Elitni šprinterji z medenico krožijo v vseh treh ravninah (Novaček, 1998, Young in sodel., 2004). Kroženje medenice pa lahko k dolžini koraka prispeva do 5 cm, kar lahko na razdalji 100m pomeni 2,5 m ali četrtrinko sekunde.

Iz predglednice 4 prva faza najvišje hitrosti pade v območje 50 m, dolžina koraka se je rahlo skrajšala, frekvenca pa rahlo zvišala. Frekvenca je še naprej naraščala do okrog 60 m, kjer je dosegla 97,4 % maksimuma, medtem ko se je dolžina koraka na tej razdalji skrajšala na 92,1 %. Maksimum doseže 97,5 %, ko se pojavi maksimalna hitrost med 70 in 80 m. Do znižanja hitrosti prihaja zaradi zmanjševanja frekvence korakov in kompenzacijskega podaljševanja le-teh. Prav tako se podaljšuje tudi čas letne faze in kontakta s tlemi.

Boljši šprinterji imajo krajši čas kontakta in daljši čas leta, slabši šprinterji pa ravno obratno. S trajanjem kontaktnih faz je povezana tudi frekvenca korakov. Frekvenca je tisti parameter, ki ima specifično genezo in jo je težje spreminjati kot dolžino koraka. Je genetsko pogojena in zapisana v centralnem živčnem sistemu. Zdi se, da je dolžina koraka glavni dejavnik pri razvijanju hitrosti, vendar je pomembnejše koordinirati dolžino s frekvenco koraka kot pa dajati prednost eni ali drugi.

Večja frekvenca koraka ni faktor, ki bi odločal o končnem dosežku v teku na 100 m. Primerjava med frekvenco koraka finalistov svetovnih prvenstev in šprinterjev nacionalnega nivoja, prikazanega v študiji Gayer, B., Mathieu C.T in Lehenaff, D. (1999), kaže pomembno razliko v odseku 0–10 m:

- 3,90 Hz finalisti SP v Tokiu;
- 4,38 Hz finalisti francoskega prvenstva;
- 4,55 Hz polfinalisti francoskega prvenstva.



Graf 3: Frekvenca korakov elitnih šprinterjev

Frekvenca korakov elitnih šprinterjev potrjuje trditev Gayerna, da se frekvenca v prvih 10 m giblje okoli 3,9 Hz. Z grafom 3 prikazujem, kako narašča frekvenca vse do 70 m, nato pa sledi upadanje frekvence zaradi utrujenosti živčno-mišičnega sistema. Posledica upadanja frekvence koraka pa se odraža v povečanju dolžine koraka. Tej fazi šprinterskega teka pravimo faza deceleracije.

Preglednica 7: Analiza teka svetovnih šprinterjev

Finalisti 100 m šprinta na svetovnem prvenstvu v Tokiu leta 1991 (AE, ITO in SUZUKI, 1992)

Mesto	Šprinter	Dolžina (m)	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
1	Lewis (USA)	Frekvenca koraka (Hz)	3.83	4.81	4.45	4.41	4.66	4.86	4.76	4.45	4.34	4.53
		Dolžina koraka (m)	1.39	1.92	2.44	2.55	2.56	2.42	2.50	2.71	2.65	2.57
		Čas (s)	1.88	2.96	3.88	4.77	5.61	6.46	7.30	8.13	9.00	9.86
		Hitrost (m/s)	5.31	9.26	10.87	11.24	11.90	11.76	11.90	12.05	11.49	11.63

Mesto	Šprinter	Dolžina (m)	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
2	Burrell (USA)	Frekvenca koraka (Hz)	3.59	4.81	4.61	4.43	4.41	4.50	4.57	4.50	4.34	4.23
		Dolžina koraka (m)	1.52	1.96	2.38	2.57	2.61	2.58	2.52	2.64	2.59	2.71
		Čas (s)	1.83	2.89	3.80	4.68	5.55	6.41	7.28	8.12	9.01	9.88
		Hitrost (m/s)	5.46	9.43	10.99	11.36	11.49	11.63	11.49	11.90	11.24	11.49

Mesto	Šprinter	Dolžina (m)	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
3	Mitchell (USA)	Frekvenca koraka (Hz)	4.28	4.96	4.61	4.70	4.92	4.94	4.74	4.60	4.67	4.61
		Dolžina koraka (m)	1.30	1.88	2.33	2.42	2.34	2.33	2.46	2.53	2.43	2.44
		Čas (s)	1.80	2.87	3.80	4.68	5.55	6.42	7.28	8.14	9.04	9.92
		Hitrost (m/s)	5.56	9.35	10.75	11.36	11.49	11.49	11.63	11.63	11.36	11.24

Mesto	Šprinter	Dolžina (m)	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
4	Christie (GBR)	Frekvenca koraka (Hz)	3.89	4.95	4.65	4.48	4.54	4.72	4.84	4.75	4.44	4.20
		Dolžina koraka (m)	1.39	1.91	2.34	2.51	2.59	2.46	2.40	2.48	2.50	2.71
		Čas (s)	1.85	2.91	3.83	4.72	5.57	6.43	7.29	8.14	9.04	9.92
		Hitrost (m/s)	5.41	9.43	10.87	11.24	11.76	11.63	11.63	11.76	11.11	11.36

Študija teka finalistov (preglednica 7 in 8) na 100 m na SP leta 1992 v Tokiju (Ae.Ito, Suzuki-1992) je pokazala, da je 7 od 8 tekačev doseglo svojo maksimalno hitrost v odseku 70–80 m. Povprečni rezultat v finalu pa je znašal 9,96 sekund. Raziskave dokazujejo trditev, da boljši kot so šprinterji, kasneje v teku na 100 m dosežejo maksimalno hitrost.

Preglednica 8: Analiza teka svetovnih šprinterjev

Finalisti 100 m šprinta na svetovnem prvenstvu v Tokiu leta 1991 (AE, ITO in SUZUKI, 1992)

Mesto	Šprinter	Dolžina (m)	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
5	Fredericks (NAM)	Frekvenca koraka (Hz)	4.31	4.36	4.61	4.59	4.91	5.02	4.96	4.80	4.66	4.37
		Dolžina koraka (m)	1.25	1.94	2.36	2.39	2.34	2.29	2.35	2.45	2.41	2.50
		Čas (s)	1.86	2.92	3.84	4.73	5.60	6.47	7.33	8.18	9.07	9.95
		Hitrost (m/s)	5.38	9.43	10.87	11.24	11.49	11.49	11.63	11.76	11.24	11.36

Mesto	Šprinter	Dolžina (m)	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
6	Steward (JAM)	Frekvenca koraka (Hz)	3.37	5.02	4.85	4.79	4.90	4.97	4.83	4.55	4.58	4.73
		Dolžina koraka (m)	1.43	1.86	2.27	2.35	2.38	2.31	2.35	2.52	2.43	2.35
		Čas (s)	1.81	2.88	3.79	4.68	5.54	6.41	7.29	8.16	9.06	9.96
		Hitrost (m/s)	5.52	9.35	10.99	11.24	11.63	11.49	11.36	11.49	11.11	11.11

Mesto	Šprinter	Dolžina (m)	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
7	da Silva (BRA)	Frekvenca koraka (Hz)	3.96	4.91	4.49	4.27	4.36	4.61	4.73	4.69	4.36	4.16
		Dolžina koraka (m)	1.32	1.92	2.40	2.63	2.60	2.44	2.35	2.45	2.55	2.57
		Čas (s)	1.91	2.97	3.90	4.79	5.67	6.56	7.5	8.32	9.22	10.12
		Hitrost (m/s)	5.24	9.43	10.75	11.24	11.36	11.24	11.24	11.49	11.11	11.11

Mesto	Šprinter	Dolžina (m)	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
8	Steward (JAM)	Frekvenca koraka (Hz)	3.98	4.32	4.52	4.49	4.67	4.75	4.54	4.23	4.21	4.27
		Dolžina koraka (m)	1.34	1.94	2.41	2.48	2.41	2.34	2.50	2.72	2.61	2.55
		Čas (s)	1.88	2.95	3.87	4.77	5.66	6.56	7.44	8.31	9.22	10.14
		Hitrost (m/s)	5.31	9.20	10.87	11.11	11.24	11.11	11.36	11.49	10.99	10.87

Preglednica 9: Analiza teka svetovnih šprinterjev

Moški 100 m finale Osaka 2007

Mesto	Šprinter	Končni čas (s)	Hitrost (m/s)	Dolžina (m)	Reakcijski čas (s)
1	T.GAY USA	9.85	11.83	85	0.143
2	D.ATKINS BAH	9.91	11.74	55	0.137
3	A.POWELL JAM	9.96	11.79	55	0.145
5	C.MARTIA AHO	10.08	11.74	55	0.180
6	M.DEVONISH GBR	10.14	11.48	65	0.149

Preglednica 9 in 10 prikazujeta, v katerem odseku teka na 100m so šprinterji dosegli maksimalno hitrost in njihov končni čas.

Preglednica 10: Analiza teka: moški 100 m finale Osaka 2007

Šprinter		Dolžina	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100	
1	T.GAY USA	Vmesni čas (s)	1.90	2.94	3.86	4.73	5.59	6.44	7.28	8.13	8.99	9.85	
		Kontakt. čas (s)	1.90	1.04	0.92	0.88	0.85	0.85	0.85	0.85	0.85	0.86	0.86
		Hitrost (m/s)	5.26	9.66	10.85	11.43	11.71	11.79	11.83	11.79	11.67	11.57	
2	D.ATKINS BAH	Vmesni čas (s)	1.90	2.93	3.87	4.75	5.62	6.47	7.33	8.18	9.04	9.91	
		Kontakt. čas (s)	1.90	1.03	0.94	0.89	0.86	0.85	0.86	0.85	0.85	0.88	0.87
		Hitrost (m/s)	5.52	9.75	10.76	11.27	11.57	11.74	11.70	11.71	11.57	11.53	
3	A.POWELL JAM	Vmesni čas (s)	1.87	2.91	3.83	4.71	5.57	6.42	7.28	8.15	9.03	9.96	
		Kontakt. čas (s)	1.87	1.04	0.93	0.88	0.86	0.85	0.87	0.87	0.87	0.88	0.93
		Hitrost (m/s)	5.35	9.65	10.80	11.39	11.67	11.79	11.51	11.51	11.36	10.79	
5	C.MARTIA AHO	Vmesni čas (s)	2.07	3.10	4.05	4.92	5.79	6.64	7.50	8.35	9.21	10.08	
		Kontakt. čas (s)	2.07	1.02	0.95	0.87	0.86	0.85	0.86	0.85	0.85	0.86	0.87
		Hitrost (m/s)	4.82	9.77	10.49	11.44	11.57	11.74	11.70	11.71	11.59	11.52	
6	M.DEVONISH GBR	Vmesni čas (s)	1.98	2.99	3.95	4.84	5.73	6.60	7.74	8.35	9.23	10.14	
		Kontakt. čas (s)	1.98	1.01	0.96	0.89	0.89	0.88	0.87	0.88	0.88	0.91	
		Hitrost (m/s)	5.05	9.91	10.46	11.21	11.27	11.43	11.47	11.38	11.42	10.95	

Preglednica 11: Analiza teka svetovnih šprinterjev

Moški 100 m finale Osaka 2007

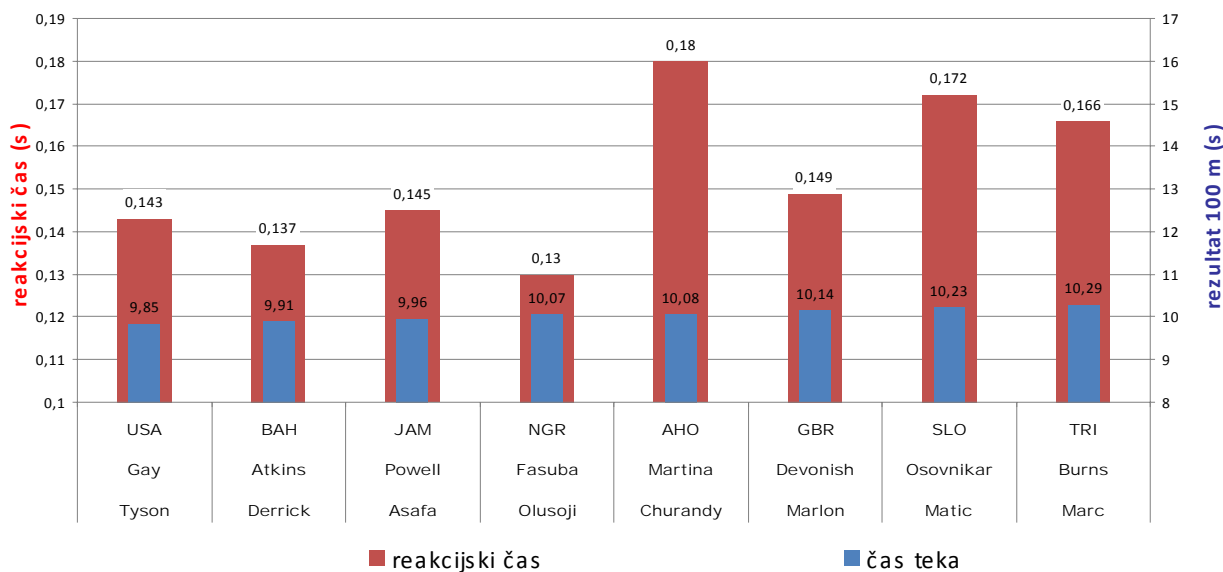
Uvrstitev	Proga		Čas teka (s)	Reakcijski čas (s)	Število korakov	Frekvenca korakov (Hz)	Povprečna hitrost (m/s)	Hitrost vetra (m/s)	Povprečna dolžina (m)
1	5	Tyson Gay USA	9,85	0,143	45,5	4,62	10,15	-0,5	2,20
2	6	Derrick Atkins BAH	9,91	0,137	46,5	4,69	10,09	-0,5	2,15
3	4	Asafa Powell JAM	9,96	0,145	46	4,62	10,04	-0,5	2,17
4	9	Olusoji Fasuba NGR	10,07	0,13	47	4,67	9,93	-0,5	2,13
5	8	Churandy Martina AHO	10,08	0,18	47	4,66	9,92	-0,5	2,13
6	7	Marlon Devonish GBR	10,14	0,149	44	4,34	9,86	-0,5	2,27
7	2	Matic Osovnikar SLO	10,23	0,172	47	4,59	9,78	-0,5	2,13
8	3	Marc Burns TRI	10,29	0,166	44	4,28	9,72	-0,5	2,27

Na maksimalno hitrost najbolj vpliva frekvenca korakov. Seveda to velja, če šprinter teče z optimalno dolgimi koraki. Različni raziskovalni viri ugotavljajo, da med elitnimi in povprečnimi tekači v dolžini koraka ni bistvenih razlik. Večje razlike so v frekvenci korakov, ki ga sestavljata čas leta in čas kontakta v oporni fazi. Dolžina koraka je bolj kompleksen parameter, ki je odvisen od številnih dejavnikov, med katerimi so zlasti pomembne morfološke značilnosti šprinterja (dolžina nog), mišične strukture, refleksni mehanizmi in produkcija sile na podlago v kontaktni fazi (Mero & Komi, 1992).

Zakaj? Glavni dejavnik razvijanja maksimalne hitrosti je, kako hitro je šprinter zmožen s silo delovati na podlago in ob vsakem koraku stopalo spet postaviti na tla, ne da pri tem zanemarjal dolžino koraka (Gardiner, 2004). Tukaj pa se pojavi kontaktni čas, ki je v močni korelaciji s frekvenco koraka.

Da je frekvenca odločujoči dejavnik, navajajo tudi avtorji v primerjavi med hitrejšimi in počasnejšimi najboljšimi francoskimi šprinterji (Gajer, Thepaut-Mathieu, & Lehenaff, 1999). Počasnejši imajo daljši korak predvsem v prvih 10 m.

Zanimiva je primerjava med sprinterji finalistov teka iz leta 1991 (preglednica 7 in 8) in šprinterji iz Osake 2007 (preglednica 10 in 11). Ugotovimo, da sodobni šprinterji dosežejo maksimalno hitrost med 60 m–70 m, medtem, ko so sprinterji v letu 1991 dosegli maksimalno hitrost med 70–80 m.



Graf 4: Vpliv reakcijskega časa na rezultat teka na 100 m, Osaka 2007

Raziskave navajajo, da reakcijski čas nima pomembna vpliva na končni rezultat oziroma ni statistično značilen s končnim rezultatom na 100 m. Graf 4 nazorno prikazuje, da je T.Gay, kljub prvemu mestu dosegel mnogo slabši reakcijski čas kot ostali finalisti.

Številni atleti, ki so se na preteklih svetovnih prvenstvih uvrstili med prve tri, so imeli najboljše reakcijske čase v štartnih blokih (Ferro idr., 2001; Muller in Hommel, 1997). A to zdaleč ni res, saj sodobni sprinterji ne dokazujejo teh trditev (graf 4).

Čoh in sodelovci (1998) sta ugotovili statistično značilno pomembnost povezave med štartnim časom in časom teka v 15 metrih ($r=0,70$), ne pa tudi med časom teka v 10 metrih ($r=0,41$). Baumann (1976) pa je prišel do zaključkov, da štartni čas ni v korelaciji s končnim rezultatom šprinta na 100 m.

Preglednica 12: Biodinamični parametri teka na 100 m–Ben Johnson (SP Rim–1987)

100 m (s)	REAKCIJSKI ČAS (s)	HITROST (m/s)	KORAKI			OPORNA – LETNA FAZA			INDEKS (OPORA/LET)		
			Št.	Frek. (Hz)	Dolž. (m)	OPORA / LET	OPORA L/D	LET L/D	Σ	L noga	D noga
9,81	1,09	10,17	46,2	4,70	2,16	90/114	90/90	119/110	0,79	0,76	0,82

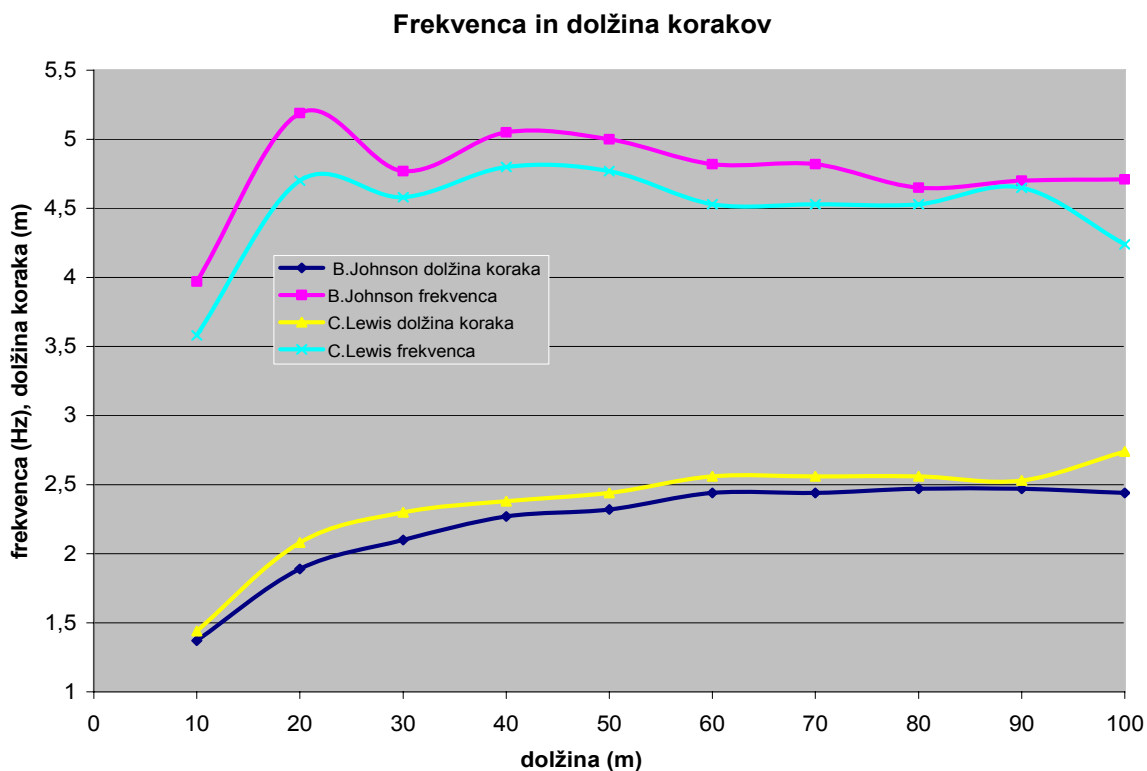
ODSEK	0-10	10-20	20-30	30-40	40-50	50-60	60-70	70-80	80-90	90-100
Vmesni čas (s)	1.84	2.86	3.80	4.70	5.53	6.38	7.23	8.10	8.96	9.83
Čas odseka (s)	1.84	1.82	0.94	0.87	0.86	0.85	0.85	0.87	0.86	0.87
Hitrost (m/s)	5.34	9.80	10.64	11.49	11.63	11.76	11.76	11.49	11.63	11.49
Št. korakov	7.3	5.3	4.5	4.4	4.3	4.1	4.1	4.05	4.05	4.1
Frek. kor. (Hz)	3.97	5.19	4.77	5.05	5.00	4.82	4.82	4.65	4.70	4.71
%max. frek.	76.49	108	91.90	97.30	96.33	92.87	92.87	89.58	90.55	90.75
Dolž. kor. (m)	1.37	1.89	2.10	2.27	2.32	2.44	2.44	2.47	2.47	2.44
%max.dol.kor.	55.46	76.31	85.02	91.90	93.92	98.78	98.78	100	100	98.78
OPORA Σ L/D	115	91	85	87	80	80	85	85	83	88
	117/113	91/91	83/86	86/88	78/81	81/78	83/86	83/86	81/86	89/86
LET Σ L/D	86	99	111	113	122	127	122	122	128	138
	94/75	99/98	114/107	119/107	124/128	132/122	127/112	127/119	134/122	142/134
INDEKS (0/L)	1.34	0.92	0.76	0.77	0.65	0.63	0.70	0.70	0.65	0.64

Preglednica 13: Biodinamični parametri teka na 100 m–Carl Lewis (SP Rim–1987)

100 m (s)	REAKCIJSKI ČAS	HITROST (m/s)	KORAKI			OPORNA – LETNA FAZA			INDEKS (OPORA/LET)		
			Št.	Frek. (Hz)	Dolž. (m)	OPORA / LET	OPORA L/D	LET L/D	Σ	L noga	D noga
9,93	1,96	10,07	43,7	4,40	2,29	94/125	94/94	125/124	0,75	0,75	0,76

ODSEK	0-10	10-20	20-30	30-40	40-50	50-60	60-70	70-80	80-90	90-100
Vmesni čas (s)	1.94	2.96	3.91	4.78	5.64	6.5	7.36	8.22	9.07	9.93
Čas odseka (s)	1.94	1.02	0.95	0.87	0.86	0.86	0.86	0.86	0.85	0.86
Hitrost (m/s)	5.15	9.80	10.53	11.49	11.63	11.63	11.63	11.63	11.76	11.63
Št. korakov	6.95	4.8	4.3	4.2	4.1	3.9	3.9	3.9	3.95	3.65
Frek. kor. (Hz)	3.58	4.70	4.58	4.8	4.77	4.53	4.53	4.53	4.65	4.24
%max. frek.	74.27	87.51	95.02	100	98.96	93.98	93.98	93.98	96.47	87.96
Dolž. kor. (m)	1.44	2.08	2.30	2.38	2.44	2.56	2.56	2.56	2.53	2.74
%max.dol.kor.	52.55	75.91	83.94	86.86	89.05	93.43	93.43	93.43	92.33	100
OPORA Σ L/D	134	100	87	85	83	82	85	82	83	88
	139/127	102/99	86/89	86/83	81/86	83/81	76/89	78/86	81/86	81.95
LET Σ L/D	90	113	121	124	124	131	134	138	135	162
	88/93	112/117	122/119	127/122	132/117	135/132	142/127	142/135	135/161	153/170
INDEKS (0/L)	1.49	0.88	0.72	0.68	0.67	0.62	0.63	0.59	0.61	0.54

Zanimiva je primerjava med B. J. in C. L. med frekvenco in dolžino korakov (preglednica 12 in 13). B. J. naredi večjo število korakov na 100 m (46,2) kot pa C. L. (43,7). Vzrok je vsekakor v večji povprečni frekvenci korakov (B. J. 4,7 korakov na sekundo; C. L. 4,4 korakov na sekundo), v dolžini korakov pa so vrednosti za B. J. 2,16 m in C. L. 2,29 m.



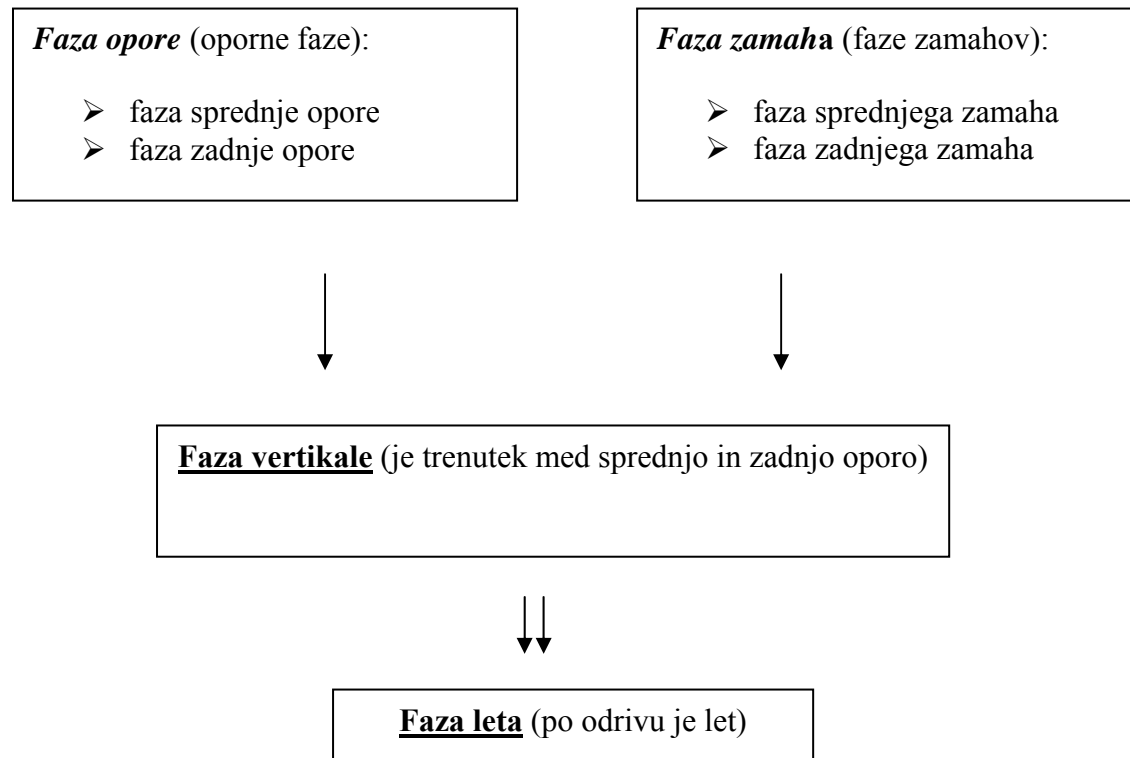
Graf 5: Primerjava med B. Johnsonom in C. Lewisom v frekvenci in dolžini koraka, Rim 1987

Nazorno je prikazano (graf 5), da je največja razlika v frekvenci korakov. Kljub temu, da ima C. L. skozi celoten tek daljši korak, ima B. J. višjo frekvenco in optimalnejšo ohranjanje frekvence koraka pri največji hitrosti teka. S tem zopet potrjujemo raziskave, da do glavnih razlik prihaja v frekvenci korakov pri optimalni dolžini korakov.

