

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT

DIPLOMSKO DELO

BOR DEREANI

Ljubljana, 2010

UNIVERZA V LJUBLJANI

FAKULTETA ZA ŠPORT

Športno treniranje

Kondicijsko treniranje

VPLIV UTRUJENOSTI NA NATANČNOST IZVEDBE KATE

DIPLOMSKO DELO

MENTOR:

prof. dr. Vojko Strojnik

RECENZENT:

izr. Prof.dr. Damir Krapljuk

KONZULTANT:

Dr. Bojan Nemec

Avtor dela:

BOR DEREANI

Ljubljana, 2010

Ogromno je ljudi, ki sem jih srečal in spoznal na dosedanji življenjski in športni poti ter v času študija. S svojo navzočnostjo so prispevali vsak svoj kamenček v mozaiku mojega znanja in s tem oblikovali mojo pot do študija in skozi študij na Fakulteti za šport. Za svoj prispevek se zahvaljujem vsakemu posebej.

Zahvaljujem se mentorju prof. dr. Vojku Strojniku za obilico znanja in nasvetov, ki sem jih dobil med študijem in pisanjem diplome, konzultantu dr. Bojanu nemcu in dr. Martinu Tomšiču za pomoč pri meritvah na Inštitutu Jožefa Stefana. Hvala tudi vsem merjencem, ki so sodelovali v raziskavi.

Največje zahvale pa gredo moji družini in najbližjim prijateljem, za vzpodbudo in podporo med študijem.

Hvala!

Bor Dereani

Ključne besede: karate, kata, utrujenost, koordinacija, kinematična analiza, kontrola gibanja

Naslov: Vpliv utrujenosti na natančnost izvedbe kate

Bor Dereani

52 strani, 12 slik, 4 tabele, 41 virov

IZVLEČEK

Cilj diplomske naloge je bil na podlagi standardnega utrujanja (kata, ki je standardizirana in jo vsi tekmovalci izvajajo na enak način) raziskati, kako in v kakšni meri utrujenost vpliva na prostorski in časovni potek gibanja določenih standardnih prvin v karateju.

V raziskavi je sodelovalo 9 merjencev, reprezentantov Republike Slovenije v karateju. Merjenci so petkrat izvedli kratko sekvenco dveh osnovnih elementov. Za tem je sledila izvedba kate KANKU DAI. Takoj po končani kati so merjenci ponovno izvedli enak protokol kot pred kato (petkrat ponovljena sekvenca osnovnih elementov).

Merjenje je potekalo s sistemom SMART podjetja BTS, ki omogoča merjenje kinematičnih parametrov gibanja. Uporabili smo 16-segmentni model telesa, ki je omogočal spremljanje gibanja posameznih delov telesa v prostoru. Pridobljeni podatki, ki so zajemali prostorske (položaji posameznih segmentov telesa) in časovne (faze gibanja) parametre, so bili statistično obdelani. Izračunana je bila skupna aritmetična sredina ter standardni odklon za posamezen parameter v petih ponovitvah sekvence osnovnih elementov. Za analizo statističnih parametrov med začetnim in končnim stanjem je bil uporabljen t-test za odvisne vzorce.

Čeprav rezultati niso pokazali statistično značilnih razlik prostorskih in časovnih parametrov pred in po kati, so bile spremembe vseeno nakazane. Najpomembnejše spremembe so se zgodile v zmanjšanju kotnih hitrosti nog in povečanju nekaterih amplitud gibanja. Variabilnost gibanja pred in po utrujanju je ostala enaka. Ugotavljamo, da izvedba kate ne pripelje do take stopnje utrujenosti, ki bi bistveno vplivala na kakovost njene izvedbe.

Key words: karate, kata, fatigue, coordination, kinematic analysis, motor control

Title: The impact of fatigue on the accuracy of kata performance

52 pages, 12 figures, 4 tables, 41 references

ABSTRACT

Based on standard fatigue (as Kata is standardized and implemented by all competitors in the same way), the goal of this study was to explore how and to what extent fatigue impacts spatial and temporal movement (standard elements in karate).

The study was based on a 9 person sample consisting of members of the Slovenian national karate team. Firstly, the group completed a warm up session. After that they performed short sequence of two basic elements – five times. Just following this sequence, the group performed kata KANKU DAI. Immediately after kata, all athletes carried out the same protocol as before -- five sequences of the two basic elements.

The measurements were conducted with a SMART system from the BTS Corporation. This device allows for the measurement of kinematic parameters of movement. A 14-segment model of the body was used for monitoring movements of individual body parts in space. The obtained data, which consisted of spatial (the position of individual segments of the body) and temporal (movement phase) parameters were then statistically processed. The total arithmetic mean and the standard deviation for each parameter in sequences of five replicated basic elements were calculated from the acquired data. To analyze the statistical parameters between the initial and final state we used a t-test for paired samples.

Although the results showed no statistically significant differences in spatial and temporal parameters before and after kata, some changes were outlined. The most significant noteworthy changes occurred in the reduction of angular leg velocity and the augmentation in some range of motion. Variability of movement before and after fatigue remained the same. We found that the performance of kata does not lead to such a degree of fatigue that it would significantly affect the quality of its performance.

KAZALO

1. UVOD	7
1.1. KOORDINACIJA	8
1.1.1. Kontrola gibanja	8
1.1.2. Propriocepcija.....	9
1.1.3. Med mišična koordinacija	10
1.2. UTRUJENOST	11
1.3. PREDMET IN PROBLEM.....	15
1.3.1. Kata.....	15
1.3.2. Različni vidiki vpliva utrujenosti na izvedbo.....	16
1.3.3. Vpliv utrujenosti na koordinacijo in kontrolo gibanja	17
1.3.4. Utrujenost pri maksimalni in submaksimalni intenzivnosti	18
1.3.5. Kinematika.....	19
1.3.5.1. Video tehnike	20
1.3.5.2. Zajem gibanja (motion capture).....	23
1.4. CILJI IN HIPOTEZE.....	26
2.0 METODE DE LA	27
2.1 PREIZKUŠANCI	27
2.2. PRIPOMOČKI IN POSTOPEK MERJENJA	27
2.2.1. Vzorec spremenljivk	30
2.2.2. Metode obdelave podatkov	33
3. REZULTATI.....	34
3.1 PRIMERJAVA POVPREČIJ PROSTORSKIH, ČASOVNIH IN HITROSTNIH PARAMETROV	34
3.2. PRIMERJAVA VARIABILNOSTI PROSTORSKIH PARAMETROV GIBANJA	39
4. RAZPRAVA.....	41
5. ZAKLJUČEK	48
6. LITERATURA	49

1. UVOD

Karate je skupni izraz za več podobnih si stilov goloroke borilne veščine, ki so se do 20. stoletja oblikovali na ozemlju Japonske (predvsem na otoku Okinawa), nato pa se v drugi polovici 20. stoletja bliskovito razširili po vsem svetu. K temu je pripomogla tudi postavitve veščine v okvirje športa in s tem razvoj karateja v novih dimenzijah. V športu sta se razvili predvsem dve tekmovalni disciplini: kumite (boj) in kata (forma). Kata je točno določeno zaporedje gibov, ki ponazarjajo napadalne in obrambne akcije boja proti več nasprotnikom. Izvedba temelji na idealizirani izvedbi prvin, ki so izvedene z največjo možno hitrostjo in natančnostjo. Vsak stil karateja ima svoje kate, ki vsebujejo temeljne principe in so hkrati simbol prepoznavnosti posameznega stila. Po svetu najbolj razširjeni stili karateja so shotokan, shito-ryu, goju-ryu in wado-ryu. Te štirje stili so tudi združeni pod svetovno športno organizacijo World karate federation (WKF). Tekmovanje v katah (WKF) poteka po principu izločanja. Dva tekmovalca (označena z rdečim ali modrim pasom) zaporedno izvedeta poljubno kato. Sodniki po nastopu obeh tekmecev z dvigom zastavice (rdeče ali modre) določijo zmagovalca dvoboja. Glavni kriteriji za določitev boljšega so naslednji (World karate federation, 2009):

- a. resnična demonstracija principa in vsebine kate,
- b. popolno razumevanje tehnik in ideje (Bunkai) kate,
- c. čas izvajanja, ritem, hitrost, ravnotežje in mišični fokus (Kime),
- d. korektno in pravilno dihanje kot pomoč pri Kime-ju,
- e. dobra koncentracija (Chakugan),
- f. korektni stavi (Dachi), s pravilno nožno kontrakcijo in stopali trdno na tleh,
- g. primeren mišični tonus trebušnih mišic (Hara) brez dviganja in spuščanja kolkov med gibanjem telesa,
- h. pravilen prikaz (korektna forma - Kihon) stila ali šole, ki se demonstrira,
- i. izvajanje je potrebno vrednotiti tudi glede na druge poudarke kot je težavnostna stopnja kate.

1.1. KOORDINACIJA

Koordinacija je sposobnost učinkovitega oblikovanja in izvajanja kompleksnih gibalnih nalog in je posledica optimalne usklajenosti delovanja osrednjega živčevja in skeletnih mišic. Koordinacija zahteva optimalno časovno in prostorsko povezanost obeh sistemov, kar se kaže v minimalni porabi energije (optimizacija, ekonomizacija gibanja) in posledično zakasnitvijo pojava utrujenosti. Boljša koordinacija je posledica večje usklajenosti delovanja mišičnih skupin in odsotnosti vseh nepotrebnih gibov (Bravničar - Lasan, 1996).

Program za začetek gibanja nastane v motorični skorji po predhodni stimulaciji iz limbičnega sistema, kjer je center za motivacijo in emocije. Signali se od tu projecirajo na motorični predel možganske skorje. Tam se oblikuje koncept želenega gibanja. Od tod gre dražljaj v male možgane, kjer se oblikuje časovni in prostorski program za hitre, balistične gibe ter potem naprej v bazalne ganglije, ki so odgovorni za časovni in prostorski program ter organizacijo počasnejših gibov. Oblikovani programi se prek talama vračajo v motorični korteks, od koder po piramidni progi potujejo preko ustreznih motoričnih nevronov v možganskem deblu ali v sprednjih rogovih hrbtenjače do efektorjev – mišic, ki bodo realizirale zastavljeno gibanje (Bravničar - Lasan, 1996).

1.1.1. Kontrola gibanja

Motorična kontrola gibanja (motor control) je kompleksen pojav in je v največji meri odvisna od:

- informacij iz perifernih receptorjev,
- obdelave teh informacij v centralnem živčnem sistemu in
- gibalnega odziva.

Dražljaji, ki iz receptorjev prihajajo v centralno živčni sistem (CŽS), po aferentnih poteh nosijo informacije o okolju, o položaju telesnih segmentov in položaju telesa v okolju (Schmidt in Lee, 2005). Gibanje, ki je uravnavano pretežno na podlagi teh informacij, deluje po sistemu

zaprte zanke. Sistem zaprte zanke je odvisen od zadanega motoričnega programa ter od stalnega pritoka senzoričnih informacij, ki sproti dopolnjujejo in prilagajajo osnovni motorični program. V sistemu zaprte zanke sodelujejo receptorji: oči, ušesa, vestibularni aparat, Golgijev kitni organ, mišična vretena, sklepni in kožni receptorji. Mehanizem uravnava predvsem počasne in precizne gibe, po nekaterih raziskavah pa tudi hitrejša gibanja. Dewhust (1967) je odkril, da se manjše kompenzacije dogajajo zelo hitro, na ravni monosinaptičnih refleksov (latenca 30ms) in transkortikalnih refleksov (latenca 80-180ms). Slabost gibanj, ki so uravnavana po principu zaprte zanke, je poleg počasnosti tudi v potrebi po visoki pozornosti. Nasprotno pa naj gibanja, uravnavana po principu odprte zanke, ne bi zahtevala velike pozornosti (Keele in Posner, 1968), ker so taka gibanja že avtomatizirana in izvedena v zelo kratkem času.

Za sistem odprte zanke je značilno, da je gibanje izvedeno na podlagi že v naprej izdelanega gibalnega programa. Ta gibalni program je zastavljen na podlagi preteklih izkušenj in med svojo izvedbo ne upošteva povratnih informacij iz sensorjev. Če gib večkrat ponovimo oziroma če signal večkrat steče preko istih sinaps, se v možganih utrdi spomin za ta gib (Guyton, 1981, v Kalc, 2009). Strategijo odprte zanke uporablja CŽS pri programiranju hitrih (balističnih) gibov, ker pri teh ni dovolj časa za upoštevanje povratnih informacij. Gibalni program zato vsebuje začetne pogoje, specifične zahteve gibanja in pričakovane motorične posledice. Senzorične informacije, ki jih živčevje zazna med izvedbo giba, omogočajo prilagajanje gibalnega programa šele ob naslednjem gibu.

1.1.2. Propriocepcija

Propriocepcija je sposobnost organizma, da zavestno in nezavedno prepozna položaje delov telesa v prostoru. Znotraj tega sodi tudi zaznavanje gibanja, smeri gibanja ter spremembe smeri in hitrosti gibanja. Ta del sposobnosti imenujemo kinestezija (Kandel, 2000).

Propriocepcijo bi lahko širše definirali tudi kot kompleksen živčno mišični proces, ki vključuje tako aferentni vnos informacij, kot eferentni odziv (gibanje). S tem omogoča organizmu ohranjati stabilnost ter pripomore k dopolnjevanju statičnih in dinamičnih aktivnosti

(Lephart, 1994). Prispelne informacije iz perifernih senzoričnih mehanoreceptorjev (mišično vreteno, golgijev kitni organ, sklepni in kožni receptorji), omogočajo organizmu takojšen odziv – spremembo mišične sile. Poleg perifernih receptorjev igrajo veliko vlogo centralno generirani motorični ukazi, ki v sebi že nosijo informacijo o položaju, gibanju telesnih segmentov in naporu.

