

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT

DIPLOMSKA NALOGA

IGOR VRBAN

Ljubljana, 2015

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT
Športno treniranje
Borilni športi

KINEMATIČNA ANALIZA VISOKE POLKROŽNE BRCE

DIPLOMSKA NALOGA

MENTOR:

prof. dr. Damir Karpljuk

SOMENTOR:

izr. prof. dr. Matej Supej

RECENZENT:

izr. prof. dr. Edvard Kolar

KONZULTANT:

asist. Stanislav Štuhec

Avtor dela:
IGOR VRBAN

Ljubljana, 2015

ZAHVALA

Zahvaljujem se mentorju prof. dr. Damirju Karpljuku in somentorju izr. prof. dr. Mateju Supeju ter konzultantu asist. Stanislavu Štuhecu za napotke in koristna navodila, ki sem jih prejel med pisanjem diplomske naloge. Prav tako se zahvaljujem Špeli Mlinar za jezikovni pregled in popravek diplomske naloge.

Ključne besede: borilni šport, biomehanika, nožni udarec, kinematika, gibalna količina

KINEMATIČNA ANALIZA VISOKE POLKROŽNE BRCE

Igor Vrban

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, 2015

Število strani: 41 Število slik: 16 Število tabel: 2 Število virov: 35

IZVLEČEK

V diplomski nalogi smo na podlagi 3D-kinematike analizirali visoko polkrožno brco (mawashi-geri) in izračunali njeno gibalno količino ter dobljene vrednosti primerjali s tolerančnim indeksom glave po WSTC. V raziskavi so bili analizirani štiri merjenci, ki so trenirali karate različno dolgo in so imeli različne pasovne range pri karateju.

Za opazovanje in analizo gibanja smo uporabili standardno metodo, ki jo zahtevata programska oprema APAS in Microsoft Excel 2013. Merjenci so izvedli visoko polkrožno brco prosto v prostoru (brez udarjalne površine) in bili pri tem posneti z dvema sinhroniziranimi visokofrekvenčnima kamerama, katerih frekvenca snemanja je bila 100 Hz. Koordinate za posamezne točke so bile obdelane tridimenzionalno s pomočjo šestnajst segmentnega modela telesa, ki je omogočal spremljanje gibanja posameznih delov telesa v prostoru.

Hipotez, ki so bile postavljene skladno s cilji naloge, nismo mogli potrditi v celoti. Na podlagi dobljenih kinematičnih podatkov smo lahko potrdili prvo in drugo hipotezo, ki sta predvidevali, da bo merjenec z najdaljšim trenažnim stažom in najvišjim pasovnim rangom, izvedel visoko polkrožno brco po proksimalno-distalnem načinu in imel najvišjo vrednost hitrosti stopala pri izvajanju brce. Tretja hipoteza je bila ovržena saj merjenec z najdaljšim stažem ni imel izračunane najvišje vrednosti gibalne količine, prav tako je bila ovržena četrta hipoteza, ker merjenec z izračunano največjo vrednostjo gibalne količine pri brci ni imel izračunane največje vrednosti pri

tolerančnem indeksu glave. Pri vsem tem nas je najbolj presenetila hipotetično visoka vrednost pospeška glave najmlajšega merjenca, kar nakazuje, da ni priporočljivo mlajšim selekcijam dovoljevati takšnih udarcev v glavo, saj obstaja velika verjetnost poškodb mehkih struktur.

ABSTRACT

Key words: combat sports, biomechanics, high semicircular kick, kinematics, momentum

KINEMATIC ANALYSIS OF THE HIGH SEMICIRCULAR KICK

Pages: 41, figures: 16, tables 2, references 35

ABSTRACT

In this graduation thesis, a high semicircular kick (mawashi-geri) was analysed on the basis of 3D-kinematics, its momentum calculated and the acquired results compared with the tolerance index of the head according to the WSTC. During this research, four subjects were analyzed who have trained karate for different periods of time and possessed different belt ranks in karate.

For observation and analysis of the motion, a standard method demanded by the APAS software and the Microsoft Excel 2013 was applied. The subjects performed a high semicircular kick freely through the air (without hitting a surface) and this move was shot with two synchronized high-frequency camcorder with shooting frequency 100 Hz. Coordinates for individual spots were processed three dimensionally with the help of a sixteen-segment body model, which enabled us to observe individual body parts moving through the space.

Propositions, set in line with the thesis objectives, could not be fully confirmed. On the basis of the acquired kinematics data, we could prove the first and the second hypothesis, which predicted a subject with the longest history in karate and the highest belt rank to execute a high semicircular kick in a proximal-distal way and to have the highest velocity of the foot while performing the kick. The third hypothesis was rejected since the subject who has trained karate for the longest period of time did not have the highest value of momentum. The fourth hypothesis was rejected as well, because the

subject with the highest calculated value of momentum while performing the kick did not have the highest calculated value of the tolerance index of the head. The most surprising result in the analysis was a hypothetically high value of the acceleration of the head of the youngest subject, which indicates that it might be better not to allow younger teams to perform such kicks in the head since there is a great probability of soft tissues injuries.

KAZALO VSEBINE

1	UVOD.....	11
1.1	Predmet in problem	12
1.1.1	Visoka polkrožna brca.....	12
1.1.2	Kratek pregled skozi literaturo.....	14
1.1.3	Tolerančna krivulja glave	17
1.2	Cilji in hipoteze	17
2	METODE DELA.....	19
2.1	Preizkušanci	19
2.2	Pripomočki.....	19
2.3	Postopek	21
3	REZULTATI Z RAZPRAVO	27
3.1	Kinematična analiza	27
3.2	Gibalna količina in WSTC.....	34
4	ZAKLJUČEK.....	36
5	VIRI IN LITERATURA.....	38

KAZALO SLIK

Slika 1: Visoka polkrožna brca (mawashi geri)	13
Slika 2: Pogled kamere (1) na umeritveni prostor	20
Slika 3: Pogled kamere (2) na umeritveni prostor	20
Slika 4: Shema postavitve kamer	21
Slika 5: Kinematični model človeka	22
Slika 6: 15-segmentni model človeka, določen s 16 povezovalnimi točkami in težiščem telesa	23
Slika 7: Kotne hitrosti merjenca 1	28
Slika 8: Kotne hitrosti merjenca 2	29
Slika 9: Kotne hitrosti merjenca 3	29
Slika 10: Kotne hitrosti merjenca 4	30
Slika 11: Linearne hitrosti točk udarjalne noge merjenca 1	30
Slika 12: Linearne hitrosti točk udarjalne noge merjenca 2	31
Slika 13: Linearne hitrosti točk udarjalne noge merjenca 3	31
Slika 14: Linearne hitrosti točk udarjalne noge merjenca 4	32
Slika 15: Linearne hitrosti stopala merjencev	33
Slika 16: Tolerančna krivulja glave po WSTC	35

KAZALO TABEL

Tabela 1: Podatki merjencev	19
Tabela 2: Izračunane vrednosti gibalne količine	35

1 UVOD

Biomehaniko opisujemo kot znanstveno vedo, ki se ukvarja z analizami gibanja živih bitij, pri tem pa uporablja znanost mehanike. Mehanika predstavlja eno izmed vej fizike, ki proučuje gibanja in sile, ki to gibanje ustvarjajo. Biomehaniko je Kudson (2007) opisal kot vedo, ki omogoča uporabo konceptualnih in matematičnih orodij, ki so potrebna za analizo gibanja pri zagotavljanju optimizacije gibalnih strategij. S splošnim opisom je biomehanika veda, ki proučuje posebnosti gibanja človeka v prostoru in času. Tako nam biomehanika zagotavlja ovrednotenje gibanja na podlagi kvantitativnih parametrov, kar nam zagotavlja objektivnejšo primerjavo gibanj.

Zaradi hitrega razvoja učinkovite računalniške opreme in z vse večjo dostopnostjo izpopolnjene programske opreme postaja šport vse bolj računalniško analiziran z namenom, da se zagotovijo optimizirane gibalne strategije športnikov. Trenerji morajo tako vse več posegati po analitičnih metodah, ki omogočajo ocenjevanje gibalne strukture športnika na podlagi kvantitativnih podatkov. Ferdinands (2010) je zapisal, da je treba, če želimo natančno razumeti biomehaniko človekovega gibanja v športu, uporabiti analitične sisteme, ki nam omogočajo preko »surovih« položajnih podatkov določiti posamezne segmentne točke, ki so kasneje preko različnih filtrov lahko obdelane tako, da nam omogočajo natančno preračunavanje dobljenih kinematičnih in/ali kinetičnih spremenljivk. Tako pridobljene spremenljivke lahko uporabimo za kvantitativno in eksperimentalno analiziranje ter potrjevanje že obstoječih športnih tehnik, saj nam na takšen način posredovani podatki zagotavljajo razlago opazovanega gibalnega vzorca preko znanstvene metode, ki temelji na fizikalnih zakonih.

Eksperimentalni pristop za pridobivanje kvantitativnih podatkov pri biomehaniki temelji predvsem na dveh oblikah raziskav, ki ju imenujemo presečna študija (ang. cross-sectional) in longitudinalna študija (Bartlett, 2007). Pri prvem primeru gre za študijo, pri kateri poskušamo ovrednotiti neko za šport specifično tehniko tako, da naredimo primerjavo izvedbe tehnike med različnimi športniki. Takšna študija nas lahko pripelje do boljšega poznavanja in razumevanja biomehaničnih lastnosti proučevane tehnike in tako pripomore k prepoznavanju ter odpravljanju napak pri tehniki. Zadržek, ki se ga

moramo zavedati, kadar uporabljamo presečne študije, je, da dobljenih ugotovitev z uporabo tovrstne metode pri nekaterih športnikih ne moremo posplošiti na posameznega športnika ali obratno. Alternativni pristop presečni študiji je analiza posameznika, ki izvaja neko tehniko z določenim številom poskusov. Pri takšni študiji se poskuša določiti tiste spremenljivke, ki so ključne za optimiziranje tehnične izvedbe pri posamezniku za doseg boljšega rezultata. Pri longitudinalni študiji se oseba ali skupina spremlja skozi daljše časovno obdobje, da se izboljša določena spremenljivka. Pri tem pa je pomembno, da se zagotovi povratna zanka, preko katere se spremljajo vplivi spreminjajočega člena.

V diplomski nalogi bomo uporabili presečno študijo, ki bo zajemala 3D-kinematične podatke visoke polkrožne brce. Hamill in Knutzen (2009) sta zapisala, da je kinematika osredotočena na karakteristike gibanja skozi prostorski in časovni vidik brez sklicevanja na sile, ki povzročajo to gibanje. Kinematična analiza gibanja poskuša opisati gibanje na podlagi določitve hitrosti objekta, koliko visoko gre in/ali kako daleč potuje. Tako so položaj, hitrost in pospešek komponente interesa pri tovrstnih analizah.