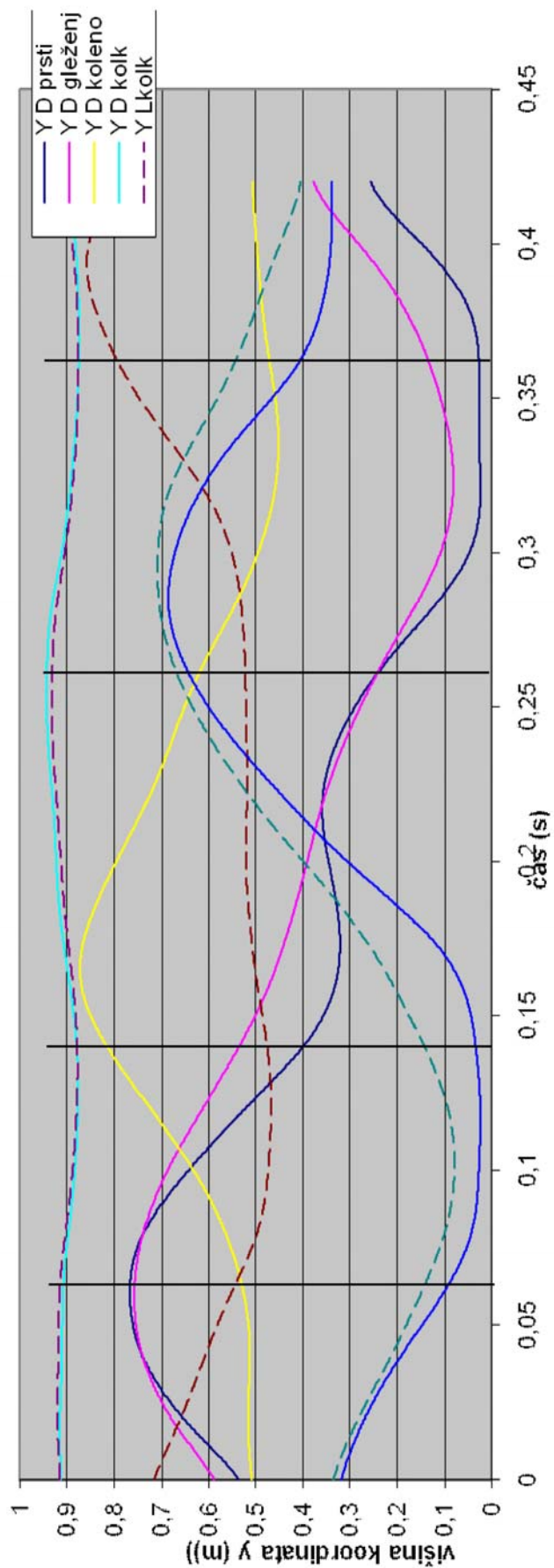
V zadnji fazi pri obeh prihaja do znižanja hitrosti. Le-ta je posledica utrujenosti, ki se lahko pojavlja centralno ali periferno. Centralna utrujenost se odraža kot motnja v aktivaciji mišic, ki se pokaže kot zmanjšano število delujočih motoričnih enot ter zmanjšani frekvenci električnih impulzov. Centralna utrujenost je posledica zmanjšanje aktivnosti kortikalnih subkortikalnih centrov. Mesto centralne utrujenosti so tudi periferni živci. Nedvomno so živčno-mišični mehanizmi glavni vir razlik učinkovitosti v hitrosti. Do periferne utrujenosti pa prihaja zaradi utrujenosti posameznega mišičnega sistema–nog, posledica pa je nižanje nivoja živčno-mišične aktivacije določenega segmenta in proizvodnje maksimalne sile.

2.4.1 OPORNE IN LETNE FAZE ŠPRINTERSKEGA TEKA

Tekaški korak delimo na fazo opore in fazo zamaha.



Slika 6: Razdelitev tekaškega koraka (Čoh, 2002; Škof idr., 2003)



Slika 7: Trajektorije prstov, gležnja, kolena in kolka po višini (zgoraj) ter fotografije značilnih faz tekaškega koraka (spodaj)

2.4.2 OPORNA FAZA

Oporno fazo delimo na fazo zaviranja–fazo sprednje opore in fazo pospeševanja–faza zadnje opore. Loči ju moment vertikale in pomeni ekscentrično-koncentrično mišično delovanje mišic skočnega, kolenskega in kolčnega sklepa. Predstavlja tisto fazo, v kateri se potencialna energija spreminja v kinetično (Škof, Štuhec, Čoh, 2003).

V fazi opore je amplituda gibanja v kolku zelo velika. Vrh povprečne kotne hitrosti v kolenu, v skočnem sklepu in kolku izrazito narašča predvsem v fazi potiskanja (Kyrolainen, H. et al, 2001).

Oporna faza je sestavljena iz:

- **Faze sprednje opore**

Faza sprednje opore (slika 8): začne se z dotikom stopala s podlago in konča, ko noga pride v vertikalni položaj. Najbolj pomembna je razdalja od CTT, kjer prihaja do delovanja sile na podlago. Določena je z razdaljo od točke dotika do točke projekcije CTT na podlago »D2« in je ključni pokazatelj pravilne izvedbe te faze. Ta razdalja mora biti čim krajša, da bi tako bila dosežena čim manjša horizontalna komponenta »F_x«- deluje v nasprotni smeri teka. Sila F_x deluje, dokler CTT ne pride nad oporno točko. Zmanjšanje horizontalne sile omogoča aktivno grabljenje iz predhodne faze sprednjega zamaha ter s tem postavitev stopala bližje projekciji CTT na podlago in amortizacija sile v predelu skočnega, kolenskega in kolčnega sklepa odzivne noge. Pri amortizaciji se koti v sklepih zmanjšajo, pri čemer pride do ekscentrične kontrakcije mišic odzivne noge. Ekstenzorji delujejo na principu vzmeti in tako blažijo silo pritiska reakcije podlage. Fazo sprednje opore predstavljata spuščanje in dotik stopala zamašne noge s podlago. Stopalo je potrebno postaviti aktivno navzdol pred sebe, tako da je prvi dotik opravljen s sprednjim zunanjim delom šprintarice. Razdalja od točke dotika do točke težiščnice CTT (centralno težišče telesa) je čim krajša, da bi bila sila reakcije podlage, ki deluje v nasprotni smeri teka, čim manjša.

Ta negativna komponenta deluje dokler točka centralnega težišča telesa ne pride iznad oporne točke (vertikalno); v tem času tekaču pada hitrost. Pri vrhunskih šprinterjih je razdalja 35–45 cm. Kot postavljanja odzivne noge pri vrhunskih šprinterjih znaša 65° – 70° , kot amortizacije v kolenskem sklepu pa 165° – 170° (Čoh, 2002).



Slika 8: Postavitev stopala v fazi sprednje opore

Faze zadnje opore (slika 9)—ekstenzija (tekač se odrine od podlage). Pomembna je velikost in smer sile, ki jo izvaja šprinter na podlago, in njena posledica je sila reakcije podlage, ki deluje v nasprotni smeri. Tekoč deluje na podlago nazaj in navzdol (poševno), zato ima sila na podlago dve komponenti: silo pritiska (vertikalna komponenta) in silo trenja (horizontalna komponenta). Na rezultat sile reakcije vplivata projekciji teh dveh (projekcija horizontalne in vertikalne komponente), na velikost komponent pa vpliva odzivni kot šprinterja. Čim ostrejši je odzivni kot, večja bo horizontalna komponenta (potisk naprej) in manjša bo vertikalna komponenta (potisk navzgor), zato mora biti odzivni kot kar se da oster. Na velikost kota vplivajo: sila trenja, gibljivost tekača, sila odzivnega impulza (Čoh, 2002).

Osnovni pogoj za optimalni odzivni kot je razdalja od odzivališča do točke projekcije težiščnice na podlago.



Slika 9: Postavitev stopala v fazi zadnje opore

Odriv pri teku je usklajena mišična kontrakcija in vpliva na razvoj sile tekača tako, da ga potiska naprej v želeno smer. Pri tem nastane odzivna sila, ki pomeni reakcijo podlage enako velike in nasprotno usmerjene sile, ki jo povzroči mišična aktivnost in telesna masa tekača. Zato je zelo pomembna postavitev stopala, ki je na sprednji del stopala. Ta odriv je hitrejši in učinkovitejši (Škof idr., 2003). Postavljanje noge na tla s peto pomeni počasnejši odriv, manjšo vertikalno in horizontalno komponento odzivne sile in s tem nižjo hitrost teka in hkrati tudi večjo porabo energije, kar pomeni, da je naše gibanje manj ekonomično.

Čas opore mora biti pri tem čim krajši (vrhunski 85–90 ms). Oporne faze se skrajšujejo s hitrostjo (Čoh, 2002).

2.4.3 FAZA LETA

Ta faza pomembno vpliva na učinkovitost teka. Aktivnost noge v fazi zaviranja imenujemo zadnji zamah. Prednji zamah pa je aktivnost noge v odzivno–propulzivni fazi teka. V zaviralni fazi je zamašna noga edini segment, ki proizvaja silo v smeri teka. Za učinkovito delovanje sta pomembni hitrost gibanja goleni zamašne noge in pot gibanja stopala. Stopalu zamašne noge horizontalno hitrost v zaviralni fazi in fazi leta omogoči eksploziven odziv odzivne noge in sproščenost tekača. Slednja pa je pomembna, ker omogoča veliko amplitudo krčenja kolena zamašne noge, ki pripomore, da stopalo po odzivu v fazi leta v veliki hitrosti nadaljuje gibanje bližje stegnu. Tako dobimo krajši vzvod, ki omogoča visoko hitrost zamašne noge in učinkovit prehod iz zadnjega v prednji zamah. Visok položaj stopala v momentu vertikale in majhen kot v kolenu zamašne noge med oporno fazo tekalnega koraka prikazujeta učinkovitost zadnjega zamaha-slika 10 (Škof idr., 2003).



Slika 10: Faza leta

Fazo zamaha pa delimo na fazo sprednjega in fazo zadnjega zamaha.

- **Faza sprednjega zamaha** je sestavljena iz dveh delov.

Začne se v trenutku vertikale in se konča s prvim delom, ko koleno zamašne noge doseže najvišjo točko (slika 11).

Med zamahom je obremenilni učinek (pritisk na podlago), ko pa se koleno ustavi, nastane razbremenilni efekt. Masa zamašne noge je 20 % telesne teže, zato boljša kot je blokada, večja bo kinetična energija in vztrajnost.



Slika 11: Faza sprednjega zamaha

Ta faza pomembno vpliva na silo, ki potiska tekača naprej. Kot med obema stegnoma (ta mora biti čim večji) in kot med stegnom zamašne noge in horizontalo (ta pa mora biti čim manjši) vplivata na učinkovitost tekača. Ko se koleno zaustavi, se konča 1. faza.

V 2. delu pride do nihanja goleni v kolčnem sklepu, kar pelje do aktivnega grabljenja. Gibanje zamašne noge je kot nihalo. Energija nihanja je sestavljena iz potencialne in kinetične energije. Z gibanjem v kolenu se spreminja tudi hitrost nihanja zamašne noge (povezano s premikanjem centralnega težišča), hitrost stopala je 20 m/s, kar je dvakrat večje od hitrosti skupnega težišča. (Horvat, 2007).

Faza zadnjega zamaha se začne v trenutku, ko stopalo odzivne noge zapusti podlago in se začne zamašna noga pomikati v smeri naprej do momenta vertikale. V tem položaju je koleno močno pokrčeno in peta je v visokem položaju (slika 12).



Slika 12: Faza zadnjega zamaha

Stegenica se pomika v smeri teka in je povezana s kotno hitrostjo tega segmenta z osiščem v kolčnem sklepu. Čim ostrejši je kot v kolenu, tem večja bo kotna hitrost stegenice.

(Čoh, 2002).

Optimalna izvedba obeh faz prispeva k boljšemu rezultatu oziroma večji hitrosti teka, ker vplivata na frekvenco in dolžino koraka. Faza opore prispeva velik delež k boljši frekvenci koraka, medtem ko faza leta prispeva k večji dolžini koraka. Skrajšanje časa opore pomeni večjo frekvenco koraka, silovit odziv pa pripomore k daljšemu koraku.

Hitrost pa je produkt frekvence in dolžine koraka. Ne smemo prezreti dejstva, da je optimalno razmerje obeh potrebno, da lahko dosežemo najboljše rezultate. Ker sta v obratno sorazmernem razmerju, se ob povečanju ene zmanjša druga komponenta (Čoh, 1996).

Ker gre za spreminjanje motoričnega vzorca gibanja, je spreminjanje njenega stereotipa zelo zahtevna naloga. Osredotočiti se moramo predvsem na iskanje najoptimalnejšega razmerja med frekvenco in dolžino koraka, seveda z upoštevanjem morfoloških značilnosti tekača. Obeh parametrov pa se ne da razvijati naenkrat, ampak razvijamo vsak parameter posebej.

Dolžina koraka je v prvi vrsti odvisna predvsem od silovitosti odziva oziroma od sile, ki jo tekač razvije na podlago in za to so odgovorne mišice iztegovalke skočnega, kolenskega in kolčnega sklepa. Odvisna je tudi od gibljivosti kolčnega obroča in telesne višine (Horvat, 2007).

2.5 DINAMIČNI IN KINEMATIČNI DEJAVNIKI OPORNE FAZE

Oporna faza je nedvomno ključni kinematični faktor, ki definira ekonomičnost šprinterskega koraka. Razmerje med zaviralno in propulzivno silo fazo naj bi bilo 40 %–60 % (Luhtanen in Komi, 1980).

Še preden se šprinter dotakne tal, je zelo pomembno, da močno pospeši golen nazaj v smeri gibanja. V tem trenutku mora stopalo šiniti v smeri nazaj proti stezi in na tleh ne sme pristati dlje kot 40 cm pred navpično projekcijo telesnega težišča. Tal se mora dotakniti, ko se še vedno giblje nazaj. Pomembno je, da pri tem ohranja plantarno fleksijo, saj se s tem tal dotakne s sprednjim delom stopala. Tako zagotovi manj zaviranja in večjo potisno-propulzivno silo. Govorimo o zatezanju stopala, ki izboljša elastične lastnosti mečnih mišic, boljšem eksplozivnem odzivu ter večjem kotu stopala pri stiku s tlemi.

S hitrostjo teka se stopnjujejo obremenitve na stopalo, gleženj, koleno, kolk in hrbtenico. Mero, Komi in Gregor (1992) navajajo, da v povprečju pri vsakem koraku pri hoji pritisk na celoten gleženj znaša 136–227 kg. Pri normalni hoji je v fazi postavitve stopala na tla sila akcije 125 % telesne teže, 200–300 % pri teku in kar 500 % pri poskokih. Pri šprinterjih s hitrostjo 9,96 m/s je povprečna rezultanta vertikalne in horizontalne sile v fazi zadnje opore 857 N, pri čemer je vertikalna sila 797 N, horizontalna pa 312 N. Pri napačni tehniki šprinterskega koraka pa sile naraščajo in delujejo nepravilno na celotni lokomotorni sistem.

Postavitev stopala mora omogočati elastično delo gležnjev, kolen in kolkov ter hkrati ne povzroča velikega zaviranja teka. Izkoristiti je potrebno moč gležnjev, moč mišic stopala, ki naj sodelujejo pri odzivu vsakega koraka. Na ta način je vrhunski šprinterski korak bolj ekonomičen, hkrati pa prihranimo energijo upogibalk in iztegovalk nog. V fazi leta, ko tekačevi prsti zapustijo tla, se peta odzivne noge aktivno giblje pod zadnjico. V tej fazi so upogibalke kolena manj aktivne, kar so izmerili z EMG meritvijo. Posledica upogiba kolena, takoj po odzivu je rezultat agresivnega krčenja kolkov. Gib pri tem izvedejo upogibalke kolka. Sledi položaj visokega kolena. Po prenehanju gibanja stegna naprej mora šprinter silovito potisniti stegno navzdol in nazaj proti tlam (Mann in Hagy, 1980).

Ko stopalo pristane na tleh, bi se v idealnih okoliščinah glede na telo moralo gibati nazaj (Mann, 2005). Ta pojav, ki ga imenujemo negativna hitrost stopala ob stiku s tlemi, je tesno povezan s povečanjem hitrosti teka. Da prihaja do tega dejanja, je pomembno delo nog pred telesom in zadostno dolgo fazo leta. Ta dva dejavnika se morata ujemati, da pride do podaljšanega razpona gibanja, v katerem mora zamašna noga pospešiti navzdol proti tlam.

(Povzeto po: Gardiner, 2004 in Young, 2007.)

Šprinter v oporni fazi sprejema udarne sile, do katerih pride ob pristanku na tleh. Kolki morajo biti visoko, da oporni nogi omogočajo, da se dovolj iztegne preden se odlepi od tal. Če drža ni stabilna ali če sprinter nima dovolj togih mišic, pogosto teh sil ne more nevtralizirati. Če se mu v začetni fazi opore kolki znižajo, je vzrok v slabi pripravi faze leta.

Ko telo potuje preko in pred oporno stopalo, tekač nič več ne absorbira sil, ki so delovale ob pristanku in začne na podlago delovati z maksimalno silo.

Noga po popolni iztegnitvi kolka hitro potuje naprej v prednji položaj upognjenega kolena. V času, ko noga zamahuje naprej, se močno pokrči v kolenu, pri tem je stopalo tik ob zadnjici, a šele tedaj, ko je stegno že zamahnilo naprej.

Sledi balistično gibanje, ko stegno prečka vertikalno, pri tem noga potuje naprej in navzgor. Stopalo se giblje naprej v isti višini ali rahlo višje kot koleno oporne noge. V tej točki je gleženj odzivne noge v dorzalni fleksiji. A pretiravanje gibanja stopala v dorzalni fleksiji je izguba in možnost poškodb vnetij goleni.

Končni cilj učinkovitega teka z maksimalno hitrostjo je povečanje vertikalnih pogonskih sil. S povečanjem vertikalnih propulzivnih sil pridobimo tako, da se bo stopalo gibalo z omejeno negativno hitrostjo in povečana vertikalna odzivna sila poveča togost nog. S tem sprinterju omogoča boljše premagovanje težnosti. Z razvojem sile v navpični smeri tekačevo težišče v sagitalni ravnini potuje po sinusoidni krivulji. Najnižja točka krivulje je tik po tistem, ko stopalo pristane na tleh.

Tako amplituda krivulje okončin govori o tekačevi učinkovitosti. Boljši šprinterji imajo v fazi leta večji premik telesnega težišča navzgor, po stiku s tlemi pa manjšega v smeri navzdol. S tem imajo več časa, da zamašno stopalo prinesejo skoraj do položaja točno pod težiščem. Kajti kratka faza leta onemogoča sprinterju postavitev stopala točno pod težiščem telesa in razvoja negativne hitrosti stopala.

Premajhen razvoj vertikalnih sil povzroča v kolkih po stiku s tlemi precejšno znižanje CTT. S tem prihaja do neizogibnega podaljšanja kontaktnega časa in posledično se zmanjša elastičnost sledečega odriva.

Naslednja prednost večje vertikalne sile je bolj učinkovit položaj pri stiku s tlemi. Zadnja prednost močnejše vertikalne odzivne sile je večja togost šprinterjevih nog. Togost nog je bistveno pomembna za tek z maksimalno hitrostjo in za ohranjanje štartnega pospeševanja, ki ga tekač razvije v fazi pospeševanja (Bret in sod., 2002; Chelly in Denis, 2001).

Pomemben je razvoj sile v vertikalni smeri. O tem govori tudi 3. Newton zakon, da je sila akcije enaka sili reakcije. Čeprav šprinterske dosežke vrednotimo s horizontalno hitrostjo, največjo oviro rezultatom predstavlja težnost. Težnost šprinterja vleče k tlu, če šprinterju ne uspeva razvijati dovolj velikih vertikalnih sil. Premajhna razvitost sil v vertikalni smeri povzroča manjšo togost nog, podaljša se kontaktni čas in kolki se znatno znižajo in sledi izgubljanje hitrosti in zagona v vodoravni smeri.

Tetive in ligamenti se upirajo razteznim silam. Njihova togost se spreminja v odvisnosti od velikosti raztezne sile. V tetivo se shrani za 1000 % več elastične energije kot v mišico (Mero, Komi in Gregor, 1992).

Vedeti moramo, da je pri nizki sili togost (stiffness) majhna in se s povečanjem sile povečuje in v določenem območju doseže konstantno vrednost. Z nadaljnjim povečanjem raztezne sile preko tega območja pa začne togost pojenjati. Zakaj pride do pojenjanja togosti, je vzrok v trganju vlaken. Takrat je togost mišic manjša od togosti tetiv in ligamentov. Večja kot je sila na sklep, manjša kot je togost mišic gležnja, stopala in slabša kot je prevodnost živčnega refleksa alfa-gama koaktivacije, prej prihaja do poškodb in večjih izgub notranje energije (Mero, Komi in Gregor, 1992).

Tako centralni živčni sistem pošilja v mišice različne vzorce električnih impulzov, ki odredajo, kdaj in v kolikšni meri se bo aktivirala posamezna mišica. Absolutno ne moremo govoriti o najboljši ali edini možni aktivaciji zaradi izkoristka posameznih mišic oziroma mehanskih značilnosti gibalnega aparata.

Zelo pomembna dejavnika sta kot odziva in hitrost odziva, ki šprinterja potiska naprej (odrivna faza). Odrivna faza je odvisna od sile, ki jo šprinter razvije z iztegovalkami skočnega, kolenskega in kolčnega sklepa. Z naraščanjem hitrosti naraščata horizontalna in vertikalna sila (Mero in Komi, 1986).

Najvažnejši trenutek v šprinterskem koraku je moment, ko prihaja stopalo v aktivno fazo, fazo opore, pri čemer morajo boki in s tem centralna težišča ostati visoko, da je krivulja gibanja CTT najbolj optimalna. Višina bokov, gibanje in smer postavljanja stopala so odvisni v veliki meri od stabilnosti CTT. Razlika med najnižjo in najvišjo točko CTT ne sme biti višja od 4–6 cm, kar vpliva na končno hitrost in neposredno na kontaktni čas.

Dosedanje študije navajajo, da je maksimalna vrednost kota v kolenu v fazi opore od 155,7 ° (Hoskisson & Korchemny, 1991) do 165 ° (Tupa, 1991).

Kot v gležnju v položaju sprednje oporne faze-dorzalne fleksije je 10° . Maksimalna vrednost kota plantarne fleksije ob koncu zadnje opore pa je 24° (Mann, 1991).

Hoskisson in Korchemny (1991) govorita, da je maksimalna fleksija kolena, kot med stegnom in goleni $32,5^\circ$. Tupa (1991) v svoji raziskavi navaja višjo vrednost kota v maksimalni fleksiji kolena, $38,7^\circ$.

Lemaire in Robertson (1990) v študiji, narejeni na kanadskih in amerških šprinterjih, navajata, da je kotna hitrost kolena v maksimalni fleksiji kolena $1030^\circ/\text{sek}$, v ekstenziji kolena – oporni fazi $1200^\circ/\text{sek}$.

Chengzhi in Zongcheng (1987) prihajata do višjih vrednosti kotne hitrosti v kolenu, $1400^\circ/\text{sek}$, v ekstenziji – oporni fazi $1300^\circ/\text{sek}$, pri šprinterjih, ki tečejo 10.0–10.1 sekunde na 100 m.

V kolku pa navajajo naslednje vrednosti, Hoskisson in Korchemny (1991) sta prišla do vrednosti, da je minimalni kot v fleksiji kolka (kot med trupom in stegnom), $101,2^\circ$. Podobno navaja Mann (1986), da je kot 100° .

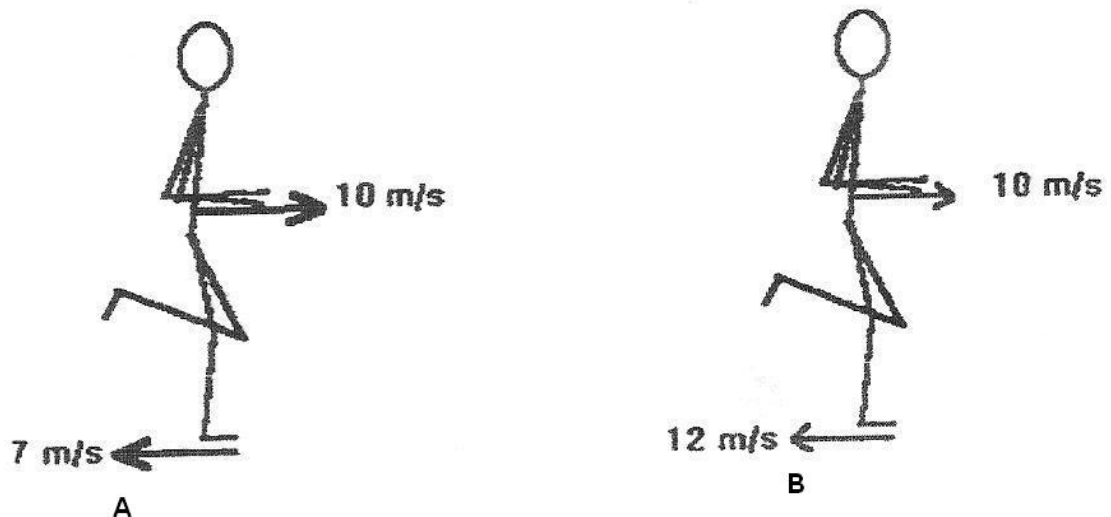
V trenutku, ko stopalo zapusti podlago, je kot v položaju fleksije kolka izredno pomemben za razvoj kotne hitrosti spodnjih okončin in refleksa na razteg (Mann, 1985).