Propriocepcija deluje na dveh nivojih: zavestnem in nezavednem (refleksnem). Zavestna propriocepcija omogoča pravilno funkcijo sklepov pri zavestno izvedenih gibih. Nezavedna propriocepcija pa modulira funkcijo mišic na nivoju hrbtenjače in tako povzroča refleksne odzive, ki pomagajo ohranjati stabilno stanje sklepa (Laskowski, Newcomer-Aney in Smith, 2000).

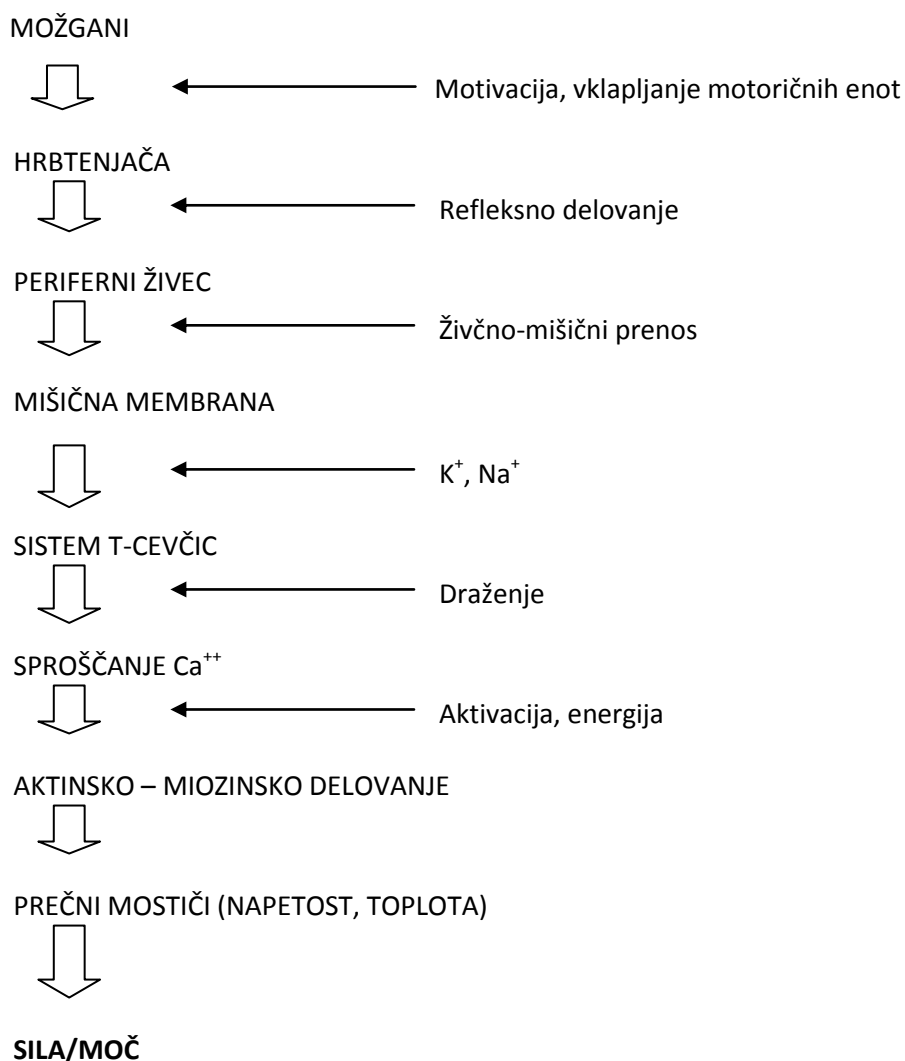
Centralni živčni sistem stalno dobiva informacije iz perifernih receptorjev. Večja količina informacij zagotavlja bolj precizno delovanje sistema. Informacije o stanju v telesu dovajajo proprioceptorji, o okolju pa eksteroreceptorji (Enoka, 2002).

1.1.3. Medmišična koordinacija

Zaporedje s katerim se določene mišice vključujejo v gibanje (mišična veriga) in uspešnost, s katero se hkrati sproščajo antagonisti ter aktivirajo tiste mišice, ki napora ne premagujejo neposredno, temveč predstavljajo le pasivno oporo aktivnim mišicam, imenujemo med mišična koordinacija (Ušaj, 2003). Koordiniranost aktivacije agonistov in sproščanje antagonistov sta pomembna pri hitrih gibih, posebno takrat, ko se pojavlja utrujenost. Takrat se tovrstna koordinacija hitro poruši, zmanjša se natančnost gibanja, kar povzroči še večjo porabo energije in posledično še hitrejši pojav utrujenosti. Vklapljanje sinergistov v smislu opore mišicam, ki opravljajo osnovno gibanje, je ključnega pomena za uspešno izvedbo gibanja in pravilne tehnike.

1.2. UTRUJENOST

Utrujenost pomeni tisti trenutek v naporu, ko njegovo nadaljevanje z enako ali povečano intenzivnostjo ni več mogoče (Ušaj, 1997). Posledice utrujenosti (zmanjšanje mišične sile) lahko CZS kompenzira s povečanjem frekvence pošiljanja akcijskih potencialov v že delujoče motorične enote in z dodatnim rekrutiranjem drugih večjih motoričnih enot. Sčasoma mišična utrujenost vseeno privede do ne zmožnosti opravljanja naloge pri določeni intenzivnosti (Hunter idr., 2002).



Slika 1. Pot prenosa dražljaja in možna mesta za pojav utrujenosti.

Vzrokov za pojav utrujenosti je več. Navadno je pojav povezan z delovanjem živčno-mišičnega sistema, črpanjem zalog goriv in kopičenjem presnovnih produktov. Utrujenost se lahko pojavi kjerkoli v verigi od prenosa dražljaja iz CŽS do mišice oziroma še naprej do kontraktilnega dela mišičnega vlakna (slika 1).

Kazalci utrujenosti so lahko subjektivni ali objektivni. Subjektivne občutke utrujenosti lahko razvrščamo po lestvici od rahle utrujenosti do popolne izčrpanosti. Objektivne kazalce naprej delimo na posredne in neposredne (Ušaj, 1997). Neposredni kazalci so tisti, zaradi katerih se je utrujenost sploh pojavila (koncentracija laktata, izčrpanost zalog glikogena...). Posredni kazalci so tisti, ki se kažejo kot posledica utrujenosti (povečana aktivnost nekaterih procesov v anabolni fazi, neobičajno podaljšanje vračanja aktivnosti nekaterih procesov proti običajnim vrednostim v mirovanju...).

Utrujenost lahko obravnavamo z več vidikov. Eden od vidikov je količina mišične mase, ki je vključena v aktivnost oziroma je aktivnost topološko omejena na določen del telesa. Po Ušaju (1997) tako ločimo lokalno (do 30% mišične mase), regionalno (do 70% mišične mase) in globalno utrujenost (več kot 70% mišične mase).

Naslednji vidik deli utrujenost po njeni naravi nastanka na (Željaskov, 2006): fizično, mentalno, emocionalno in senzorno utrujenost. V športu prevladuje predvsem fizična utrujenost, čeprav drugi tipi utrujenosti niso izključeni. Športne igre zahtevajo napor tudi na mentalnem in emocionalnem področju, medtem ko v strelstvu prevladuje senzorna utrujenost (Željaskov, 2006).

Tabela 1

Delitev in mehanizmi utrujenosti (Bigland-Ritchie, 1978)

ZNAČILNOSTI	MEHANIZMI
1. CENTRALNA UTRUJENOST	Motnja pri vzdrževanju vključevanja motoričnih enot in/ali frekvenca proženja motoričnih enot.
2. PERIFERNA UTRUJENOST	
a) Visokofrekvenčna utrujenost	Oslabljen živčno-mišični prenos in/ali prenos mišičnega akcijskega potenciala
b) Nizkofrekvenčna utrujenost	Oslabljena povezava med vzbujenjem in kontrakcijo

V Tabeli 1 lahko vidimo, kako je avtorica Bigland-Ritchie (1978) razdelila utrujenost glede na lokacijo njenega nastanka, kje v verigi prenosa dražljaja od CŽS do nastanka sile se je utrujenost pojavila.

Kadar se pojavi ne zmožnost generiranja in/ali prevajanja impulzov od možganov do motorične ploščice, pojav imenujemo centralna utrujenost. Pri tem gre predvsem za zmanjšanje sposobnosti aktivacije motoričnih enot zaradi slabše motivacije ali slabšega uravnavanja refleksov v CŽS (Ušaj, 1997) ter posledično zmanjšanje sile zavestne mišične kontrakcije. Sila mišične kontrakcije električno stimuliranih mišic se zaradi centralne utrujenosti ne spremeni. Centralna utrujenost se pojavi pri dolgotrajnem ali kratkem in zelo intenzivnem aktiviranju istih motoričnih centrov. Poleg utrujenosti motoričnih centrov pa je možen mehanizem centralne utrujenosti še utrujenost prevajanja živčnih impulzov z nevrona na nevron – preko sinaps.

Mehanizmi periferne utrujenosti so omejeni na prenos električnega dražljaja na mišico in naprej v mišico ter na delovanje kontraktalnega dela mišice. Periferna mišična utrujenost se tako lahko pojavi zaradi motenj pri živčno-mišičnem prenosu signala (motorična ploščica),

motenj prenosa akcijskega potenciala po mišici in pri aktivaciji kontraktilnih elementov mišičnega vlakna (aktinsko-miozinsko delovanje). Periferno utrujenost delimo na visokofrekvenčno in nizkofrekvenčno utrujenost.

Visokofrekvenčna utrujenost se pojavi, kadar je mišica večkrat stimulirana z visokimi frekvencami (Jones, 1996). Avtor je ugotovil, da je pri znižanju frekvence stimuliranja (po 50 sekundah stimuliranja s frekvenco 50Hz) ponovno prišlo do povečanja sile mišičnega krčenja.

Nizkofrekvenčna utrujenost se pojavi takrat, ko mišično vlakno ni več sposobno proizvesti enake sile pri stimulaciji z nizkimi frekvencami, medtem ko stimulacija z visoko frekvenco še vedno omogoča razvijanje normalne sile. Tak tip utrujenosti lahko povzročajo različne aktivnosti, ne samo nizkofrekvenčna stimulacija (Jones, 1996).

1.3. PREDMET IN PROBLEM

1.3.1. Kata

Izvajanje kate vsebuje hitra in eksplozivna gibanja, maksimalna pospeševanja in zaviranja, zadrževanje različnih položajev in prež. V akciji sodeluje skoraj celotno telo. Kakovost izvedbe kate je odvisna od tehničnega znanja, od stanja kondicijske in psihološke pripravljenosti. Za vrhunsko izvajanje kate so potrebne visoko razvite motorične sposobnosti: moč, hitrost, gibljivost, koordinacija in vzdržljivost. Visoka intenzivnost izvajanja elementov v kati privede do precejšnje utrujenosti. Utrujenost se pojavi zaradi različnih fizioloških in psiholoških dejavnikov. Največkrat se utrujenost kaže kot zmanjšana zmožnost zavestnega razvijanja mišične sile in s tem znižanja kakovosti izvajanja zastavljene motorične naloge, kar vpliva na spremembo prostorskih in časovnih parametrov gibanja. Zelo močno to utrujenost občuti sam tekmovalec, kar posledično pri enaki intenzivnosti pomeni veliko večji napor. Velikokrat se v zaključnem delu kate (še posebej pri daljših katah) zaradi utrujenosti dogajajo nenadzorovane spremembe v ritmu, zmanjša se hitrost izvajanja elementov in prihaja do napak (izguba koncentracije, izguba ravnotežja, pojavljanje odvečnih gibov, upad kakovosti tehnike). Vse to vpliva na slabšo kakovost izvedbe celotne kate ter posledično slabšo tekmovalno uspešnost.

Da bi te negativne vplive zmanjšali oziroma jih odpravili, je potrebno najprej ugotoviti, kje, na kakšen način in zakaj se spremembe zaradi utrujenosti sploh dogajajo.

Do sedaj je bilo na področju karateja in kat narejenih zelo malo raziskav. Največ se jih je ukvarjalo s fiziološkim odzivom telesa na izvedbo kate. Rezultati raziskave kažejo (Doria C, 2009), da je izvajanje kat anaerobno-aerobna dejavnost ($VO_{2<max}$) pri kateri je razmerje energije, pridobljene po aerobni in anaerobni poti približno enako. Na drugi strani so Francescato idr. (1995) ugotovili, da je bil največji metabolični odziv (80 sekundno izvajanje kate stila wado-ryu) kar 1.8 krat večji od maksimalne porabe kisika testirancev in razmerje virov energije 59 – 41% v korist anaerobnim virom.

1.3.2. Različni vidiki vpliva utrujenosti na izvedbo

Eden od možnih vzrokov za pojav utrujenosti je izčrpanje goriv – virov za nastanek bioenergijskih reakcij. Snovi, kot so fosfogeni (ATP in kreatin fosfat), glukoza, glikogen, laktat, proste maščobne kisline in amino kisline, so različno uporabljene pri naporih različne intenzivnosti in trajanja. Najpogosteje se utrujenost pri aktivnosti pojavi zaradi zmanjšanja zalog fosfogenov in glikogena, še posebej, če je aktivnost zelo intenzivna. Zaloge ostalih goriv (maščobne kisline, laktat in amino kisline) se ponavadi ne zmanjšajo do te mere, da bi povzročile pojav utrujenosti (Beachle, 1994).