1.1 Predmet in problem

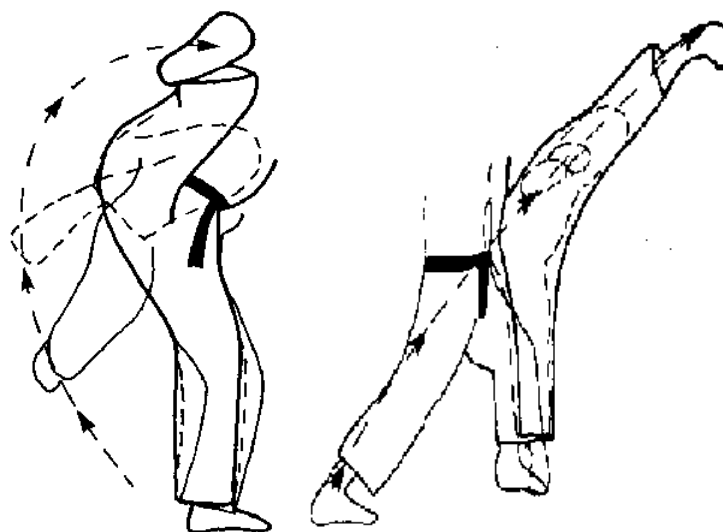
1.1.1 *Visoka polkrožna brca*

Glavni namen brce pri karateju je zadeti tarčo v skladu s pravili, ki med drugim določajo tudi, s kakšno silo lahko delujemo na nasprotnika. V sodniških pravilih Svetovne karate zveze (World Karate Federation – WKF) in Karate zveze Slovenije (KZS) je zapisano, da je lahko pri udarcih v glavo dovoljen samo rahel dotik (dotik kože) oziroma povečana razdalja do 10 cm. Iz tega lahko predvidevamo, da morajo tekmovalci pri izvajanju tehnike narediti vtis na sodnike, saj če bi prišlo do kontakta, nasprotnik ne bi zmožel nadaljevati borbe. Tako predstavljata hitrost izvedbe udarca in nadzor udarca pri impaktu pogoj za doseganje točk na tekmovanju. Da je hitrost eden izmed glavnih dejavnikov, ki odločajo o uspešnosti karateistov, so pokazale tudi nekatere raziskave (Blažević, Katić in Popović, 2006; Ravier idr., 2003). Za doseganje visokih hitrosti pri brcah se morajo segmenti vključevati po proksimalno-distalnem načinu, to tudi

potrjujejo nekatere raziskave (Elliot, 2000; Kellis in Katis, 2007; Enoka, 2008). Bartlett (2000) je zapisal, da je glavni namen proksimalno-distalnega gibanja, da se zagotovi največja mogoča hitrosti, ki jo športnik lahko doseže na koncu segmentne verige, zato naj bi se gibanje začelo s segmenti, ki so bolj proksimalni, in nadaljevalo z vključevanjem segmentov v gibanje, ki so bolj distalni. Distalni segmenti naj bi se tako vključili v gibanje, ko so svojo najvišjo hitrost dosegli proksimalni segmenti. Takšno uspešno vključevanje segmentov v gibanje naj bi omogočalo visoke hitrosti na koncu gibanja.

Kim, Kim in Im (2011) so brce razvrstili na podlagi kvalitativne analize medsklepnega gibanja kolka in kolena udarjalne noge. Tako so uvrstili med izmetne nožne tehnike (ang. throw-like movements) vse brce, ki jim po fleksiji kolka sledi ekstenzija kolena, in med odzivne nožne tehnike (ang. push-like movements) tiste udarce, pri katerih se ekstenzija kolka in ekstenzija kolena pojavita sočasno z impaktom. Avtorji so tako uvrstili visoko polkrožno brco med izmetne udarce.

Sidthilaw (1997) je opisal visoko polkrožno brco kot gibanje, kjer je treba najprej dvigniti peto udarjalne noge od tal in pri tem rotirati v kolku, dokler se ne dvigne celotno stopalo udarjalne noge. Takrat se začneta rotacija na stopalu oporne noge in ekstenzija v kolenu udarjalne noge, ki traja, vse dokler udarjalna noga skoraj ne doseže nasprotnikove glave. Slika 1 prikazuje shematsko izvedbo pravilne tehnike udarca.



Slika 1: Visoka polkrožna brca (mawashi geri)
(<http://mawashido.free.fr/techniq/bases/pieds/mawashig.htm>)

Brca mora biti izvedena balistično, če se želi presenetiti nasprotnika pri zadevanju njegovih vitalnih točk. Gibanja, kjer moramo v najkrajšem možnem času doseči visoke hitrosti segmentov, pa lahko predstavljajo velike proprioceptivne in vizualne omejitve (Vencesbrito idr., 2014). Rasch in Burke (1978) sta opisala balistično gibanje kot gibanje, ki se začne zaradi delovanja mišic agonistov, nadaljuje v »prostem teku« oziroma brez mišične aktivacije in zaključi zaradi delovanja antagonističnih mišic ali zaradi pasivnih elastičnih tkivnih struktur. Vsako eksplozivno gibanje tako predstavlja zapleteno motorično nalogo, ki je odvisna predvsem od znotrajmišične in medmišične koordinacije. Ušaj (2003) opiše znotrajmišično koordinacijo kot usklajeno dejavnost aktivacije mišice in inhibicijskih refleksov, pri tem posebej izpostavi kitni refleks (Golgijev organ) pri zelo silovitih krčenjih mišic. Medmišično koordinacijo bi lahko definirali tudi kot zaporedje vključevanja in izključevanja mišic, ki so zadolžene za izvajanje nekega giba (Lasan, 2004; Ušaj, 2003). Nekatere raziskave potrjujejo, da izkušeni karateisti skozi proces treninga izboljšajo gibalno strategijo in medmišično koordinacijo pri izvajanju udarca (Sbriccoli idr., 2010; Quinzi, Sbriccoli, Alderson, Di Mario in Camomilla, 2014; Vencesbrito idr., 2011).

1.1.2 Kratek pregled skozi literaturo

Polkrožna brca velja za enega najprepoznavnejših elementov pri borilnih športih. Značilno za polkrožno brco je, da pri njenem izvajanju deluje več kot en sklep na več kot eno prostorsko ravnino. Ravno zaradi tovrstnega delovanja segmentov so Quinzi, Camomilla, Felici, Di Mario in Sbriccoli (2013) v svojo raziskavo vključili polkrožno brco in s tem poskušali proučiti nevromišični vzorec, ki je značilen za izvedbo impaktne in neimpaktne polkrožne brce pri karateistih in nekarateistih. V raziskavi je sodelovalo šest karateistov in šest nekarateistov, ki so morali izvesti polkrožno brco takoj po vizualnem signalu. Vsak je izvedel brco v višini svojega trebušnega predela, ta brca je vsebovala impakt, neimpaktna brca pa je bila izvedena v predel glave. Brco so avtorji analizirali skozi dve fazi; prva faza je tako pri impaktni kot tudi pri neimpaktni brci vsebovala dvig udarjalne noge do položaja, kjer je bilo stegno postavljeno skoraj horizontalno, kolenski sklep pa je bil maksimalno pokrčen; tako sta se v prvi fazi istočasno pojavili fleksija kolena in fleksija kolka.

Druga faza analize je vsebovala notranjo rotacijo kolka in abdukcijo udarjalne noge vzporedno z nenadno ekstenzijo kolenskega sklepa pri impaktni brci in pri neimpaktni brci obe ekstenziji, kolka in kolena. Pri obeh fazah so spremljali kinematične in EMG-spremenljivke. Raziskava je pokazala, da pri prvi fazi analize brce ni prišlo do bistvenih razlik, saj je imel kolčni sklep ključno vlogo pri ustvarjanju gibanja pri obeh skupinah in brcah, kar je nakazovala prisotna aktivacija mišice rectus femoris pri istočasni neaktivnosti mišice biceps femoris med sočasno fleksijo kolka in kolena. Pri drugi fazi analize, kjer je bila prisotna ekstenzija, se je treniranost odražala skozi strategijo aktivacije, ki jo je zahtevala gibalna naloga. Pri netreniranih je bila pri obeh brcah, impaktni in neimpaktni, prisotna višja aktivacija antagonistov v kolenskem sklepu. Pri karateistih so avtorji opazili dve različni gibalni strategiji, in sicer impaktne brce so v primerjavi z neimpaktno brco imele višji indeks koaktivacije pri ekstenziji kolka vzporedno z manjšim kotom med fleksijo-ekstenzijo kolka, kar bi lahko imelo funkcionalni pomen v smislu zagotavljanja večje togosti kolčnega sklepa. Pri neimpaktni brci je bila opažena sočasna dejavnost mišic vastus lateralis in biceps femoris. Kot mogoči interpretaciji so avtorji navedli, da se tovrstna aktivacijska strategija pojavi zaradi kolenskega sklepa, ki mora povzročiti zaviralno gibanje v izogib impakta, kot drugo možnost avtorji navajajo, da bi ob upoštevanju dejstva, da je mišica biceps femoris dvosklepna mišica, lahko aktivacija v tej fazi nakazovala na možnost podaljševanja kolčnega sklepa. Avtorji zaključijo, da se pri treniranih karateistih pojavlja drugačen nevro-mišični nadzor v primerjavi z netreniranimi pri izvedbi impaktne in neimpaktne visoke polkrožne brce. Razlike nastanejo predvsem v drugi fazi izvajanja brce, kjer se mora nadzor gibanja prenesti z enega sklepa na drugi sklep v skladu z gibalno zahtevo brce.

Raziskava, ki so jo opravili Estevan, Alvarez, Falco, Molina Garcia in Castillo (2011), je proučevala in primerjala mehanične spremenljivke visoke polkrožne brce v glavo, ki so jo izvedli dobitniki medalj (bolj trenirani) in nedobitniki medalj (manj trenirani) na tekmovanjih pri taekwondoju. Avtorji so primerjali največjo impaktno silo, čas izvedbe in trajanje impakta pri visoki polkrožni brci, ki je bila izvedena s treh različnih razdalj. Raziskava je pokazala, da so boljše trenirani s krajše razdalje in daljše razdalje razvili večjo maksimalno silo pri impaktu ter imeli pri tem krajši čas izvedbe kot slabše trenirani, nobenih razlik med skupinama pa ni bilo pri trajanju impakta. Avtorji tako

zaključijo, da na doseženo največjo silo impakta pri visoki polkrožni brci ne vpliva razdalja izvedbe pri bolje treniranih, ampak čas trajanja brce.

Sidthilaw (1997) je v svoji disertaciji raziskoval in poskušal ugotoviti kinetične in kinematične parametre pri analizi, ki je vsebovala tri različne višinske ravni pri izvedbi polkrožne brce, ki so jo izvedli tekmovalci tajskega boksa. Med drugim je primerjal linearno hitrost gležnja in kolena, kotno hitrost kolena in kotno hitrost kolka. Raziskava je pokazala, da so merjenci udarjali z največjo silo, ki je bila izmerjena od 2000 N do 14000 N, dosežena hitrost gležnja udarjalne noge pri impaktu visoke polkrožne brce pa je bila 6,8 m/s. Avtor je mnenja, da obstaja pozitivno razmerje med končno hitrostjo gležnja in največjo silo pri polkrožni brci in prav tako obstaja pozitivno razmerje med končno hitrostjo gležnja in največjim sunkom sile pri udarcu. Podobno je zaključil Wasik (2011), ki je pri kinematični analizi stranske brce pri taekwondoju ugotovil visoko soodvisnost med najvišjo hitrostjo stopala in najvišjo hitrostjo kolenskega sklepa pri izvedbi stranske brce. Avtor je mnenja, da takšna soodvisnost nakazuje, da doseganje višje hitrost kolena pomembno vpliva na hitrost, ki jo bo lahko stopalo doseglo na koncu izvedbe udarca. Vendar je raziskava, ki so jo opravili Pozo, Bastien in Dierick (2011), kjer so primerjali sile impaktov pri udarcu mar-geri med karateisti, ki se udeležujejo mednarodnih tekmovanj, in karateisti, ki tekmujejo samo na državnih prvenstvih, pokazala, da se kljub hitrejši izvedbi udarca mednarodnih karateistov sile impakta niso bistveno razlikovale. Avtorji so mnenja, da se impakti ne razlikujejo zaradi prilagoditve karateistov pravilom, ki zahtevajo od tekmovalcev, da morajo biti izvedene tehnike nadzorovane tako, da ne poškodujejo nasprotnikov. Zato naj bi boljši in hitrejši karateisti ustavljali udarec tik pred impaktom.