Lemaire and Robertson (1990) sta dobila, da je kotna hitrost v fleksiji kolka $969^\circ/\text{sek}$.

Chengzhi in Zongcheng (1987) prihajata do podobnih vrednosti kotne hitrosti v fleksiji kolka, $900^\circ/\text{sek}$. Pomembno je, da je kotna hitrost v kolku, ob koncu faze opore višja od $600^\circ/\text{sek}$ (Mann, 1985).

V fazi ekstenzije kolka so vrednosti kotne hitrosti $500^\circ/\text{sek}$ (Mann, 1985), $600^\circ/\text{sek}$ (Chengzhi in Zongcheng, 1987) in $912^\circ/\text{sek}$ (Lemaire and Robertson, 1990).

Vse raziskave govorijo o pomembnosti hitrosti stopala v fazi opore. Če je hitrost stopala nižja od hitrosti CTT, prihaja do višjih kontantnih časov, velikega gibanja CTT v vertikalni smeri in zmanjšanja horizontalne hitrosti CTT. Elitni šprinterji imajo relativno horizontalno hitrost stopala za $1,7\text{ m/s}$ višjo, kot je hitrost CTT, medtem ko subelitni pa dosegajo vrednosti od $2,5$ do $3,5\text{ m/s}$ (slika 13). Skratka, elitni šprinterji minimizirajo vrednosti relativne hitrosti stopala glede na hitrost CTT (Mann, 1985).



Slika 13: Hitrost stopala v fazi opore (Mann, 1985)

V raziskavi (Kuitunen, Komi, in Kyrolainen, 2002) je glavna ugotovitev, da ostane togost (stiffness) sklepa gležnja ista, medtem ko se otrdelost kolenskega sklepa poveča s tekalno hitrostjo. Stefanyshin in Nigg navajata vrednost togosti gležnja: 5.68 Nm/deg pri teku (4 m/s) in 7.38 Nm/deg pri šprintu (7.1–8.4 m/s). V tej raziskavi se vrednosti togosti gležnja ujemajo z rezultati šprinterjev v študiji Stefanyshina in Nigga. Toda v njuni študiji so šprinterji še vedno pospeševali hitrost med meritvami, medtem ko so tekači ohranili konstantno hitrost. Vemo, da je biomehanika teka med pospeševanjem drugačna od maksimalne hitrosti. V tej študiji se je togost kolenskega sklepa povečala iz 17 na 24 Nm/deg in to povečanje je bilo najbolj označeno od 90 % do maksimalne hitrosti. Ta sprememba je vplivala na zmanjšanje upogiba kolenskega sklepa (19° pri 70 % in 13° pri maksimalni hitrosti 8,4 m/s).

Hitrost ekscentrično–koncentričnega ciklusa kaže na učinkovito transformacijo kinetične energije v elastično energijo, pri čemer imata pomembno vlogo elastična in refleksna komponentna mišično–tetivnega kompleksa. Čim krajša je faza raztezanja mišično tetivnega sistema, čim manjša je amplituda gibanja v gležnju, tem večji je izkoristek elastične energije (Bosco in sod.1995; Mero in sod., 2006).

Pri normalnih obremenitvah se tetiva razteza do 3–4 %. Raztezanje preko te meje, pa povzroča trganje vlaken, nad 8–10 % pa se tetiva popolnoma pretrga (Huiling, 1999).

Tetive in ligamenti se obnašajo kot vzmeti, saj hranijo in sproščajo elastično energijo. Koliko je izgub je predvsem odvisno od predhodne aktivnosti tetive, zato so izgube v povprečju med 5–12 %. Te izgube se pretvorijo v toplotno-kemično energijo (slika 16).

V raziskavi (Wilson in Goodship, 1994), kjer so merili temperaturo tetive pri galopu konj, so ugotovili, da temperatura naraste vse do 45 °C. Tako visoka temperatura pa vpliva na celice-fibroblaste, kolagenske molekule, ki so osnovni gradnik tetive. Posledica je lahko degenerativna sprememba jedra tetiv.

Kompleks mišice m. gastrocnemius, ahilove tetive in ligamenti stopala so dejavniki, ki v največji meri vplivajo na ohranjenje elastične energije pri šprintu. Elastične lastnosti pri teku varčujejo z energijo tako, da prenašajo energijo iz enega koraka v naslednjega. Za lažjo predstavbo si vzamemo odboj žoge. Ko žoga prileti na tla, sile trka deformirajo žogo in takrat se v njo shrani elastična energija, ki se kasneje pretvori nazaj v kinetično energijo. Pri tem se žoga odbije v zrak. Enako se dogaja pri sprintu, kjer gre za ohranjanje kinetične, potencialne in notranje energije pri postavitivi stopala.

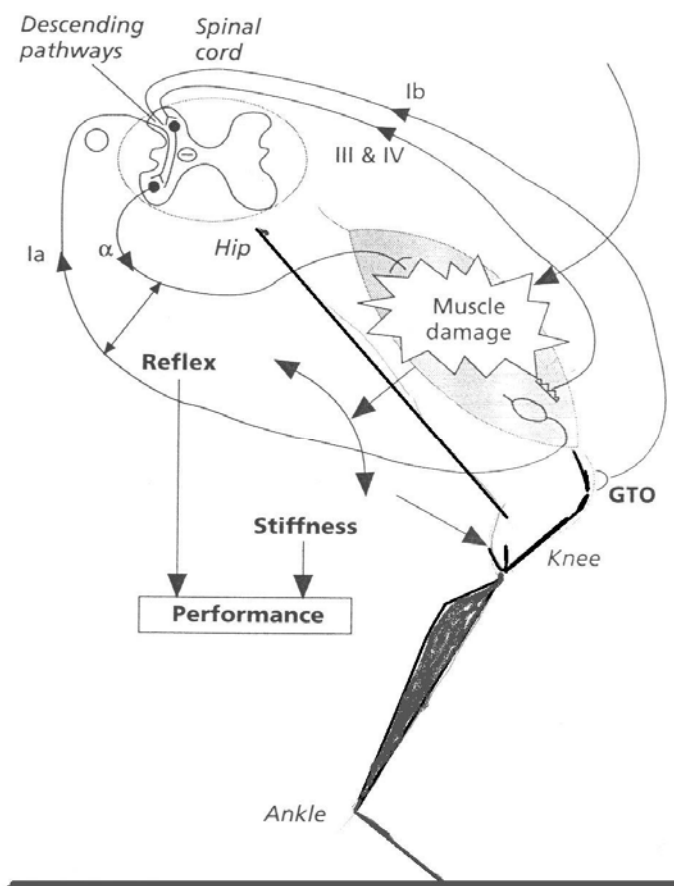
Pri študijah oporne faze v maksimalni hitrosti Mann in Sprague (1980) ter Mann (1981) navajajo, da so plantarni fleksorji aktivni tekom te faze, opazen je premik aktivacije fleksorjev kolena proti ekstenzorjem kolena takoj po stiku stopala s podlago. Ekstenzorji kolka pa so dominantni od trenutka stika s podlago pa vse do sredine oporne faze.

Dvosklepne mišice znatno doprinašajo k transferju sil od proksimalnih proti distalnim sklepom. To pomeni, da se delo, ki ga opravijo monoartikularne mišice kolka, prenaša do gležnja in na podlago. Na ta način je sila na podlago zelo velika, kljub temu da imajo distalni sklepi razmeroma šibko muskulaturo. Tako je proizvedena moč v kolku rezultat v začetnem delu oporne faze. Velikost moči plantarnih fleksorjev je zelo pomembna v ustvarjanju horizontalne hitrosti teka, v začetnem kot nadaljevalnem delu šprinterskega teka.

2.6 NEVROMIŠIČNI DEJAVNIKI OPORNE FAZE

Med tekom se mišice spodnje okončine izmenično raztegujejo in krčijo z uporabo elastičnega potenciala mišic in kit. Ta fenomen se nanaša na dobro dokumentirane mišične funkcije, imenovane raztegovalno-skrčevalni cikel. Prednost takega obnašanja mišic v naravnem gibanju je bilo znano že na koncu 19. stoletja in je bilo intenzivno študirano s strani mnogih raziskovalcev med zadnjimi desetletji. Mehanika mišične funkcije je pogosto opisana tako, da se upira apliciranemu raztegu. Ta tako imenovana trdota (stiffness) (k) je izračunana z deljenjem spremembe v sili s spremembo v dolžini ($\Delta F/\Delta l$) (Kuitunen, Komi, in Kyrolainen, 2002).

Predaktivacija *m.gastrocnemius* se začne že 100 ms pred dotikom tal. Poleg predaktivacije ima pomembno vlogo za povečanje mišične togosti po dotiku tal in s tem večjega izkoristka elastične moči tudi kratka latenca refleksa na nateg. Povečana mišična togost omogoča, da pride do večjega prenosa elastične energije iz ekscentrične kontrakcije v koncentrično kontrakcijo. Aktivnost *m.gastrocnemiusa* se močno poveča 34–45 ms po dotiku tal, kar je posledica refleksov kratke latence (slika 14).



Slika 14: Delovanje živčnega sistema v oporni fazi (Zatsiorsky, 2000)

V fazi kontakta pride do raztezanja mišično-tetivnega sistema, pri čemer se shranjena elastična energija izkoristi v obliki učinkovite propulzije tekaškega koraka. Glavni amortizer je m.guadriceps, ki akumulira delovanje sile teže, delo mišic goleni in stopala. V tem trenutku prihaja do poškodb zadnjih stegenskih mišic, ki se odraža v fazi leta. Vzrok tiči v slabi moči mišic stopala, gležnja in goleni, v primerjavi moči zadnje lože in sprednje stegenske mišice (Mero in sod., 1986).

S tem pomembnost kontrakcije med plantarnimi fleksorji in dorzalnimi fleksorji mišic, pred dotikom tal, kot tudi med kolenskimi iztegovalkami in kolenskimi upogibalnimi mišicami igra veliko vlogo pri togosti sklepov in s tem celo nogo pripravijo na kontakt s tlemi. Mišična aktivacija plantarnih fleksorjev in kolenskih iztegovalk se poveča med predaktivacijsko fazo, v skladu s povečanjem hitrosti. Predaktivacija teh mišic pa je povečala otrdelost mišično kitnega sistema, da bi toleriral in absorbiral obremenitve velikih sil na začetku kontakta s tlemi. Poleg tega predaktivacija m.triceps surae skupaj z refleksom na nateg zagotovi visoko mišično togost, da bi podprlo in odlepilo telo od tal, kot sta ugotovila Komi in Gollhofer. Ta povečana aktivacija s strani raztegovalnega refleksa je tudi vidna v tej raziskavi v m.soleus, kjer aktivacija doseže vrh pri 50 ms po začetku kontaktne faze. Tako ima večja togost skočnega sklepa pri šprintu manjšo porabo kemične energije v mišicah m.gastrocnemius-lateralis, m.gastrocnemius-medialis in m.soleus (Kuitunen, Komi, in Kyrolainen, 2002).

Če vzamemo v zakup elektromehansko zamudo za 13–15 ms, potem bi se mehanski odgovor na raztegovalni refleks pojavil 60–70 ms po začetku kontakta. Povprečni kontaktni časi so bili 130 ms pri 70 % in 94 ms pri maksimalni tekalni hitrosti. Torej se odgovor na mehanični efekt refleksa na nateg pojavi na koncu zaviralne faze ali pri zgodnji (push-off) fazi šprinta – slika 14 (Kuitunen, Komi, in Kyrolainen, 2002).

2.6.1 KONTAKTNI ČAS

Luhtanen in Komi (1980) delita fazo kontakta šprinterskega koraka na zaviralni del in pospeševalni del. Seštevek obeh delov je totalni kontaktni čas.

V fazi maksimalne hitrosti je čas kontakne faze 85 do 90 ms ob vertikalni komponenti sile reakcije podlage 1400 do 2100 N (Mero in sod., 1992).

Cikel šprinterskega koraka elitnih šprinterjev svetovnega razreda, kjer je hitrost 10 m/s in več, je korak sestavljen iz 80 % faze leta in 20 % faze opore (Novacheck, 1998).

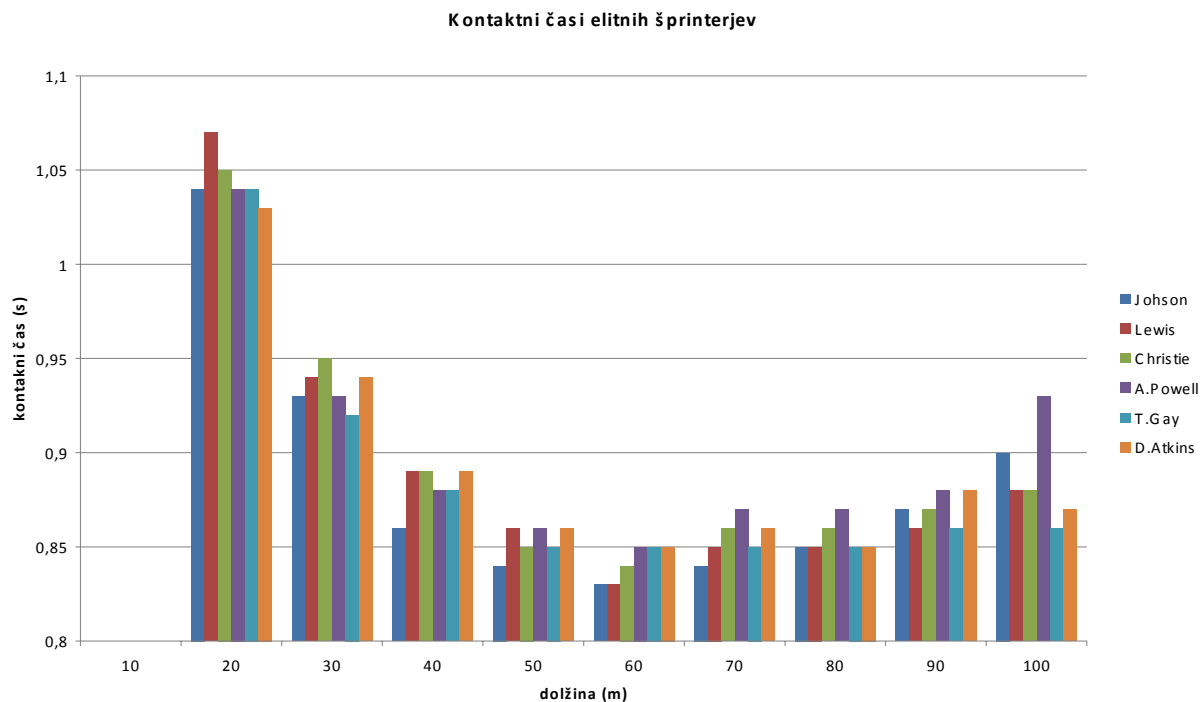
Ker nastane vrh sil tako hitro po začetku s tlemi, raztezni refleksni sistem nima dovolj časa, da bi postal popolnoma aktiven. Visoka predaktivacija zavzema pomembno vlogo pri večanju togosti v mišicah za premagovanje sunka sil. Predlagano je, da igrata visoka predaktivacija in refleksna moč pomembno vlogo pri vzdrževanju togosti v mišicah med in takoj po sledečem odzivu. S tem je izkoristek elastičnosti pokazal kot pomemben pri večanju razvoja sil med kontaktom (Mero, Komi, 1986).

Raziskave so pokazale, da so vrhunski sprinterji v opori na tleh manj časa kot povprečni (Mann, 1985).

Hay in Reid navajata (1988), da imajo elitni šprinterji kontaktni čas od 0,07 do 0,09 sekund v maksimalni hitrosti teka. Do podobnih rezultatov kontaktnih časov elitnih šprinterjev 0,09 sekund so prišli tudi Mero, Luhtanen in Komi (1986).

Razlog je naslednji: vrhunski tekači proizvajajo tako velike sile, da se od tal odlepijo hitreje kot manj učinkoviti povprečni šprinterji. Kljub temu, da udov skozi zrak ne premikajo bistveno hitreje kot povprečni tekači, se vrhunski šprinterji odlikujejo z višjo frekvenco zato, ker znajo skrajšati oporni čas (Weyand in sodelavci, 2000).

To pa predstavlja za šprinterja precejšen izziv, saj mora v vedno krajšem času razvijati vedno večje sile. Ni pomembna le velikost sile ampak tudi smer delovanja sile. Ko atlet v fazi pospeševanja razvije maksimalno hitrost, se bo telo v smeri naprej gibalo z enako hitrostjo, le dokler bodo zunanje in notranje sile, ki delujejo nanj, uravnotežene. Če tekač razvija dovolj velike vertikalne sile, lažje ohranja zagon in hitrost. V predaktivacijski in fazi sprednjega dotika se pokaže, kako pomembno je optimizirati mehanske dejavnike, ki vplivajo na razvijanje sile. Nujno je, da tekač obvlada mehaniko šprinta, saj tako zagotavlja sile, ki jih razvija živčno-mišični sistem. Rezultat kompleksnega delovanja pa se odraža v kinematiki šprinterskega koraka.



Graf 6: Kontaktni časi elitnih šprinterjev (AE, ITO in SUZUKI, 1992)

Z razdaljo in razvojem hitrosti, se nižajo kontaktni časi vse do 60 m, kjer dosežejo tudi najnižje vrednosti. Ob koncu teka na 100 m, v zadnjih 20 m pa prihaja do povišanja kontaktnih časov; vzrok je v centralni in periferni utrujenosti živčnega sistema (graf 6).

Raziskava Weyanda in sodelavcev, (2000) govori, da hitrost teka v največji meri določa sila, s katero tekač deluje na podlago. Šprinter mora v čim krajšem času razviti čim večjo silo, pri tem pa ohraniti hitrost. Tako mora šprinter na tla delovati z večjo silo, posledica tega pa je podaljšanje koraka. Če vse drugo ostaja enako (hitrost stopal, višina CTT), večji pritisk na podlago povzroči večji premik v horizontalne smeri naprej. Posledica tega pa je zvišanje frekvence koraka, ki je v močni korelaciji s kontaktnim časom.

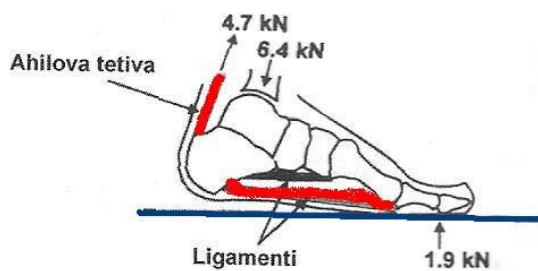
Preglednica 14: Analiza kontaktnih časov

Dolžina (m)	JOHNSON		LEWIS		CHRISTIE	
	Čas (s)	Kontaktni čas (s)	Čas (s)	Kontaktni čas (s)	Čas (s)	Kontaktni čas (s)
10	1,83		1,89		1,92	
20	2,87	1,04	2,96	1,07	2,97	1,05
30	3,80	0,93	3,90	0,94	3,92	0,95
40	4,66	0,86	4,79	0,89	4,81	0,89
50	5,50	0,84	5,65	0,86	5,66	0,85
60	6,33	0,83	6,48	0,83	6,50	0,84
70	7,17	0,84	7,33	0,85	7,36	0,86
80	8,02	0,85	8,18	0,85	8,22	0,86
90	8,89	0,87	9,04	0,86	9,09	0,87
100	9,79	0,90	9,92	0,88	9,97	0,88

Raziskava Haya in Reida (1988) potrjuje, da elitni šprinterji dosegajo nizke vrednosti kontaktnih časov (0,83–1,05 sekund). S tem elitni šprinterji v primerjavi s počasnejšimi v fazi pospeševanja uporabljajo več sile v smeri naprej in manj navzgor. Rečemo, da se bolj silovito potiskajo naprej (preglednica 14).

Sila reakcije podlage, ki deluje na tekačevo nogo, je največja na sredini faze opore. Takrat sta kinetična in gravitacijska potencialna energija najmanjši. V tem trenutku so navori okoli kolena in gležnja največji. Enako je tudi s silo na stopalni lok in elastično energijo v ligamentih stopala.

Ker, R.F., Bennett, M.B., Bibby, S.R., Kester, R.C. in Alexander R.McN (1987) so izmerili, da se približno 78 % vložene energije shrani v elastično energijo v fazi opore. Takrat pride zaradi velik sil do znižanja stopalnega loka, pri tem pa pride do velikih obremenitev plantarnih ligamentov (slika 15).

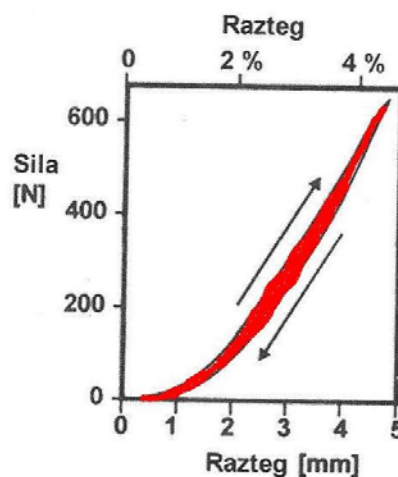


Slika 15: Delovanje sil (Alexander, 2000)

Največja sila reakcije podlage v kontaktni fazi nastopi 10 ms do 40ms po dotiku stopala s podlago. Da bi mišice ekstenzorjev nog lahko prenesle tako veliko silo, morajo biti ustrezno predaktivirane in hkrati mora biti vključen mehanizem refleks na nateg, ki zagotavlja potrebno togost mišic. Velika korelacija v času kontakta je med mišico tipa II vastus lateralis in povprečno rezultanto propulzivne sile (Mero & Komi, 1992).

Visoka napetost gleženjskega sklepa lahko skrajša čas kontakta s tlemi in tako poveča mehanično učinkovitost gibanja (Kuitunen, Komi, in Kyrolainen, 2002).

Skrajšanje kontaktnih časov in povečana frekvenca korakov sta v povezavi s povečano funkcionalno sposobnostjo razteznih refleksov ter majhnih sprememb kota v kolenu in skočnem sklepu v fazi opore. Ta dva dejavnika pa zahtevata tudi večjo funkcionalno sposobnost živčno-mišičnega sistema. Kratek in hiter razteg v kratkem času ter velika sila na koncu raztegnitve, ustvari dobre pogoje za izkoristek kitno-mišične elastičnosti. Bolj toge mišice okoli sklepa kolena povzročijo v fazi opore večje potencialne sile, ki so potrebne kasneje v fazi odziva. Tako je poraba kemične energije v tem segmentu manjša. Vsi ti pogoji so pomembni pri razvoju sile v ahilovi tetivi, ker prihaja drugače do velikih histereznih izgub - toplotna energija. Površina histerezne zanke se poveča in posledica tega so vnetja ahilovih tetiv, višji kontaktni časi in nazadnje slabši rezultat v špritu (slika 16).



Slika 16: Histerezna zanka v ahilovi tetivi (Alexsander, 2000)

Povečana koaktivacija agonistov in antagonistov (m. vastus lateralis–m. biceps femoris, m. gastrocnemius–m. tibialis anterior), pred dotikom in po dotiku stopala s podlago vpliva na povečano togost kolena in skočnega sklepa v trenutku kontakta stopala s tlemi.

V zadnji fazi opore–odriva se aktivnost ekstenzorjev zmanjša na minimum zaradi izredno velike aktivnosti v prejšnjem delu faze.

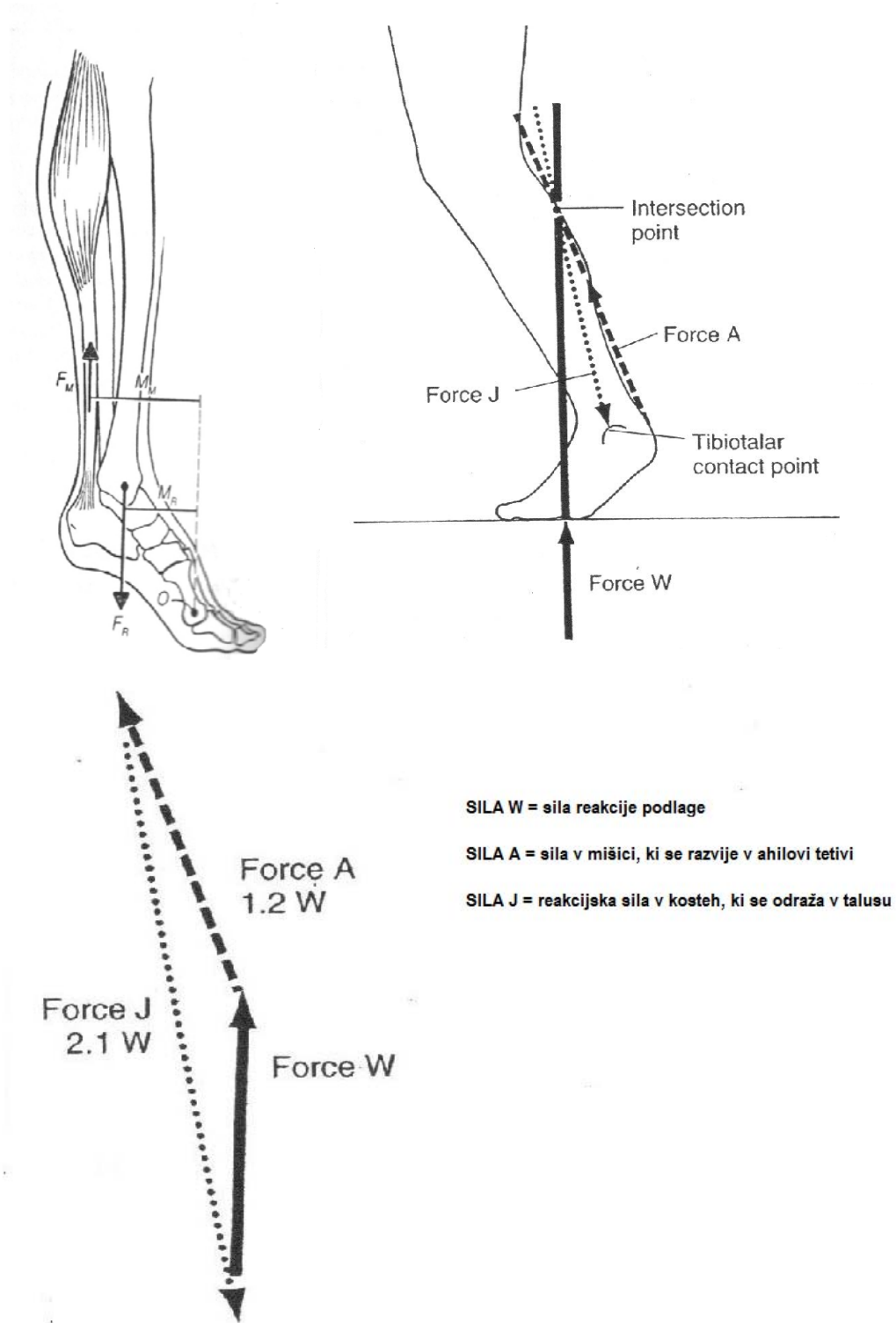
V fazi predaktivacije in v fazi zaviranja plantarnih fleksorjev, ekstenzorji kolena proizvajajo veliko napetost, ki so pasivno prosti v fazi odriva. Rezultat tega je, da se poveča kotna hitrost in moč.