Pojav utrujenosti ni vedno posledica pomanjkanja ustreznih energijskih virov. Vzrok je lahko tudi v prenosu živčnih impulzov do kontraktalnega dela mišice. Za vsako kontrakcijo mišičnega vlakna mora do mišice priti sporočilo iz živčnega sistema kodirano s frekvenco akcijskih potencialov. Višja kot je frekvenca akcijskih potencialov, večjo silo bo mišica razvila. Najvišje frekvence se pojavijo, ko je gibanje maksimalno eksplozivno in pri ekscentrično-koncentrični kontrakciji (Strojnik, 1998). Del mišice je namenjen prenosu akcijskih potencialov od motorične plošče do kontraktalnega dela mišice. Prenašanje teh potencialov je kemijski proces, kjer gre za izmenjavo ionov natrija in kalija skozi membrano. Po prehodu ionov skozi membrano se morajo ti vrniti na izhodišče, da so spet pripravljeni na ponoven prenos novih akcijskih potencialov. Ker je ponekod Na-K črpalk bolj malo, akcijski potenciali pa prehajajo membrano zelo pogosto, se začnejo nabirati presežki ionov, kar onemogoča hitro prevajanje akcijskih potencialov. Skozi membrano tako potujejo le nizke frekvence, kar pomeni, da mišica ne more izvajati naloge eksplozivno. Pri nekaterih aktivnostih pride do utrujenosti tudi na drugih mestih. In sicer na kontraktalnem delu mišičnega vlakna. Razlogi za utrujenost so lahko še kopičenje prenašalca acetilholina v živčno mišični sinapsi, kopičenje Ca^{++} med miofibrilami in kopičenju H^+ ionov v mišici (Ušaj, 1997). Slednji se kopičijo v mišici pri nekoliko daljšem maksimalnem naporu in delujejo na zmanjšanje učinkovitosti mišice na dva načina. Inhibirajo encim fosfofruktokinaze, kar upočasni razgradnjo glikogena ter z zasedanjem aktivnih mest na aktinu, kar preprečuje vzpostavitev prečnih mostičev in posledično mišično krčenje.

1.3.3. Vpliv utrujenosti na koordinacijo in kontrolo gibanja

Različni avtorji so iskali različne vplive utrujenosti na izvedbo gibanj v športu.

Dorel idr. (2009) so pri cestnih kolesarjih opazovali spremembo tehnike pedaliranja in koordinacije kot posledico utrujenosti. Ugotovljeno je bilo značilno povečanje aktivnosti mišic gluteus maximus in biceps femoris, kar je bilo v skladu s povečanjem sile na pedala med fazo propulzije. Do podobnih rezultatov je prišel Cote (2002). Pri merjencih, ki so žagali, je bilo zaznati zmanjšano amplitudo gibanja in manjšo silo v komolcu. Kljub temu ni bilo moč zaznati razlik v gibanju žage. Sila, frekvenca in amplituda gibanja žage so ostale nespremenjene. Spremenilo pa se je gibanje v zapestju in rami ter gibanje trupa.

Spremembe bi lahko razlagali kot strategijo koordinacijske kompenzacije, kjer so mišice iztegovalke kolka prevzele glavno vlogo pri produkciji sile na pedala namesto utrujenih mišic iztegovalk kolena (vastus lateralis in medialis) oziroma v drugem primeru z gibanjem v zapestju, rami in trupu kompenzirali zmanjšano gibanje v komolcu.

Rodacki, Fowler in Bennett (2002) so raziskovali vpliv utrujenosti (upogibalk oz. iztegovalk kolena) na medmišično koordinacijo pri vertikalnem skoku iz pol čepa. Ugotovili so, da utrujenost upogibalk kolena ni imela nikakršnega vpliva na višino in kinematiko skoka niti na spremembo EMG signala merjenih mišic. Na drugi strani pa je utrujenost ekstenzorjev kolena povzročila spremembo v nekaterih parametrih gibanja. Največja kotna hitrost, največji skupni navor in največja moč (power) v kolenu so bili zmanjšani in so se pojavili prej kot v spočitih pogojih. To pomeni, da gibalni program v utrujenih okoliščinah ni predstavljal optimalne rešitve za gibanje (spočite okoliščine), kar je imelo za posledico zmanjšanje doseganja maksimalne višine pri skoku.

Malo je znanega, kako utrujenost vpliva na kontrolo gibanja. Raziskava, ki so jo opravili Rodrigues, Mastaglia in Thicbroom (2009) z opazovanjem upogiba in iztega kazalca na roki med 20 sekundno nalogo je pokazala, da so se začele spremembe v gibanju dogajati že med 7.-9. sekundo in se nadaljevale do konca naloge. Spremembe so se dogajale predvsem na nivoju medmišične koordinacije ekstenzorjev in fleksorjev, medtem ko so bile sila, hitrost in amplituda nespremenjene. Rezultati kažejo, da je bila v nalogi bolj kot zmanjšanje mišične

sile prizadeta kontrola gibanja, kar nakazuje, da bi bil lahko izvor utrujenosti predvsem posledica centralne utrujenosti.

Raziskavo o vplivu utrujenosti na zaznavanje položaja v sklepu so naredili Tripp, Boswell, Gansneder in Shulz (2004) in ugotovili, da utrujenost negativno vpliva na občutek zaznave položaja v sklepu v določenih položajih, ki ponazarjajo met čez glavo pri baseballu.

Raziskave torej kažejo, da ima utrujenost najrazličnejše posledice na kakovost izvedbe gibanja. Od zmanjšanja moči, hitrosti do spremenjene oz. slabše koordinacije in zaznavanja položaja telesa oziroma telesnih segmentov. Kakšen vpliv ima utrujenost in v kakšni meri bo delovala na posamezne sposobnosti, je odvisno tudi od intenzivnosti in trajanja napora.

1.3.4. Utrujenost pri maksimalni in submaksimalni intenzivnosti

Intenzivnost in trajanje napora sta odločilnega pomena pri delovanju različnih energijskih procesov v telesu in v uporabi različnih goriv (Željaskov 2006). Prav tako pa veliko vlogo pri pojavu različnih vrst utrujenosti prispeva tudi vrsta mišičnega naprežanja. V raziskavah so to ugotavljali Strojnik in Komi (1996) ter Jereb (1998). V prvem primeru sta avtorja raziskovala vpliv trajanja maksimalnih intenzivnih ekscentrično-koncentričnih in koncentričnih kontrakcij na pojav visokofrekvenčne in nizkofrekvenčne utrujenosti. Jereb (1998) je v svoji raziskavi spremljal utrujenost po maksimalno intenzivnem kolesarjenju, ki je trajalo 15, 30 in 45 sekund. V obeh primerih se je pokazalo, da se s podaljševanjem trajanja napora v vedno večji meri pojavlja nizkofrekvenčna utrujenost. Razlike so se pokazale predvsem v začetku naloge, saj se je izrazita visokofrekvenčna utrujenost pojavila le pri poskokih, kjer prevladuje ekscentrično-koncentrično mišično krčenje. Pri kolesarjenju (15 sekund; prevladuje koncentrično mišično krčenje) ni bilo moč zaznati pojava visokofrekvenčne utrujenosti, kar dodatno nakazuje, da je pojav periferne utrujenosti znatno povezan s tipom mišične kontrakcije.

Ferguson (2009) je proučeval omejitvene dejavnike pri alpskem smučanju. Aktivnost je definiral kot visoko intenzivno dejavnost, trajajočo od 90 do 120 sekund, pri kateri mišice proizvajajo zelo velike ekscentrične in izometrične sile. Zaradi močnih kontrakcij mišic je dotok krvi v obremenjene mišice zelo omejen. S tem sta motena dotok kisika in odplavljanje stranskih metaboličnih produktov. Posledica je bil pojav utrujenosti tako skozi centralne kot tudi periferne mehanizme utrujenosti ter slabša motorična kontrola, kar je privedlo do slabše uspešnosti pri smučanju.

Prav tako na primeru vrhunskih alpskih smučarjev (slalom) so pojav visokofrekvenčne utrujenosti proučevali Tomažin, Dolenc in Strojnik (2008). Aktivnost (slalom; 45 vratic) je trajala približno 45 sekund. Avtorji so ugotovili, da je bila sila električno stimulirane (100 Hz) mišice vastus lateralis po aktivnosti manjša, kar dokazuje pojav visokofrekvenčne utrujenosti.

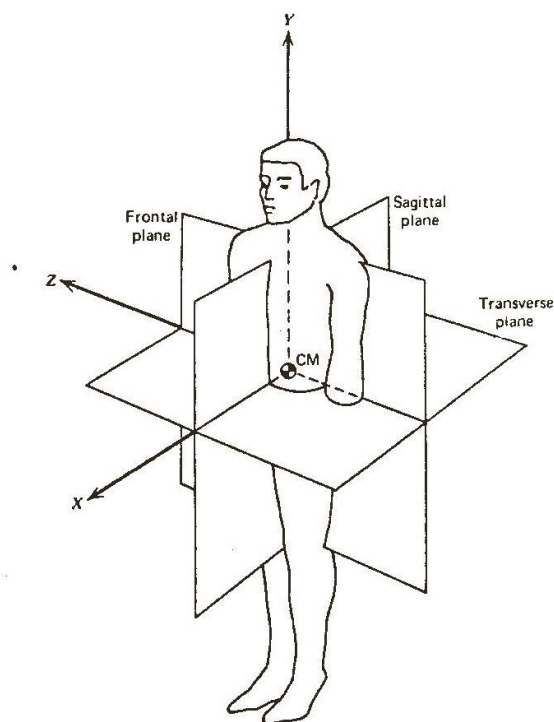
Neodvisno od razloga za pojav utrujenosti in dinamike njenega nastanka je končni rezultat utrujenosti vedno sprememba prostorskih, časovnih in energijskih parametrov motorične aktivnosti (Željaskov, 2006).

1.3.5. Kinematika

Kinematika je eno od področij biomehanike. Kinematične spremenljivke opisujejo gibanje ne glede na sile, ki so povzročile to gibanje. Vključujejo linearne in kotne spremembe poti, hitrosti in pospeške. Pri gibanju se s časom spreminja lega opazovanega telesa glede na okolico. Opisane spremembe poti lahko ugotovimo na različne načine iz: težišč posameznih telesnih segmentov, vrtilišč različnih sklepov, določenih ekstremnih delov telesa ali anatomskih izboklin.

Prve kinematične analize gibanja je s kronografsko opremo leta 1885 naredil francoski fiziolog Marey in tako dobil diagram gibanja tekača. Približno v istem času je v ZDA Muybridge z zaporedno sproženimi 24 fotoaparati posnel vzorec tekača. Večji napredek pa se je s pojavom kamere, ki je do danes omogočila snemanje gibanja od najpreprostejše hoje do zapletenih tri dimenzionalnih gibanj, zgodil šele v prejšnjem stoletju (Winter, 1979).

Za spremljanje vseh kinematičnih spremenljivk je pomembno, da vzpostavimo sistem poimenovanja in opisovanja. V anatomske literaturi je bil način opisovanja že vzpostavljen in omogoča podroben opis gibanja z izrazi, kot so: proksimalno-distalno, fleksija-ekstenzija, rotacija ... V obzir je potrebno vzeti, da izrazi opisujejo le relativno stanje. To pomeni, da opisuje položaj segmenta samo relativno na drug segment. O položaju in orientaciji v okolju pa nam ne da nobenih podatkov. Tak način opisovanja posebej potrebujemo, kadar za posnetek gibanja uporabljamo video naprave. Upoštevati pa je potrebno tudi postavitev naprave, ki zajema podatke o gibanju. Kadar je naprava pritrjena na telo, so pridobljeni podatki relativni, ker ne upoštevajo informacij o gravitaciji in smeri gibanja v prostoru.



Slika 2. Koordinatni sistem in ravnine (Winter, 1979).

Na Sliki 2 je prikazan sistem za opis prostora, ki je prav tako pomemben del podatkov, preden začnemo z opisovanjem gibanja. Navpično smer označujemo z Y, smer naprej in nazaj (anterior-posterior) z X ter bočno smer s črko Z (Slika 2). Tudi za kote mora biti določena referenčna os in pozitivna usmerjenost. V sagitalni ravnini (XY) je kot 0 (nič) v smeri X-osi, smer naraščanja pa je v nasprotni smeri urinega kazalca. Podobno pravilo je za čelno ravnino

(YZ). Kot 0 je v smeri Y-osi, narašča pa v nasprotni smeri urinega kazalca. Za opis hitrosti in pospeškov ravno tako uporabljamo oznake povzete po smereh gibanja:

x – hitrost oz. pospešek v smeri X-osi; pozitivna, kadar X narašča,

y – hitrost oz. pospešek v smeri Y-osi; pozitivna, kadar Y narašča,

z – hitrost oz. pospešek v smeri Z-osi; pozitivna, kadar Z narašča.

Podoben sistem je uporabljen tudi za kotne hitrosti in kotne pospeške, kjer je pozitivna vrednost hitrosti (ω) v nasprotni smeri urinega kazalca. Kadar ω narašča, je tudi kotni pospešek (α) pozitiven.

Za popoln opis gibanja katerega koli telesa je potrebnih 15 spremenljivk:

1. koordinata (x, y, z) težišča segmenta,
2. linearna hitrost (v smereh x, y, z) težišča segmenta,
3. linearni pospešek (v smereh x, y, z) težišča segmenta,
4. kot segmenta opisan z dvema ravninama (Θ_{XY} , Θ_{YZ}),
5. kotna hitrost segmenta v dveh ravninah (ω_{XY} , ω_{YZ}),
6. kotni pospešek segmenta v dveh ravninah (α_{XY} , α_{YZ}).