Do drugačnega zaključka sta prišla pri svoji raziskavi Smith in Hamill (1985), ki sta primerjala hitrost roke pred impaktom in doseženo gibalno količino na udarjalno površino pri udarcu z roko brez rokavice in z rokavico. V raziskavi so sodelovali izkušeni in neizkušeni karateisti. Raziskava je pokazala, da pri izkušenih karateistih hitrost roke pred impaktom ni bila bistveno večja kot pri neizkušenih karateistih, tudi dosežena gibalna količina se ni bistveno razlikovala pri izvedbi udarca brez rokavice. Pri udarcu z boksarsko rokavico pa so izkušeni karateisti dosegli večjo gibalno količino na udarjalno površino ob podobnih hitrostih roke pred impaktom. Avtorja sta prišla do

zaključka, da je lahko razlog v tem, da je zaradi oblazinjenega občutka, ki ga ima rokavica, oseba bolj motivirana za močnejše udarjanje, ker naj bi bil impakt manj boleč za izvajalca.

1.1.3 Tolerančna krivulja glave

V šestdesetih letih prejšnjega stoletja je bila prvič objavljena tolerančna krivulja glave (WSTC), ki je predstavljala kvantitativno vrednost še dovoljenega pospeška glave v primerjavi s časom udarca. Merilo poškodbe je bilo določeno s počeno lobanjo in/ali pretresom glave pri truplih, prostovoljcih in živalih, ki so bili testirani na ravnih površinah, zato dobljeni rezultati veljajo za translatorni pospešek težišča glave. Obstoječa krivulja temelji na treh glavnih parametrih, ki so pospešek, temporalni pritisk in čas trajanja impakta v sekundah (Cordero, Carbone, Ceccarelli, Echávarri in Muñoz 2014). Kasneje so se na podlagi WSTC razvili še nekateri parametri, ki so poskušali biti realnejši pri ocenjevanju potencialnih poškodb mehkih struktur glave. Tukaj je treba omeniti parameter HIC (Head Impact Criteria), ki se uporablja v avtomobilski industriji pri ocenjevanju potencialnih poškodb glave pri trkih (Henn, 1998; Greenwald, Gwin, Chu in Crisco, 2008).

1.2 Cilji in hipoteze

Predmet naloge je na podlagi 3D-kinematike analizirati visoko polkrožno brco in izračunati gibalno količino pri izbranem udarcu ter dobljene vrednosti primerjati s tolerančnim indeksom glave po WSTC. Obravnavani udarec predstavlja enega zapletenejših elementov pri karateju, saj pri izvajanju udarca deluje več kot en sklep na več kot eno prostorsko ravnino.

Na osnovi predmeta in cilja diplomske naloge smo oblikovali naslednje hipoteze:

H1: Merjenec, ki ima najdaljši trenažni staž, izvede visoko polkrožno brco v proksimalno-distalnem načinu.

H2: Merjenec, ki ima najdaljši trenažni staž, doseže pri visoki polkrožni brci najvišjo hitrost stopala.

H3: Merjenec, ki ima najdaljši trenažni staž, ima najvišjo vrednost gibalne količine udarca.

H4: Merjenec, ki doseže najvišjo vrednost gibalne količine udarca, povzroči tudi najvišjo vrednost tolerančnega indeksa glave.

2 METODE DELA

2.1 Preizkušanci

Za analizo smo izbrali štiri karateiste moškega spola, ki trenirajo shotokan stil karateja. V Tabeli 1 so podani njihovi podatki. Vsi so znali izvesti polkrožno brco (mawashi-geri), ki je bila predmet obravnave analize. Vsak merjenec je izvedel izbran element, ki je bil posnet z visokofrekvenčno kamero in kasneje kinematično obdelan s programsko opremo APAS (The Ariel Performance Analysis System). Ob morebitni nezadovoljivi izvedbi elementa se je merjencu omogočilo ponovno izvedbo, ki se je kasneje tudi upoštevala.

Tabela 1: Podatki merjencev
(Lastni vir)

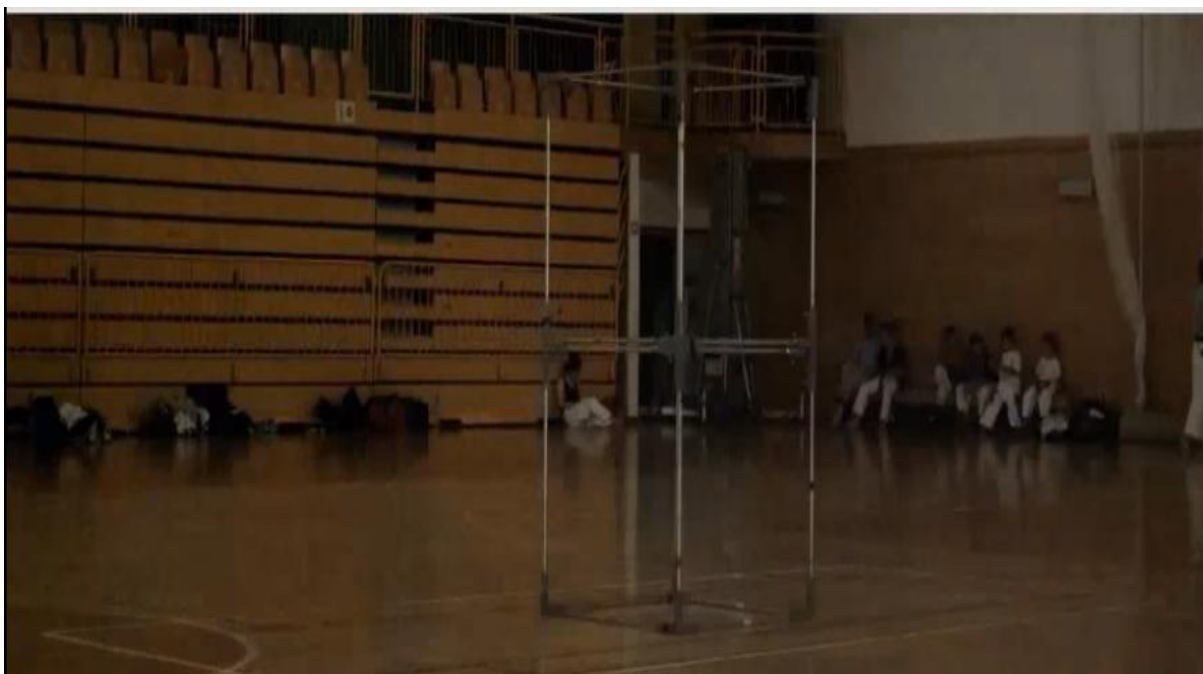
	STAROST	ČAS TRENIRANJA	TEŽA (kg)	VIŠINA (cm)
MERJENEC 1	12 let	9 mesecev	35	147
MERJENEC 2	14 let	9 let	50	165
MERJENEC 3	16 let	12 let	61	177
MERJENEC 4	27 let	20 let	64	175

2.2 Pripomočki

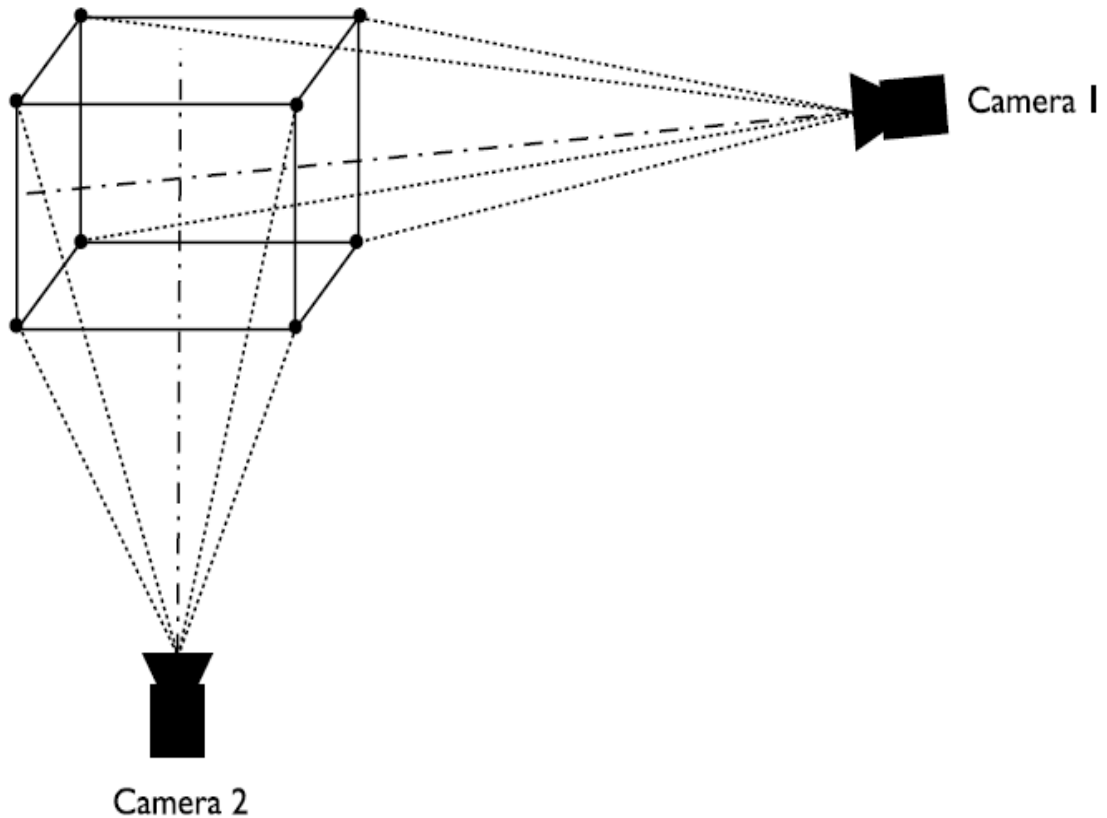
Meritev je bila izvedena v športni dvorani ob nespremenljivih in optimalnih podnebnih razmerah. Glede na to, da je izvedba visoke polkrožne brce gibanje, ki vključuje premikanje telesa v vseh ravninah, je bil izveden tridimenzionalni protokol meritve. Merjenci so bili posneti z dvema visokofrekvenčnima kamerama znamke Mikrotron (LTR1), ki sta bili med seboj postavljeni pod pravim kotom in časovno usklajeni oziroma sinhronizirani (Slika 3). Videozajem podatkov na meritvi je bil opravljen pri frekvenci 100 Hz. Prostorski parametri so bili kalibrirani s pomočjo referenčnega merilnega okvirja dimenzije 1 m x 1 m x 2 m (Slika 1 in Slika 2), pri čemer je bilo upoštevanih osem referenčnih vogalov, ki so tako zagotavljali pogoje, potrebne za tridimenzionalno prostorsko obravnavo visoke polkrožne brce.