Vsekakor pa odigra veliko vlogo, da šprinter pri doseganju maksimalne hitrosti teka obdrži dovolj veliko kotno hitrost v zadnjem delu oporne faze. Razlog je v medmišični koordinaciji, moči mišic in tehniki teka.

Najbolj je potrebno poudariti aktivacijo ekstenzorjev stegenskih mišic v fazi predaktivacije in v fazi zaviranja ter njihovo koordinacijo z dlje trajajočo aktivacijo mišic hamstring. Vse skupaj se nato odraža v pravilni koaktivaciji mišic kolenskega in skočnega sklepa, ki je potrebna za povečanje togosti. Povečana togost pa povzroča večjo hitrost teka, manjše izgube v zaviralni fazi, boljšo ekonomičnost teka, minimalna nihanja v vertikalni smeri in večjo horizontalno silo ter manjšo porabo kemične energije (Kyrolainen, Belli in Komi, 2001).

Močnejše mišice okoli sklepov blizu gležnja, pomenijo, da količina pozitivnega dela, opravljena s strani plantarnih fleksorjev, ni samoiniciativna. Prisotnost dvosklepnih mišic v nogi dovoljuje razdelitev moči od proksimalnih mišic do mišic v gležnju. S tem se velikost pozitivnega dela gležnja možno odraža v propulzivni sili, v fazi opore in vpliva na celotno koordinacijo šprinterskega koraka. Jasno je, da je magnituda pozitivnega dela opravljena z gležnjem in je odvisna od akcij v nadaljnjem delu kinetične verige ter da je doseg visokih vrednosti najverjetneje rezultat koordiniranih akcij v celem udu. Delo celotnega kolka v zgodnji fazi in gleženjskega sklepa v kasnejši fazi sta kinematični spremenljivki, ki sta bili najbolj pomembni v šprinterski hitrosti (Jacobs, 1992).

V procesu treninga šprinta, je za doseganje maksimalne hitrosti glavno orodje pliometrija, vaje, kot so poskoki iz stopala, hopsanja in tek s poudarjenim odzivom, kjer je potrebna silovita dorzalna fleksija po pristanku na sprednji del stopala. S temi vajami izboljšujemo sposobnost skladiščenja in oddajanja elastične energije mišic in kit (slika 17).



Slika 17: Delovanje sil pri postavitvi stopala v šprintu (Sammarco GJ & Hockenbury R.T 2001).

2.7 ANATOMSKO – FUNKCIONALNA ANALIZA DELOVANJA STOPALA

Gleženj in stopalo pripomoreta k funkciji spodnjega uda, v sestavi katerega vzpostavljata dinamično ravnovesje s tlemi (Olney, 2005). Sklepi in mišice stopala ter gležnja zagotavljajo stabilnost kot tudi gibljivost v končni zgradbi spodnjega uda. V času, ko stojimo, mora stopalo nositi telesno težo z najmanjšo porabo mišične energije (Kisner, Colby, 2002).

Skočni sklep je funkcionalno sestavljen iz treh delov (po Antoliću, 1998)

- **zgornji skočni sklep** (art.talocrurale),
- **spodnji skočni sklep** (art.subtalare) in
- **prečni tarzalni sklep** (art. tarsi transversa)

Zgornji skočni sklep je statistično in dinamično najbolj obremenjen sklep v organizmu in zato v športu tudi največkrat poškodovan. Po statističnih podatkih zajemajo poškodbe gležnja približno 15 % vseh športnih poškodb, v nekaterih športih (nogomet, košarka, in rokomet) celo do 30 % (Mesesnel, 2004).

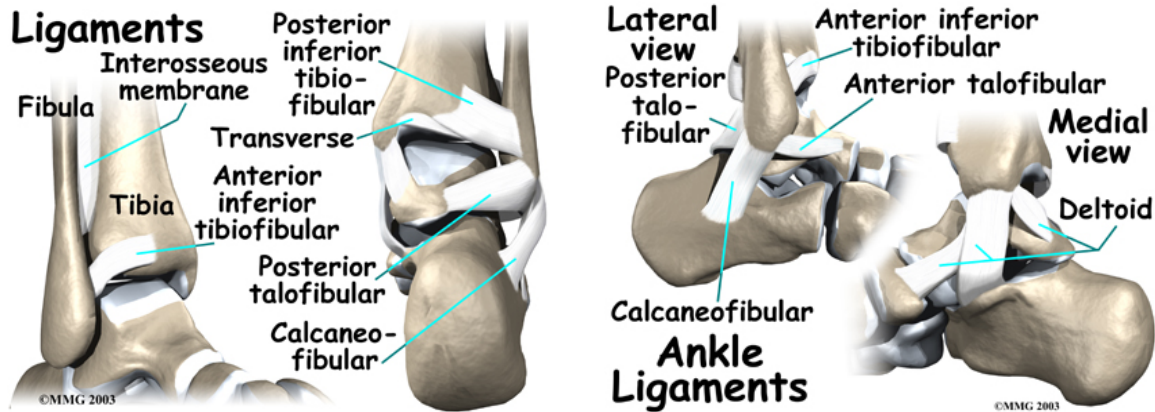


Slika 18: Plantarna fleksija v gležnju

(http://www.eorthopod.com/images/ContentImages/ankle/ankle_anatomy)

Gleženj je najbolj nestabilen v plantarni fleksiji, ki je združena z inverzijo ali everzijo. Ta položaj ima ves čas med tekom, hojo po neravni podlagi in pri športnih aktivnostih. Ocenjujejo, da poškodbe gležnja predstavljajo med 10 % in 15, 5 % vseh poškodb v športu. 85 % teh poškodb pa so zvini gležnja z raztegnitvijo lateralnega ligamentarnega kompleksa–slika 18, 19 (Sammarco, 1995).

Vzrok je vsekakor v nenehnem stiku gležnja s podlago pri športnih aktivnostih. Vse našteje lastnosti, posledice in vzroki so zelo pomembni za lokomocijo, zato jih je smiselno proučevati tako z vidika učinkovitosti kot tudi z vidika varnosti lokomocije (Kerwin, G.D & Dixon J.S. 1999).



Slika 19: Ligamenti v gležnju

(http://www.eorthopod.com/images/ContentImages/ankle/ankle_anatomy).

Gleženj deluje po principu tečaja, vendar je mnogo več kot enostaven tečajast sklep. Gleženj je dejansko zgrajen iz mnogih izredno pomembnih struktur. Edinstvena oblika gležnja naredi gleženj zelo stabilen sklep. Sklep mora biti zelo stabilen, saj mora nositi 1,5-kratno telesno težo, ko hodimo in kar 8-kratno telesno težo pri teku.

Normalna funkcija gležnja je potrebna, da hodimo z lahkotnim in gladkim korakom. Mišice, kite in ligamenti, ki podpirajo gleženj, delujejo istočasno, da poganjajo telo. Pogoji, ki onemogočajo gležnju normalno delovanje, lahko močno otežijo aktivnosti brez bolečin in problemov.

Natančna razdelitev vam bo pomagala razumeti, katere strukture sestavljajo gleženj in kako gleženj deluje.

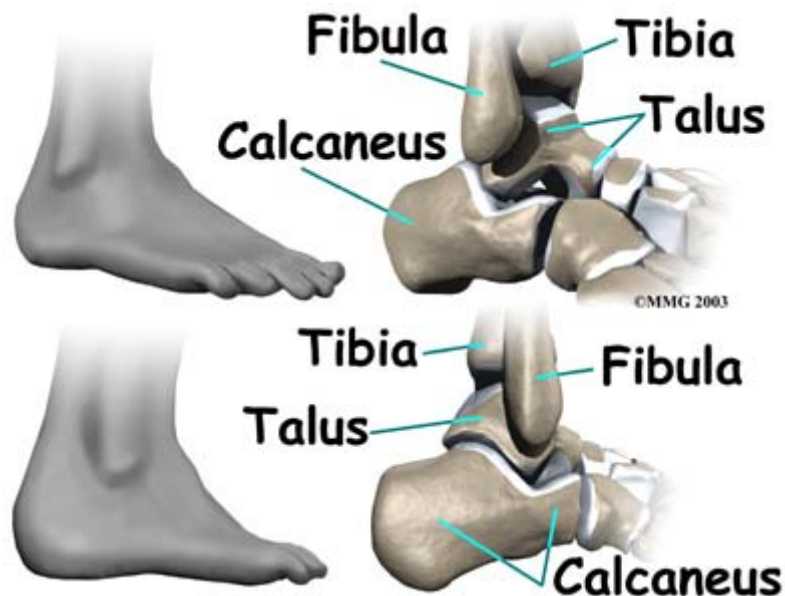
Pomembne strukture gležnja lahko razdelimo v več kategorij. Te vključujejo:

- kosti in sklepe,
- ligamente in kite,
- mišice,
- živce,
- ožilje.

Gornji del stopala imenujemo *dorzalna* površina. Podplat stopala pa imenujemo plantarna površina.

2.7.1 KOSTI IN SKLEPI

Gleženj sestavljajo tri kosti. Skočnica se imenuje *talus*. Vrhnji del talusa se prilega v notranjost sklepne ponvice, ki jo tvorita distalni konec *tibie* (golenica) in *fibula* (piščal). Spodnji del talusa se prilega na *calcaneus* (slika 20).



Slika 20: Kosti gležnja

(http://www.eorthopod.com/images/ContentImages/ankle/ankle_anatomy)

Talus deluje kot tečaj v sklepni ponvici in dovoljuje stopalu gibanje v smeri navzgor (dorzalna fleksija) in navzdol (plantarna fleksija).

V notranjosti sklepa so sklepne površine prekrivane s sklepnim hrustancem. Sklepni hrustanec je struktura, ki omogoča gladko gibanje sklepnih površin v telesu.

Sklepni hrustanec je približno 0,6 cm debeline v večini sklepov ki nosijo telesno težo, kot so gleženj, kolk, koleno. Hrustanec je dovolj mehak, da absorbira udarce, ter deluje kot amortizer, a dovolj močan, da ga imamo vse življenje, če ne pride do mehanskih degenerativnih sprememb zaradi nepravilnih obremenitev.

2.7.2 LIGAMENTI IN KITE

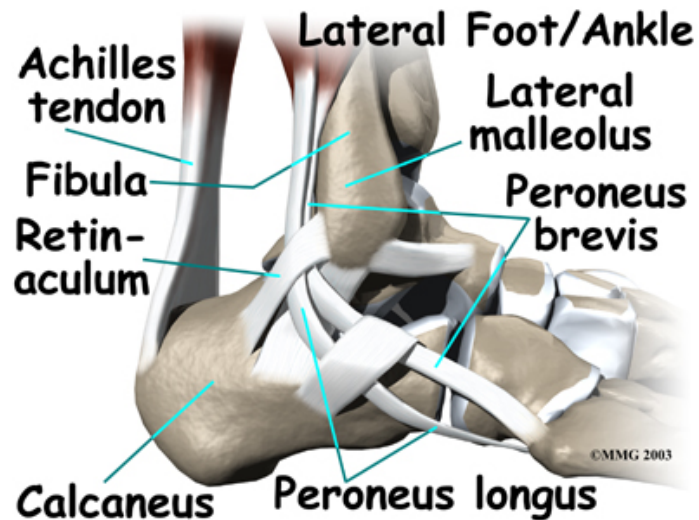
Ligamenti so mehkotkivne strukture, ki povezujejo eno kost z drugo. Ligamenti so zelo podobni kitam. Razlika je v tem, da kite povezujejo mišice s kostmi. Obe strukturi sta zgrajeni iz majhnih vlaken, katerih material je kolagen. Kolagenska vlakna so spletena med sabo tako, da formirajo strukturo, podobno vrvi. Ligamenti in kite so v različnih velikostih, debelina določi njihovo čvrstost.

Ligamenti na obeh straneh gležnja držijo kosti skupaj. Trije ligamenti tvorijo lateralni del v gležnju (*lateralni* pomeni na zunanji strani.) Ta vključuje *anteriorni (sprednji) talofibular ligament (ATFL)*, *calcaneofibularni ligament (CFL)* in *the posteriorni (zadnji) talofibularni ligament (PTFL)*. Debeli ligament, ki ga imenujemo deltoidni ligament, podpira medialno stran gležnja (*medialni* pomeni notranjo stran gležnja).

Ligamenti prav tako podpirajo distalni del noge, kjer tvori tečaj za gleženj. Ta sklop ligamentov podpira sindezmozo, del gležnja, kjer se distalni del golenice in piščali stikata. Trije glavni ligamenti podpirajo to območje. Ligament, ki veže ravno nad sprednjim delom gležnja in veže golenico na piščal, se imenuje *anteriorni inferiorni tibiofibularni ligament (AITFL)*. *Posteriorni fibularni ligamenti* se pripenjajo čez zadnji del golenice in piščali. Ti ligamenti vključujejo *posteriorni inferiorni tibiofibularni ligament (PITFL)* in *transverzalni ligament*. *Interosseous ligament* leži med golenico in piščaljo. (*Interosseous* pomeni med kostmi.) Ligament *interosseus* je dolga ponjava vezivnega tkiva, ki povezuje celotno dolžino golenice in piščal od kolena do gležnja (slika 19).

Ligamenti, ki obdajajo gleženj pomagajo, tvoriti del sklepne ovojnice. Sklepna ovojnica je vodoodporna vrečka, ki obdaja vse sklepe. Zgrajena je iz ligamentov okoli sklepa in mehkotkivnih struktur med ligamenti, ki zapolnijo luknje med ligamenti in tako tvorijo ovojnico.

Gleženj pra vtako podpirajo kite, ki so v bližini sklepa. Velika ahilova tetiva je najpomembnejša kita pri hoji, teku in skakanju. Pritrjuje mišice meč na petnico in nam omogoča dvig na prste. Posterior tibial tendon (zadnja golenična kita) pritrja manjšo mišico meč na spodnji del stopala. Ta kita pomaga podpirati stopalni lok in nam je v pomoč pri gibu stopala navznoter. *Anterior tibial tendon* (sprednja golenična kita) nam omogoča gib navzgor. Dve kiti potekata za laterlanim maleolom. Omenjeni kiti, ki ju imenujemo *peronealis*, nam pomagata pri gibu stopala navzdol in navzven (slika 21).



Slika 21: Lateralni pogled na gleženj

(http://www.eorthopod.com/images/ContentImages/ankle/ankle_anatomy)

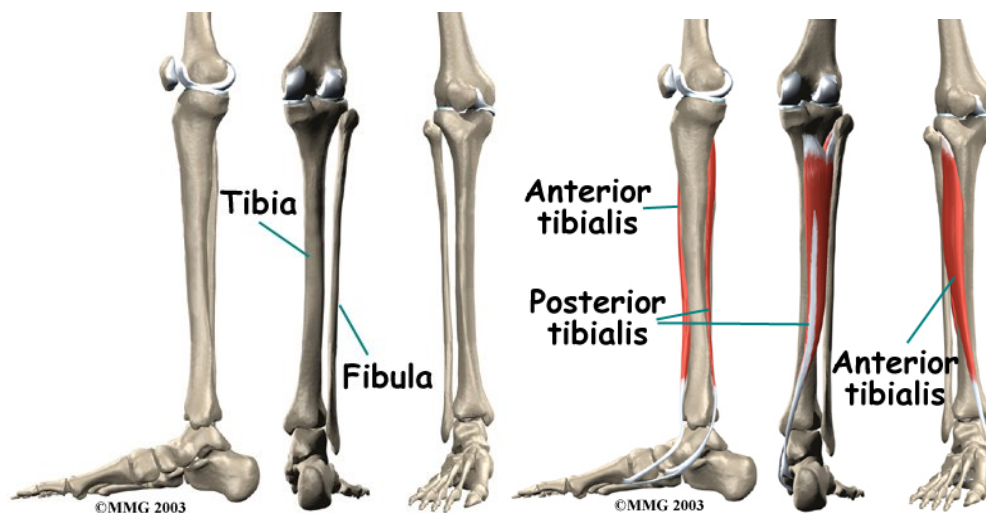
2.7.3 GLEŽENJ – STOPALO FUNKCIONALNA ANATOMIJA

Večino gibanja v gležnju povzročijo močnejše mišice spodnjega dela nog, katerih kite potekajo ob gležnju in se pripenjajo na stopalo. Krčenje mišic v nogah je glavni način premikanja gležnja med hojo, tekom in skakanjem.

Ključne mišice gležnja so:

- Peronealne mišice (*peroneus longus* in *peroneus brevis*) so na zunanjem robu gležnja in stopala delajo gib navzdol in navzven.
- Mečne mišice (*gastrocnemius* and *soleus*) se naraščajo na petnico z ahilovo tetivo. Ko se mečne mišice skrčijo, naredijo gib stopala navzdol.
- Posterior tibialis (sprednja golenična mišica) podpira stopalni lok in pomaga pri gibu stopala navznoter.
- Anterior tibialis (zadajšnja golenična mišica) naredi gib v gležnju navzgor (slika 22).

Gib dorzalne fleksije v obsegu 20° izvede glavna mišica tibialis anterior, sodelujoči sinergisti so mišica m.extensor digitorum longus, m.extensor hallucis longus in m.peroneus tertius. Plantarno fleksijo v obsegu 50° izvajajo mišica m.tibialis posterior inverzijo v obsegu 20°, everzijo v obsegu 15° pa izvajata mišici m.peroneus longus in m.peroneus brevis (Jakoljević in Hlebš, 1998, 1999).



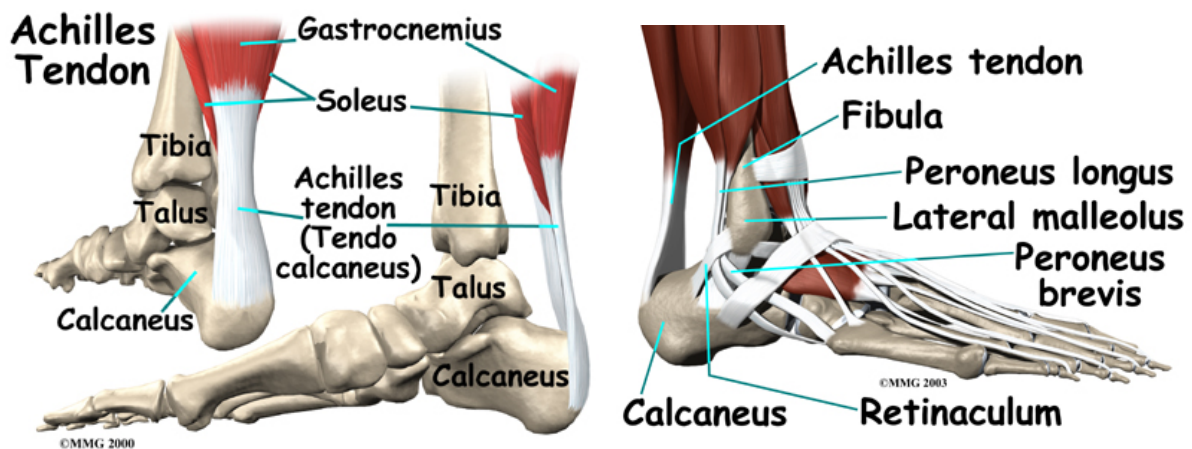
Slika 22: Mišice in kosti goleni

(http://www.eorthopod.com/images/ContentImages/ankle/ankle_anatomy=

Tibialis anterior–sprednja golenična mišica je aktivna skoraj ves čas teka. Najbolj izrazito pa v času postavitve stopala na tla in skozi ves čas faze leta. V prvi fazi opore pomaga pri stabilizaciji skočnega sklepa in zagotavlja togost, v ostalih dveh fazah opore in fazi leta pa skrbi za dorzalno fleksijo v skočnem sklepu (slika 24, 25, 26).

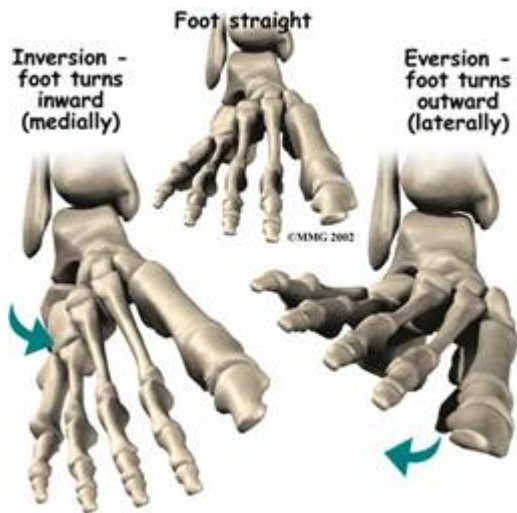
M. gastrocnemius–dvoglava mečna mišica se aktivira v zadnji fazi leta in ostane aktivna ves čas faze opore. V zadnji fazi leta sodeluje z mišico tibialis anterior v stabilizaciji skočnega sklepa. V fazi koncentrične kontrakcije skupaj z mišico soleus izvajata plantarno fleksijo skočnega sklepa v zaključku faze opore v fazo fazo odriva.

Zaradi poševnega položaja osi, ki poteka od zadaj navzdol lateralno in naprej, navzgor in medialno, je dorzalna fleksija v sklepu povezana s pronacijo in abdukcijo–stopalo se dotika tal z medialnim robom–everzija stopala ali valgus položaj. Plantarna fleksija je povezana s supinacijo in addukcijo–stopalo se dotika tal z lateralnim robom–inverzija ali varus položaj (slika 24, 25, 26) (Kobe, 1990).

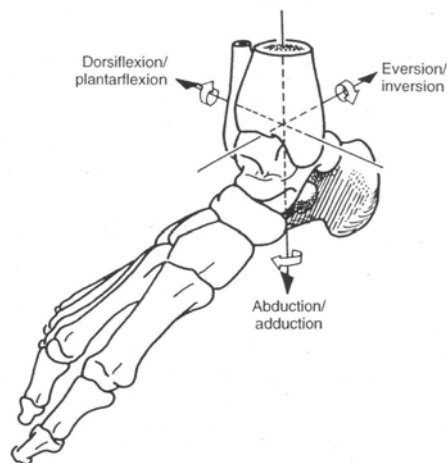


Slika 23: Kitno–mišični sistem gležnja

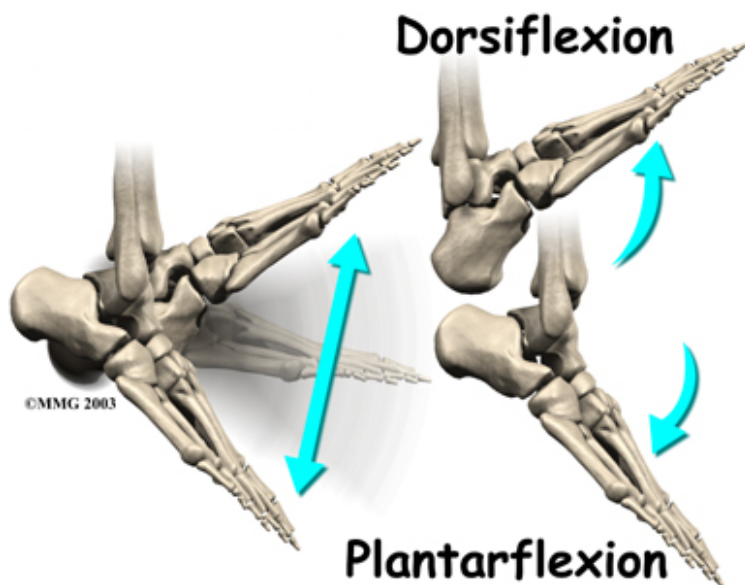
http://www.eorthopod.com/images/ContentImages/ankle/ankle_anatomy



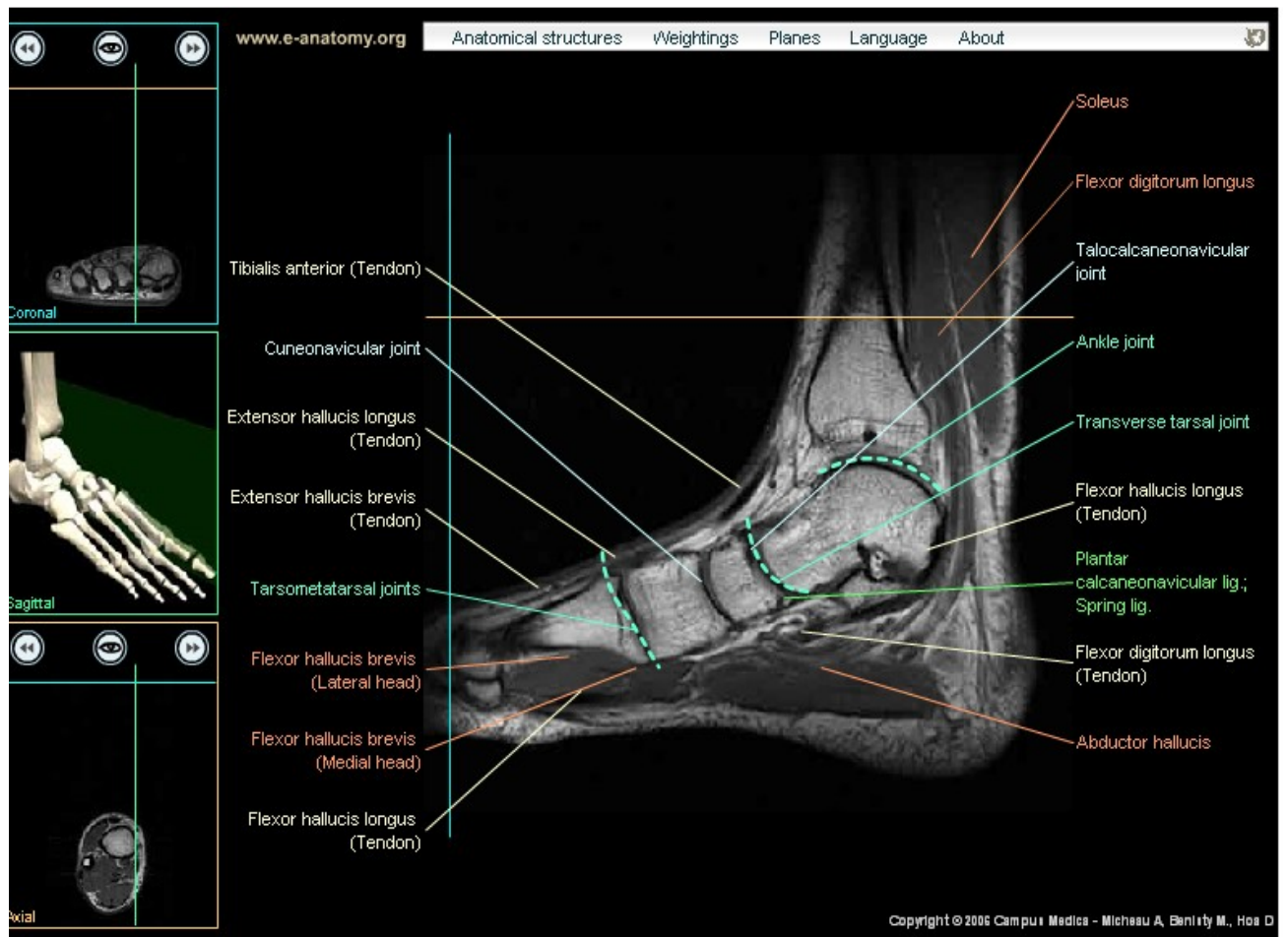
Slika 24: Gibi v gležnju
 (http://www.eorthopod.com/images/ContentImages/ankle/ankle_anatomy).