Za popoln opis gibanja telesa (12-segmentni model: stopala, goleni, stegna, trup, glava, nadlakti, podlakti z dlanmi) tako potrebujemo $12 \times 15 = 180$ spremenljivk. Zato je smiselno glede na cilj analize in zaradi preglednosti sistem kolikor se da poenostaviti.

1.3.5.1. Video tehnike

Pregovor »slika je vredna več kot tisoč besed« ima pomembno sporočilo za vsakega raziskovalca, še posebej to velja za raziskovalce biomehanike človekovega gibanja. Zaradi kompleksnosti večine gibanj je slika edini način, ki lahko zajame vse podatke o gibanju. Zaradi dinamične aktivnosti je potrebno zajemati podatke večkrat v določenem časovnem intervalu (Winter, 1979).

Obstaja več različnih sistemov slikovnega zajemanja podatkov o gibanju: sekvenčna slika, kamera, televizija in optoelektrični način. Vsem sistemom je skupno, da je zajem podatkov narejen skozi zbiralno lečo.

Najenostavnejši način zajema gibanja je sekvenčna slika. Za zajem podatkov o gibanju je uporabljen navaden fotoaparat v zatemnjenem prostoru. Zaslona je ves čas gibanja odprta. Objekt je osvetljen s stratoskopom. Prostor osvetljuje z določeno frekvenco, vsakič za nekaj milisekund. V obzir je potrebno vzeti, da pri izdelavi sekvenčne slike večkrat pride do prekrivanja posameznih slik, še posebej, če je gibanje počasnejše. Prednost tehnike je v prvi vrsti v dostopnosti (relativno poceni). Če je za slikanje uporabljen polaroid, lahko tudi takoj ocenimo in analiziramo gibanje. Slabost je, da kadar pride do prekrivanja slik, ocena gibanja ne mora biti tako natančna. Kvaliteto zajema otežujeta statičen položaj aparata ter omejena in bliskajoča svetloba, ki otežuje gibanje.

Video kamera je izboljšana tehnika zajema sekvenčne fotografije. Za prezentacijo zajete slike pa uporablja televizijo. Frekvenca slike prikazovanja na televiziji je od 50 do 60 slik na sekundo. Čeprav je frekvenca slik dovolj visoka za spremljanje večine gibanja, je še vedno prenizka za podrobne in natančne analize. Glavna prednost televizije je možnost takojšnje povratne informacije.

Razvoj optoelektričnih tehnik se je v zadnjih desetletjih zelo razvil in pridobil na prednosti pred kamero in televizijo. Na začetku sta bila uporabljena predvsem dva sistema. Prvi sistem je za markerje uporabljal posebne lučke, ki so utripale z določeno frekvenco. Kamere so zajemale pozicije markerjev v ravnini XY (2D). Drugi način je bil nekakšen grob televizijski sistem, ki ga je sestavljal zaslon (marker) na svetlobo občutljivih diod. Če so bile diode osvetljene, so bile njene koordinate x in y takoj prenesene v računalniški sistem. Podatki so bili zajeti z določeno frekvenco, program na računalniku pa je lahko zaznal in identificiral markerje.

1.3.5.2. Zajem gibanja (motion capture)

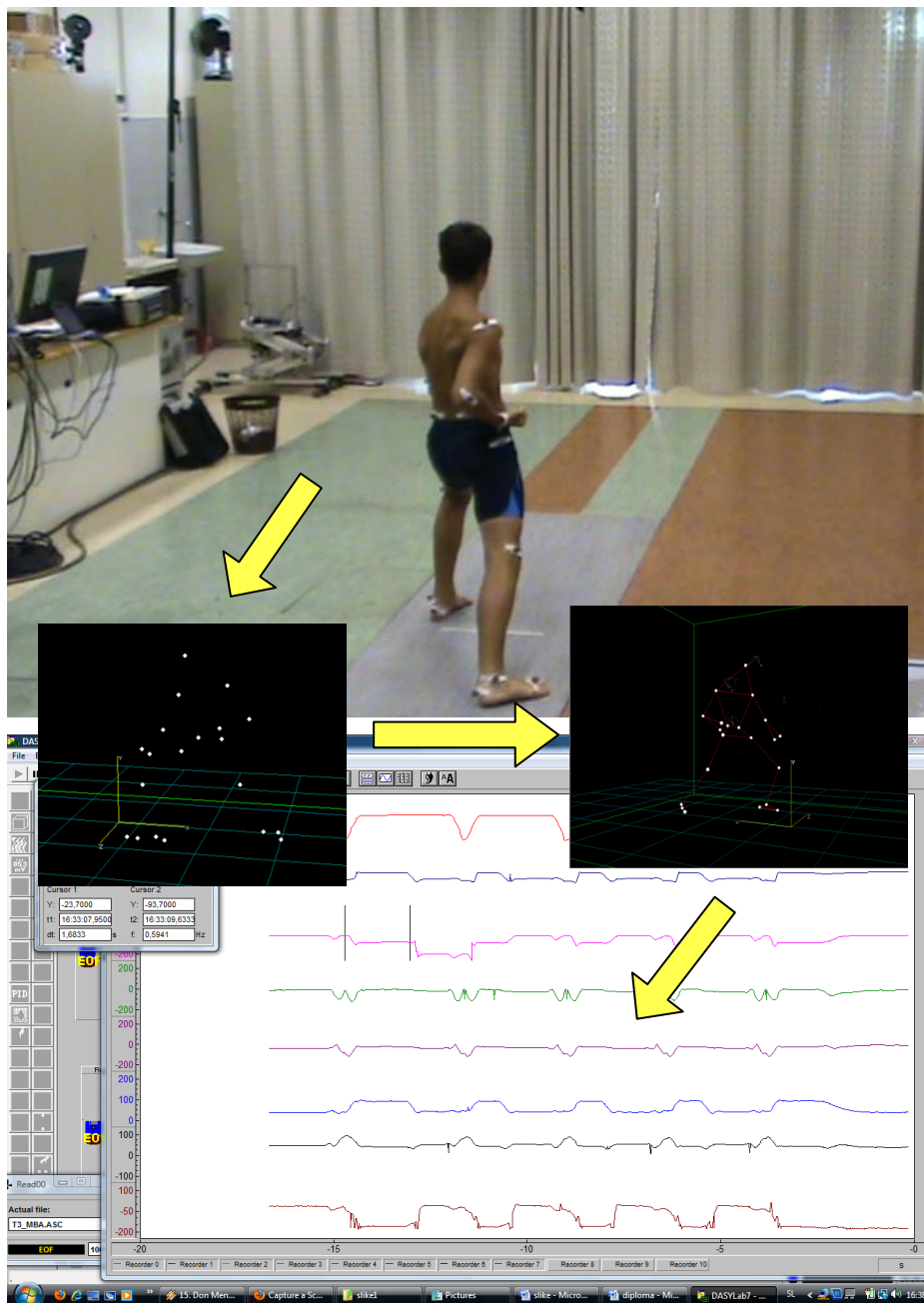
Metode zajema gibanja so se začele, kot že rečeno, razvijati v 70. in 80. letih prejšnjega stoletja. Takrat novo metodo zajema podatkov so razvijali v namen preučevanja kompleksnega gibanja v biomehaniki. Kasneje se je metoda začela uporabljati tudi kot pripomoček pri učenju, treningih, v športu in nenazadnje za izdelavo računalniških animacij, iger ter filmov. Na opazovani objekt so pritrjeni markerji blizu sklepov oziroma na same sklepe, tako da je mogoče določiti položaje in kote telesnih segmentov. Markerji različnih vrst (akustični, LED, magnetni, odbojni ...) so posneti z visokofrekvenčnimi kamerami, ki omogočajo do milimetra natančno določitev položaja markerja (Wikipedija, 2010) .

Pasivni optični sistemi uporabljajo pasivne markerje, prevlečene z odbojnimi materiali, tako da odbijajo svetlobo, ki je generirana blizu kamere, nazaj proti kameri. Občutljivost kamere je nastavljena tako, da zaznava le močnejše odboje od senzorjev in prepušča odboje od ostalih materialov, kot so obleka, koža, tla ...

Objekt, z markerji pritrjenimi na standardne točke, je uporabljen za kalibracijo in pravilno usmeritev kamer. Za tridimenzionalni zajem podatkov morata marker zaznati vsaj dve kameri. Navadno se za snemanje uporablja 6 do 24 kamer.

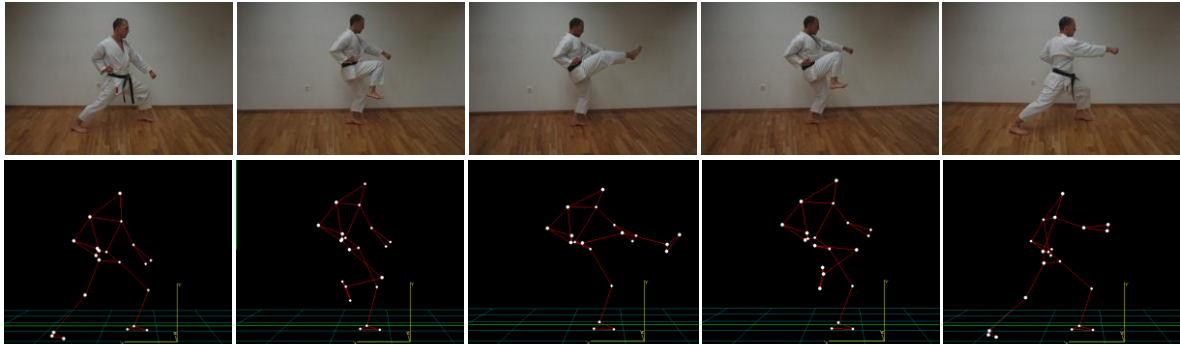
Razvijalci sistema so razvili računalniški program – sistem, ki loči enake markerje med seboj, tudi kadar se te med gibanjem prekrijejo ali zamenjajo pozicijo. Ker so markerji pasivni, ni potrebno nameščanje nobenih žic ali elektronske opreme.

Markerji so navadno pritrjeni direktno na kožo ali pa so všiti v oprijeto obleko, prirejeno v ta namen. Taki sistemi lahko sledijo veliko število markerjev tudi s frekvenco do 2000 posnetkov v sekundi. Frekvenca zajema je v praksi ponavadi zmanjšana na račun boljše ločljivosti slike.



Slika 3. Prikaz procesa zajemanja podatkov.

Na Sliki 3 je prikazan proces zajemanja podatkov od snemanja merjenja, do digitalizacije slike gibanja in grafičnega prikaza gibanja posameznega markerja.



Slika 4. Prikaz merjene sekvence brce (mae geri) in udarca (gyaku zuki).

Na Sliki 4 lahko vidimo primerjavo izvedene naloge skozi navadno sekvenčno sliko (zgoraj) in digitalizirano sliko (spodaj).

Predmet te raziskave je ugotoviti, kako utrujenost, ki se pojavi med izvajanjem kate, vpliva na kakovost izvedbe kate. Problem smo zastavili tako, da smo s kinematičnega vidika opazovali in primerjali izvedbo sekvence dveh povezano izvedenih osnovnih elementov v spočitih in v utrujenih pogojih.

1.4. CILJI IN HIPOTEZE

Cilj diplomskega dela je bil na podlagi standardnega utrujanja (kata, ki je standardizirana in jo vsi tekmovalci izvajajo na enak način) raziskati, kako in v kakšni meri utrujenost vpliva na prostorski in časovni potek gibanja (določenih standardnih prvin v karateju) ter kje se te spremembe najbolj kažejo.

Pri tem smo postavili naslednje hipoteze:

H01: Variabilnost prostorskih parametrov izvedbe sekvence osnovnih elementov po utrujanju bo večja kot pred utrujanjem;

H02: Hitrost udarca z roko bo po utrujanju manjša kot pred utrujanjem;

H03: Hitrost brce bo po utrujanju manjša kot pred utrujanjem;

H04: Amplituda kota v desnem kolenu bo po utrujanju manjša kot pred utrujanjem;

H05: Amplituda gibanja glave bo po utrujanju večja kot pred utrujanjem;

H06: Končni kot v levem kolenu bo po utrujanju večji kot pred utrujanjem;

H07: Končna višina črevnice bo po utrujanju večja kot pred utrujanjem.

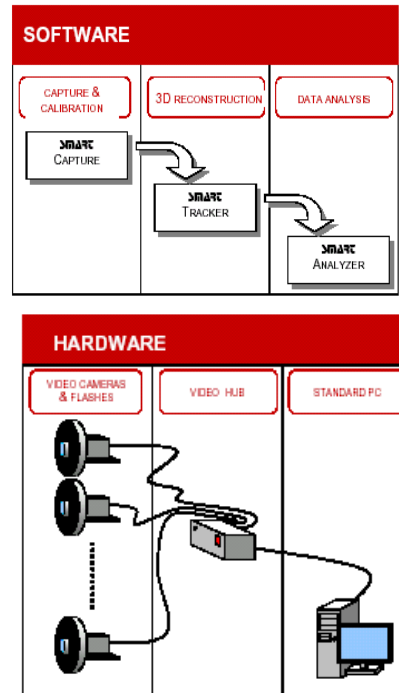
2.0 METODE DE LA

2.1 PREIZKUŠANCI

V raziskavi je sodelovalo 9 karateistov, od tega 5 karateistk in 4 karateisti, starih od 14 do 19 let ($15 \pm 1,2$ leti). Vsi so bili zdravi, karate so trenirali več kot 7 let in so znali kato kanku-dai (vsi so jo izvajali na enak način), ki je v raziskavi služila kot metoda utrujanja. Vsi so bili člani slovenske karate reprezentance v katah. Meritve so bile narejene na koncu njihovega pripravljalnega obdobja na svetovno prvenstvo. Vsak je podpisal pisno izjavo o seznanjenosti z zahtevami in cilji eksperimentalnega postopka ter o morebitnih tveganjih in prostovoljnem sodelovanju pri nalogi.