Slika 2: Pogled kamere (1) na umeritveni prostor
(Lastni vir)



Slika 3: Pogled kamere (2) na umeritveni prostor
(Lastni vir)

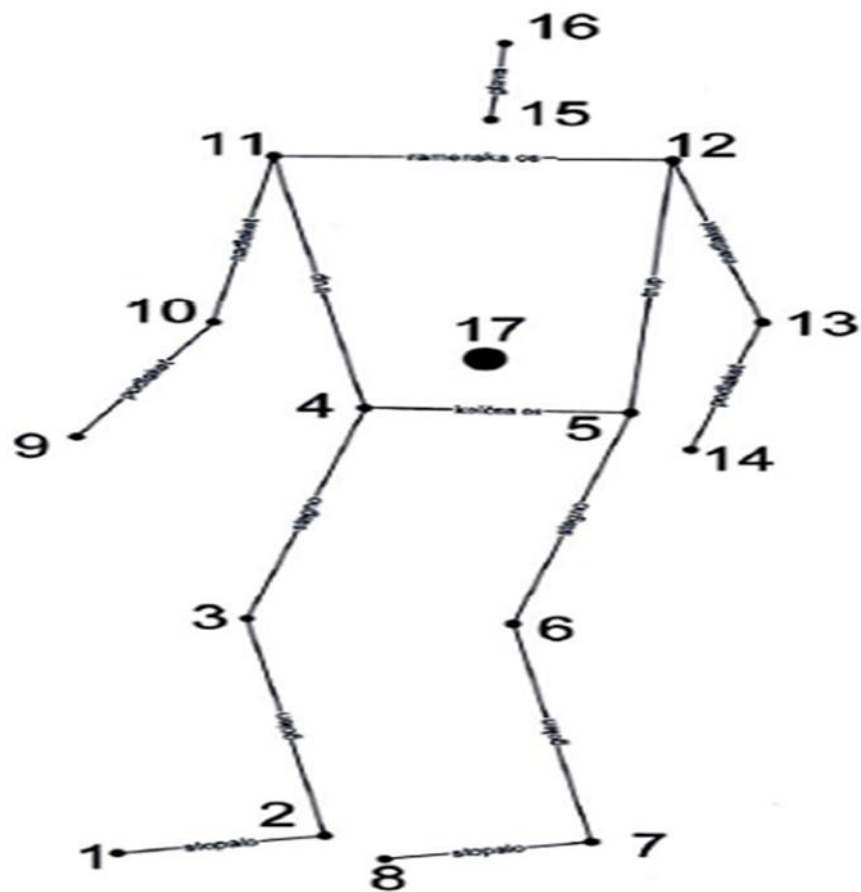


Slika 4: Shema postavitve kamer
(Bartlett, 2007)

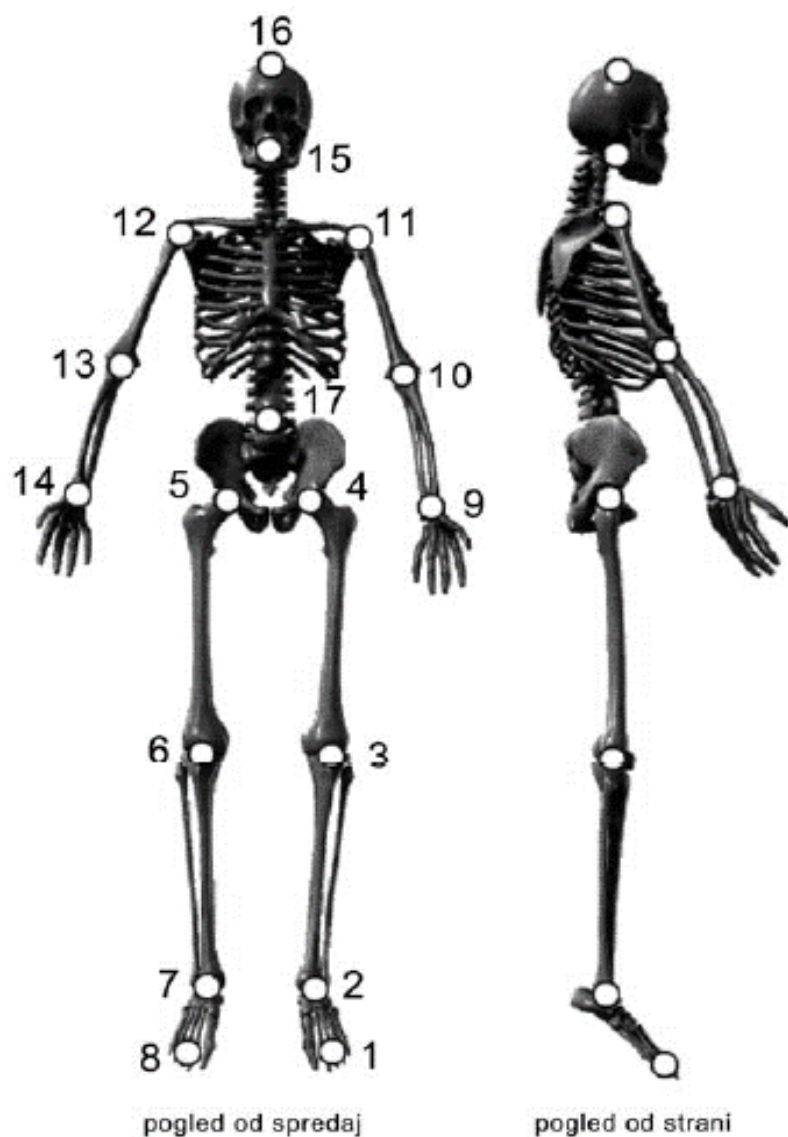
2.3 Postopek

Za kinematično analizo smo podatke obdelali po standardni metodi, kot jo zahtevata programska oprema APAS in Microsoft Excel 2013. Gibanje, ki je bilo predmet analize, je bilo posneto z dvema sinhroniziranimi visokofrekvenčnima kamerama, katerih frekvenca snemanja je bila 100 Hz. Koordinate za posamezne točke so bile obdelane tridimenzionalno s pomočjo šestnajstih točk (Slika 4), ki so nam predstavljale dele telesa: vrh levega stopala, levi gleženj, levo koleno, levi kolk, desni kolk, desno koleno, desni gleženj, vrh desnega stopala, levo zapestje, levi komolec, leva rama, desna rama, desni komolec, desno zapestje, prvo vratno vretence (atlas) in teme. Sedemnajsta točka, ki predstavlja težišče telesa, je bila izračunana na podlagi prej naštetih točk po antropometrijskem modelu (Dempster, 1995). Šestnajst povezanih točk nam je tako predstavljalo petnajst modeliranih telesnih segmentov: glava,

ramenska in kolčna os, trup, leva in desna nadlaket, leva in desna podlaket, levo in desno stegno, levo in desno goleno ter levo in desno stopalo (Slika 5). Gibanje v sklepih smo definirali kot pozitivne vrednosti kotne hitrosti pri iztegnitvi in negativno vrednost kotne hitrosti pri upogibu.



Slika 5: Kinematični model človeka
(Lastni vir)



Slika 6: 15-segmentni model človeka, določen s 16 povezovalnimi točkami in težiščem telesa (Čamernik, 2007)

Metoda, ki smo jo uporabili za izračun gibalne količine in primerjavo le-te s pospeškom glave pri morebitnem impaktu, je temeljila na postopku, ki ga je uporabil Walker (1975) pri svoji analizi karate udarca z roko. Vrednosti prostorskih točk (kolčnega, kolenskega in skočnega sklepa) udarjalne noge v trenutku, ko so merjenci dosegli najvišjo kotno hitrost v kolenskem sklepu, smo uporabili za izračun težišča stegenskega in golenskega segmenta udarjalne noge s pomočjo formul (1) in (2) ter formul (3) in (4) za segment stopala. Dobljena težišča posameznih segmentov smo uporabili v formulah (5) in (6) za izračun težišča celotne udarjalne noge, na podlagi katerega smo

nato lahko izračunali gibalno količino s formulo (7). Pri izračunu hitrosti glave, če bi prišlo do udarca, smo predvidevali, da se vsa gibalna količina pri impaktu, ki traja 10 ms, prenese na maso glave, ki je bila izračunana s formulo (8). Gibalno količino smo nato delili z maso glave in s časom predvidenega trajanja impakta. Iz formule (9) pa smo dobili silo pri impaktu.

$$X = (x_{distalno} - x_{proksimalno}) * k_{proksimalno} + x_{proksimalno} \quad (1)$$

Pri čemer velja:

X x-koordinata za težišče segmenta,
x_{distalno} x-koordinata za distalni del segmenta,
x_{proksimalno} x-koordinata za proksimalni del segmenta,
k_{proksimalno} koeficient za proksimalni del segmenta.

$$Y = (y_{distalno} - y_{proksimalno}) * k_{proksimalno} + y_{proksimalno} \quad (2)$$

Pri čemer velja:

Y y-koordinata za težišče segmenta,
y_{distalno} y-koordinata za distalni del segmenta,
y_{proksimalno} y-koordinata za proksimalni del segmenta,
k_{proksimalno} koeficient za proksimalni del telesa.

$$X = (x_{proksimalno} + x_{distalno})/2 \quad (3)$$

Pri čemer velja:

X x-koordinata za težišče segmenta,
x_{proksimalno} x-koordinata za proksimalni del segmenta,
x_{distalno} x-koordinata za distalni del segmenta.

$$Y = (y_{proksimalno} + y_{distalno})/2 \quad (4)$$

Pri čemer velja:

Y y-koordinata za težišče segmenta,
 $y_{\text{proksimalno}}$ y-koordinata za proksimalni del segmenta,
 y_{distalno} y-koordinata za distalni del segmenta.

$$X_0 = \frac{m_1 * x_1 + m_2 * x_2 + m_3 * x_3}{M} \quad (5)$$

Pri čemer velja:

X_0 x-koordinata za centralno težišče noge,
 m_1 masa stegna,
 x_1 x-koordinata težišča stegna,
 m_2 masa goleni,
 x_2 x-koordinata težišča goleni,
 m_3 masa stopala,
 x_3 x-koordinata težišča stopala,
 M masa udarjalne noge.

$$Y_0 = \frac{m_1 * y_1 + m_2 * y_2 + m_3 * y_3}{M} \quad (6)$$

Pri čemer je:

Y_0 y-koordinata za centralno težišče noge,
 m_1 masa stegna,
 y_1 y-koordinata težišča stegna,
 m_2 masa goleni,
 y_2 y-koordinata težišča goleni,
 m_3 masa stopala,
 y_3 y-koordinata stopala,
 M masa udarjalne noge.

$$G = T_0 * v \quad (7)$$

Pri čemer je:

G gibalna količina udarjalne noge,
 T_0 centralno težišče udarjalne noge,
 v hitrost stopala pri najvišji kotni hitrosti kolenskega sklepa.

$$M_g = M_t * 0,081 \quad (8)$$

Pri čemer je:

M_g masa glave,

M_t masa telesa.

$$F_i = \left(\frac{G}{M_g}\right)/0,01 \quad (9)$$

Pri čemer je:

F_i sila pri impaktu,

G gibalna količina,

M_g masa glave.