Slika 25: Gibi v sklepu (Sammarco GJ & Hockenbury R.T 2001).



Slika 26: Gibi v sklepu
 (http://www.eorthopod.com/images/ContentImages/ankle/ankle_anatomy)



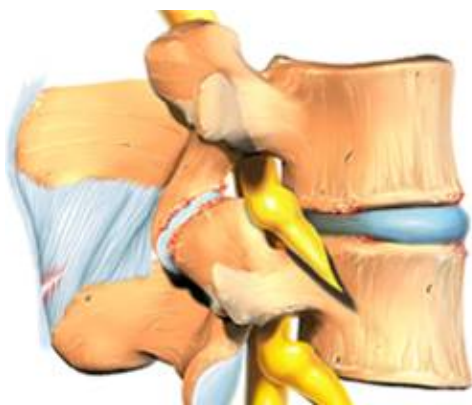
Slika 27: MRI gležnja

2.8 ZAŠČITNA VLOGA GLEŽNJA

Gleženj je izjemno občutljiv del v našem gibalnem sistemu ter zaradi svoje specifične zgradbe in obremenjenosti s silo teže zelo pogosto podvržen poškodbam (Randell, 1998). V povprečju znaša pri vsakem koraku pri hoji obremenitev na celoten gleženj 135–227 kg, kar znaša približno toliko, kot je obremenitev pri kolku. Pri normalni hoji je v fazi polaganja stopala na tla reakcijska sila približno 125 % telesne teže, 200–300 % pri teku in kar 500 % pri skokih. Teoretični izračun prikaže silo, ki deluje na stopalo pri teku s hitrostjo 4,47 m/s, ki znaša 9–13 kratna telesna teža (Reid CD, 1992 in Christopher M, 1999).

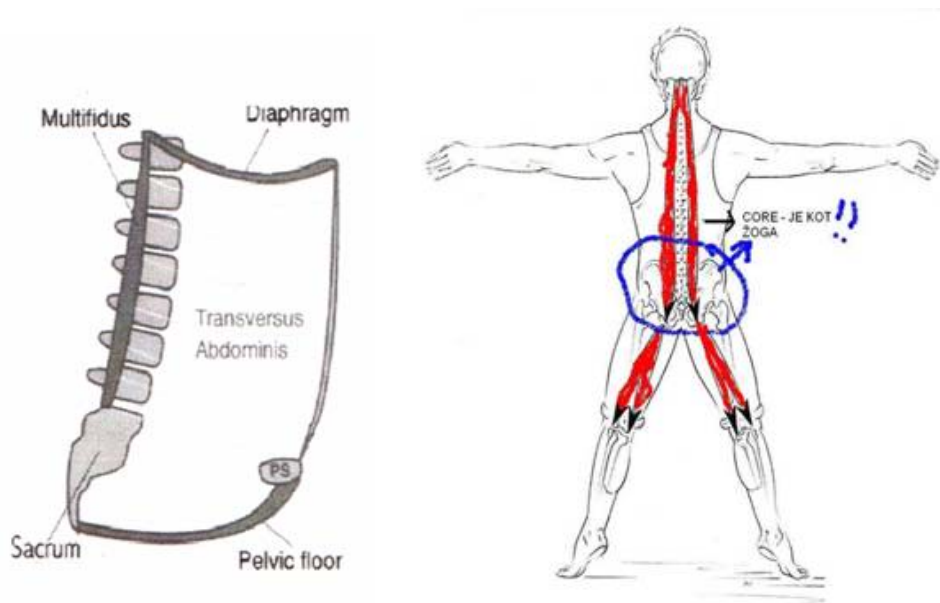
Stopalo je tisti del kinetične verige v telesu, preko katerega se prenaša delo mišic, teža telesa na podlago in reakcija podlage na telo. Gleženj je pomemben člen v zaščiti gibalnega aparata, ščiti nepravilne obremenitve hrbtenice; vse to se odraža v pravilnem delovanju gležnja. Biomehanika gležnja in njegova funkcionalnost omogoča absorpcijsko sposobnost obremenitev pri hoji, teku ali katerikoli športni obremenitvi. Gleženj je najbolj obremenjen sklep v celotni kinematiki šprinterskega koraka. Pri hitrosti 8,4 m/s absorbira 78,6 +/- 17,1 julov, proizvaja pa 106,2 +/- 15,7 julov energije. Na drugem mestu je kolk, ki absorbira 13,6 +/- 18,5 julov, proizvaja pa 61,6 +/- 19,8 julov. Eksperiment je bil narejen na 5 šprinterjih (Stefanyshyn, 1997).

Preko sklepov in kosti se povečana sila, zaradi udarca pete ob podlago, prenaša tudi na kolke in hrbtenico. Povečana mehanska obremenitev hrbtenice povzroči povečano stiskanje medvretenčnih ploščic, pri čemer lahko pride do iztiskanja tekočine, ki se nahaja v njih. Medvretenčne ploščice niso tako dobro prekrvavljene, kot so nekatera druga tkiva (mišice), zato za regeneracijo potrebujejo daljši čas. Njihova nepopolna regeneracija lahko povzroči, da postanejo vse bolj tanjše. Posledica je poslabšanje elastičnih lastnosti, s čimer se poslabša blaženje udarcev, ki se prenašajo po hrbtenici do glave. Tanjšanje medvretenčnih ploščic zmanjša razmak med sosednjima vretencema (slika 28).



Slika 28: Vretence (Franklin, 2004)

Zaradi tega lahko pride pri upogibanju hrbtenice do stikov delov vretenc, kar lahko povzroči krušenje le-teh ali celo zlom prečnega ali trnastega odrastka. Tanjšanje medvretenčnih ploščic povzroča tudi njihovo deformacijo. Njihova površina se poveča in lahko začne pritiskati na živce, ki potekajo po hrbtenici. Nadaljnje povečano obremenjevanje medvretenčnih ploščic lahko povzroči popuščanje njihovih zunanjih sten. Pri tem lahko nastane raztrganina, skozi katero del medvretenčnega tkiva zdrsne iz svojega položaja in pri tem še dodatno pritisne na živec. Pri blagi obliki se lahko težave pozdravijo s počitkom, v hujših primerih pa je potreben kirurški poseg, pri katerem odstranijo tkivo medvretenčne ploščice, ki je pogledalo skozi raztrganino.

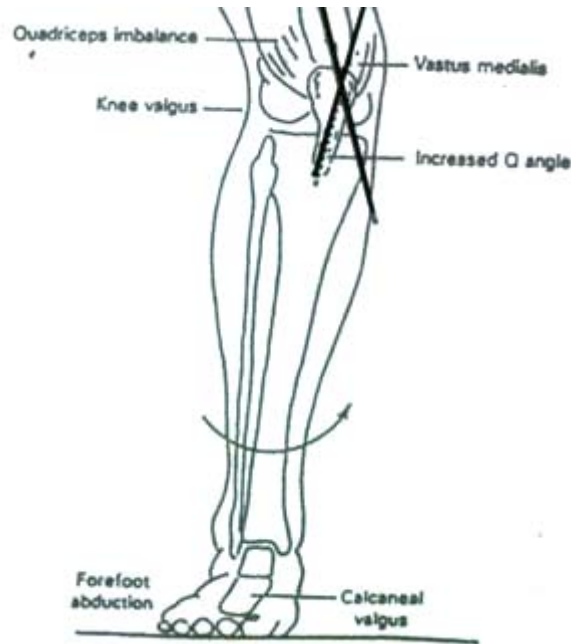


Slika 29: Jedro trupa (Franklin, 2004).

Medvretenčne ploščice niso edine, ki skrbijo za elastičnost hrbtenice. Pomagajo jim globoki stabilizatorji trupa ter mišice trebušnega steznika. Hrbtne mišice obeh skupin potekajo tik ob hrbtenici in povezujejo posamezna vretenca ali več vretenc skupaj. Njihova šibkost lahko povzroči nepravilna ali prevelika gibanja v vretenčnih sklepih, pri čemer lahko pride do poškodb mišic ali celo vretenc. Trebušne mišice pomagajo medvretenčnim ploščicam tako, da zagotavljajo mišični steznik (slika 29).

Njihova aktivacija poveča intraabdominalni pritisk, s čimer zagotovijo dodatno oporo hrbtenici. Pri tem zmanjšajo pritisk na medvretenčne ploščice v povprečju za 20 %, v ekstremnih premerih pa tudi do 40 % (Zatsiorsky, 1995).

Ustrezno delovanje in uporaba skočnega sklepa lahko pomeni zaščito gibalnega aparata in notranjih organov telesa. Udarci pete ob podlago, ki se lahko pojavljajo pri teku, poskokih, so lahko velika nevarnost za gibalni aparat in notranje organe. Kadar pride do nepravilnih obremenitev, se pojavi velika sila na sklepnih površinah gležnja, ki je posledica dotika pete s podlago. To povzroči, da se stopalni lok zniža, kar povzroča pronacijo stopala.



Slika 30: Funcionalnost gležnja v teku

Pronacija stopala povzroči tudi zasuk goleni navzven in ustrezno rotacijo v kolenskem sklepu (slika 30). Posledica tega je močna obremenitev kolenskih vezi in neenakomerna porazdelitev sile na sklepnih površinah kolena in s tem možnost povečane obrabe le-teh (Dolenec, 1997).

Kako okrepiti stopalo – gleženj, je pomembnega pomena v šprinterskem teku. Do danes je bilo narejenih le malo raziskav (Balogun in sodelavci, 1992; Gollhofer in sodelavci, 2000, Gruber in Gollhofer, 2004), ki so ugotavljali vplive senzomotorične vadbe na spremembe v mišični moči, mnogo bolj pa so le-ti poznani pri vadbi z bremenimi. Na kratkotrajno povečanje moči pri netreniranih osebah, ki so izvajale vadbe za moč, bolj verjetno vplivajo živčni mehanizmi kot pa hipertrofija mišic (Semmler in Enoka, 2000).

3. CILJI NALOGE

Cilj diplomskega dela je opredeliti kinematične značilnosti šprinterskega koraka pri maksimalni hitrosti, dveh sprinterjev različnih kvalitativnih ravni.

1. Opredeliti kinematične značilnosti šprinterskega koraka pri maksimalni hitrosti dveh sprinterjev

Podatke smo zbirali s pomočjo meritev in iz obstoječe domače in tuje literature.

Zanima nas, ali obstajajo razlike v navedenih spremenljivkah med sprinterji različnega ranga: med sprinterji, ki 100 m pretečejo hitreje od 10 s, in tistimi, ki pretečejo 100 m med 10 sekund in 10,5 sekundam ter ostalimi. Podatke v delu želim zbrati in prikazati na način, da bodo uporabni za načrtovanje trenajnega procesa sprinterja.

4. METODE DELA

4.1 VZOREC MERJENCEV

Vzorec merjencev sestavljata dva šprinterja. Merjenec A-Matic Osovníkar (M. O.), vrhunski šprinter na 60, 100 in 200 m, trenutno najhitrejši v Sloveniji in tretji z zadnjega evropskega prvenstva v atletiki (2006) v disciplini 100 m šprint. Njegov osebni rekord na 100 m je 10,14 sekund in na 60 m je 6,58 sekund. Star je 28 let, visok 179 cm in tehta 77 kg.

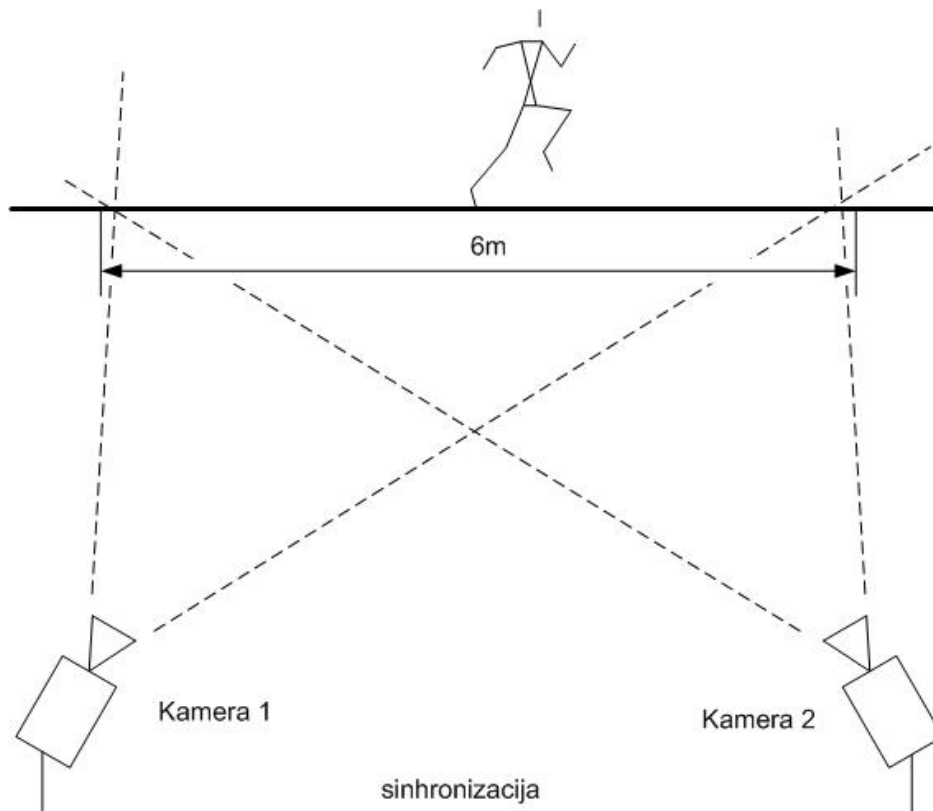
Merjenec B-Uroš Jelen (U. J) povprečni slovenski šprinter, ki ima osebni rekord na 100 m je 11,18 sekund in na 60 m je 7,08 sekund. Star je 26 let, visok 181 cm in tehta 86 kg.

Med njima in zbrano literaturo bo narejena primerjava v kinematičnih parametrih šprinterskega koraka.

4.2 IZVEDBA MERSKEGA POSTOPKA

Kinematična analiza tehnike teka v dvodimezionalnem prostoru je bila izvedena v laboratorijskih pogojih, v dvorani na preprogi iz umetnih materialov. Pri maksimalni hitrosti teka, ki je bila dosežena po 30 m, smo analizirali delovanje leve noge šprinterja U. J. Uporabili smo Photron video kamero s frekvenco 2000 Hz. Kamera je bila postavljena pravokotno na smer teka. Za digitalizacijo je atlet oblekel temen dres, na katerega smo nalepili markerje. Uporabili smo 3-segmentni model, sestavljen iz stopala, goleni in stegna leve noge. Segmentni model noge smo določili s pomočjo antropometričnih točk vrha stopala, gležnja, kolena in kolka. Izbrane točke smo digitalizirali s pomočjo sistema za kinematično analizo APAS (Ariel Performance Analysis System). Obdelane koordinate smo pogladili z drsečim povprečjem 10 posnetkov.

Kinematična analiza tehnike teka, šprinterja M. O. v 3D prostoru je bila izvedena v kontroliranih trenajnih pogojih na atletskem stadionu na tartanski podlagi. Pri maksimalni hitrosti teka, ki je bila dosežena po 50 m, smo analizirali tehniko tekaškega koraka merjenca A. Uporabili smo dve kameri DVCAM (DSR-300PK), ki snemata s PAL standardom pri ločljivosti (720 x 576 točk) s frekvenco snemanja 50 Hz. Kameri sta bili postavljeni pod kotom 45 ° in 135 ° glede na smer teka (skica 2).



Skica 2: Skica merskega postopka

Uporabili smo 7-segmentni model, sestavljen iz stopala, goleni in stegna leve in desne noge ter kolčne osi. Segmentni model smo določili s pomočjo antropometričnih točk vrha stopala, gležnja, kolena in kolka. Izbrane točke smo digitalizirali s pomočjo sistema za kinematično analizo APAS (Ariel Performance Analysis System). Obdelane koordinate smo pogladili z digitalnim filtrom 7 Hz.

Ostale podatke smo pridobili iz literature, ki obravnava opisan problem.

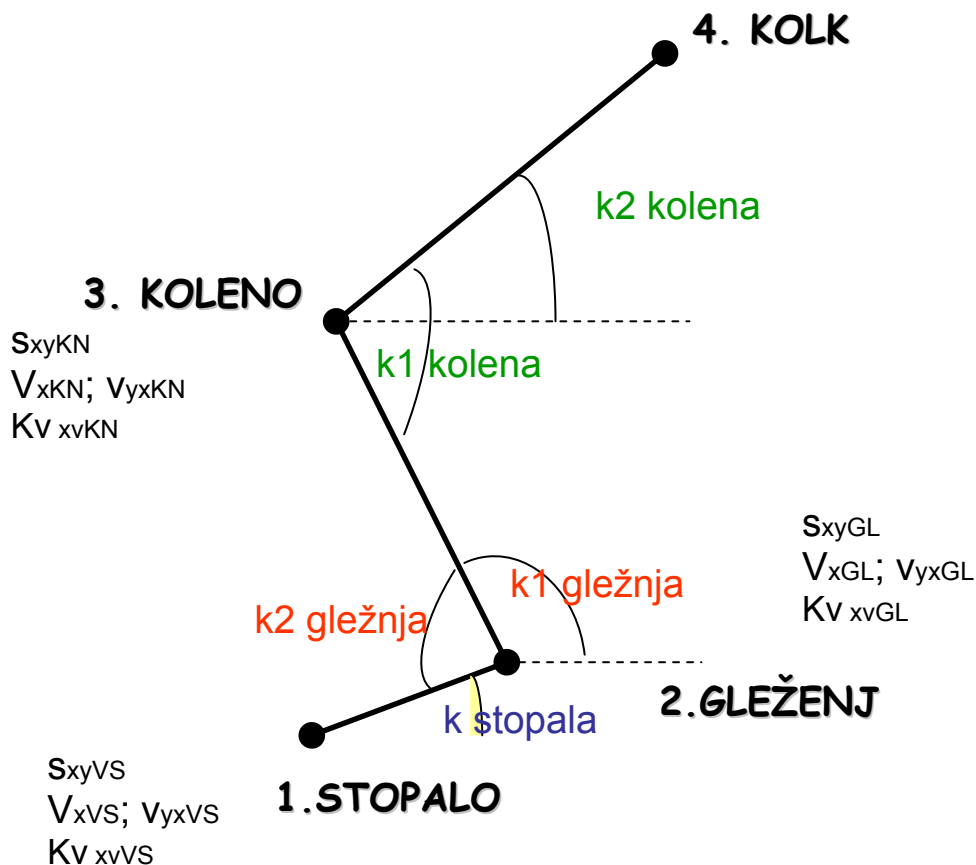
4.3 VZOREC SPREMENLJIVK

Vzorec spremenljivk predstavljajo izbrane poti, koti, hitrosti in kotne hitrosti gibanja spodnjih okončin v naslednjih fazah šprinterskega teka:

- faza amortizacije
- faza leta
- faza odriva

Preglednica 15 : Seznam antropometričnih točk telesa in parametri

1	vrh desnega stopala	dVS	PARAMETRI	
2	desni gleženj	dGL	pot	s
3	desno koleno	KN	hitrost segmentov	v
4	desni kolk	dKO	koti	k
5	vrh levega stopala	IVS	kotna hitrost	kv
6	levi gleženj	IGL		
7	levo koleno	IKN		
8	levi kolk	IKO		



Skica 3: Skica antropometričnih točk, koti segmentov in koti med segmenti

4.3.1 KINEMATIČNE SPREMENLJIVKE

Vzorec kinematičnih spremenljivk predstavljajo izbrane poti, koti, hitrosti in kotne hitrosti.

1. DKOR–dolžina koraka (cm)
2. TKON–kontaktni čas (s)
3. TFO–čas faze opore

4. SPREDNJA OPORA in ZADNJA OPORA

4. 1 KOORDINATE vseh segmentov LEVE IN DESNE NOGE

- SXGL – x-koordinate gležnja
- SXKN – x-koordinate kolena
- SXKO – x-koordinate kolka
- SYGL – y-koordinate gležnja
- SYKN – y-koordinate kolena
- SYKO – y-koordinate kolka
- SZGL – z-koordinate gležnja
- SZKN – z-koordinate kolena
- SZKO – z-koordinate kolka

4.2 HITROSTI VSEH SEGMENTOV LEVE IN DESNE NOGE:

- VGL – hitrost gležnja
- VKN – hitrost kolena

4.3 KOT V SKLEPU LEVE IN DESNE NOGE:

- KKN – kot v kolenu (o)
- KGL – kot v gležnju (o).

4.4 KOTNA HITROST:

- KVGL – kotna hitrost gležnja (o/s)
- KVKN – kotna hitrost kolena (o/s)
- KVGO – kotna hitrost goleni (o/s)
- KVSE – kotna hitrost stegna (o/s)
- KVST – kotna hitrost stopala (o/s)

4.4 NAČIN ZBIRANJA IN METODE OBDELAVE PODATKOV

1. Podatki so bili zbrani s pomočjo dveh raziskovalnih projektov opisanih v poglavju opis merskega postopka in s primerjalno analizo obstoječe domače in tuje literature.
2. Podatki so bili obdelani po standardni metodi obdelave, kot jo zahteva APAS (The Ariel Performance Analysis System), programska oprema za 2D in 3D kinematične obdelave. Zbrane podatke smo nato primerjali na različne načine (zbirne tabele, grafične primerjave in primerjave značilnih položajev).

4.4.1 FORMULE ZA IZRAČUN

TEŽIŠČE SEGMENTA

Po antropometričnih tabelah se težišče segmenta izračuna takole:

$$x = (x_{dist.} - x_{proks.}) \cdot k_{proks.} + x_{proks.} \quad (1)$$

X	x-koordinata težišča segmenta
x _{dist.}	x-koordinata distalnega dela segmenta
x _{proks.}	x-koordinata proksimalnega dela segmenta
k _{proks.}	x-koeficient za proksimalni del segmenta

$$y = (y_{dist.} - y_{proks.}) \cdot k_{proks.} + y_{proks.} \quad (2)$$

Y	y-koordinata težišča segmenta
y _{dist.}	y-koordinata distalnega dela segmenta
y _{proks.}	y-koordinata proksimalnega dela segmenta
y _{proks.}	koeficient za proksimalni del segmenta

LINEARNA APROKSIMACIJA

Hitrosti se iz danih podatkov z linearno aproksimacijo izračunajo takole:

$$v_x(i) = \frac{x(i+1) - x(i-1)}{2\Delta t} \quad (3)$$

$v_x(i)$ – hitrost v smeri x določene točke modela za dani posnetek

$x(i+1)$ – lega markerja ali težišča en posnetek za izbranim

$x(i-1)$ – lega markerja ali težišča en posnetek pred izbranim

Δt – čas med dvema zaporednima posnetkoma (0,0005 s)

$$v_y(i) = \frac{y(i+1) - y(i-1)}{2\Delta t} \quad (4)$$

$v_y(i)$ – hitrost v smeri y določene točke modela za dani posnetek

$y(i+1)$ – lega markerja ali težišča en posnetek za izbranim

$y(i-1)$ – lega markerja ali težišča en posnetek pred izbranim

Δt – čas med dvema zaporednima posnetkoma (0,0005 s)

KOTI

Iz dobljenih podatkov nagibe na podlago izračunamo takole:

$$k(i) = a \tan \frac{y_{proks}(i) - y_{dist}(i)}{x_{proks}(i) - x_{dist}(i)} \quad (5)$$

$k(i)$ – kot segmenta v izbranem časovnem trenutku

$y_{dist}(i)$ – y-koordinata distalnega dela segmenta

$y_{proks}(i)$ – y-koordinata proksimalnega dela segmenta

$x_{dist}(i)$ – x-koordinata distalnega dela segmenta

$x_{proks}(i)$ – x-koordinata proksimalnega dela segmenta

Kot pa izračunamo takole:

$$k_{gleznja} = 180^\circ - k_{goleni} + k_{stopala} \quad (6)$$

$$k_{kolena} = 180^\circ - k_{goleni} + k_{stegna}$$

KOTNA HITROST

$$kv = \frac{k_{konecскеpa}(i+1) - k_{zacetekскеpa}(i-1)}{2\Delta t} \quad (7)$$

5. REZULTATI

Osredotočili smo se na kinematične spremenljivke v oporni fazi, in to so: hitrosti segmentov, kote, kotno hitrost in koordinate položaja. Rezultati so predstavljeni za šprinterja M. O. in šprinterja U. J.