2.2. PRIPOMOČKI IN POSTOPEK MERJENJA

Meritve smo izvedli v laboratoriju za robotiko na Inštitutu Jožefa Stefana v Ljubljani. Podatke o kinematičnih parametrih gibanja smo dobili preko snemanja s sistemom SMART podjetja BTS (Milano, Italija). Sistem je sestavljalo šest visokofrekvenčnih (60Hz) kamer, ki zaznavajo infra rdečo svetlobo (odboj svetlobe od markerjev), strojna oprema, ki koordinira zajem podatkov iz vseh kamer, ter programska oprema, ki omogoča zapisovanje, hranjenje, sledenje in označevanje posameznih telesnih segmentov označenih z odsevniki (markerji).

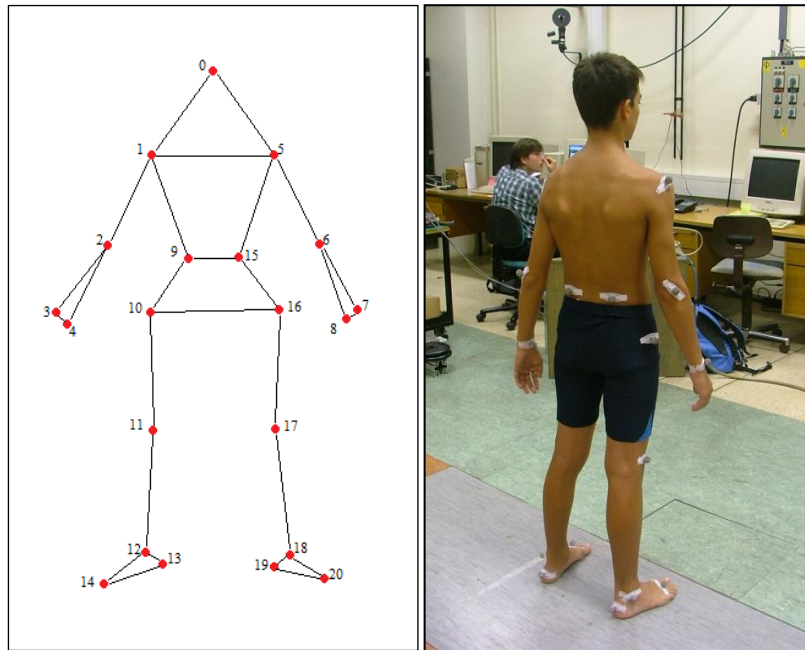


Slika 5. Kamera in oprema za zajem gibanja.

Slika 5 prikazuje opremo za zajem gibanja, ki je sestavljena iz kamere, strojne opreme za procesiranje signalov ter računalnika z ustrezno programsko opremo.

Za označevanje segmentov telesa smo uporabili 21 pasivnih kroglastih markerjev, ki smo jih pritrdili na kožo oziroma oprijete kratke hlače merjencev. Na telesu smo z njimi označili sklepe oziroma konce okončin (slika ... in ...), tako, da smo dobili 14 segmentni model telesa (glava, rame, nadlaket, podlaket, trup, boki, stegno, golen, stopalo).

- 0 – čelo
- 1 – d rama
- 2 – d komolec
- 3 – d zapestje (hrbтна stran)
- 4 – d zapestje (dlanska stran)
- 5 – l rama
- 6 – l komolec
- 7 – l zapestje (hrbтна stran)
- 8 – l zapestje (dlanska stran)
- 9 – d vrh črevnice
- 10 – d kolk
- 11 – d koleno
- 12 – d gleženj
- 13 – d peta
- 14 – d nart
- 15 – l vrh črevnice
- 16 – l kolk
- 17 – l koleno
- 18 – l gleženj
- 19 – l peta
- 20 – l nart



Slika 6. Namestitvev in označevanje pasivnih markerjev.

Slika 6 prikazuje, kako smo na merjenca namestili in označili markerje.

Merjencu smo najprej namestili vse markerje. Nato se je merjenec ogrel s poskoki in balističnimi gimnastičnimi vajami, tako da je bil optimalno pripravljen in aktiviran za izvedbo naloge. Naloga, ki jo je merjenec izvajal, je bila sledeča:

Iz začetnega položaja levi prednji položaj (hidari gedan kamae) je merjenec na znak naredil povezavo nožne in ročne prvine (mae geri z nogo, vrnjeno na izhodišče, gyaku zuki). Sekvenco je bilo potrebno petkrat izvesti maksimalno hitro in tehnično pravilno. Za vsak začetek sekvence posebej je merjenec dobil štartni znak. Vseh pet ponovitev je bilo posnetih in so v analizi predstavljale ponovitve pred utrujanjem.

Takoj za tem je sledilo utrujanje – kata kanku dai. Trajanje kate je bilo med 70 in 90 sekundami. Kata je morala biti izvedena maksimalno v tekmovalnem tempu.

Takoj po končani kati so merjenci po enakem protokolu kot na začetku petkrat ponovili sekvenco osnovnih prvin. Zopet je bilo vseh pet ponovitev posnetih in so v analizi predstavljale ponovitve po utrujanju.

2.2.1. Vzorec spremenljivk

Za analizo gibanja pred in po utrujanju smo izbrane parametre razdelili v tri skupine:

- prostorski parametri,
- časovni parametri,
- kitrostni parametri.

S prostorskimi parametri smo hoteli prikazati predvsem ponovljivost oziroma variiranje končnih položajev. Za višino končne preže zenkucu dachi (VLC) smo upoštevali vertikalno razdaljo od tal pa do markerja, pritrjenega na levi črevnici. Razdalja je bila izmerjena v trenutku, ko se je nihanje markerja po akciji umirilo. Za dolžino končne preže (DGLD) je bila vzeta razdalja med markerjema na levem in desnem gležnju, ko sta bili obe stopali po akciji na tleh. Širino končne preže (KGLDX) smo definirali s kotom med x-osjo in premico skozi markerja na levem in desnem gležnju. Kot je bil kot pri prejšnjih parametrih izmerjen po končani akciji. Končni kot v levem kolenu (KKKL) smo definirali s kotom med levo stegenico in golenjo ob koncu akcije, ko sta bili obe stopali trdno na tleh in ni bilo več moč zaznati gibanja. Višina (VLC) nam je skupaj z dolžino (DGLD) in širino (KGLDX) končnega položaja ter končnim kotom v levem kolenu (KKKL) pokazala spremembe v končnem položaju nog zaradi utrujenosti.

Razdalja med levim komolcem in desnim zapestjem (DKLD) nam je pokazala morebitno spremembo v amplitudi udarca. Absolutna razdalja med točkama je bila izmerjena po akciji, ko se je gibanje obeh markerjev (levi komolec, desno zapestje) popolnoma umirilo.

Amplitudo kota v desnem kolenu (AKKD) smo definirali kot razliko med najmanjšim (iztegnjena noga) in največjim (pokrčena noga) kotom po iztegnitvi noge med brco (faza

»vračanja pete k stegnu«). Maksimalna višina desnega kolena (VKDmax) je bila izmerjena kot največja razdalja med tlemi in kolenom v smeri y-osi. Amplituda kota v desnem kolenu (AKKD) in maksimalna višina desnega kolena (VKDmax) bosta pokazatelj kakovosti izvedbe brce.

Z največjo spremembo položaja levega kolena v smeri z-osi med celotno akcijo smo definirali parameter amplitude gibanja levega kolena (AKKL). Amplitudo gibanja glave (AG) smo spremljali v smeri vsake koordinate posebej. Tako nam je največja sprememba položaja glave v smeri naprej-nazaj (gor-dol, levo-desno) med celotno akcijo služila kot pokazatelj amplitude gibanja glave v x-osi (AGx, AGy, AGz).

Ramensko os smo definirali s premico skozi markerja na levi in desni rami. Končni položaj ramenske osi (KROX) je bil kot med ramensko in x-osjo izmerjen po končani akciji. Na enak način smo definirali končni položaj kolčne osi (KKOX), ki je potekala skozi markerja na levem in desnem kolku.

S spremenljivkami, kot so gibanje levega kolena (AKKL), gibanje glave (AG), končni položaj kolčne (KKOX) in ramenske osi (KROX), smo merili pojav kompenzacijskih (odvečnih) gibov, ki bi se lahko pojavili zaradi utrujenosti.

Časovni parametri so nam služili kot pokazatelji časovnih sprememb kompleksnih gibov. Čas celotne akcije (TA) je bil definiran z začetkom in koncem premika desne pete v smeri x-osi. Akcijo je sestavljala brce desne noge (mae geri) ter raven udarec desne roke (gyaku zuki). Udarec naj bi bil izveden med vračanjem noge v izhodišče. Čas udarca (TU) je bil definiran na podlagi spremembe kota v desnem komolcu. Za začetek udarca smo vzeli trenutek, ko se je kot v komolcu začel povečevati, konec pa, ko je vrednost kota dosegla maksimum. Čas brce (TB) smo definirali na podlagi spremembe kota v desnem kolenu. Začetek brce je bil postavljen v začetek akcije, ko se je kot v kolenu začel spreminjati, konec pa je bil definiran z najmanjšim kotom v kolenu v fazi vračanja noge.

Hitrostni parametri so nam omogočili bolj natančen vpogled v kompleksno gibanje. Za hitrost gibanja v posameznih sklepih so odgovorne točno določene mišice ali mišične skupine. Z

izračunom kotnih hitrosti v posameznih sklepih, ki so bili najpomembnejši za izvedbo naloge, smo lahko opazovali spremembe hitrosti krčenja posameznih mišičnih skupin zaradi utrujenosti. S kotno hitrostjo iztega in upogiba desnega kolena smo opazovali utrujenost mišic iztegovalk in upogibalk v kolenskem sklepu. Hitrost iztega desnega kolena (HKDI) smo izračunali iz spremembe kota pri iztegu noge med brco in časa, ki je bil potreben za izteg. Hitrost upogiba desnega kolena (HKDU) smo izračunali po enaki formuli. Upogib je bil definiran kot sprememba kota od iztegnjene noge do največjega doseženega kota med vračanjem noge na izhodišče.

$$\omega = \frac{d\varphi}{dt}$$

Formula 1: formula za izračun kotne hitrosti.

Kotna hitrost upogiba v desnem kolku (HKODU) je bila izračunana iz spremembe časa, potrebnega za upogib, in spremembe kota od začetka akcije do doseženega najmanjšega kota. Kot v kolku smo definirali s točkami: desna rama, desni kolk, desno koleno. Na enak način smo izračunali kotno hitrost iztega v desnem kolku (HKODI). Izteg smo definirali kot trenutek, ko se je kot v kolku začel povečevati, pa do doseženega največjega kota.

Kotno hitrost v desnem komolcu (HKMD) smo izračunali iz spremembe kota med iztegom in časom, ki je bil za izteg potreben. Kot v komolcu smo definirali s točkami: rama, komolec in zapestje (hrbna stran). Začetek in konec akcije desne roke smo definirali od trenutka, ko se je kot v komolcu začel povečevati, do trenutka popolnega iztega komolca. Čas za izračun kotne hitrosti upogiba komolca leve roke (HKML) smo začeli meriti v trenutku, ko se je kot v levem komolcu začel zmanjševati. Konec akcije leve roke smo definirali z najmanjšim doseženim kotom ob koncu akcije.

Kot v rami smo definirali s točkami: črvenica, rama, komolec. Kotno hitrost v desni rami (HDR) smo izračunali iz spremembe kota in časa od trenutka, ko se je začel kot v desni rami

povečevati, do trenutka, ko je kot dosegel maksimum. Spremembo kota za računanje kotne hitrosti v levi rami (HLR) smo merili od trenutka, ko se je kot v rami začel zmanjševati, pa do trenutka, ko je dosegel svoj minimum.

2.2.2. Metode obdelave podatkov

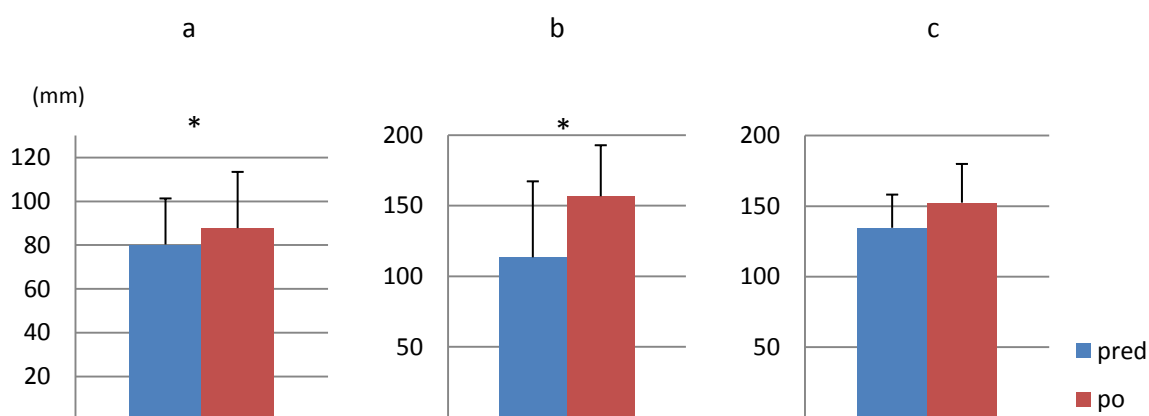
Za vsak izbran parameter smo izračunali merjenčevo povprečje ter standardni odklon petih ponovitev pred in po utrujanju. Nato smo za vsak parameter posebej izračunali še povprečje ter standardni odklon celotnega vzorca merjencev. V nadaljnji obdelavi smo uporabili statistični program SPSS. Za izračun statistične pomembnosti razlik povprečij ter variabilnosti spremenljivk pred in po utrujanju smo uporabili t-test za odvisne vzorce. Kriterij statistične pomembnosti je bil sprejet s 5% alfa napako (dvosmerno testiranje).