3 REZULTATI Z RAZPRAVO

3.1 Kinematična analiza

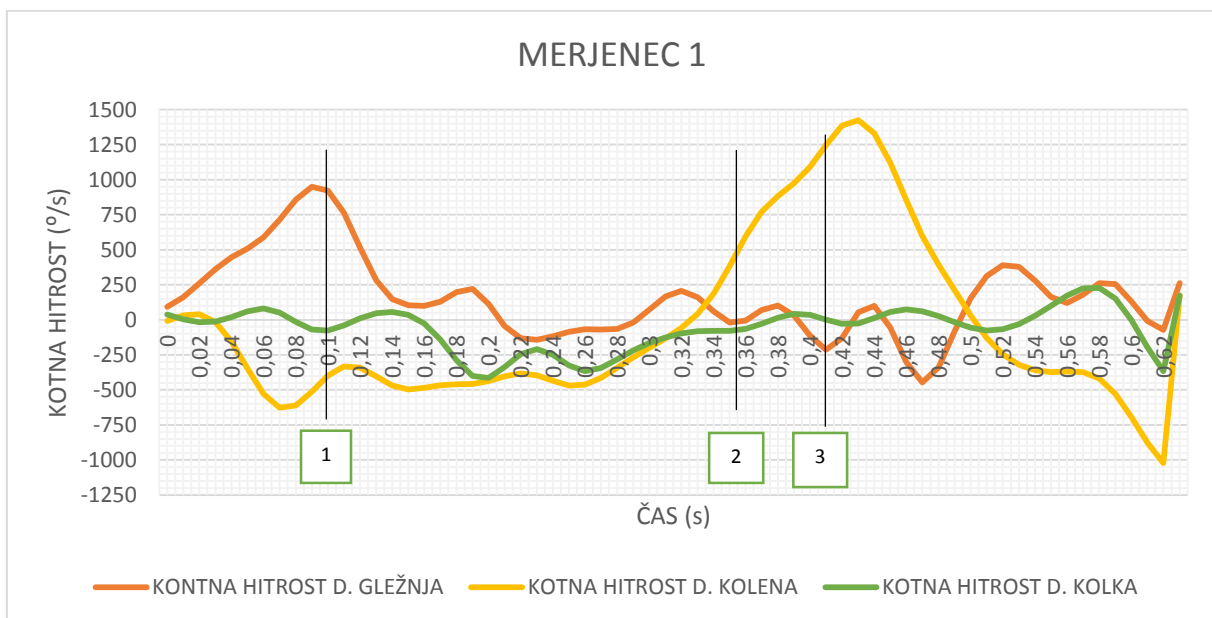
Merjenci so izvedli visoko polkrožno brco prosto v prostoru (brez udarjalne površine). Za opazovanje in analizo gibanja smo uporabili standardno metodo, ki jo zahtevata programska oprema APAS in Microsoft Excel 2013. Na podlagi 3D-kinematične analize smo želeli ugotoviti razlike, ki se pojavljajo med merjenci, ki spadajo v različno starostno skupino in se različno dolgo ukvarjajo s karatejem. Zaradi lažje interpretacije smo udarec razdelili na posamezne ključne dele: 1) dvig udarjalne noge od tal, 2) začetek rotacije na oporni nogi, 3) začetek iztegovanja udarjalne noge v kolenskem sklepu. Poleg kinematične analize sta nas zanimala gibalna količina brce in teoretični pospešek glave, ki bi ga povzročila izvedena visoka polkrožna brca, če bi bila izvedena v glavo.

Zaradi gibanja, ki pri visoki polkrožni brci povzroči rotacijo telesa okoli oporne noge, smo v analizi povzeli kotne hitrosti v sklepih udarjalnega segmenta (kolk, koleno, stopalo). Krivulje kotnih hitrosti in oznake za dvig stopala (1), začetek rotacije na oporni nogi (2) in začetek iztegovanja udarjalne noge (3) za vsakega merjenca so grafično prikazane na Slikah 6, 7, 8 in 9. Poleg kotnih hitrosti smo grafično predstavili tudi linearne hitrosti posameznih točk udarjalne noge (Slike 10, 11, 12, 13).

Na Sliki 9 so predstavljene krivulje kotnih hitrosti merjenca 4, ki ima najdaljši trenajni staž in najvišji pasovni rang med merjenci. Pri merjencu 4 lahko opazimo (Slika 9), da ima visoko vrednost kotne hitrosti kolenskega sklepa udarjalne noge v začetni fazi, ko je udarjalna noga še v stiku s podlago, kar bi lahko pripomoglo k boljšemu odzivu in višji hitrosti udarjalne noge v fazi zamaha. Pri ostalih merjencih tako visoke kotne hitrosti udarjalne noge na začetku gibanja ni mogoče zaslediti. Pri merjencu 1, ki ima najkrajši trenajni staž in najnižji pasovni rang, lahko (Sliki 6) opazimo, da ima na začetku gibanja visok prirastek kotne hitrosti (plantarna fleksija) v desnem gležnju, vendar se to zgodi, ko je negativna (upogib) kotna hitrost kolenskega sklepa že dosegla najvišjo hitrost kar je v skladu s proksimalno distalnim principom gibanja. Merjenec 2 (Slika 7) in merjenec 3 (Slika 8) začneta dvigovati udarjalno nogo bistveno

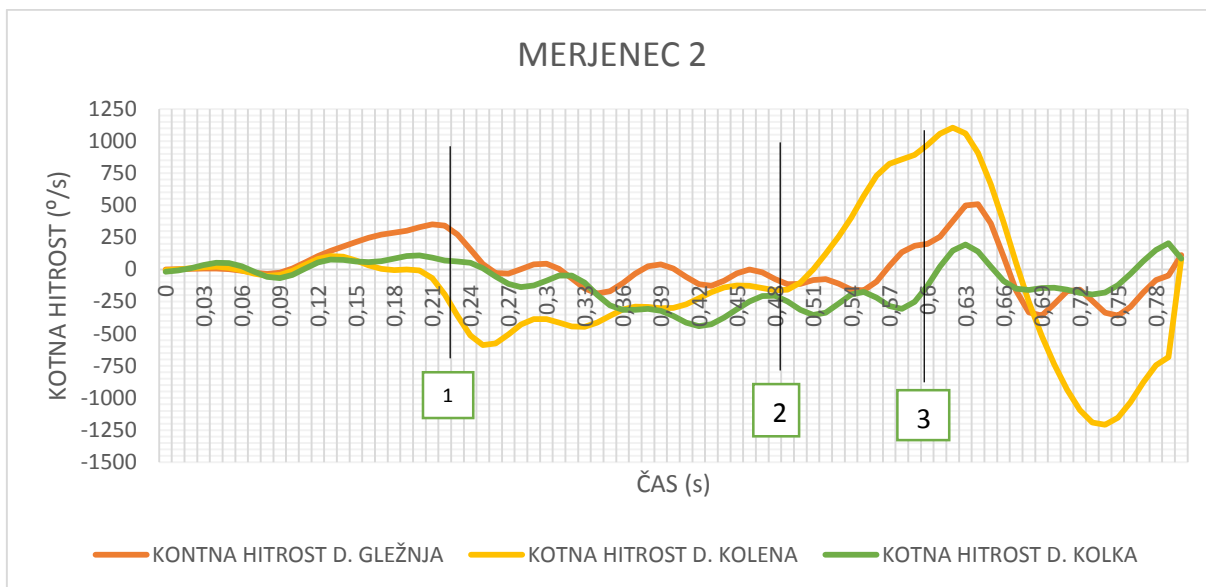
kasneje kot merjenec 1 in merjenec 4, kar lahko opazimo pri primerjavi najvišjih vrednosti negativne kotne hitrosti kolenskega sklepa udarjalne noge.

Primerjava kotnih hitrostih kolenskega sklepa udarjalne noge s podobnimi raziskavami je pokazala, da so merjenci v tej raziskavi dosegli višje vrednosti kotnih hitrosti od merjencev, ki so sodelovali pri raziskavi brce pri tajskem boksu, ki jo je opravil Sidthilaw (1997), in nekoliko nižje od vrednosti, predstavljenih v raziskavi, ki so jo objavili Quinzi idr. (2013), kjer so sodelovali elitni karateisti. Najvišje kotne hitrosti so tako znašale pri tajskem boksu $12,1 \pm 2,8 \text{ rad/s}$ ($\sim 694 \pm 160^\circ/\text{s}$) in pri elitnih karateistih $1633 \pm 102^\circ/\text{s}$ za neimpaktno brco ter $1734 \pm 108^\circ/\text{s}$ za impaktno brco v primerjavi z našimi dobljenimi vrednostmi $1318,5 \pm 154,8^\circ/\text{s}$.