Preglednica 16: Matic Osovníkar, DOTIK LEVE NOGE v času 0,08 sek

Segment	3D Hitrost (m/s)	3D Kotna hitrost (°/s)	3D Kot (°)	Koordinate položaja X (m)	Koordinate položaja Y (m)	Koordinate položaja Z (m)
<i>L prsti</i>	1,95			0,21	0,09	1,68
<i>L gleženj</i>	2,39	-503,97	116,35	0,094	0,1	1,70
<i>L koleno</i>	5,72	-33,98	157,85	0,096	0,49	1,74
<i>L kolk</i>	9,70			-0,05	0,90	1,71
D prsti	15,22			-0,35	0,74	1,57
D gleženj	14,24	65	152,42	-0,18	0,738	1,54
D koleno	16,12	-248,8	31,43	0,18	0,56	1,52
D kolk	10,59			-0,03	0,89	1,54



Slika 31: Skeletni model–začetek dotika leve noge

Preglednica 17: Matic Osovníkar, KONEC DOTIKA LEVE NOGE v času 0,16 sek

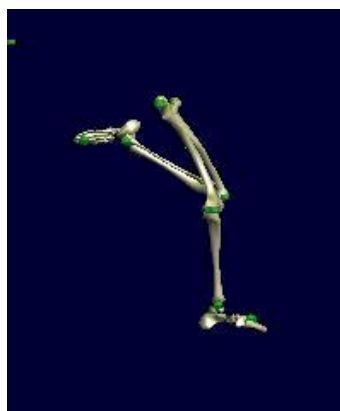
Segment	3D Hitrost (m/s)	3D Kotna hitrost (°/s)	3D Kot (°)	Koordinate položaja X (m)	Koordinate položaja Y (m)	Koordinate položaja Z (m)
<i>L prsti</i>	3,67			0,246	0,06	1,685
<i>L gleženj</i>	6,64	825,23	133,52	0,247	0,2	1,68
<i>L koleno</i>	7,74	-133,75	161,74	0,55	0,49	1,69
<i>L kolk</i>	10,45			0,76	0,88	1,77
D prsti	21,58			1,07	0,33	1,6
D gleženj	18,18	-299,19	145,27	1,04	0,47	1,58
D koleno	10,26	1141,04	70,96	1,2	0,86	1,56
D kolk	9,95			0,8	0,89	1,56



Slika 32: Skeletni model–konec dotika leve noge

Preglednica 18: Matic Osovnikar; DOTIK DESNE NOGE v času 0,3 sek

Segment	3D Hitrost (m/s)	3D Kotna hitrost (°/s)	3D Kot (°)	Koordinate položaja X (m)	Koordinate položaja Y (m)	Koordinate položaja Z (m)
<i>L prsti</i>	15,17			1,86	0,67	1,61
<i>L gleženj</i>	14,62	-359,95	143,2	2,01	0,7	1,64
<i>L koleno</i>	15,77	-497,86	39,42	2,4	0,55	1,68
<i>L kolk</i>	10,76			2,19	0,9	1,72
D prsti	2,84			2,47	0,047	1,53
D gleženj	2,55	-362,68	125	2,36	0,11	1,54
D koleno	6,08	-131,93	167,2	2,32	0,49	1,52
D kolk	9,95			2,20	0,91	1,55



Slika 33: Skeletni model–začetek dotika desne noge

Preglednica 19: Matic Osovnikar, KONEC DOTIKA DESNE NOGE v času 0,38 sek

Segment	3D Hitrost (m/s)	3D Kotna hitrost (°/s)	3D Kot (°)	Koordinate položaja X (m)	Koordinate položaja Y (m)	Koordinate položaja Z (m)
<i>L prsti</i>	20,43			3,25	0,36	1,67
<i>L gleženj</i>	17,99	17,58	132,1	3,22	0,49	1,66
<i>L koleno</i>	11,04	874,11	59,5	3,46	0,84	1,67
<i>L kolk</i>	11,23			3,04	0,87	1,66
D prsti	3,38			2,51	0,05	1,55
D gleženj	6,64	1081,1	134,09	2,5	0,19	1,53
D koleno	7,91	-158,68	163,56	2,78	0,48	1,51
D kolk	10,41			3,00	0,87	1,53



Slika 34: Skeletni model–konec dotika desne noge

Preglednica 20: Uroš Jelen, DOTIK LEVE NOGE v času 0,035sek

2D analiza:

Segment	Hitrost (m/s)			Kotna hitrost (°/s)	Kot (°)	Koordinate položaja X (m)	Koordinate položaja Y (m)
	v _x	v _y	2D				
<i>L prsti</i>	-1,12	-0,09	1,12			1,54	-0,08
<i>L gleženj</i>	-2,24	-1,88	2,92		133,78	1,69	0,028
<i>L koleno</i>	-5,62	-1,31	5,75			1,76	0,46
<i>L kolk</i>							
<i>L stopalo</i>	-1,68	-1,39	2,18	-42,24	35,55	1,62	-0,027
<i>L golen</i>	-3,93	-1,6	4,24	443,84	81,77	1,73	0,25
<i>L stegno</i>							



Slika 35: Skeletni model–začetek dotika leve noge

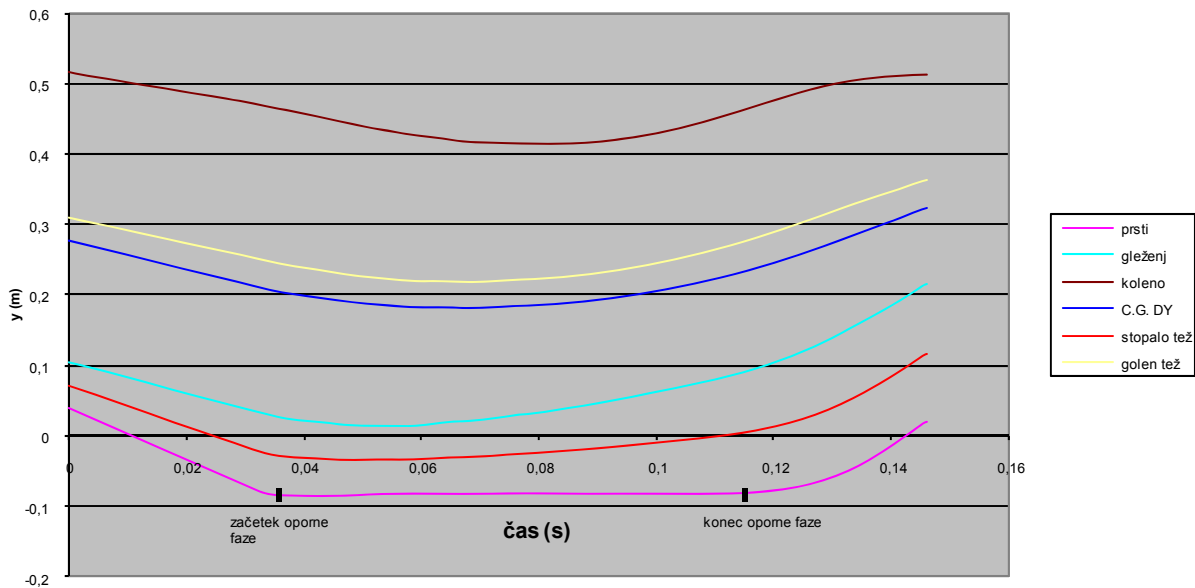
Preglednica 21: Uroš Jelen, KONEC DOTIKA LEVE NOGE v času 0,114sek

2D analiza

Segment	Hitrost (m/s)			Kotna hitrost (°/s)	Kot (°)	Koordinate položaja X (m)	Koordinate položaja Y (m)
	v _x	v _y	2D				
<i>L prsti</i>	0,2	1,31	1,15			1,45	-0,08
<i>L gleženj</i>	3,09	2,51	3,98	598,83	128,7	1,38	0,08
<i>L koleno</i>	6,14	1,34	6,28	157,85	162,82	1,6	0,46
<i>L kolk</i>	11,01	0,22	11,01			1,71	0,94
<i>L stopalo</i>				-1018,26	291,47		
<i>L golen</i>				-419,43	240,18		
<i>L stegno</i>				-577,29	257,35		



Slika 36: Skeletni model–konec dotika leve noge



Graf 7: Trajektorije izbranih točk v oporni fazi šprinterskega koraka U. J. po višini.

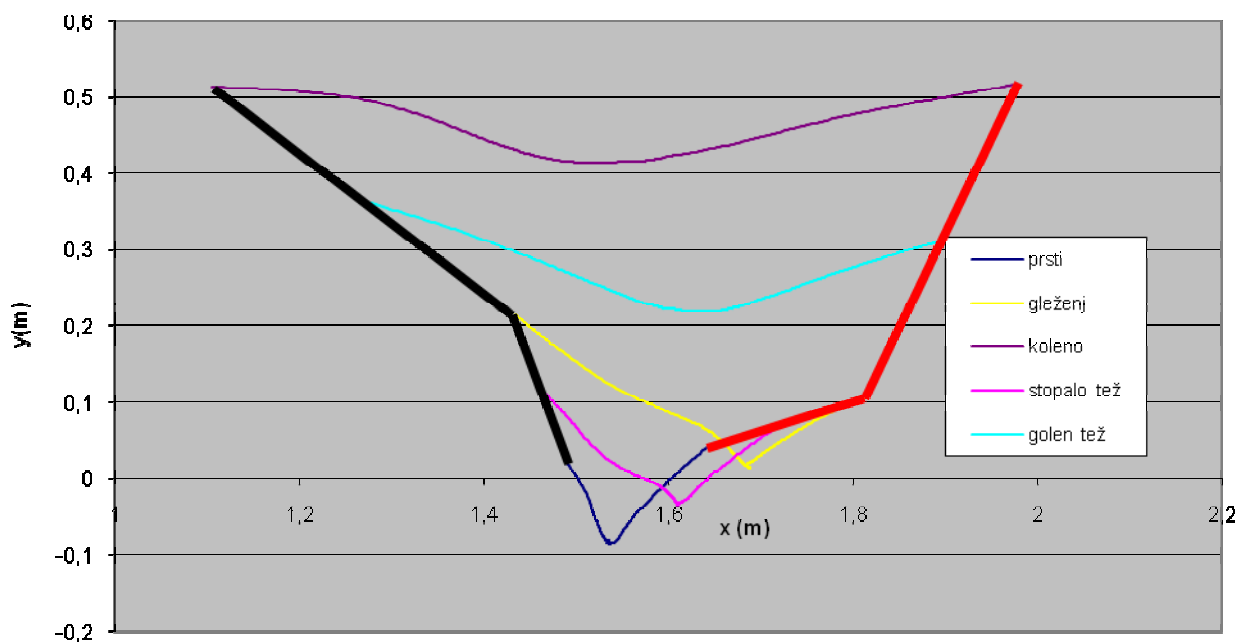
Podatki koordinat točk prstov (graf 7) kažejo, da imajo prsti stik s podlago v času 0,035 sek in jo zapustijo v času 0,114 sekund, torej traja faza opore 0,079 sekund (graf 9). C.G. DY je koordinata skupnega težišča stopala in goleni v ravnini Y. Ob tem velja ponoviti, da so kontaktni časi najboljših šprinterjev od 0,07 do 0,09 sekunde (Hay in Red 1988), torej je kontaktni čas oporne faze šprinterja U. J. zelo dober.

Hipoteza, ki pravi, da bi moralo zaviranje biti minimizirano, je popularna pri nekaterih raziskovalcih (Mero, 1985) in temelji na predpostavki, da bi nižja vrednost zaviranja rezultirala v manjši izgubi v horizontalni hitrosti zgodaj v fazi drže. Ampak pomanjkanje dokazov je povzročilo, da nekateri raziskovalci priporočajo previdnost. Na primer Putnam in Kozey sta opozorila, da bi lahko bila zaviralna sila povezana z drugimi pomembnimi mehničnimi faktorji šprinta. Na primer, zaviralna sila bi lahko bila vpletena v shranjevanje elastične energije, čeprav so ugotovili, da je relativni zaviralni impulz prispeval k majhni proporciji (7 %) spremembe v maksimalni hitrosti. Vendar pa se ne, če so hitrejši atleti minimizirali njihovo velikost (magnitudo) zaviranja, in prav tako ne moremo izključiti, da bi zaviranje lahko imelo nekaj prednosti (Thelen, 2005). Potrebne so nadaljnje raziskave, da bi pregledali te zadeve.

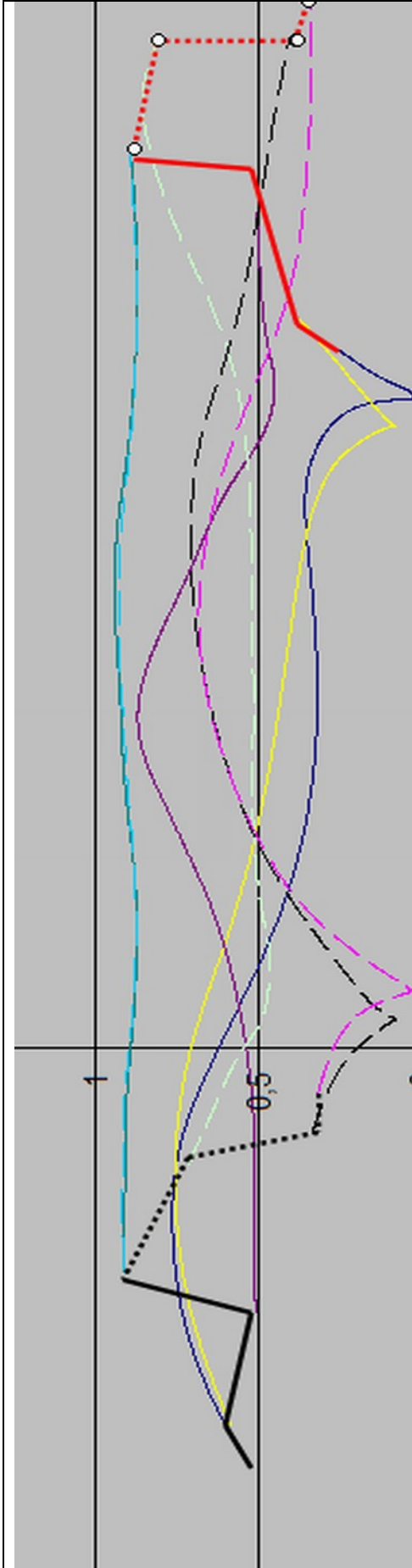
5.1 KINEMATIČNA ANALIZA ŠPRINTERSKEGA KORAKA

5.1.1 TRAJEKTORIJE

Trajektorije spodnjega dela leve noge s težišči teh segmentov so prikazane na grafu 10. Z rdečo je narisana noga na začetku snemanja (rdeče), črno pa na koncu (stopalo in golen, od markerja do markerja). Predvsem iz podatkov o prstih, težišču stopala in gležnju je vidno gibanje tega segmenta v ključni fazi šprinterskega koraka, to je v fazi opore.



Graf 8: Trajektorije markerjev in težišč leve noge U. J.



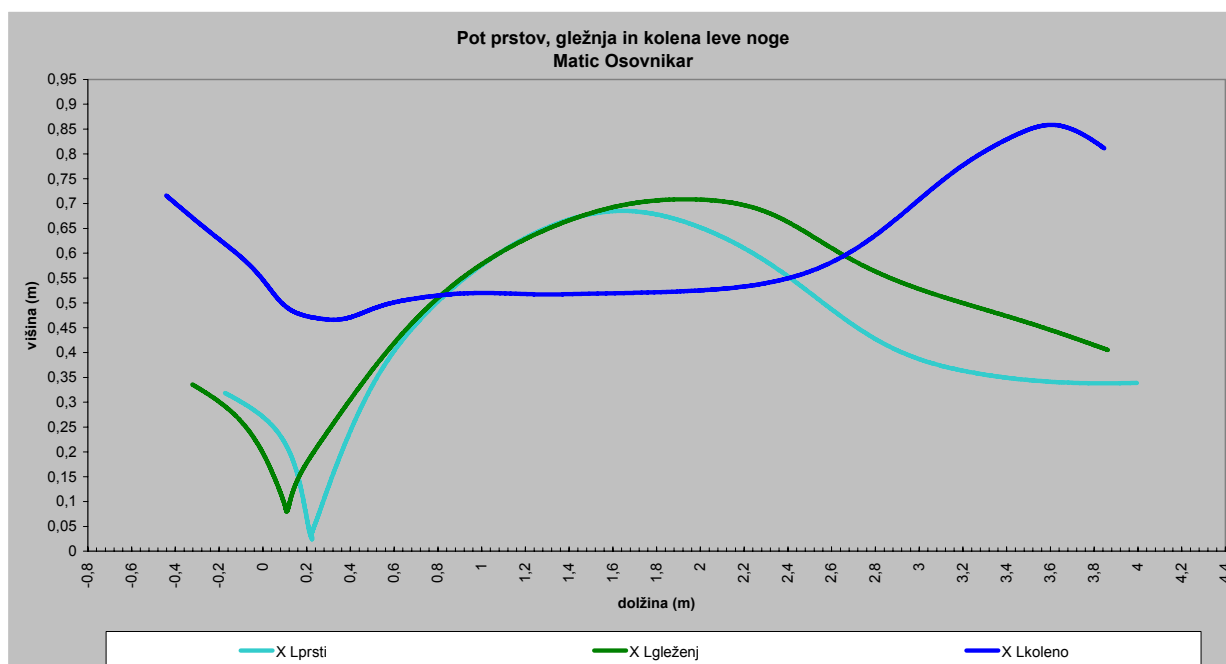
Slika 37: Trajektorije šprinterskega koraka M. O.

Podobno kot pri grafu 10 lahko spremljamo delovanje leve noge merjenca M. O. na sliki 37.



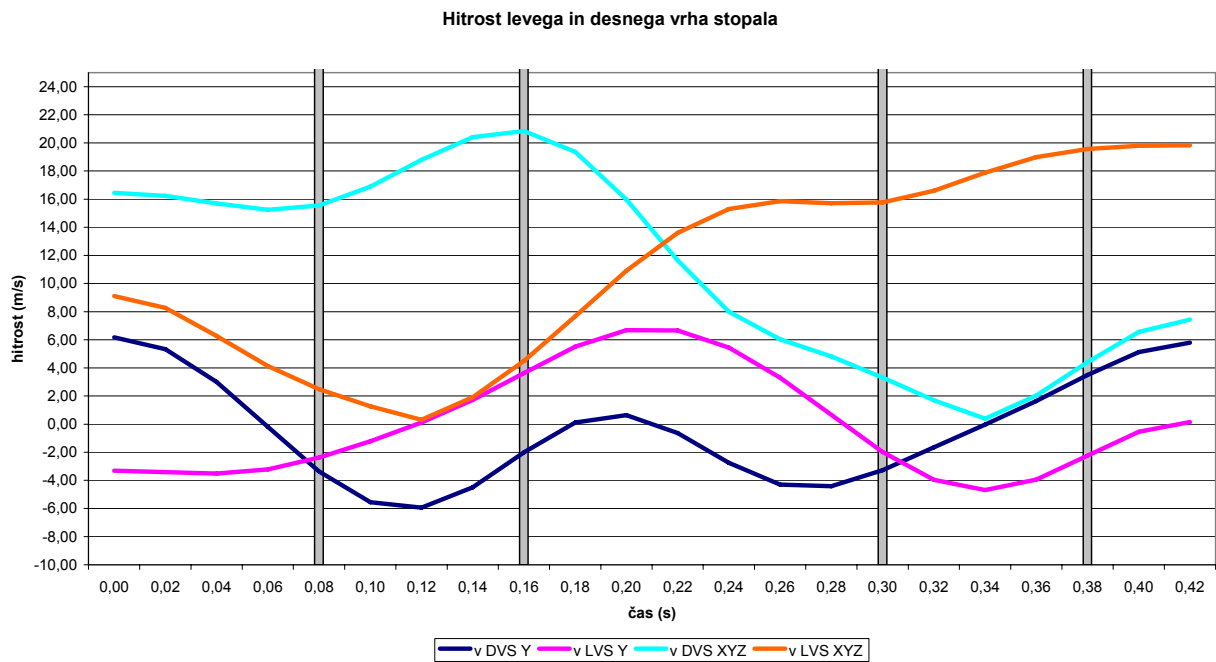
Graf 9: Trajektorije posameznih sklepov desne noge M. O.

Grafa 9 in 10 prikazujeta trajektorijo gibanja posamezne okončine skozi vse faze šprinterskega teka. S temi grafi se lahko natančno oceni razmerje delovanja med levo in desno okončino.



Graf 10: Trajektorije posameznih sklepov leve noge M. O.

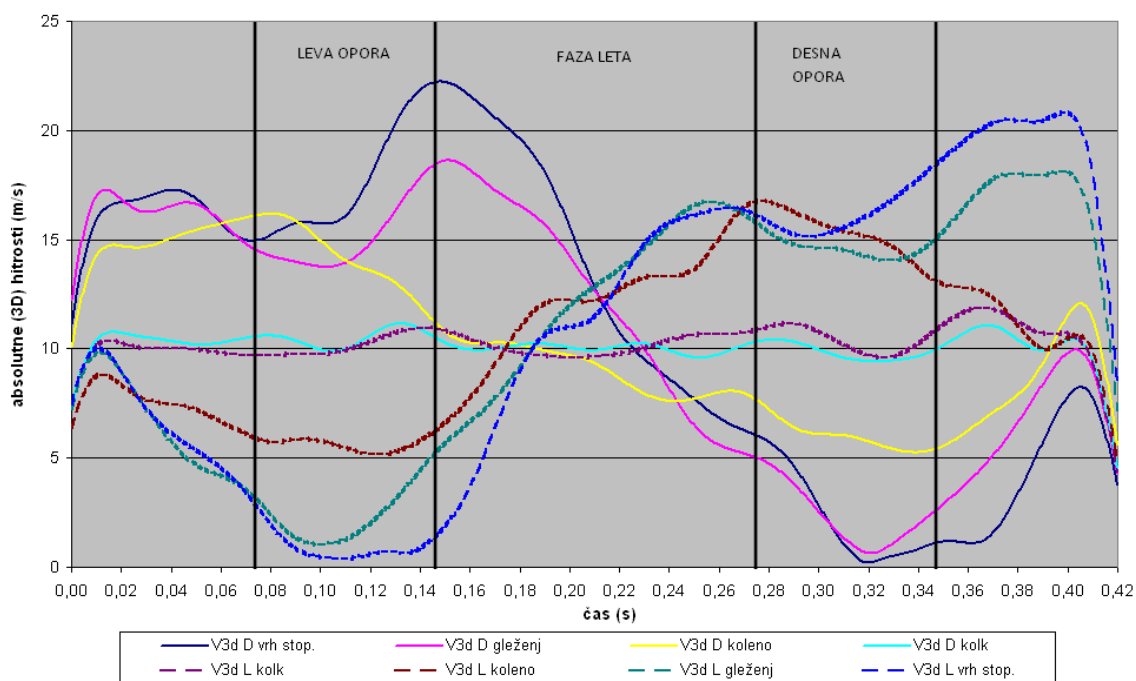
Delovanje stopala je najpomembnejše v fazi predaktivacije in v fazi opore. Zato smo s tem grafom prikazali delovanje posameznega stopala v vseh fazah in s tem dobili razmerje med levim in desnim stopalom (graf 11).



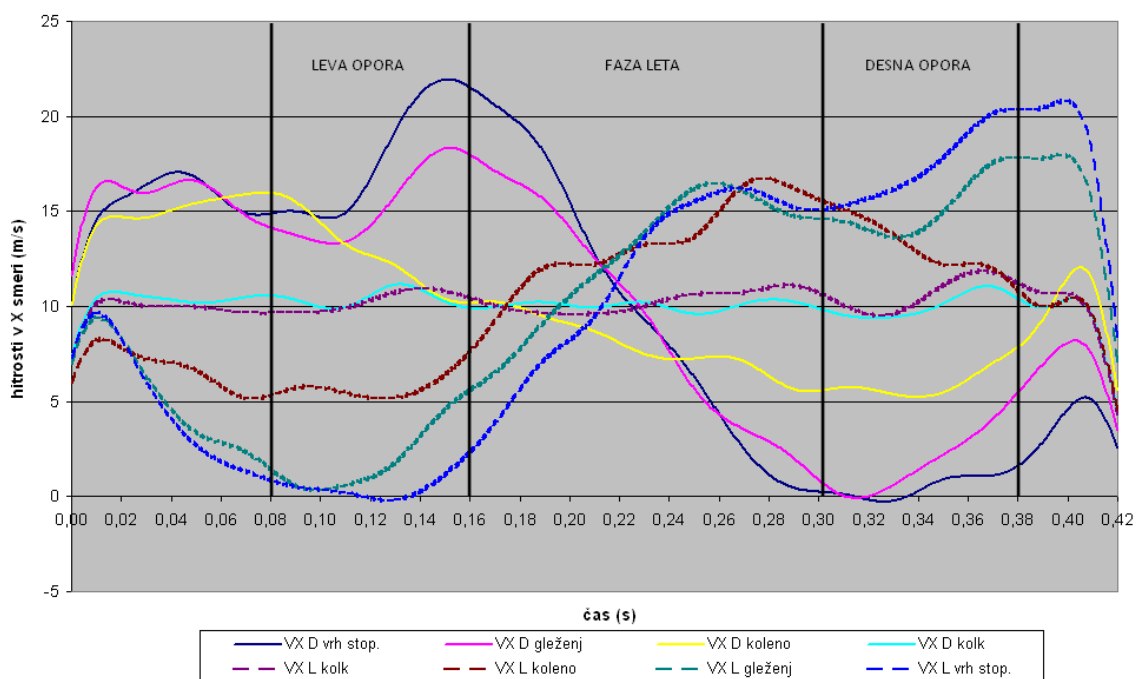
Graf 11: Primerjava trakektorije za desni in levi vrh stopala po višini in v prostoru pri 50 Hz M. O.