3. REZULTATI

Merjenci so izvajali sekvenco osnovnih elementov (mae geri, gyaku zuki). To je povezava dveh osnovnih elementov, zato je bilo predvideno, da je stopnja obvladovanja akcije v fazi avtomatizacije. Kata, kot protokol utrujanja, je povprečno trajala 80 ± 3 sekunde. Glede na cilje in hipoteze smo obravnavali rezultate v dveh delih. V prvem delu so nas zanimale primerjave skupnih povprečij posameznih parametrov pred in po kati, v drugem delu pa smo iskali razlike v variabilnosti gibanja pred in po utrujanju. Variabilnost gibanja bo pomembna predvsem pri opazovanju prostorskih parametrov. Rezultate bomo na tak način tudi predstavili.

3.1 PRIMERJAVA POVPREČIJ PROSTORSKIH, ČASOVNIH IN HITROSTNIH PARAMETROV

Za primerjavo izvedbe naloge pred in po utrujanju smo izbrali parametre, ki bi lahko kazali na pojav morebitne utrujenosti med oziroma po kati. Prostorski parametri, ki bi lahko nakazovali pojav utrujenosti, so predvsem amplitude gibanja. V tem sklopu so se le pri treh parametri pojavile statistično značilne spremembe po kati. Največja amplituda gibanja levega kolena med akcijo v smeri levo-desno ($p=0,033$) ter amplituda gibanja glave v x in y-osi ($p=0,019$; $p=0,029$). Pri vseh treh parametrih je prišlo do značilnega povečanja amplitude.



Slika 7. Prikaz razlik skupnih povprečij parametrov pred in po utrujanju; * - $p < 0.05$.

Slika 7 prikazuje razlike v amplitudah gibanja pred in po utrujanju: (a) amplituda gibanja levega kolena ($80,2 \pm 21,0\text{mm}$; $87,7 \pm 25,6\text{mm}$; začetna in končna vrednost), (b) amplituda gibanja glave v smeri x-osi ($113,4 \pm 53,8\text{mm}$; $156,7 \pm 36,1\text{mm}$) in (c) amplituda gibanja glave v smeri y-osi ($134,67 \pm 23,54\text{mm}$; $152,5 \pm 27,5\text{mm}$).

Tabela 2

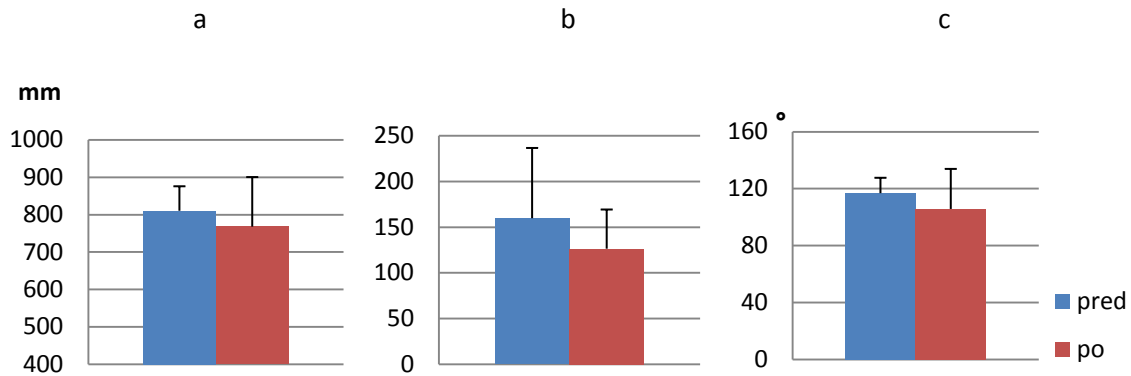
Statistična značilnost (p) razlik prostorskih parametrov pred in po utrujanju.

Parametri	p
VLC	,876
DKLD (x)	,247
DKLD (y)	,247
DKLD (z)	,282
DGLD	,475
DGLDX	,533
AKKD	,308
VKDmax	,958
AKKL	,033
AG (x)	,019
AG (y)	,029
AG (z)	,360
KKOX	,240
KROX	,206
KKKL	,326

V Tabeli 2 vidimo, da se razlike ostalih prostorskih parametrov pred in po utrujanju statistično niso razlikovale.

Pojav utrujenosti je pri nekaterih prostorskih parametrih (amplitude gibanja) deloval tudi v smislu zmanjšanja amplitude gibanja. Razdalja med levim komolcem in desnim zapestjem na koncu udarca (DKLDx, DKLDy) se je po utrujanju zmanjšala. Zmanjšanje se je pojavilo tako v smeri x-osi kot v smeri y-osi, medtem ko se je razdalja med komolcem in zapestjem v smeri

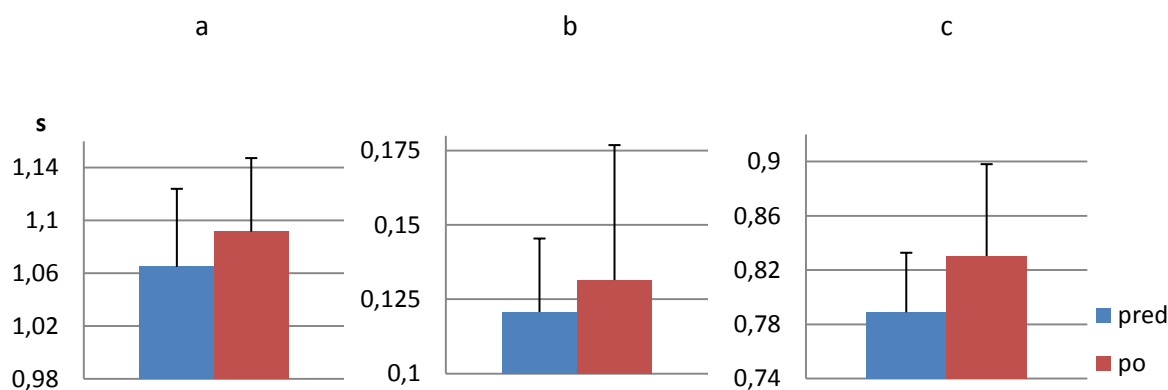
z-osi povečala s $334,0 \pm 18,7$ mm na $355,3 \pm 15,1$ mm. Prav tako je vidno minimalno zmanjšanje amplitude gibanja v desnem kolenu (AKKD).



Slika 8. Prikaz primerjave skupnih povprečij prostorskih parametrov

V sliki 8 so prikazane razlike v povprečjih prostorskih parametrov pred in po utrujanju za: (a) razdaljo v smeri x-osi med levim komolcem in desnim zapestjem na koncu akcije ($810,2 \pm 65,6$ mm in $767,6 \pm 46,9$ mm; $p=0,247$; začetna in končna vrednost; statistična značilnost), (b) razdaljo v smeri y-osi med levim komolcem in desnim zapestjem na koncu akcije ($159,7 \pm 27,2$ mm in $126,3 \pm 15,2$ mm; $p=0,247$), (c) amplituda gibanja v desnem kolenu ($116,8 \pm 3,8$ ° in $105,7 \pm 9,9$ °; $p=0,308$).

Pri časovnih parametrih spet ni moč zaznati očitnih statistično značilnih razlik, čeprav so razlike v povprečjih bolj nakazane kot pri prostorskih parametrih. Največja razlika se pojavi v času brce, kjer se čas v povprečju podaljša za skoraj 3% ($p=0,97$).



Slika 9. Prikaz razlik skupnih povprečij časovnih parametrov

Slika 9 prikazuje razlike v časovnih parametrih pred in po utrujanju. (a) čas celotne akcije ($1,065 \pm 0,059s$; $1,097 \pm 0,056s$; začetna in končna vrednost), (b) čas udarca ($0,12 \pm 0,02s$; $0,13 \pm 0,04s$) in (c) čas brce ($0,79 \pm 0,02s$; $0,830 \pm 0,02s$).

Tabela 3

Statistična značilnost (p) razlik časovnih parametrov pred in po utrujanju.

Parametri	p
TA	,255
TU	,351
TB	,097

V Tabeli 3 so prikazane statistične razlike časovnih parametrov pred in po utrujanju. Vidimo, da pri nobenem od parametrov ni prišlo do statistično pomembnih razlik. Največja razlika je nastala v času brce ($p=0,097$).

Najbolj so bile razlike izražene pri hitrostnih parametrih. Statistično razlike kotnih hitrosti v opazovanih sklepih še vedno niso bile značilne, vendar so na nivoju posameznega parametra vidna večja in bolj konstantna odstopanja. Največja in tudi statistično značilna razlika se je pojavila pri upogibu levega komolca ($p=0,016$).

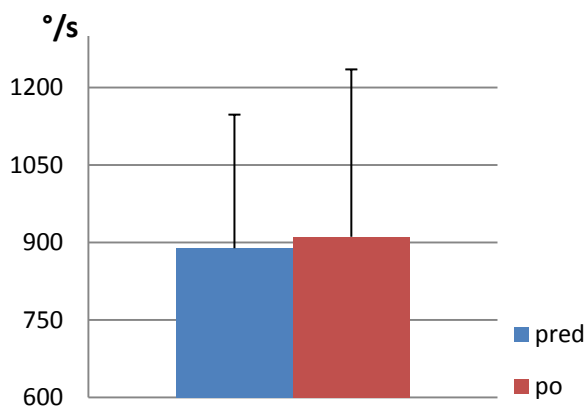
Tabela 4

Statistična značilnost (p) razlik hitrostnih parametrov pred in po utrujanju

Parametri	p
HKDI	,120
HKDU	,061
HKODU	,129
HKODI	,335
HRD	,601
HRL	,859
HKMD	,663
HKML *	,016

V Tabeli 4 vidimo, da tudi pri hitrostnih parametrih v glavnem ni prišlo do sprememb med poizkusi pred in po kati. Edina statistično pomembna razlika v tem sklopu je nastala pri upogibu levega komolca ($p=0,016$)

Do zanimivih razlik je prišlo pri hitrosti upogiba komolca desne roke. Pri tem parametru se je kotna hitrosti po utrujanju celo povečala.



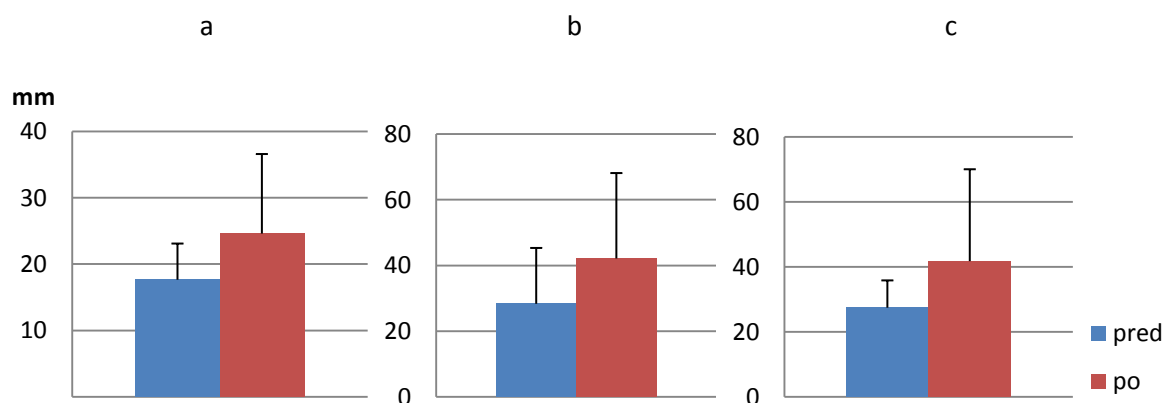
Slika 10. Povečanje kotne hitrosti v desnem komolcu po utrujanju ($888,5 \pm 91,5^\circ/\text{s}$; $910,6 \pm 114,7^\circ/\text{s}$; začetna in končna vrednost).

Slika 10 prikazuje zanimiv rezultat v spremembi kotne hitrosti v desnem komolcu. Kotna hitrost iztega desnega komolca se je po kati povečala.

3.2. PRIMERJAVA VARIABILNOSTI PROSTORSKIH PARAMETROV GIBANJA

Variabilnost prostorskih parametrov gibanja po utrujanju se ni pokazala kot značilno različna pri nobenem parametru. V posameznih primerih bi lahko rekli, da so se pokazale minimalne razlike, vendar statistično gledano teh sprememb v variabilnosti ne moremo opredeliti kot razlike zaradi utrujenosti.

Največja variabilnost se je pokazala v končni postavitvi rok (DKLDx, $p=0,241$; in DKLDz, $p=0,230$) ter dolžini končnega položaja nog (DGLD, $p=0,107$).