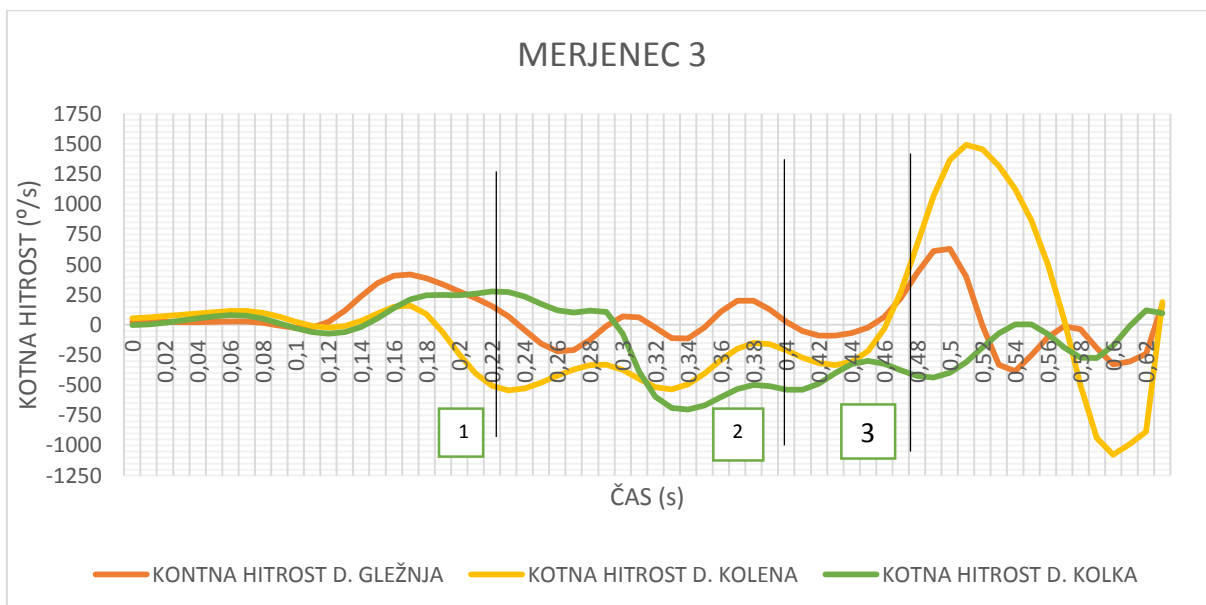


Slika 7: Kotne hitrosti merjenca 1

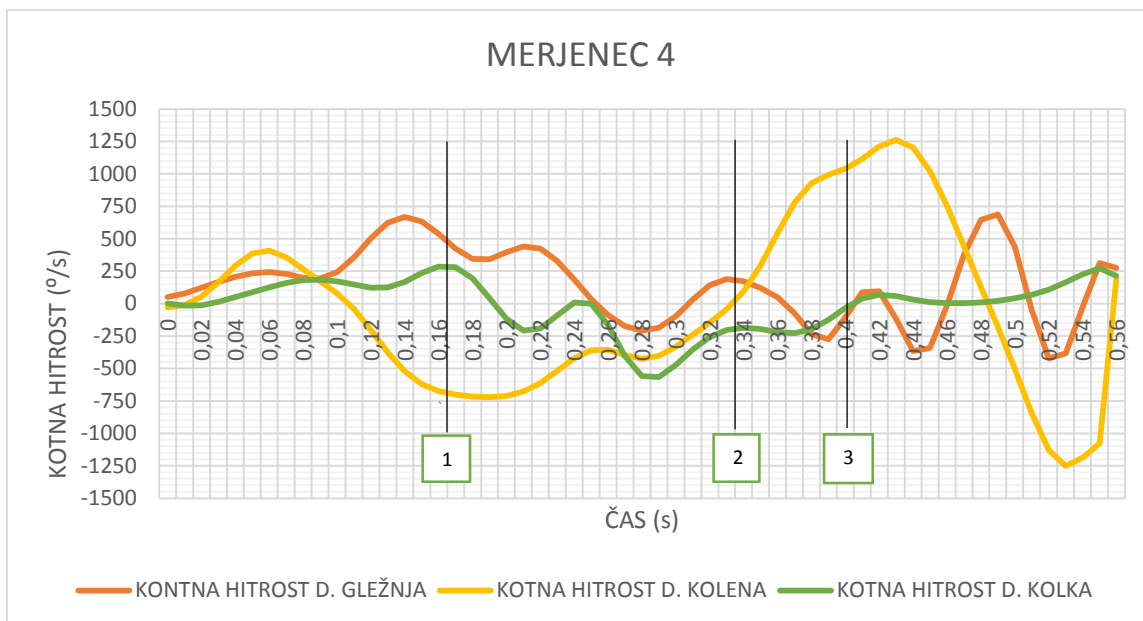
(Lastni vir)



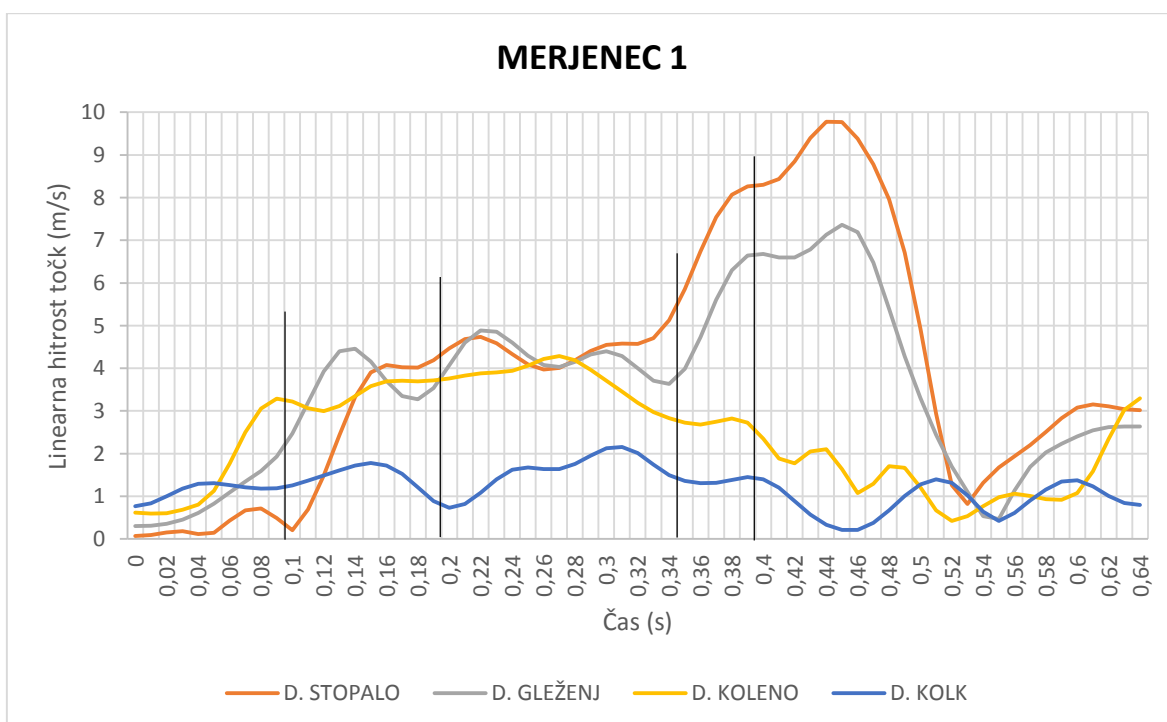
Slika 8: Kotne hitrosti merjenca 2
(Lastni vir)



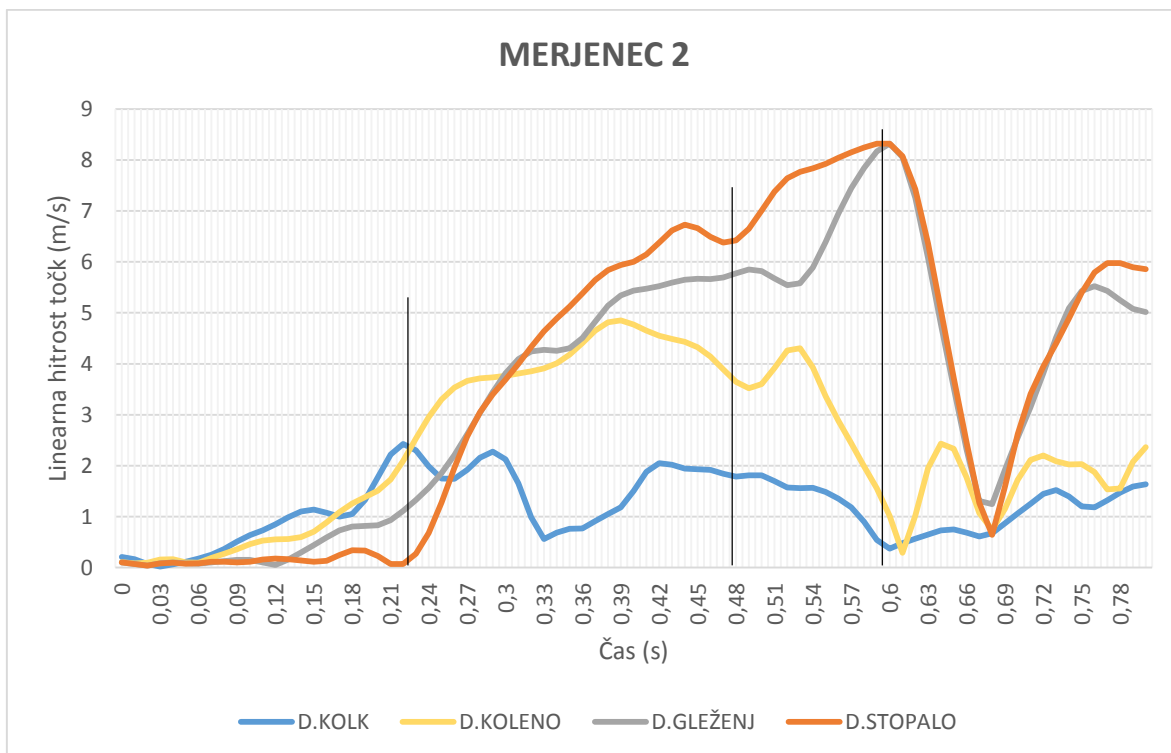
Slika 9: Kotne hitrosti merjenca 3
(Lastni vir)



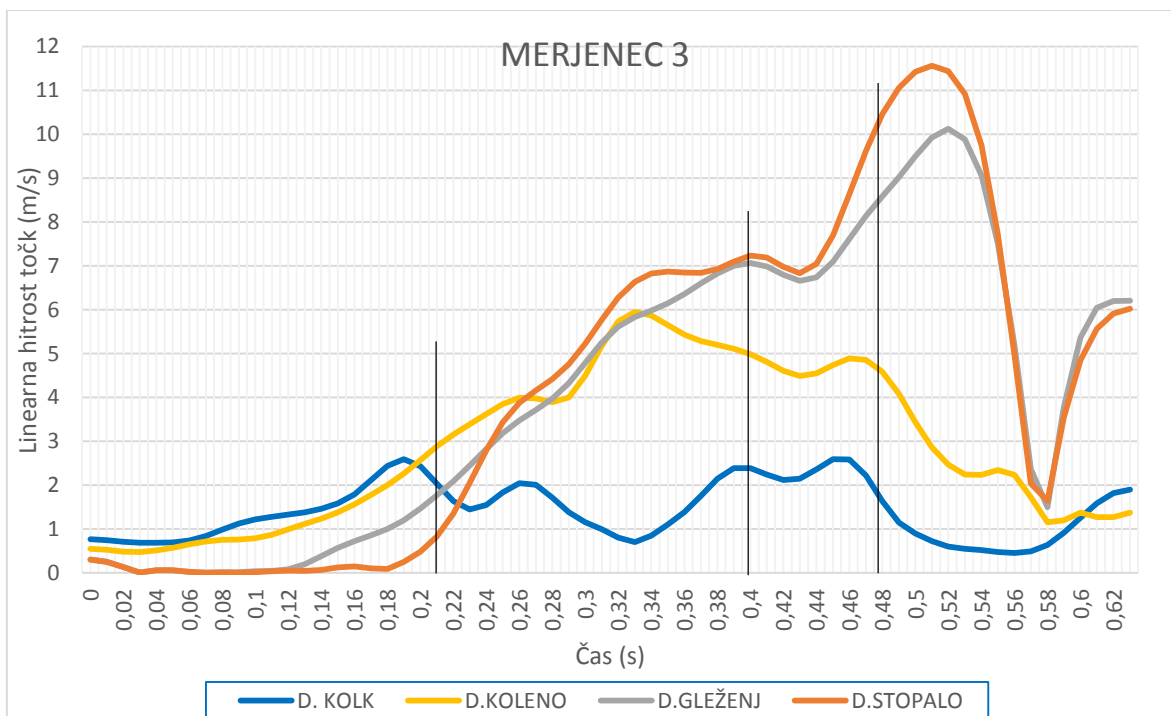
Slika 10: Kotne hitrosti merjenca 4
(Lastni vir)