5.1.2 HITROSTI

Hitrost segmentov prikazuje, kako poteka prenos kinetične, potencialne in notranje energije med segmenti. Iz grafa je lepo razvidno, da najvišje hitrosti dosega prav stopalo in gleženj, kar se odraža nazadnje v pravilnem delovanju stopala in minimalnih izgubah notranje energije (graf 12, 13).



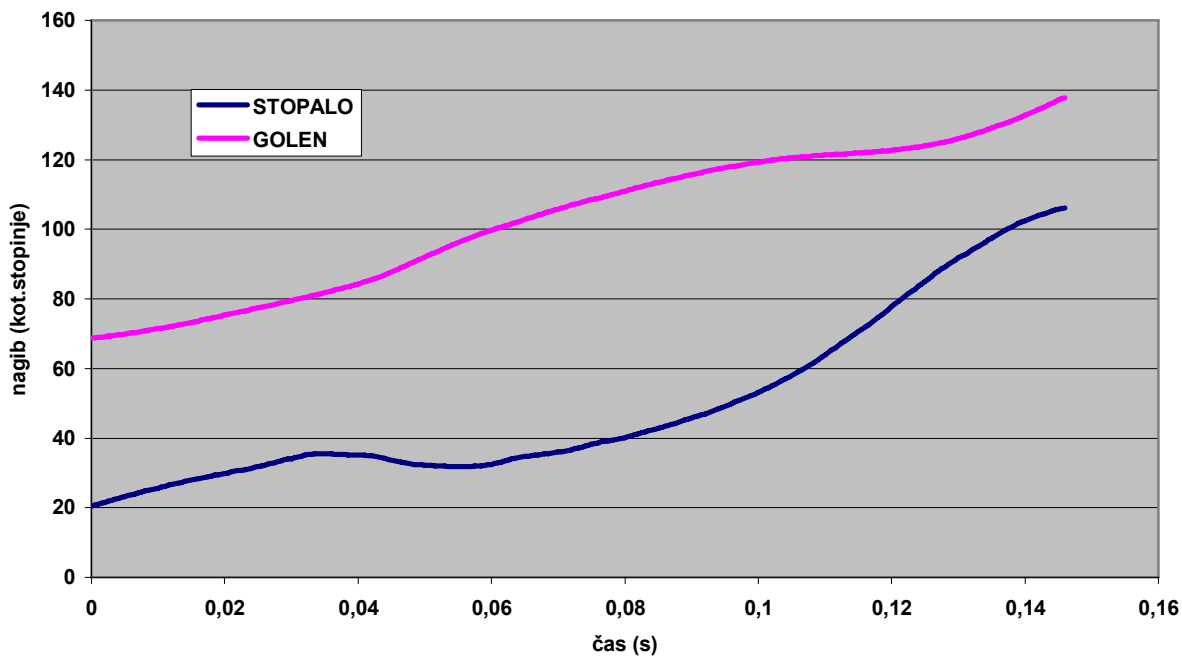
Graf 12: 3D hitrosti posameznih segmentov M. O.



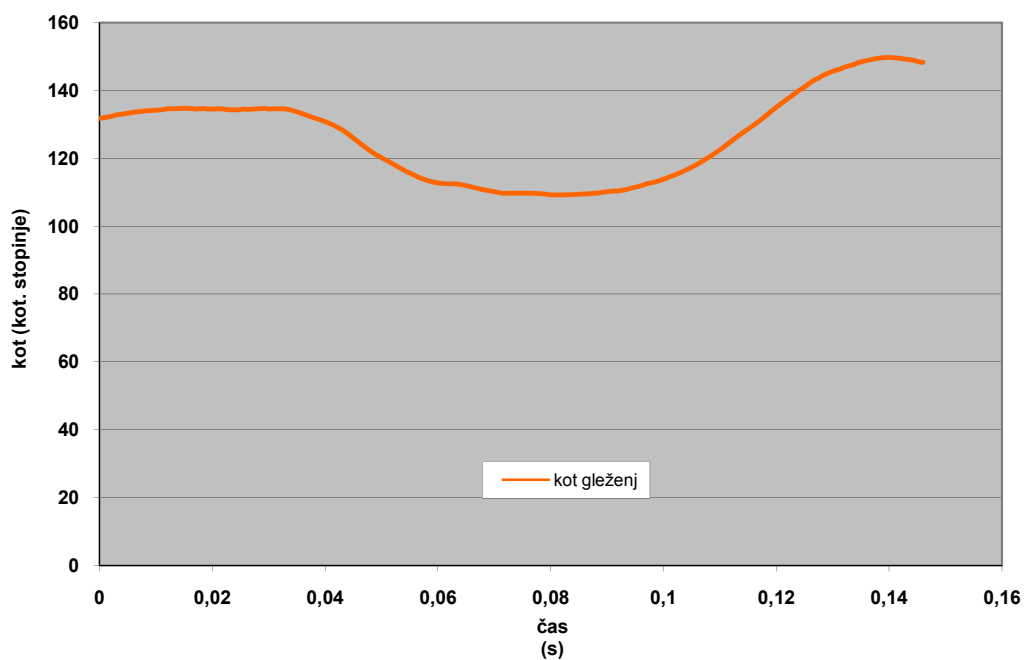
Graf 13: Hitrosti segmentov v x-smeri M. O.

5.1.3 KOTI

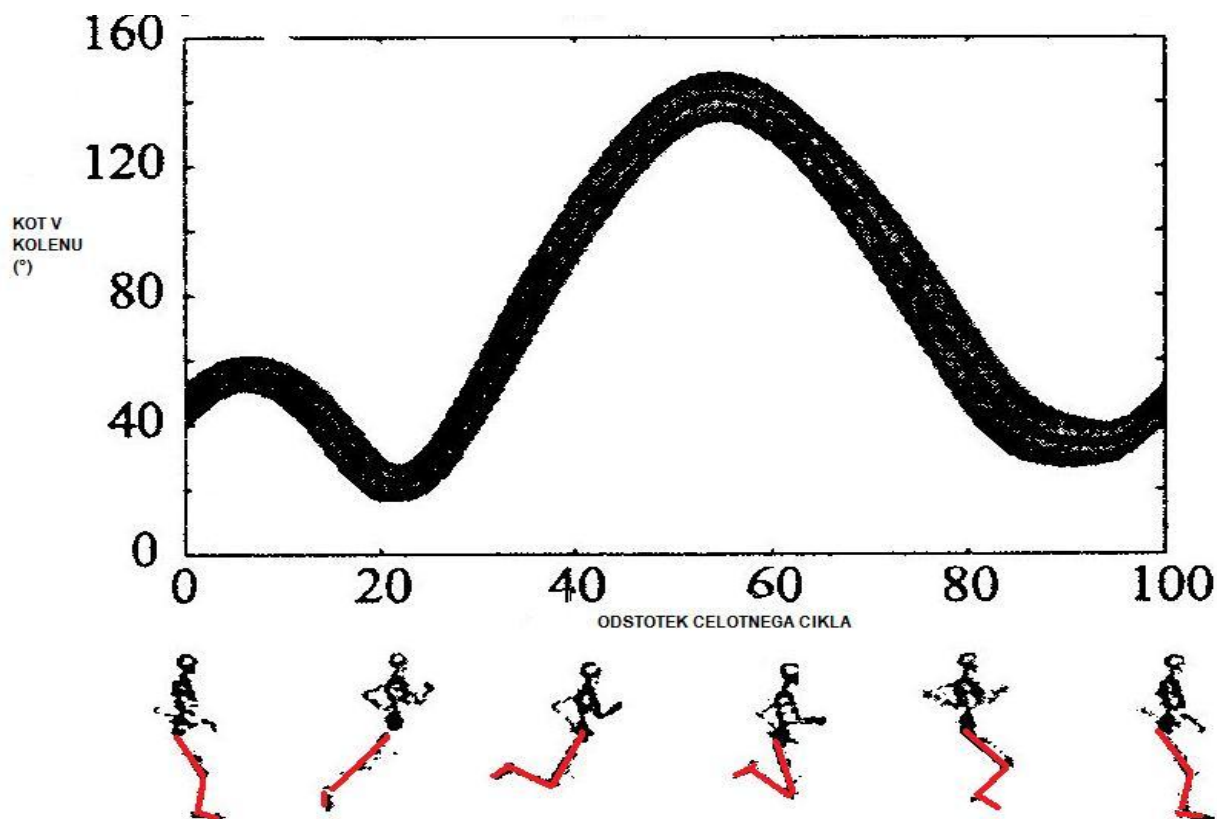
Kot v gležnju nam prikazuje moč stopala in do kakšne amortizacije sploh prihaja v fazi dotika (graf 16, 17). Podani kot za goleni prestavlja kot med podlago in golenjo, kot za stopalo pa predstavlja kot med podlago in stopalom.



Graf 14: Kot v levem stopalu in goleni na podlago U. J.

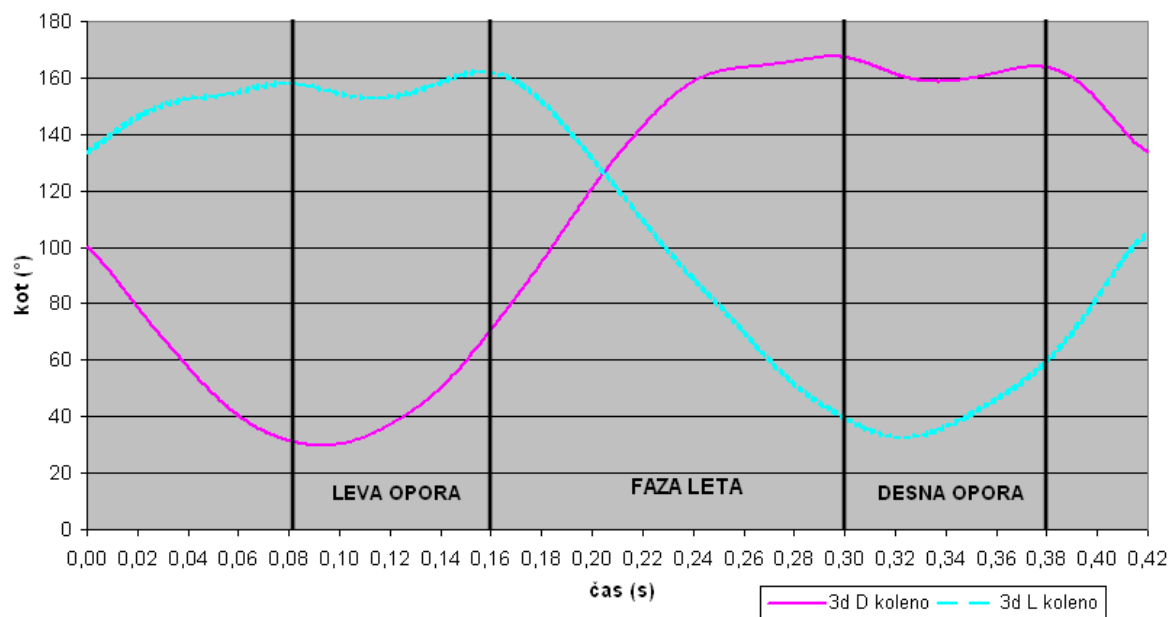


Graf 15: Kot v levem gležnju (kot med stopalom in golenjo) U. J.

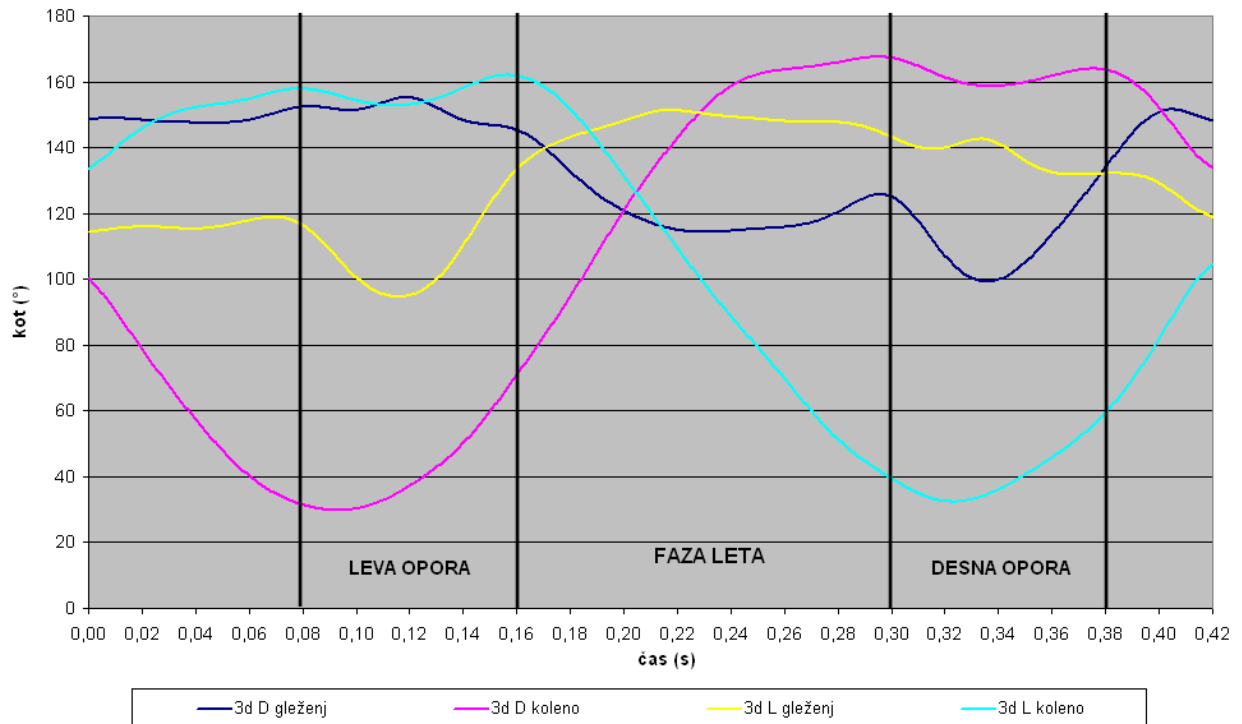


Slika 38: Kot v kolenu (Thelen, 2005)

Koleno prenaša vse izgube, ki jih samo stopalo in gleženj nista mogla amortizirati oz. je bila njihova togost, moč slabotna. Z nihanjem kota v kolenu v fazi amortizacije kaže na nihanje težišča v y-smeri, kar pomeni, da se pojavlja preveč izgub v y-smeri (slika 38 in graf 16).

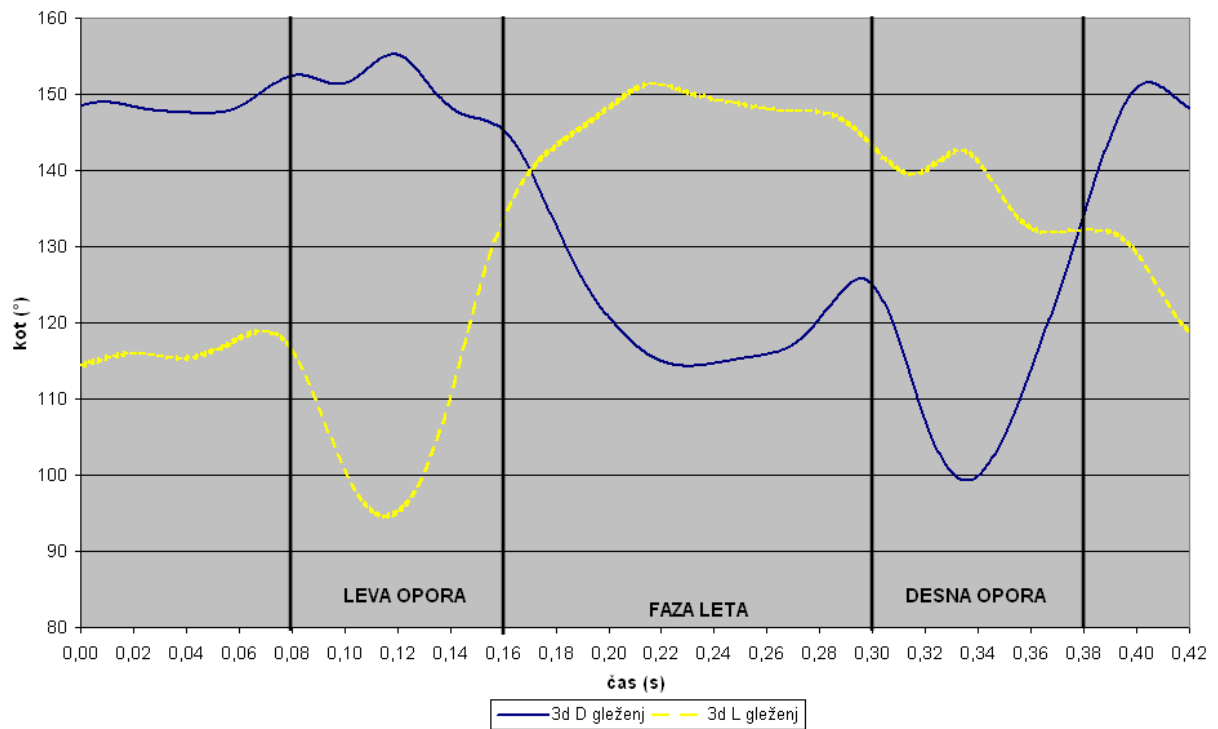


Graf 16: Kot v levem in desnem kolenu merjenca M. O.



Graf 17: Koti v gležnju in kolenu M. O.

Graf 17 prikazuje spreminjanje kota v levem in desnem kolenu ter kaže zelo podobne vrednosti za obe nogi. Opazna je nekoliko večja amplituda v desnem kolenu, saj je ob začetku leve opore kot v desnem kolenu 31° in v levem 158° , ob začetku desne opore pa je kot v levem kolenu 39° in v desnem 167° .

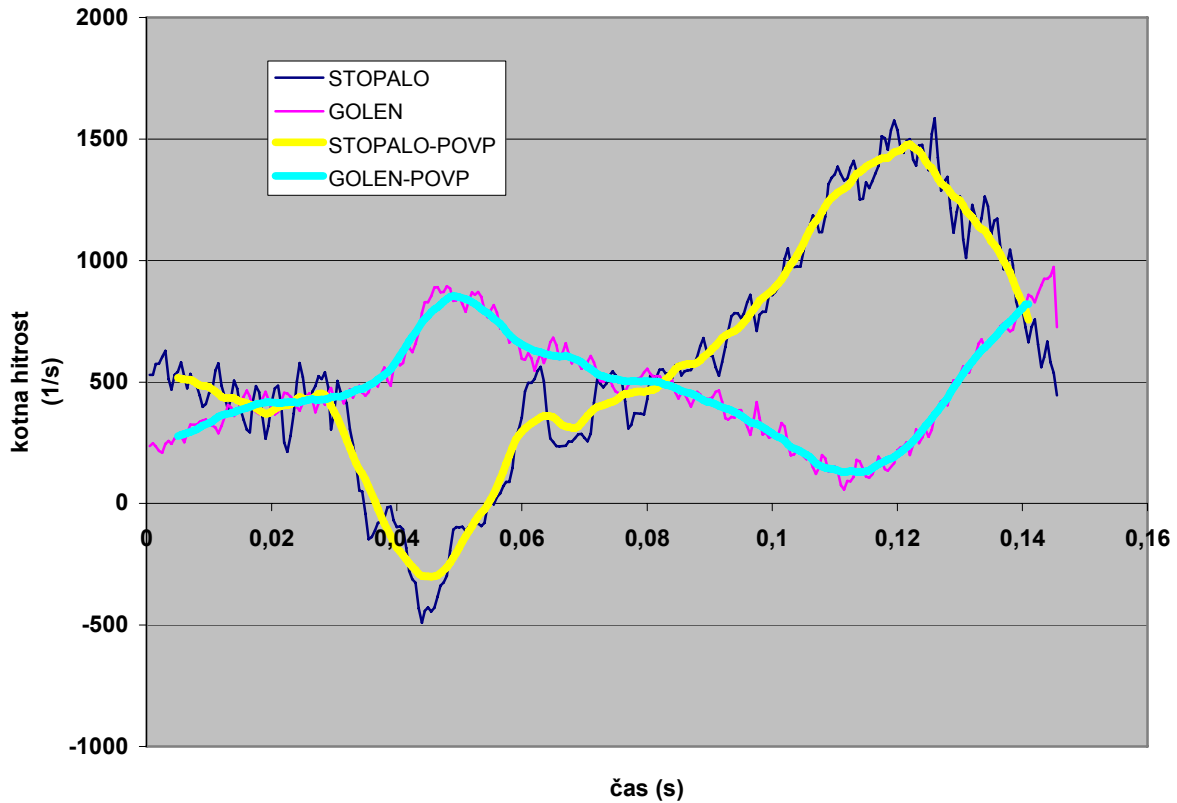


Graf 18: Kot v levem in desnem gležnju M. O.

Na grafu 18 se vidijo razlike v delovanju gležnja leve in desne noge M. O. V trenutku začetka leve opore je kot v desnem gležnju 152° in v levem 116° , v trenutku začetka desne opore pa je kot v levem gležnju 143° in v desnem 125° .

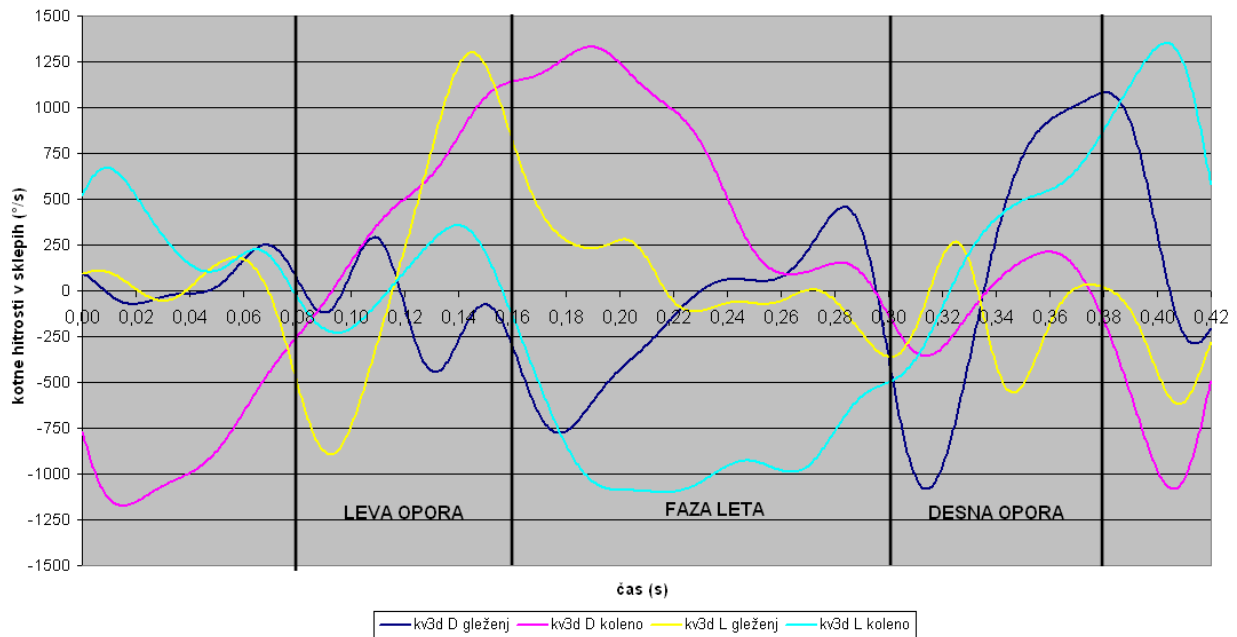
5.1.4 KOTNA HITROST

Pri kotni hitrosti spet pride do potrebe po gladenju, gladili smo z 19 točkami.



Graf 19: Kotne hitrosti stopala in goleni (°/s) U. J.

Kotna hitrost je parameter, ki govori o tem, kako hitro v najkrajšem času premaknemo določen segment iz ene točke v drugo. Pri tem je pomembno, da se kotna hitrost povečuje predvsem v fazi predaktivacije in takoj po končanih fazah šprinterskega teka. Graf 19 nam prikazuje spreminjanje kotne hitrosti stopala in goleni v fazi opore pri U. J.



Graf 20: Kotne hitrosti sklepov M. O.

Mann in Herman trdita, da je maksimiziranje kota upogiba kolka pomembno pri ustvarjanju kotne hitrosti zgornjega dela noge pred in med kontaktom s tlemi.

Mann je navedel, da »dobri« šprinterji minimizirajo rotacijo zgornjega dela noge pri popolnem raztegu, kar zreducira čas kontakta s tlemi in naredi »pridobitev« noge bolj učinkovito. Kljub povečani hitrosti kolka, ki se poveča s povečanjem hitrosti traka, so bili šprinterji zmožni kontrolirati podaljševanje kolka po take-offu, kar je bil dober položaj za hitro pridobitev noge nazaj.

Po Mannu boljši šprinterji minimizirajo kot med povratkom noge, tako da nalogo opravijo hitreje in lažje. Pri take-offu ni bilo pomembnih razlik v kotu iztega kolena. To kaže, da ko se hitrost poveča, šprinterji poskušajo omejiti gibanje spodnjega dela noge, da bi minimizirali čas kontakta s tlemi in da bi noga prišla nazaj dovolj hitro z naslednjim kontaktom s tlemi. To dejstvo se ujema s prejšnjimi raziskavami.

Kotna hitrost podaljševanja kolena je pomembna, ker daje spodnjemu delu noge dovolj časa, da lahko proizvede zadostno kotno hitrost kolena pri touchdownu, kar pa povzroči zmanjšanje zaviralne sile med začetnim delom kontakta s tlemi. Kotna hitrost kolena je bila med najpočasnejšim delom na tekočem traku drugačna od maksimalne hitrosti. Te razlike se ujemajo z vrhom iztega kolka in vrhom kotne hitrosti kolka, kar namiguje na to, da so šprinterjeve sposobnosti za reduciranje zaviralnih sil med kontaktom s tlemi povezane s sposobnostjo potegniti nogo nazaj. Če se noga prej vrne na začetni položaj, bo atlet v boljšem položaju za začetek pospeševanja noge pri kontaktu s tlemi (graf 20).