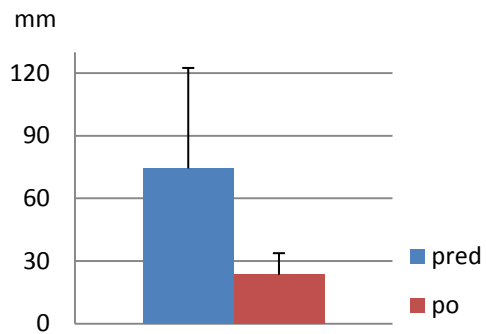


Slika 11. Razlike v variabilnosti prostorskih parametrov

Na sliki 11 so prikazane najvidnejše razlike v variabilnosti gibanja pred in po utrujanju: (a) DKLDx ($17,6 \pm 5,5$ mm; $24,6 \pm 12,0$ mm), (b) DKLDz ($28,3 \pm 17,0$ mm; $42,1 \pm 26,0$ mm) in (c) DGLD ($27,4 \pm 8,4$ mm; $41,7 \pm 28,3$ mm).

Zanimiva sprememba je nastala pri razdalji med levim komolcem in desnim zapestjem v smeri y-osi. Glede na to, da se je variabilnost v smeri x in z povečala, bi isto pričakovali tudi

pri variabilnosti razdalje med točkama v navpični smeri. Pri tem parametru se je namreč v pogojih utrujenosti variabilnost precej zmanjšala.



Slika 12. Variabilnost končne razdalje med levim komolcem in desnim zapestjem

Slika 12 prikazuje nepričakovan rezultat in sicer zmanjšanje variabilnosti razdalje med levim komolcem in desnim zapestjem v smeri y-osi ($74,4 \pm 48,1$ mm; $23,5 \pm 10,3$ mm).

Variabilnost ostalih parametrov se po utrujanju ni bistveno spremenila.

4. RAZPRAVA

Cilj raziskave je bil ugotoviti, kako in na kakšen način utrujenost med kato vpliva na časovni in prostorski potek gibanja pri izvajanju posameznih prvin. Hoteli smo ugotoviti, kje in zakaj se pojavi utrujenost na koncu kate. S tem namenom smo v spočitih in utrujenih pogojih primerjali izvedbo sekvence osnovnih prvin (mae geri, gyaku zuki). Kot protokol utrujanja med prvim in drugim merjenjem smo uporabili kato kanku-dai. Za opazovanje in analizo gibanja smo na telo namestili 21 pasivnih markerjev in izbrali 26 parametrov, za katere smo menili, da nam bodo najbolj služili za preverjanje zastavljenih hipotez.

Rezultati niso pokazali statistično značilnih razlik med izvedbami pred in po utrujanju razen pri štirih parametrih (AKKL, AGx, AGy in HKML). Podrobnejša analiza rezultatov je razkrila, da so bile določene pričakovane spremembe vseeno nakazane. Če pogledamo po skupinah parametrov, je prišlo do najpomembnejših sprememb pri hitrostnih parametrih, potem sledijo prostorski parametri in do najmanj pomembnih sprememb pri časovnih parametrih.

Prostorske parametre lahko razdelimo v dve skupini: amplitude gibanja in končni položaji. Po utrujanju so se amplitude gibanja spremenile bolj kot končni položaji. Pri nekaterih amplitudah gibanja (AKKL, AGx, AGy) je prišlo celo do statistično pomembnih razlik. Čeprav so razlike statistično pomembne, pa absolutno gledano razlike pri vseh treh parametrih niso bile enako očitne. Amplituda gibanja levega kolena (v smeri z-osi) se je v povprečju povečala za malo več kot 7,5 mm, kar je manj kot 10% amplitude pred utrujanjem. Precej bolj očitno je povečanje amplitude gibanja glave v smeri x in y-osi. Pri nekaterih prostorskih parametrih je prišlo tudi do zmanjšanja amplitude gibanja. Po utrujanju se je zmanjšala amplituda udarca v smereh x-osi in y-osi ter amplituda gibanja v desnem kolenu. Nasprotno od amplitud, pa pri končnih položajih ni bilo moč zaznati sprememb zaradi utrujenosti. Kljub temu, da so se amplitude pri nekaterih parametrih povečale, so časovni parametri ostali tako rekoč nespremenjeni.

Če pogledamo spremembe hitrosti gibanja, ki smo jih izračunali iz spremembe kota v danem času, vidimo, da so se zaradi utrujenosti te zmanjšale. Posledično bi moralo to pomeniti daljše čase gibov. To nespremenjenost časov bi zato lahko pripisali dejstvu, da je bila zaradi

kratkih časov gibov pri dani frekvenci zajema podatkov možnost napake precej visoka. Morda bi bile razlike v časih bolj nakazane, če bi podatke zajemali z višjo frekvenco.

Spremembe hitrostnih parametrov prav tako v večini primerov niso bile statistično značilne. Vseeno pa je mogoče opaziti trend zmanjševanja hitrosti zaradi utrujenosti. Kotna hitrost v levem komolcu je edina med hitrostnimi spremenljivkami, ki se je statistično značilno zmanjšala.

Če gledamo rezultate s topološkega vidika, vidimo, da je trend zmanjšanja kotnih hitrosti spodnjih okončin bolj izrazit kot zmanjšanje kotnih hitrosti zgornjih okončin. Najbolj očitno zmanjšanje kotnih hitrosti nog se je zgodilo pri upogibu v kolenskem in kolčnem sklepu.

V sklopu hitrostnih parametrov pa je prišlo tudi do enega zanimivega in nepričakovanega rezultata. Po utrujanju je prišlo do minimalnega povečanja kotne hitrosti v desnem komolcu.

Omenili smo že povečano amplitudo gibanja glave, hkrati s tem pa sta se po kati zmanjšali amplituda udarca in amplituda kota v desnem kolenu. Zato bi na tem mestu lahko potrdili hipotezi štiri in pet.

Povečano nihanje glave naprej in nazaj ter gor in dol bi lahko pripisali kompenzaciji spremenjene koordinacije zaradi utrujenosti. Nekateri raziskovalci so v svojih raziskavah prišli do podobnih rezultatov. Povečanje amplitud gibanja in hkrati zmanjšanje amplitud gibanja v nekaterih drugih sklepih so opisovali kot mogočo koordinacijsko adaptacijo zaradi utrujenosti. Takšne zaključke je pokazala že omenjena raziskava, ki so jo naredili Cote idr. (2002). Pokazalo se je, da so se nekateri parametri pri ritmičnem, ponavljajočem se gibanju (žaganje) spremenili. Med opravljanjem naloge je prišlo do zmanjšanja amplitude gibanja in sile v komolcu, kar pa je telo kompenziralo s povečano amplitudo gibanja v rami in trupu. Kljub utrujenosti in značilno spremenjenemu vzorcu gibanja pa je merjencem uspelo opravljati nalogo enako učinkovito – z enako frekvenco, silo in amplitudo žaganja.

Tudi druge raziskave (So, Tse in Wong, 2007; Chapman, Vicenzino, Blanch, Dowlan in Hodges, 2008) so z opazovanjem EMG med utrujanjem pokazale, da je kinematika gibanja ostala nespremenjena, čeprav se je medmišična koordinacija zaradi utrujenosti spremenila.

Cote, Feldman, Mathieu in Levine (2008) so v svoji raziskavi opazovali spremembe v aktivnosti različnih mišic (20 izbranih mišic po celem telesu) in v kinematiki gibanja pri ponavljajočem udarjanju s kladivom. Ko je prišlo do utrujenosti, sta se zmanjšala sila prijema ročaja in amplituda gibanja v komolcu, medtem ko se je EMG mišice obliqe na nasprotni rami značilno povečal. V kinematiki gibanja v ramenskem sklepu in zapestju (aktivne roke) ter v frekvenci udarcev ni bilo opaženih sprememb. Rezultati nakazujejo, da utrujenost vpliva na gibanje tako na lokalni kot tudi na globalni ravni. Telo kompenzira lokalno utrujenost s spremembo medsklepne in medmišične koordinacije ter tako poizkuša ohranjati gibanje daljši čas nespremenjeno in učinkovito.

Raziskave torej kažejo, da lahko kinematika gibanja kljub spremenjeni medmišični koordinaciji in spremenjenim lastnostim mišic ostaja nespremenjena dlje časa, kot ima zmožnost nespremenjenega delovanja posamezna mišica.

Kot že rečeno, so se v naši raziskavi kotne hitrosti spodnjih okončin zmanjšale bolj izrazito kot kotne hitrosti zgornjih okončin. Takšno raziskavo o vplivu utrujenosti na hitrost in natančnost brce pri nogometu so opravili Apriantono, Nunome, Ikegami in Sano (2006). Pred in po protokolu utrujanja (ponavljanje upogiba s 50% RM in iztega s 40% RM do izčrpanosti) so opazovali kotno hitrost v kolenu, linearno hitrost narta ter hitrost žoge. Ugotovljeno je bilo značilno zmanjšanje hitrosti žoge zaradi manjše linearne hitrosti narta in manjše kotne hitrosti goleni. V našem primeru lahko ravno tako opazimo zmanjšane kotne hitrosti gibanja v posameznih sklepih. Spremembe so opazne v zmanjšanju kotne hitrosti v kolenu (izteg in upogib) ter kolku (izteg in upogib), tako da lahko s tem razlogom potrdimo tretjo hipotezo.

Zanimivost, ki se je pojavila, je povečanje kotne hitrosti v iztegu desnega komolca. Povečana hitrost, ki se je sicer pojavila pri le pri 4 od 8 merjencih, bi lahko nakazovala tudi na možnost potenciacije zaradi visoko intenzivne aktivnosti. Podoben pojav je pokazala raziskava, v kateri so opazovali posledice izvajanja visoko intenzivnih vaj z utežmi (Chiu, Fry, Schilling,

Johnson in Weiss, 2004). Rezultati so nakazali možnost potenciacije mišične sile, vendar je bila ta odvisna od vrste mišičnih vlaken (IIa). Pojav potenciacije v iztegovalkah komolca bi bil torej lahko vzrok za povečanje kotne hitrosti v desnem komolcu. Vsekakor pa je vzorec merjencev v raziskavi premajhen in pojav pri merjencih premalo pogost, da bi ga lahko posploševali.

Raziskovalci Erčulj in Supej (2009) ter Aujouannet, Bonifazi, Hintzy, Vuillerme in Rouard (2006) so ugotovili, da je lahko ena od posledic utrujenosti tudi sprememba v tehniki gibanja, kar ima za posledico slabšo učinkovitost. Posledice sprememb v gibanju zaradi utrujenosti so se v prvi raziskavi pokazale kot slabša natančnost zadevanja na koš, v drugem primeru pa kot manj učinkovit zavesljaj z roko pri plavanju. V našem primeru, ko opazujemo gibanje dveh osnovnih prvin v karateju, je mnogo težje določiti učinkovitost tehnike in postaviti absolutne meje kot na primer pri drugih športih (zadetek v koš, čas plavanja določene razdalje ...), ko bi lahko rekli, da so spremembe v tehniki pomembno vplivale na zmanjšanje učinkovitosti izvedbe celotne prvine. Lahko pa to spremembo učinkovitosti gledamo na bolj lokalnem nivoju, kjer s pomočjo kinematike ugotovimo dejanske spremembe v časovnem in prostorskem poteku gibanja.

Nespremenjeni prostorski parametri so pokazali, da utrujenost, ki smo jo dosegli z izvajanjem kate, ni vplivala na variabilnost v gibanju in zavzemanju končnega položaja, zato lahko zavržemo šesto in sedmo hipotezo.

Natančnost zaznave položaja telesa ni bila spremenjena. Lahko rečemo, da nivo utrujenosti ni vplival na zmanjšanje delovanja kinestetičnih občutkov pri merjencih, zato so merjenci lahko reproducirali končni položaj tudi v pogojih utrujenosti. Ugotovitve, do katerih so prišli Tripp idr. (2004), so pokazale drugačne rezultate. Natančnost postavljanja rok v določene položaje, ki so simulirali met čez glavo pri baseballu (simulacija meta je bila izvedena v pol klečečem položaju), je bila slabša v pogojih utrujenosti. Podobne rezultate so dobili Skinner, Wyatt, Hodgdon, Conard, Barrack (1986), ko so preverjali ponovljivost zavzemanja položaja noge (kot v kolenu) pred in po utrujanju. Zopet je utrujenost povzročila slabšo ponovljivost zavzemanja položajev.

Razlogi za različne rezultate v naši raziskavi bi lahko izhajali iz različnega protokola utrujanja, različne telesne pripravljenosti ali različnega nivoja izkušenosti pri izvajanju merjenih gibov. Nastala razlika bi bila lahko tudi v kompleksnosti giba. V gibanju v naši raziskavi sodeluje celotno telo, kar pomeni veliko več možnosti za koordinacijsko kompenzacijo zaradi utrujenosti. Nasprotno pa je bilo gibanje v zgoraj omenjenih raziskavah mnogo bolj izolirano.

Spremembe v gibanju zaradi utrujenosti lahko primerjamo tudi topološko. Zanimivo je, da so se prostorski parametri nog spremenili manj značilno kot prostorski parametri rok. Nasprotno velja za hitrostne parametre, kjer so se kotne hitrosti pri brcih zmanjšale bolj očitno kot kotne hitrosti pri udarcih. Pojav bi lahko pripisali veliko večjemu naporu dela nog, ki so poleg izvajanja brc neprestano obremenjene še s stalnim zadrževanjem nizkih prež in hitrim, intenzivnim gibanjem. Roke opravljajo aktivnost prosto in brez dodatnega odpora.

Če izhajamo iz dejstva, da se je amplituda udarca pri enakem času zmanjšala, bi lahko rekli, da se je tudi hitrost udarca rahlo zmanjšala. Hipoteze tri pa na tem mestu vseeno ne moremo popolnoma sprejeti, ker so se hitrosti v posameznih sklepih rok spreminjale različno. Od značilnega zmanjšanja kotne hitrosti v levem komolcu do rahlega povečanja kotne hitrosti v desnem komolcu.