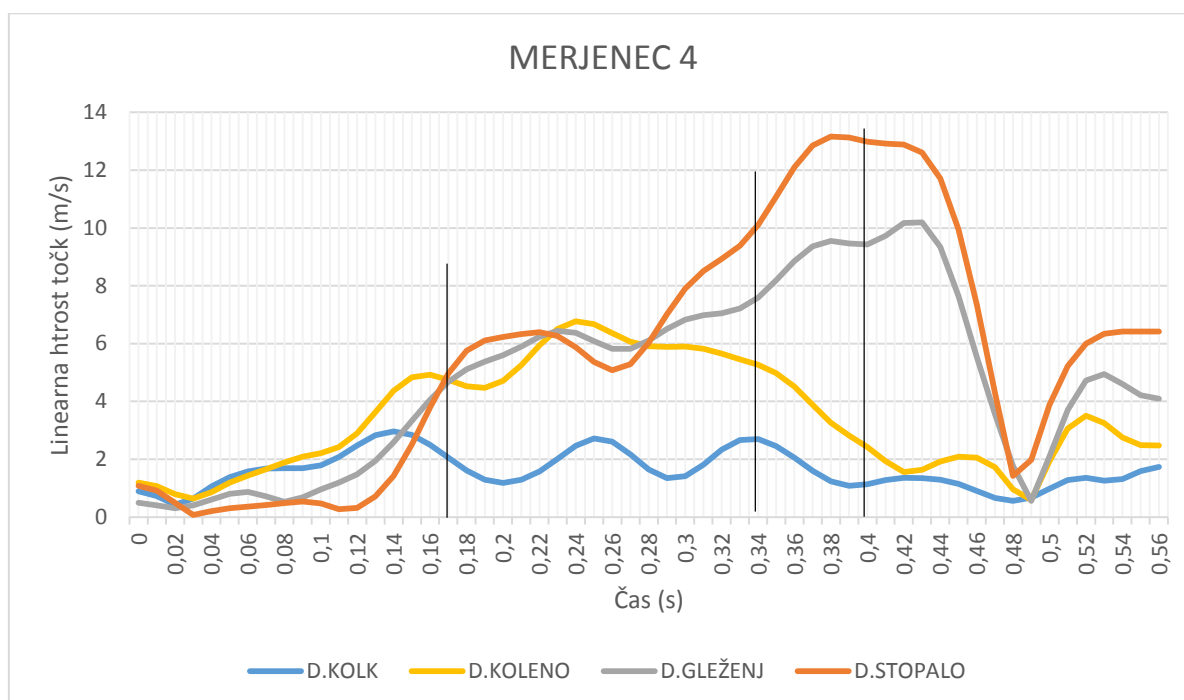
Slika 11: Linearne hitrosti točk udarjalne noge merjenca 1
(Lastni vir)



Slika 12: Linearne hitrosti točk udarjalne noge merjenca 2
(Lastni vir)



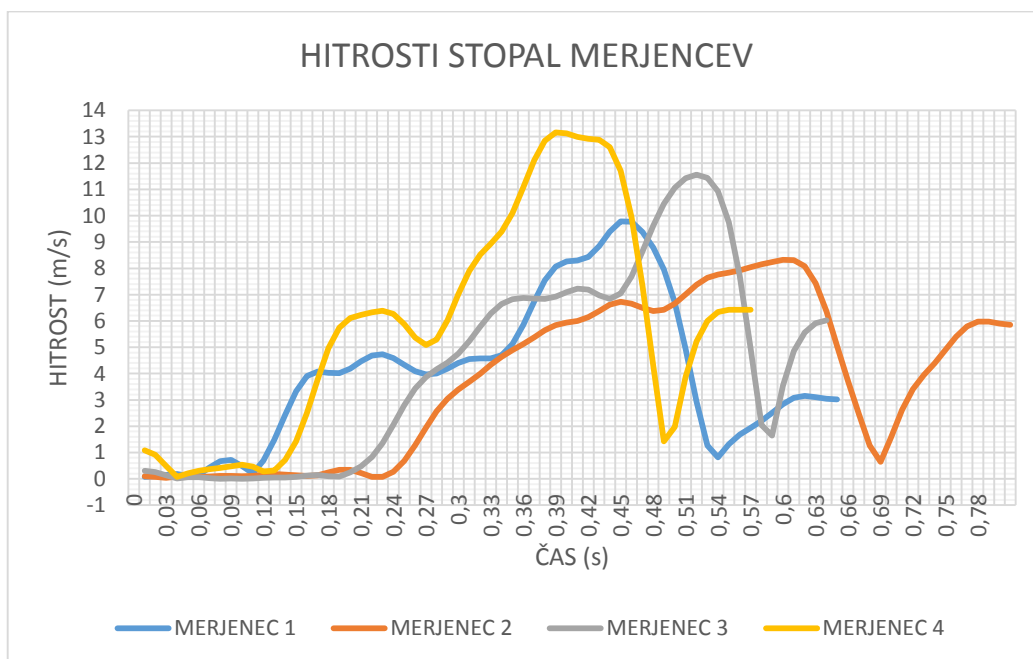
Slika 13: Linearne hitrosti točk udarjalne noge merjenca 3
(Lastni vir)



Slika 14: Linearne hitrosti točk udarjalne noge merjenca 4
(Lastni vir)

Na podlagi dobljenih rezultatov lahko potrdimo prvo hipotezo, da je merjenec 4, ki ima najdaljši trenažni staž in najvišji pasovni rang, izvedel visoko polkrožno brco v proksimalno-distalnem načinu. Potrditev izvedbe visoke polkrožne brce v skladu s proksimalno-distalnim načinom gibanja pri merjencu 4 nakazuje tudi Slika 13, ki prikazuje linearne hitrosti posameznih točk udarjalne noge skozi celotno izvedbo udarca. S Slike 13 je razvidno, da prihaja do najvišjih hitrosti najprej v točkah, ki so bližje trupu in v katerih so hitrosti manjše kot kasneje, ko so bolj oddaljene. Podoben vrednostni vzorec linearnih hitrosti lahko zasledimo tudi pri merjencu 1 (Sliki 10) in merjencu 3 (Slika 12). Ker bi moralo pri proksimalno-distalni sekvenci prihajati do pospeševanja oddaljenih segmentov, ne moremo potrditi, da na podlagi dobljenega kinematičnega vzorca merjenec 2 izvede brco v skladu s proksimalno-distalnim načinom gibanja, saj pri iztegu udarjalne noge ne preseže hitrosti, ki jo ima v točki gležnja v primerjavi s točko vrha stopala.

Iz podatkov je razvidno, da merjenec 4, ki ima najdaljši trenajni staž, doseže najvišjo vrednost hitrosti stopala, vendar ne v trenutku, ko ima tudi najvišjo kotno hitrost v kolenskem sklepu. Manjšo hitrost stopala pri najvišji kotni hitrosti kolenskega sklepa lahko interpretiramo kot posledico prilagoditve motoričnega programa zahtevam karate tekmovalj, ki ne dovoljujejo udarcev v glavo brez nadzora. Manjšo hitrost v trenutku (namišljenega) impakta v primerjavi z najvišjo namerjeno hitrostjo udarjalne noge so zaznali tudi Kalichova idr. (2012) pri analizi capoeira brce naravnost. Sidthilaw (1997) je pri analizi muay thai brce poročal, da so merjenci dosegli najvišjo hitrost noge 48 μ s pred samim impaktom. Isti avtor je navedel, da je pri najboljšem izvajalcu v trenutku impakta zaslediti najmanjši upad linearne hitrosti udarjalne noge. Glede na to, da so udarci brez nadzora pri karateju prepovedani, pri muay thaiju pa dovoljeni, bi lahko logično sklepali, da se pri karateju upad linearne hitrosti mora pojaviti, saj se posledično tako zmanjšata gibalna količina in sila udarca. Tako lahko drugo hipotezo potrdimo, saj je imel merjenec 4 izmerjeno najvišjo linearno hitrost udarjalne noge v začetni fazi izvedbe brce, kar lahko opazimo na Sliki 15.



Slika 15: Linearne hitrosti stopala merjencev
(Lastni vir)

3.2 Gibalna količina in WSTC

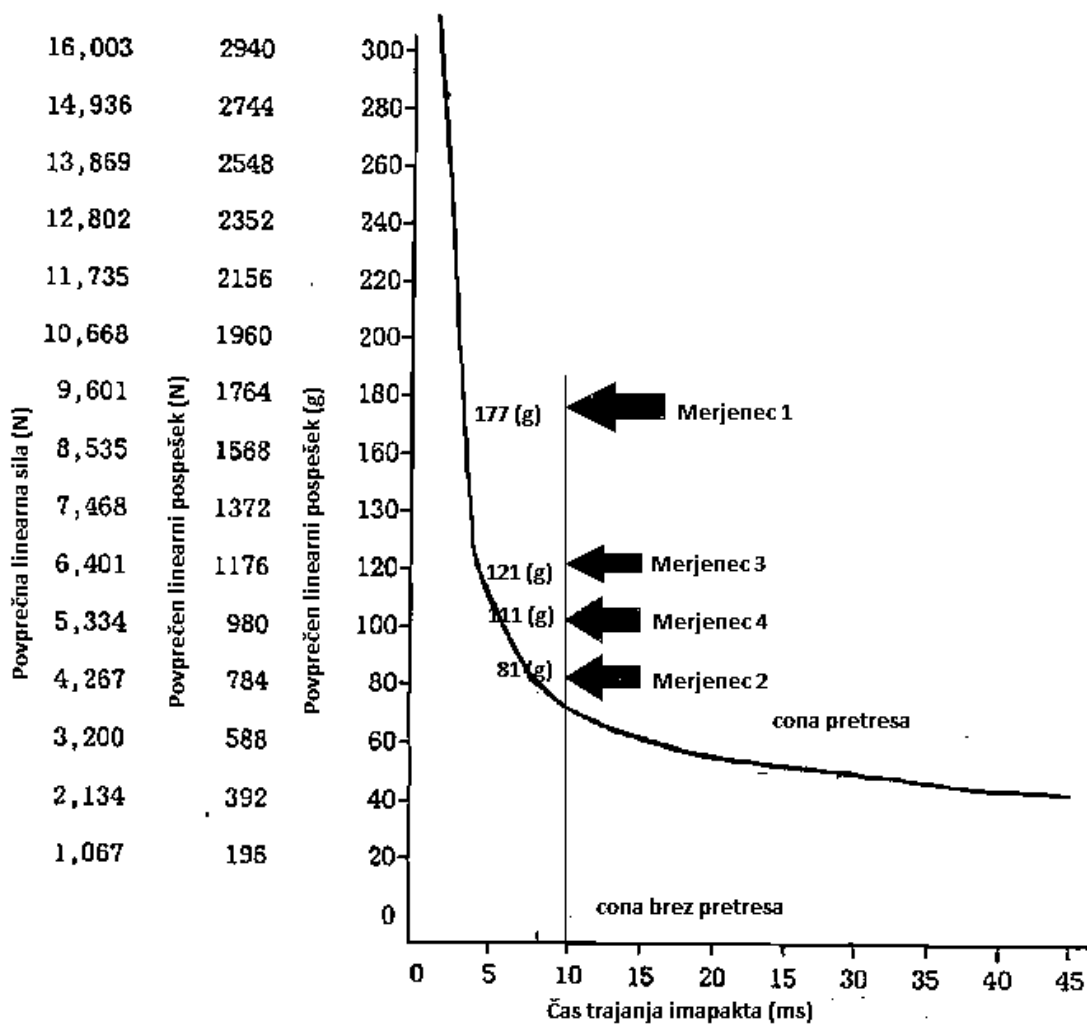
Na podlagi impakt položaja, ki smo ga določili kot trenutek, ko merjenec doseže najvišjo kotno hitrost kolenskega sklepa udarjalne noge, smo izračunali gibalno količino za vsakega merjenca in dobljene rezultate prikazali v Tabeli 2. Dobljena vrednost gibalne količine je bila osnova za izračun teoretičnega pospeška glave, če bi prišlo do impakta, kjer bi se celotna gibalna količina prenesla na glavo posameznika. Dobljene vrednosti pospeška glave so predstavljene na Sliki 14, ki ponazarja tolerančno krivuljo glave po WSTC.