6. RAZPRAVA

Matic Osovnikar teče na 100 m 10,12 sekund. Uroš Jelen pa ima osebni rekord 11,18 sekund. Kinematične značilnosti njegovih korakov bomo pogledali v več segmentih. In sicer v koordinatah in hitrostih antropometričnih točk telesa, kotov v sklepih, kotov segmentov na podlago in kotnih hitrosti v sklepih.

V preglednici 16 vidimo, da ima ob dotiku leva oporna noga hitrost v sklepih 1,95 m/s prsti, koleno 7,74 m/s in 9,7 m/s kolk. Druga noga ima v tem trenutku (iz zadnje v prednjo oporo) hitrosti od 16 m/s (koleno) do 10,59 m/s.

V primerjavi z merjencem M. O. ima merjenec U. J. (preglednica 20) hitrost leve oporne noge v fazi dotika 1,12 m/s hitrost prstov in hitrost kolena 5,75 m/s.

V fazi pristanka in vzleta so hitrosti pri vzletu za merjenca U. J. za prste in gleženj pol manjše od merjenca M. O. To pomeni, da merjenec M. O. dosega veliko višjo hitrost. Hitrost kolena pa je primerljiva med obema šprinterjema (M. O. 7,74 m/s, U. J. 6,28 m/s). Manjše razlike so v fazi vzleta. Posledica je lahko v geometriji noge (dolžina goleni, višina stopalnega loka, dolžina ahilove tetive). S tem merjenec M. O. verjetno premakne kolk za večjo pot v oporni fazi leve noge.

Te razlike se odražajo tudi v kotni hitrosti gležnja in kolena.

Matic Osovnikar ob koncu dotika leve noge, dosega vrednosti kotne hitrosti 825 °/s za gleženj in za koleno 133 °/s (preglednica 16). Merjenec U. J. pa dosega vrednosti 598 °/s v gležnju in 157 °/s v kolenu (preglednica 21).

Raziskava (Decker, 2007) pravi, da vrhunski šprinterji opravijo krajšo pot v celotnem ciklu gibanja spodnjih okočin. Posledica tega je, da odriv ne končujejo iz popolne ekstezije v kolenu, temveč močno poudarjajo gibanje nog pred telesom. Vrhunski šprinterji največ dela opravijo z nogami pred CTT in s tem aktivno ohranjajo kotno hitrost v sklepih. Glavni dejavnik ohranjanja visoke kotne hitrosti je v moči stopala, gležnja, kolka in miškulature hrbta. Tako merjencu B manjka moči in s tem je prisiljen skrajšati oporno fazo s povečano frekvenco koraka in kratko dolžino koraka. Logika tega je, da predolg korak (predolga amplituda v oporni fazi) pomeni, da je energetska poraba v mišicah manj učinkovita. Govorimo, da se šprinter v fazi opore zabija na sprednjo nogo, posledica tega je odvečno vertikalno gibanje v CTT in daljšanje koraka ter upad frekvence (Mero, A., Komi, P.V. & Gregor, R.J., 1992). Prav to pa se dogaja merjencu M. O. v zadnjih 30 m šprinta na 100 m. Analiza šprinta merjenca M. O. je bila narejena na podlagi posnetka z zadnjega svetovnega prvenstva.

O mehanski učinkovitosti in krajšanju odriva lahko sklepamo iz lege telesnih segmentov na začetku in koncu oporne faze. To nam opredeljujejo koti in vrednosti točk v x, y, z smeri.

V raziskavi (Bushell, 2004) imajo šprinterji, ki tečejo 7,3–8,7 m/s v stopalu kot odriva 116 °, merjenec M. O. 128 ° in merjenec U. J. 133 °. S tem ima merjenec M. O. več giba v plantarni fleksiji gležnja in več giba doda k boljšemu odrivu.

To pa ne velja za koleno. Oba merjenca imata kot okoli vrednosti 163 ° (tabela 17 in 21). Šprinterji, ki imajo maksimalno hitrost 7,3–8,7 m/s, imajo nižjo vrednost kota v kolenu 155 ° (Bushell, 2004).

Zanimiv je kot v gležnju. Merjenec M. O. ima kot gležnja ob dotiku leva noge 116 °. Merjenec U. J. pa doseže kot v gležnju 133 °, kar je zelo verjetno bolje, saj ima daljšo ročico in manj gibanja v oporni fazi. Postavlja pa se vprašanje, ali se merjencu M.O. splača ta kot večati, če ga zaradi slabe razvitosti mišic ne zdrži. Kajti večji kot, na račun manjše togosti pomeni le sesedanje v oporni fazi.

Iz tega sledi, da krajši kontaktni časi povzročajo manjše izgube v oporni fazi, pri vseh šprinterjih, ki imajo velik kot v gležnju v fazi sprednje opore. Tako imajo majhne izgubo v fazi amortizacije (Zatsiorsky, 2000).

Večja togost skočnega sklepa pri sprintu ima za posledico manjšo porabo kemične energije v mišicah m.gastrocnemius (lateralis, medialis) in m.soleus. Kot vemo, pa je manjša poraba kemične energije pomembna v gibalnih situacijah, kjer je določen gib potrebno izvesti z veliko hitrostjo. Majhen kot v gležnju je običajno znak šibkih stopalnih mišic (Alexander, 2000) in mišic m.tricepsa surae in m.gastrocnemius. Ta šibkost se kaže v povečani aktivaciji zadnje lože, m.gluteusa in rotaciji medenice (Hunter, 2005 in Zatsiorsky, 2000). S povečano aktivacijo skušajo šprinterji s prešibkimi stopali in mečnimi mišicami kompenzirati primanjkljaj mišične sile na podlago. Na dolgi rok prihaja tako do poškodb ahilove tetive, natrganin zadnje lože (in vnetja), bolečin v križu in do pretirane uporabe mišic primikalk stegna.

Na grafu 8 vidimo, da se stopalo merjenca U. J. spusti na tla za manj kot 20 cm. Rezultat sam po sebi ne pomeni nič, saj se pri sprintu gleženj dvigne nad koleno. Več bi lahko povedali, če bi imeli podano gibanje težišča telesa. Tu je jasno, da se težišče telesa mora gibati v vertikali, da lahko sploh pride do brezoporne faze, saj sicer ne pride do teka, ampak imamo opravka s hojo.

Na grafu 7 vidimo, da ima merjenec U. J. za šprinterja primeren kontaktni čas, okoli 0,08 sekund (80 ms). Načeloma je krajši čas boljši, vendar optimalni kontaktni čas ni nujno najkrajši, ki ga atlet zmore, ker nekoliko daljši kontaktni čas lahko omogoči razvijanje večjega odrivnega impulza. Na to najbolj vpliva tehnika, medmišična koordinacija in vrsta prevladujočih mišičnih vlaken v mišicah, povezanih s šprinterskim korakom.

Ali pride do udarca pete ob tla, iz grafa 7 ne moremo razbrati. Če do njega pride, se to zgodi takoj na začetku dotika prstov s tlemi, saj je takrat najnižje gleženj. Za razliko od prstov se gleženj takoj po dotiku prstov s tlemi dviga, kar je dober obet za to, da gre pri tej fazi prednje opore za aktivno raztezanje tricepsa surae, saj do kleca ne pride (gleženj bi ostal nekaj časa na enaki višini, tako kot prsti). Še vedno pa ne moremo reči, ali peta ni udarila ob tla za trenutek, kar je pomembno z vidika obremenitev, tako kolen kot ahilove tetive. Da bi to ovrednotili, bi morali poznati še geometrijo stopala v petnem delu, ki pa ni podana.

Grafa 9, 10 gibanja prstov in stopala merjenca M. O. prikazujeta, da peta ne udari v tla. To pomeni, da je nujno, da se noga delovnega uda v gležnju (m. triceps surae) aktivno raztegne–ekscentrična kontrakcija. Tudi, če atlet tega ni sposoben povezati takoj naprej v koncentrično kontrakcijo (kot ekscentrično-koncentrično kontrakcijo), s tem vsaj ublaži udarec v začetku sprednje opore. Če pa se udarec zgodi z mehko nogo, se vsa obremenitev prenese naprej v gibalni aparat, na gleženj in koleno, v končni fazi pa se sila udarca prenese tudi na hrbtenico in glavo.

Iz grafov 15 in 18 (kot v gležnju) lahko opazimo še nekaj: kot v gležnju je vedno vsaj 110° . To pa je dober znak, da peta najbrž ne udari ob tla nikoli v opazovani fazi opore, do česar bi zelo verjetno prišlo, če bi kot padel na okoli 90° . Trditev velja za oba merjenca.

7. ZAKLJUČEK

V opravljeni analizi šprinterskega teka smo se orientirali na fazo opore, saj vse dosedanje študije poudarjajo pomembnost delovanja nog v oporni fazi. Natančno smo razdelali vse pomembne parametre in jih nazorno prikazali z grafi.

Z zbrano literaturo lahko potrdim, da imajo vrhunski šprinterji krajši kontaktni čas in kotne hitrosti segmentov udov so veliko večje. Tudi hitrost gležnja se je pokazala kot pomemben dejavnik predvsem v fazi predaktivacije oz. tik preden se stopalo dotakne tal, v fazi sprednje opore.

Kinematika vrhunskega šprinterskega koraka se močno razlikuje v kotnih hitrostih gležnja in hitrostih posameznih sklepov. Subelitni šprinterji dosegajo manjše vrednosti kotnih hitrosti gležnja, goleni in kolena kot elitni. S tem elitni šprinterji zmanjšujejo kontaktni čas, izboljšajo ekonomiko teka in poudarjajo delovanje nog pred CTT.

Metoda za spremljanje biomehanskih analiz v vrhunskem športu mora temeljiti na 3D diagnostiki. 50 Hz kinematika 3D je dobra diagnostika za ugotavljanje tehničnih značilnosti šprinterskega koraka. Z njo z veliko večjo natančnostjo dobimo rezultate o višini TT, hitrosti stopala, razmerju delovanja strukture koraka (čas opore in faze let) in nazadnje tudi hitrosti delovanja noge.

Iz raziskav in prikazanih tabel lahko sklepamo, da boljši šprinterji ekonomično prilagajajo razmerje med dolžino in frekvenco koraka. Pokazalo se je, da šprinterji, ki imajo krajšo fazo opore, bolje prilagajajo frekvenco korakov z dolžino koraka.

Vsekakor bi moral merjenec M. O. povečati frekvenco korakov v zadnjem segmentu šprinta, saj njegovi rezultati kažejo na večje število korakov v teku na 100 m, kot pa šprinterji, ki tečejo pod 10 sekundami.

Menim, da ima velik problem v prekomernem iztegovanju odzivne noge takoj po končanem odzivu in s tem veliko izgublja na odvečnem gibanju odzivne noge, ki potuje preveč daleč nazaj za medenico. S tem bo vsekakor zmanjšal tudi nihanje CTT in povečal absolutno hitrost v prid horizontalne hitrosti.

Šprinterji, ki tečejo pod 10 sekundami, opravijo veliko manjšo pot v gibanju spodnjih okončin, kar se izraža v kontaktnih časih, kotni hitrosti in frekvenci korakov.

Trditev, ki jo lahko postavimo je naslednja:

Šprinterji, ki tečejo pod 10 sekundami, opravijo veliko manjšo pot v ciklu gibanja spodnjih okončin.

Pojavlja pa se vprašanje, ali je bolje zmanjšati vertikalno pot stopala, gležnja in kolena, ki se nato izraža v smislu povečanja horizontalne hitrosti. Teh raziskav je še premalo narejenih na elitnih šprinterjih. Ampak baza podatkov pri spremljanju vrhunškega šprinterja (merjenca M. O.) bi lahko potrdila to trditev.

Potrdili smo, da se pojavijo razlike v kotni hitrosti goleni in gležnja. Kako in na kakšen način naj se merjenec M. O. približa, pa je potrebno ovrednotiti celotno njegovo zgodovino treninga. Menim, da je potrebno narediti ustrezno korekcijo tehnike teka in nov sistem treninga moči na segmentih, kjer mu primanjkuje moči (stopalo, gleženj).

Sklepam, da ima rezerve še v medmišični koordinaciji, nivoju aktivacije spodnjih okončin, absolutni moči, eksplozivni moči in v vzdržljivostni moči, ki prihaja predvsem do izraza v zadnji fazi teka na 100 m. Kje je optimalno razmerje, pa je potrebno narediti še dodatne raziskave in napraviti longitudinalno študijo na njegovi osebni ravni in mu prilagoditi stvari glede na njegov način tehnike teka, konstitucijo, teste moči itd.

8. LITERATURA

1. Alexander R.Mcn. (2000). Storage and release of elastic energy in the locomotor system and the stretch-shortening cycle. V: Biomechanics and biology of movement. Nigg, B.M., MacIntosh, B.R., Master, J. Human kinetics.
2. Antolič V in sod. (1998). Kinematika stopala. V: Bolezni in deformacije stopala pri otroku in odraslem. 16. Ortopedski dnevi. Ljubljana: 15–22.
3. Balogun, J.A., Adesinasi, C.O, & Marzouk, D.K. (1992). The effects of a wobble board exercise training program on static balance performance and strenght of lower extremity muscles. Pshysiother Can, 44, 23–29.
4. Baumann, W. (1976). Kinematic and dynamic characteristics of the sprint start. V P. V. Komi (ur.), Biomechanics (Vol. V-B, str. 194–199). Baltimore: University Park Press.
5. Bezodis, I., Salo, A. in Kerwin, D. (2007). Joint kinetics in maximum velocity sprint running. XXV ISBS Symposium, Ouro Preto–Brazil.
6. Bushell, T.D. (2004). A Biomechanical Analysis Of Sprinters vs. Distance Runners At Equal And Maximal Speeds. Department of Exercise Sciences Brigham young University.
7. Chengzhi, L., & Zongcheng, H. (1987). Temporal and bernatic analysis of swing leg or elite sprinters. In B. Jonsson (Ed.) Biomechanics X-B. Champaign: Human Kinetics, pp. 825–829.
8. Christoper M. N. (1999). The ankle. In: Christopher M. N. Sports Injuries, 2nd ed.: Butterworth Heinemann, 306–316.
9. Čemernik, J. (2007). Primerjava nekaterih kinematičnih parametrov v štartu vrhunskega šprinterskega koraka. Diplomsko delo, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.
10. Čoh, M. (2002). Atletika: tehnika in metodika nekaterih atletskih disciplin (tretja izdaja). Ljubljana: Fakulteta za šport, Inštitut za šport.
11. Čoh, M. (1996). Povezanost odzivne moči in hitrosti. Kondicijski trening. Gradivo za seminar v Mariboru.
12. Čoh, M., Jošt, B., Škof, B., Tomažin, K., in Dolenc, A. (1998). Kinematic and kinetic parameters of the sprint start and start acceleration model of top sprinters. Gymnica, 28: 33–42.
13. Decker. L, Berge. C, Renous, S & Penin, X (2007). An alternative approach to normalization and evaluation for gait patterns: Procrustes analysis applied to the cyclograms of sprinters and middle-disatnce runners. Journal of Biomechanics, 40: 2078–2087.

14. Delecluse, C., Van Coppenolle, H., Willems, E., Van Leemputte, M., Diels, R., in Goris, M. (1995). Influence of high resistance and high-velocity training on sprint performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(8), 1203–1209.
15. Dolenc A. (1997). Analiza delovanja skočnega sklepa pri različnih tehnikah izvedbe vertikalnih poskokov. Magistrsko delo. Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.
16. Donati, A. (1996). Development of stride length and stride frequency in sprint performances. *New Studies in Athletics*, 34(1), 3–8.
17. Ferro, A., Rivera, A., & Pagola, I. (2001). Biomechanical analysis of the 7 th World Championship in Athletics Seville 1999. *New studies in Athletics*, 1–2: 25–60.
18. Gardinier, P.(2006). Z boljšo tehniko do boljšega sprinta. *Vrhunski dosežek*, 11, 29–30.
19. Gayer, B., Mathieu C.T in Lehenaff, D. (1999). Evolution of stride and amplitude during course of the 100m event in athletics. *IAAF*, 14(1), 43–50.
20. Geber JP, Williams GN, Scowille CR et. al. (1998). Persistent disability associated with ankle sprains: a prospective examination of an athletic population. *Foot ankle Int* 19 (10). 653–660.
21. Gollhofer, A., Gruber, M., Alt, W., & Lohrer, H. (2000). Functional adaption following proprioceptive training for ankle and knee joint stabilization. V Abstract of the second congress »Skiing and science« (str. 88–89). St.Christoph am Arlberg, Austria.
22. Gruber, M., & Gollhofer, A. (2004). Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *Eur J Appl Pshysiol*, 92, 98–105.
23. Hay, J. G. (1993). *The biomechanics of sports techniques* (4 ed.): Prentice Hall.
24. Hay, J.G. & Reid, J.G. (1988). *Anotomy, Mechanics, and Human Motion* (2nd Ed). Englewood Cliffs: Prentice-Hall, inc.
25. Helmick, K. (2003). Biomechanical analysis of sprint start positioning. *Track Coach*, 163, 5209–5214.
26. Heiderscheit, B.C., Hoerth, D.M, Chumanov, E.S, et. All. (2005). Identifying the time of occurrence of a hamstring strain injury during treadmill running. *Clinical Biomechanics*, 20, 1072–1078.
27. Horvat, U. (2007). Tek z največjo hitrostjo po različnih nakloninah. Diplomsko delo, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.
28. Hoskisson. J.L.. & Korchemny, R. (1991). 1990 TAC Junior Sprint Project Evaluation. *Track Technique*, 1 16, pp. 3691–3699.

29. Hunter, J.P, Marshall, R.N. and McNair, P.J. (2005). Relationships between ground reaction force impulse and kinematics of sprint – running acceleration. *Journal of applied biomechanics*, 21, 31–43.
30. Huiling, P.A. (1999). Elastic potential of muscle. V: Strength and power in sport. Ured.: Komi, P.V. 1999. *The encyclopaedia of sport medicine*. Blackwell science.
31. Jacobs, R. & Ingen Schenau, G.J.v. (1992). Intermuscular Coordination in a Sprint Push-Off. *Journal of Biomechanics*, 25 (9), 953–965.
32. Jakoljević M, Hlebš S. (1999). Meritve gibljivosti sklepov, obsegov in dolžin udov. 2 izdaja. Ljubljana: Visoka šola za zdravstvo, 49–52.
33. Jakoljevič M, Hlebš S. (1998). Manualno testiranje mišic. Ljubljana: Visoka šola za zdravstvo, 137–145.
34. Jenko G. (2006). Pomen in mehanizmi delovanja proprioceptivne vadbe v preventivi športnih poškodb gležnja. Diplomsko delo, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.
35. Johnson, M. D., in Buckley, J. G. (2001). Muscle power patterns in the mid acceleration phase of sprinting. *Journal of Sports Sciences*, 19, 263–272.
36. Ker, R.F., Bennett, M.B., Bibby, S.R., Kester, R.C., in Alexander R.McN. (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature* 325: 147–149.
37. Kerwin, G.D & Dixon J.S. (1999). The influence of heel lift manipulation on sagittal plane kinematics in running. *Journal of applied biomechanics*, 15, 139–151.
38. Kisner C, Colby LA. (2002). The ankle and foot. In: Kisner C, Colby LA. *Therapeutic exercise: foundations and techniques*. 4th ed. Philadelphia: Davis, 563–567.
39. Kivi, M.R.D., Maraj, B.K.V, Gervais, P. (2002). A kinematics analysis of high-speed treadmill sprinting over a range of velocities. *Medicine & Science in sport & exercise*, 34/4, 662–666.
40. Kobe V, Dekleva A, Lenart FI, Širca A, Velepčič M. (1990). Anatomija. Ljubljana: Medicinska fakulteta Univerze Edvarda Kardelja v Ljubljani, 131–133.
41. Kuitunen, S., Komi, P.V. in Kyrolainen, H. (2002). Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Medicine & Science in sport & exercise*, 34 (1), 166–173.
42. Kyrolainen, H., Belli, A, Komi, P. (2001). Biomechanical factors affecting running economy. *Medicine & Science in sport & exercise*, 8, 1330–1337.
43. Liu, Y. (2007). Injury mechanism of bi-articular muscle hamstring during sprint running. XXV ISBS symposium, Ouro Preto-Brazil.

44. Locatelli, E. (1996). Dejavniki, ki vplivajo na moč in hitrost. Kondicijski trening. Gradivo za seminar v Mariboru.
45. Luhtanen, P., & Komi, P.V. (1980). Force, power-and elasticity relationship in walking, running and jumping. *European Journal of Applied Physiology* 44 (3): 279–289.
46. Maćkala, K. (2007). Optimisation of performance through kinematic analysis of the different phases of the 100 metres. *IAAF*, 22 (2); 7–16.
47. Mann, R.V. (1981). A kinetic analysis of sprinting. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 13 (5), 325–328.
48. Mann, R.V. and Sprague, P.G. (1980). A kinetic analysis of ground leg during sprint running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51, 334–348.
49. Mann, R.V. (1985). Biomechanical analysis of the elite sprinter and hurdler. In N.K. Butts, T.T. Gushiken & B. Zarins (eds.), *The elite athlete* (pp 43–80). Jamaica: Spectrum publications, Inc.
50. Mann, R. & Herman, J. (1985). Kinematic analysis of Olympic sprint performance: Men's 200 meters. *International journal of sport biomechanics*, 1, 151–162.
51. Mero, A., & Komi, P. V. (1986). Force, EMG, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *European Journal of Applied Physiology*, 55, 553–561.
52. Mero, A., Komi, P.V. & Gregor, R.J. (1992). Biomechanics of sprinting running. *Sport medicine* 13 (6): 376–392.
53. Mero, A., Luhtanen, P., & Komi, P. V. (1986). Segmental contribution to velocity of centre of gravity during contact at different speeds in male and female sprinters. *Journal of Human Movement Studies*, 12, pp. 215–235.
54. Mesesnel, D. (2004). Funkcionalno zdravljenje zvina gležnja pri športnikih. *Šport* 52 (4): 28–32.
55. Muller, H., in Hommel, H. (1997). Biomechanical research project at the Vith world championships in athletics, Athens 1997: preliminary report. *New Studies in Athletics*, 12(2–3), 43–73.
56. Novacheck T.F. (1998). The biomechanics of running. *Gait and posture*, 7, 77–95.
57. Olney, S.J. (2005). Gait. In: Levangie P.K & Norkin C.C. *Joint structure & function: A comprehensive analysis*, 4 th ed. F.A. Davis Company, Philadelphia, 517–568.

58. Palma, P. (2005). Vpliv števila stopenj prostosti pri proprioceptivni vadbi na posamezen sklep. Doktorska disertacija, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.
59. Paradisis, G.P. in Cooke, C.B. (2001). Kinematic and postural characteristics of sprint running on sloping surfaces. *Journal of sport sciences*, 19, 149–159.
60. Paradisis, G.P. in Cooke, C.B. (2006). The effects of sprint running training on sloping surfaces. *Journal of strength and conditioning research*, 20 (4), 767–777.
61. Randell K, Wexler MD (1998). The injured ankle. *Am Fam Physician* Vol.57 No3 February : 374–380.
62. Reid CD. (1992). Sport injury assessment and rehabilitation. Ankle region (9). Churchill Livingstone Inc, 215–268.
63. Sammarco GJ & Hockenbury R.T (2001). Biomechanics of the foot and ankle. In: Nordin M. & Frankel V. *Basic Biomechanics of the musculoskeletal system*, 3rd ed. 222–255
64. Sammarco GJ. (1995). *Rehabilitation of the foot and ankle*. 1st ed. St. Louis: Mosby-Year Book, : 3–10.
65. Semmler, J.G., & Enoka, R.M. (2000). Neural contributions to the changes in muscle strength. V V.M. Zaitorsky (Ur.), *Biomechanics in sport: The scientific basis of performance*, (str. 3–20), Oxford: Blackwell Science.
66. Stefanyshyn, D.J. & Nigg, B.M. (1998). Dynamics angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. *Journal of applied biomechanics*, 14, 292–299.
67. Stefanyshyn, D.J. & Nigg, B.M. (1997). Mechanical energy contribution of the metatarsophalangeal joint to running and sprinting. *Journal of applied biomechanics*, vol.30, 11/12, 1081–1085.
68. Škof, B., Štuhec, S., Čoh, M. (2003). Tehnika teka Jolande Čeplak. *Šport* 51,4.
69. Thelen, D.G, Chumanov, E.S, Hoerth, D.M, Best, T.M, Swanson, S.C., Michael, L.L in Heiderscheit, B.C. (2005). Hamstring Muscle kinematics during treadmill sprinting. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, Volume 37.
70. Vanderka, M. and Kampmiller, T. (2005). Progressive training means used in preparation of sprinters in the stage of maximal sport performance. Faculty of Physical Education and Sport; Comenius University Bratislava, Slovakia.

71. Vardaxis, V. and Hoshizaki, T.B. (1989). Power patterns of the leg during the recovery phase of the sprinting stride for advanced and intermediate sprinters. *International Journal of Sport Biomechanics*, 5, 332–349.
72. Zatsiorsky V. M. (1995). *Science and practice of strenght training*. Human Kinetics, Champaign.
73. Zatsiorsky, V. M., (ur.). (2000). *Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention*. Oxford: Blackwell Scientific.
74. Watskin, J. (1999). *Structure and Functional of the Musculoskeletal system*. University of Strathclyde Glasgow, Scotland: Human Kinetics, 285–307.
75. Weyand, P.G., Sternlight, D.B., Bellizzi, M.J & Wright, S. (2000). Faster top running speeds are achieved with greater round forces not more rapid leg movements. *Journal of applied physiology*, 89 (5), 1991–1999.
76. Williams, B. *Foot and ankle* (2003). In: S Kolt, G. *Physical Therapies in Sport and Exercise*, Elsevier Limited, 441–455.
77. Wilson AM, Goodsip AE (1994). Exercise induced hyperthermia as a possible mechanisem for tendon degeneration. *Journal of Biomechanics*; 27:889–905.
78. Winter D. A. (2005). *Biomechanics and motro control of human movement*. 3rd ed. University of Waterloo.
79. Wolman, R., Singh. D., Brodsky, J., Costain, S. & et. al (2005). *DVD: Sport Injuries: The foot, ankle & Lower leg*; 2nd edition. Published: Primal picture.

Internet:

80. Santana C. J. *The Science and Practice of Stability Ball Training*.
http://performbetter.com/catalog/matriarch/OnePiecePage.asp_Q_PageID_E_56_A_PageName_E_ArticleStabilityBalls2. 18.10.2007
81. http://www.eorthopod.com/images/ContentImages/ankle/ankle_anatomy