Variabilnost prostorskih parametrov pred in po utrujanju se ni pri vseh parametrih spremenila na enak način. Pri nekaterih parametrih se je variabilnost povečala (DKLDx, DKLDz, DGLD, VKDmax), pri nekaterih se ni spremenila (VLC, KGLDX, AKKD, KKOX, KROX), pri nekaterih pa se je celo zmanjšala (DKLDy, AGz). Prve hipoteze zato ne moremo potrditi niti popolnoma ovreči, ker se je pokazalo, da bi pri nekaterih parametrih utrujenost lahko vplivala na povečano variabilnost prostorskega poteka gibanja.

Glede na to, da je v raziskavi prišlo do zmanjšanja kotnih hitrosti zaradi utrujenosti, lahko na podlagi nekaterih dosedanjih raziskav predvidevamo, kateri so mehanizmi, ki bi lahko delovali na zmanjšanje hitrosti krčenja mišic. Jereb (1995) je v svoji študiji preučeval pojav utrujenosti pri obremenitvah maksimalne intenzivnosti in kratkega trajanja (60 sekundno izvajanje poskokov; 30 globinskih skokov v 90 sekundah; maksimalno intenzivno kolesarjenje 60 sekund). Rezultat raziskave je bil, da se je pri vseh gibanjih pojavila periferna utrujenost. Pri poskokih in globinskih skokih se je pojavila visokofrekvenčna utrujenost, pri

maksimalnem kolesarjenju pa nizkofrekvančna utrujenost. Avtor je zaključil, da do visokofrekvenčne utrujenosti pride kadar prevladuje ekscentrično-koncentričen način gibanja, pri pretežno koncentričnem načinu gibanja pa se razvije le nizkofrekvenčna utrujenost. V kati prevladuje koncentrični način gibanja, zato bi lahko predvidevali, da se bo v mišicah pojavljala nizkofrekvenčna utrujenost. Značilnost nizkofrekvenčne utrujenosti je zmanjšanje sile zaradi slabše povezave med ekscitacijo in kontrakcijo mišičnega vlakna. Možni vzroki se lahko pojavijo zaradi ne delovanja katerega koli od procesov prevajanja akcijskega potenciala v mišico do tvorjenja prečnih mostičev in na koncu kontrakcije. Raziskava, ki so jo naredili Klass, Guissard, Duchateau (2004), je pokazala, da je pri submaksimalnem naporu (dvigovanje bremena 50% MVC do utrujenosti) v mišici triceps surae imelo glavno vlogo pri zmanjšanju učinkovitosti mišičnega delovanja sproščanje Ca^{++} iz srakoplazemskega retikuluma. Tudi avtorja Howell in Snowdowne (1981) sta v svoji raziskavi opazila, da je skoraj 20-kratno povečanje zunaj celičnega Ca^{++} povzročilo zmanjšanje največje sile. Povečanje koncentracije ni povzročilo spremembe v amplitudi akcijskega potenciala sarkoleme, temveč je samo zmanjšala hitrost prevajanja akcijskega potenciala v notranjost mišice. Enak učinek na širjenje akcijskega potenciala lahko povzroča tudi povišana koncentracija ionov Ca^{++} v T-cevčicah. Regulacijo te koncentracije uravnavajo črpalke Ca-ATP, ki so del tubularnega sistema (Fitts, 1994).

V mišicah med naporom pride do sprememb, ki povzročajo utrujenost. Tako zaradi utrujenosti v mišici pride do spremembe sposobnosti produkcije sile, hitrosti in porabe energije. Raziskava, ki so jo naredili Greenberg, Mealy, Jones, Szczesna-Cordary, Moore (2010), se je ukvarjala s problemom vpliva utrujenosti na kontraktibilnost mišičnega vlakna na molekularnem nivoju. Raziskovali so, kako molekule ATP, ADP in P(i) ter pH vplivajo na hitrost drsenja aktinskih in miozinskih vlaken ter če se vplivi teh molekul med seboj dopolnjujejo. Ena od ugotovitev je bila, da je bil primarni vzrok za znižanje hitrosti drsenja aktinsko-miozinskih niti ter posledično počasnejše kontrakcije zvišanje koncentracije ADP in znižanje pH. McLester (1997) je zapisal, da je prvi in najpomembnejši vzrok, ki povzroči utrujenost in zmanjšanje mišične sile, kopičenje organskega fosfata (Pi). Ta nastane v zelo kratkem času s cepitvijo fosfagenov in hidrolizo ATP. Za zmanjšanje hitrosti kontrakcije pa naj bi bila kriva povečana koncentracija ADP, kar otežuje razklapljanje prečnih mostičev. Skupni

učinek kopičenja stranskih produktov hidrolize tako prispeva znaten del k nizkofrekvenčni utrujenosti pri naporu kakršne koli intenzivnosti ali trajanja.

5. ZAKLJUČEK

Kata kot celota je povezava različnih prvin v točno določenem zaporedju in predstavlja idejo o boju proti več nasprotnikom. Vsaka prvina je koordinirano zaporedje preprostejših gibov, usmerjenih proti cilju. Drobne spremembe zaradi vpliva utrujenost privedejo do slabše izvedbe posameznih prvin in spremembe v tehniki, kar posledično pomeni slabšo izvedbo kate. Ker so te razlike s prostim očesom zelo težko opazne in jih je tudi težko natančno definirati, smo z raziskavo naredili podrobno kinematično analizo gibanja dveh osnovnih prvin v spočitih in utrujenih pogojih. Kot protokol utrujanja smo uporabili kato kanku dai, ki je iz kondicijskega vidika ena najzahtevnejših kat. S kinematično analizo smo opazovali prostorski in časovni potek gibanja ter variabilnost gibanja. Nato smo primerjali skupne rezultate vseh merjencev pred in po kati in ugotavljali, kakšne so razlike med izvedbo v spočitih oziroma utrujenih pogojih.

Čeprav nam statistična analiza rezultatov ni dala trdnih dokazov o spremembah, smo te spremembe vseeno lahko zaznali. Pričakovane spremembe so se zgodile v zmanjšanju kotnih hitrosti pri brci, v povečanju amplitude gibanja glave ter v zmanjšanju amplitud gibanja v kolenu desne noge in amplitudi udarca.

Pričakovane spremembe so se ujemale z rezultati nekaterih že narejenih raziskav. Tako smo ugotovili, da utrujenost, ki jo povzroča izvajanje kate, vpliva tako na koordinacijo gibanja kot tudi na hitrost gibanja. Zaradi utrujenosti so se koordinacijske spremembe zgodile v smislu kompenzacije gibanja ter zmanjšanja nekaterih amplitud z namenom ohranjanja k cilju usmerjenega gibanja (zavzemanje končne pozicije).

V raziskavi smo večje spremembe pričakovali v spremembi variabilnosti gibanja zaradi utrujenosti. Očitno je, da mehanizmi, ki kljubujejo pojavu variabilnosti gibanja zaradi utrujenosti, delujejo precej široko in uspešno, s spremembo koordinacije gibanja in kompenzacijo z dodatnimi gibi.

6. LITERATURA

Apriantono, T., Nunome, H., Ikegami, Y., Sano, S. (2006). The effect of muscle fatigue on instep kicking kinetics and kinematics in association football. Journal of sport sciences, 24(9), 951-960

Aujouannet, Y.A., Bonifazi, M., Hintzy, F., Vuillerme, N., Rouard, A.H. (2006). Effects of a high-intensity swim test on kinematic parameters in high-level athletes. Applied physiology, nutrition and metabolism, 31(2), 151-158

Beachle, T.R. (1994). Essentials of strength training and conditioning. Nebraska: Human Kinetics

Bravničar–Lassan, M. (1996). Fiziologija športa – harmonija med delovanjem in mirovanjem. Ljubljana: Fakulteta za šport, inštitut za šport v Ljubljani

Carpenter, J.E., Blasier, R.B., Pellizzon, G.G. (1998). The effects of muscle fatigue on shoulder joint position sense. American Journal of Sports Medicine, 26(2), 262-265.

Clausen, T., Nielsen, O.B. (1994). The Na⁺, K⁺ pump and muscle contractility. Acta physiologica Scandinavica, 152(4), 365-373.

Côté, J.N., Mathieu, P.A., Levin, M.F., Feldman, A.G. (2002). Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing. Experimental brain research, 146(3), 394-398

Cote, J.N., Feldman, A.G., Mathieu, P.A., Levin, M.F. (2008). Effects of fatigue on intermuscular coordination during repetitive hammering. Motor control, 12(2), 79-92

Dewhurst, D. J. (1967). Neuromuscular control system. IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, 14(3), 167-171.

Dorel, S., Drouet, J.M., Couturier, A., Chaumpox, Y., Francois, H. (2009). Changes of pedaling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise. *Medicine and science in sport and exercise*, 41(6), 1277-1286

Doria, C., Veicsteinas, A., Limonta, E., Maggioni, M.A., Aschieri, P., Eusebi, F. (2009). Energetics of karate (kata and kumite techniques) in top-level athletes. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 107(5), 603-610.

Enoka, R. M. (2002). Neuromechanics of human movement. Champaign (IL): Human Kinetics.

Erčulj, F., Supej, M. (2009). Impact of fatigue on the position of the release arm and shoulder girdle over a longer shooting distance for an elite basketball player. *Journal of strength and conditioning*, 23(3), 1029-1036

Ferguson, R.A. (2010). Limitations to performance during alpine skiing. *Experimental physiology*, 95(3), 404-410

Fitts, R.H. (1994). Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiology reviews*, 74(1), 49-94

Francescato, M.P., Talon, T., di Prampero, P.E. (1995). Energy cost and energy sources in karate. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 71 (4), 355-361.

Gates, D.H., Dingwell, J.B. (2008). The Effects of Neuromuscular Fatigue on Task Performance During Repetitive Goal-Directed Movements. *Experimental brain research*, 187(4), 573-585

Green, H.J. (1997). Mechanisms of muscle fatigue in intense exercise. *Journal of sport science*, 15(3), 247-256.

Guyton, A. C. (1981). Textbook of medical physiology 6th edition. Philadelphia: Saunders.

Howell, N.J., Snowdowne, K.W. (1981). Inhibition of tetanus tension by elevated extracellular calcium concentration. *American journal of physiology*, 240(5), 193-200

Hunter, S.K., Rochette, D.L., Ortega, J.D., Enoka, R.M. (2002). Task differences with the same load torque alter the endurance time of submaximal fatiguing contractions in humans. Journal of Neurophysiology, 88, 3087–3096

Jones, D.A. (1996). High-and low-frequency fatigue revisited. Acta physiologica Scandinavica, 156(3):265-270.

Kalc, M. (2009). Merske značilnosti testa aktivnega sledenja kota in sile v kolenu. Diplomsko delo, Ljubljana: Fakulteta za šport

Kandel, E.R. (2000). Principles of neural science. New York: McGraw-Hill.

Karate zveza Slovenije. (2009). Tekmovalna pravila WKF in KZS. Sodniška komisija

Keele, S. W. in Posner, M. I. (1968). Processing of visual feedback in rapid movements. Journal of Experimental Psychology, 77(1), 155-158.

Kinematika (2010). Wikipedija, prosta enciklopedija. Pridobljeno 7.4.2010, iz <http://sl.wikipedia.org/wiki/Kinematika>

Laskowsky, E. R., Newcomer-Aney K. in Smith, J. (2000). Proprioception. Physical medicine and rehabilitation clinics of North America, 11(2), 323-340.

Lephart, S.M. (1994). Reestablishing proprioception, kinesthesia, joint position sense and neuromuscular control in rehabilitation. Rehabilitation techniques in sports medicine. St. Louis, CV Mosby.

McLester, J.R. (1997). Muscle contraction and fatigue. The role of adenosine 5'-diphosphate and inorganic phosphate. Sports medicine, 23(5), 287-305

Motion capture (2010). Wikipedija, prosta enciklopedija. Pridobljeno 20.5.2010, iz http://en.wikipedia.org/wiki/Motion_capture

Pistotnik, B., (1999). Osnove gibanja, Ljubljana: Fakulteta za šport, inštitut za šport v Ljubljani

Rodacki, A.L.F., Fowler, N.E., Bennett, S.J. (2002). Vertical jump coordination: fatigue effects. Medical Science in Sports Exercise, 34(1), 105-116

Rodrigues, J.P., Mastaglia, F.L., Thickbroom, G.W. (2009). Rapid slowing of maximal finger movement rate: fatigue of central motor control? Experimental brain research, 196(4), 557-563

Schmidt, R.A, Lee, T.D. (2005) Motor control and learning. Champaign (IL): Human kinetics.

Strojnik, V. (1998). Utrujenost pri delu z največjo intenzivnostjo. Šport, 46(2), 5-7.

Tomažin, K., Dolenc, A., Strojnik, V. (2008). High-frequency fatigue after alpine slalom skiing. European journal of applied physiology and occupational physiology, 103 (2), 189-194.

Ušaj, A. (1997). Kratek pregled osnov športnega treniranja. Ljubljana: Fakulteta za šport, Inštitut za šport.

Voight, M.L., Hardin, J.A., Blackburn, T.A., Tippett, S., Canner, G.C. (1996). The effects of muscle fatigue on and the relationship of arm dominance to shoulder proprioception. Journal of Orthopedic Sports Physiology Ther, 23(6), 348-352

Winter, D.A. (1979). Biomechanics of human movement. New York: John Wiley & Sons

Željaskov, C. (2006). Kondicionalni trening vrhunskih sportista. Beograd: Sportska akademija Beograd