Na podlagi določitve impakt položaja, ki smo ga določili kot trenutek, ko merjenec doseže najvišjo kotno hitrost kolenskega sklepa udarjalne noge, smo izračunali gibalno količino za vsakega merjenca in dobljene rezultate prikazali v Tabeli 4. Dobljena vrednost gibalne količine je bila osnova za izračun teoretičnega pospeška glave, če bi prišlo do impakta, kjer bi se celotna gibalna količina prenesla na glavo posameznika. Walker (1975) je pri izračunu gibalne količine udarca z roko pri masi 7 kg navedel izračunano vrednost $49 \text{ kg}\cdot\text{m/s}$, kar je povsem primerljivo z dobljenimi rezultati, ki so predstavljeni tukaj.

Tretjo hipotezo smo morali zavreči, saj merjenec 4, ki ima najdaljši trenažni staž, ni imel izračunane največje gibalne količine. Merjenec 3, ki ima izračunano največjo gibalno količino, nima izračunanega tudi največjega pospeška glave, zato moramo zavreči četrto hipotezo. Največje tveganje za poškodbo imata tako merjenec 1, ki je najmlajši in ima hipotetično izračunan največji pospešek glave, in merjenec 3, ki ima izračunano največjo vrednost gibalne količine.

Tabela 2: Izračunane vrednosti gibalne količine
(Lastni vir)

GIBALNA KOLIČINA (kg*m/s)	
MERJENEC 1	49,33
MERJENEC 2	32,27
MERJENEC 3	58,69
MERJENEC 4	56,46



Slika 16: Tolerančna krivulja glave po WSTC
(prirejeno po Smith in Hamill, 1985)

4 ZAKLJUČEK

Polkrožna brca velja za enega najprepoznavnejših elementov pri borilnih športih. Značilno za polkrožno brco je delovanje več kot enega sklepa na več kot eno prostorsko ravnino, kar jo uvršča med zahtevnejše karate tehnike. Kvantitativna analiza visoke polkrožne brce tako zaradi visokih hitrosti gibanja segmentov in kompleksnosti ne more biti opravljena s prostim očesom, zato smo se odločili za 3D-kinematično analizo izvedbe brce.

Zaradi kompleksnosti udarca smo se odločili, da bomo pri analizi proksimalno-distalnega vzorca gibanja pri merjencih analizirali spodnje segmente. V analizo smo tako vključili kotne hitrosti desnega kolka, desnega kolena in desnega gležnja ter linearne hitrosti posameznih točk udarjalne noge. V raziskavi so nas zanimale kinematične razlike med merjenci, ki so različnih starostnih skupin in se različno dolgo ukvarjajo s karatejem. Vrednosti merjencev, ki smo jih dobili pri obdelavi podatkov, smo uporabili tudi za izračun gibalne količine udarca, ki smo jo primerjali s tolerančnim indeksom glave.

Hipotez, ki so bile postavljene skladno s cilji naloge, nismo mogli potrditi v celoti. Kot prvo hipotezo smo postavili, da merjenec, ki ima najdaljši trenažni staž in najvišji pasovni rang, izvede visoko polkrožno brco v proksimalno-distalnem načinu, kar smo na podlagi dobljenih kinematičnih podatkov tudi potrdili. Druga hipoteza je bila predpostavljena tako, da bo merjenec z najdaljšim trenažnim stažem dosegel najvišjo vrednost hitrosti stopala. To hipotezo smo lahko potrdili, vendar je treba omeniti, da je najizkušenejši merjenec dosegel najvišjo hitrost stopala v fazi dvigovanja oz. pospeševanja udarjalne noge in ne v pričakovanem trenutku, ko se udarjalna noga začne iztegovati v kolenskem sklepu. Mogočo razlago za takšen pojav smo našli v pravih karate borbe, ki prepovedujejo nenadzorovane kontakte v glavo. Tretjo hipotezo smo ovrgli, saj merjenec, ki ima najdaljši trenažni staž, ni dosegel najvišjo vrednost gibalne količine, prav tako smo ovrgli četrto hipotezo, saj merjenec, ki je imel izračunano največjo gibalno količino, ni imel izračunane tudi največje vrednosti pri tolerančnem indeksu glave.

Pri izračunu gibalne količine in primerjavi le-te s tolerančnim indeksom glave smo ugotovili, da vsi merjenci presežejo mejo, za katero velja, da ne povzroči poškodb mehkih struktur glave. Pri vsem tem nas je najbolj presenetila hipotetično visoka vrednost pospeška glave najmlajšega merjenca, kar nakazuje, da ni priporočljivo mlajšim selekcijam dovoljevati takšnih udarcev v glavo, saj obstaja velika verjetnost poškodb mehkih struktur.

Za potrebe športne znanosti je metoda, ki smo jo uporabili v naši raziskavi, čeprav je vsebovala samo kinematične spremenljivke, pokazala, kako veliko rizično skupino lahko predstavljajo mlajše selekcije pri borilnih športih. Zato bi bilo priporočljivo dodatno raziskovanje v smeri preventive poškodb glave in morebitno izboljšanje zaščitnih sredstev pri udarjalnih športih.

Nadaljnje raziskave in postopki, ki bi smiselno nadgradili to raziskavo, so analiza primikanja/odmikanja in notranje/zunanje rotacije v sklepih. Namesto hipotetičnega izračuna gibalne količine bi lahko v prihodnje analizirali parametre, ki bi bili dobljeni na podlagi izvedbe udarca ob določeno tarčo. Smiselno bi bilo tudi primerjati karate brco z brco podobnih športov, kjer na prihaja do zaviranja hitrosti gibanja.

5 VIRI IN LITERATURA

Barlett, R. (2000). Principles of Throwing. V V. M. Zatsiorsky (ur.), *Biomechanics in Sport* (str. 365–381). Oxford: Blackwell Science.

Barlett, R. (2007). *Introduction to Sports Biomechanics*. Oxfordshire: Routledge.

Blažević, S., Katić, R. in Popović, D. (2006). The effect of motor abilities on karate performance. *Collegium Antropologicum*, 30, 327–333.

Bračič, M. (2010). *Biodinamične razlike v vertikalnem skoku z nasprotnim gibanjem in bilateralni deficit pri vrhunskih sprinterjih*. Doktorska disertacija. Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.

Cordero, C. A., Carbone, G., Ceccarelli, M., Echávarri, J. in Muñoz, J. L. (2014). Experimental tests in human-robot collision evaluation and characterization of a new safety index for robot operation. *Mechanism and Machine Theory*, 80, 184–199.

Dempster, W. T. (1955). *Space requirements of the seated operator*. Ohio: Wright-Patterson Air Force Base.

Dolenec, A. (1997). *Analiza delovanja skočnega sklepa pri različnih tehnikah izvedbe vertikalnih poskokov*. Magistrsko delo. Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.

Elliot, B. C. (2000). Hitting and kicking. V V. M. Zatsiorsky (ur.), *Biomechanics in Sport* (str. 487–504). Oxford: Blackwell Science.

Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of Human Movement* (Forth Edition). Leeds: Human Kinetics.

Estevan, I., Álvarez, O., Coral, F., Molina-García, J. in Castillo, I. (2011). Impact force and time analysis influenced by execution distance in a Roundhouse kick to the head in taekwondo. *Journal of strength and Conditioning Research*, 25(10), 2851–2856.

Ferdinands, R. (2010). Advance applications of motion analysis in Sports Biomechanics. V *XXVIII International Symposium of Biomechanics in Sports* (str. 70–73). Marquette: Northern Michigan University.

Greenwald, R. M., Gwin, J. T., Chu, J. J. in Crisco, J. J. (2008). Head Impact Severity Measures for Evaluating Mild Traumatic Brain Injury Risk Exposure. *Neurosurgery*, 62(4), 789–798.

Hamill, J. in Knutzen, K. (2009). *Biomechanical Basis of Human Movement* (Third Edition). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Henn, H. W. (1998). Crash Tests and the Head Injury Criterion. *Teaching mathematics and its applications*, 17(4), 162–170.

Kalichová, M., Vít, M., Reguli, Z. in Pieter, A. (2012). Kinematic characterization of the Capoeira Bencao kick. *Ido Movement for Culture*, 12(4), 7–11.

Kellis, E. in Katis, A. (2007). Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *Journal of Sports, Science and Medicine*, 6, 154–165.

Kim, K. K., Yoon, H. K. in Shin, J. I. (2011). Inter-joint coordination in producing kicking velocity of taekwondo kicks. *Journal of Sports, Science and Medicine*, 10, 31–38.

Kudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics*. New York: Springer Science&Business Media.

Lasan, M. (2004). *Fiziologija športa – harmonija med delovanjem in mirovanjem*. Ljubljana: Fakulteta za šport, Inštitut za šport.

Mawashi-geri. (2015). Pridobljeno 10. 11. 2015 z <http://mawashido.free.fr/techniq/bases/pieds/mawashig.htm>.

Pozo, J., Bastien, G. in Dierick, F. (2011). Execution time, kinetics and kinematics of the mae-gerikick: Comparison of national and international standard karate athletes. *Journal of Sports Sciences*, 29(14), 1553–1561.

Quinzi, F., Camomilla, V., Felici, F., Di Mario, A. in Sbriccoli, P. (2013). Differences in neuromuscular control between impact and no impact round housekick in athletes of different skilllevels. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(1), 140–151.

Quinzi, F., Sbriccoli, P., Alderson J., Di Mario, A. in Camomilla, V. (2014). Intra-limb coordination in karate kicking: Effect of impacting or not impacting a target. *Human Movement Science*, 33, 108–119.

Rasch, P. J. in Burke, R. K. (1978). *Kinesiology and applied anatomy* (Sixth Edition). Philadelphia: Lea & Febiger.

Ravier, G., Grappe, F. in Rouillon, J. D. (2003). Comparison between the maximal variables of velocity, force and power from two analysis methods in the functional assessment of karate. *Science and Sports*, 18, 134–140.

Reisman, U. (2007). *Gibalne strategije med skoki iz polčepa*. Magistrska naloga, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.

Sbriccoli, P., Camomilla, V., Di Mario, A., Quinzi, F., Figura, F. in Felici, F. (2010). Neuromuscular control adaptations in elite athletes: The case of top level karate. *European Journal of Applied Physiology*, 108(6), 1269–1280.

Sidthilaw, S. (1997). *Kinetic and Kinematic Analysis of Thai Boxing Roundhouse Kicks*. Doktorska disertacija. Oregon: Oregon State University.

Smith, P. in Hamill, J. (1985). Karate and boxing glove impact. V J. Terauds in J. Barham (ur.), *Biomechanics in Sports II* (str. 114–122). Del Mar: Academic Publishers.

Ušaj, A. (2003). *Osnove športnega treniranja*. Ljubljana: Fakulteta za šport, Inštitut za šport.

Vencesbrito, A. M., Rodrigues Ferreira, M. A., Cortes, N., Fernandes, O., Pezarat-Correia, P. (2011). Kinematic and electromyographic analyses of a karate punch. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 1023–102.

Walker, J. D. (1975). Karate strikes. *American Journal of Physics*, 43(10), 845–849.

Wasik, J. (2011). Kinematics and Kinetics of Taekwon-do Side Kick. *Journal of Human Kinetics*, 30, 13–20.