

UNIVERZA U LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT

DIPLOMSKA NALOGA

DARJAN SMAJLA

Ljubljana, 2013

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT
Kineziologija

RAZLIKE V AKTIVACIJI MIŠIC MED ZADRŽANIMI UDARCI IN UDARCI V PODLAGO

DIPLOMSKA NALOGA

MENTOR:
prof. dr. Vojko Strojnik
SOMENTOR:
doc. dr. Igor Štirn
RECENZENTKA:
doc. dr. Katja Tomažin

Avtor dela:
DARJAN SMAJLA

Ljubljana, 2013

Zahvala

Zahvaljujem se mentorju prof. dr. Vojku Strojniku, dr. Katji Tomažin in dr. Igorju Štirnu za nasvete in pomoč pri raziskavi in nastanku diplomske naloge. Hvala tudi Milošu Kalcu za pomoč pri obdelavi podatkov, vsem merjencem, ki so sodelovali v raziskavi in moji družini za vzpodbudo in podporo med študijem.

Ključne besede: karate, borilne veščine, udarec, trifazni vzorec aktivacije, balistična gibanja

RAZLIKE V AKTIVACIJI MIŠIC MED ZADRŽANIMI UDARCI IN UDARCI V PODLAGO

Povzetek

Cilj diplomske naloge je bil, na podlagi spremljanja biomehanskih značilnosti gibanja in elektromiografije, raziskati in ugotoviti razlike med udarci v podlago in zadržanimi udarci.

V raziskavi je sodelovalo 11 merjencev, študentov Fakultete za šport v Ljubljani. Merjenci so po standariziranem ogrevanju izvedli 12 prednjih direktnih udarcev iz statične pozicije, od katerih so 6 izvedli v oblazinjeno tenziometrijsko ploščo, 6 pa so jih zadržali pred ploščo.

Merjenje je potekalo s sistemom Biovision (Warheim, Nemčija) s katerim smo spremljali aktivacijo troglave nadlahtne mišice (agonista), dvoglave nadlahtne mišice (antagonista) in s tenziometrijsko ploščo. Biomehanske značilnosti udarcev smo spremljali preko pospeškometra MTx (podjetje Xsense, Enschede, Nizozemska). Pridobljeni in izračunani podatki so bili statistično obdelani. Izračunana je bila skupna aritmetična sredina vseh spremenljivk za vsakega merjenca in za celoten vzorec merjencev. Za analizo med udarci v podlago in zadržanimi udarci smo uporabili t-test za odvisne vzorce.

Čeprav rezultati niso potrdili vseh zastavljenih hipotez, so bile razlike nakazane. Ugotovili smo, da je čas zadržanih udarcev statistično značilno krajši ter da je aktivacija agonistov statistično značilno večja pri zadržanih udarcih. Razvidno je, da bi za morebitno potrditev nekaterih zastavljenih hipotez potrebovali večji in bolj homogen vzorec merjencev.

Key words: karate, martial arts, punch, triphasic electromyographic pattern, ballistic movement

Differences in muscle activation between punches with and without impact on the target

The purpose of this thesis was to establish the differences between punches with impact on target and punches without impact on target through monitoring physical characteristics and electromyography.

The research included 11 participants, students of Faculty of sport in Ljubljana. After a standard warm-up, the participants did 12 direct forward punches from a static position, 6 of which were done in a tensiometric plate with target made of soft materials.

Measurements were carried out with the Biovision System (Warheim, Deutschland), which helped us to monitor the activation of triceps brachii (agonist), biceps brachii (antagonist) and tensiometric plate. Physical characteristics of punches were monitored with an accelerometer MTx (the Xsense Company, Enschede, Netherlands). The achieved and calculated data were statistically processed. A common arithmetic mean of all variables for each participant and for the entire sample of participants was calculated. For analysis during the punches with impact on target and punches without impact on target we used a paired samples t-test.

Although the results didn't confirm the set hypothesis the differences were still indicated. There were some expected and unexpected results, which proved that the time of punches without impacts on target are statistically significantly shorter and the activation of agonists is statistically significantly higher in punches without impacts on target.

It is clear that to confirm some of the set hypothesis we would need a larger sample of participants.

Kazalo

1	UVOD	8
1.1	Karate	8
1.2	Predmet, problem in namen dela.....	9
1.3	Cilji.....	11
1.4	Hipoteze.....	11
2	METODE DELA.....	12
2.1	Preizkušanci	12
2.2	Postopek in pripomočki	12
2.2.1	Vzorec spremenljivk	14
2.2.2	Metode obdelave podatkov.....	16
3	REZULTATI IN RAZPRAVA.....	17
3.1	Predstavitev rezultatov	17
3.1.1	Primerjava povprečja spremenljivk celotnega vzorca merjencev.....	17
3.1.2	Primerjava povprečja spremenljivk vsakega merjenja	19
3.2	Razprava	22
4	SKLEP	25
5	VIRI	26

1 UVOD

1.1 Karate

Za analizo kontaktnih in nekontaktnih udarcev sem se odločil zaradi dolgoletnega ukvarjanja s karatejem in splošne zainteresiranosti za večino borilnih veščin. V času študija na Fakulteti za šport sem na stvari, ki sem se jih naučil skozi trenajžni proces, začel gledati tudi z raziskovalne plati, posledica tega pa je nastanek te diplomske naloge.

Karate-do ali Steza prazne roke je goloroka veščina samoobrambe, ki je v šestdesetih letih 20. stoletja doživela veliko transformacijo, ko se je iz borilne veščine razvila v športno panogo (Vogrinc, 1996). K razširitvi in popularizaciji karateja je pripomogla postavitve veščine v okvir športa. Danes karate kot športna panoga spada v skupino polistrukturiranih acikličnih športov.

Vse jasnejša je razdelitev karateja na »športni karate« in na »budo karate«. Jakhel (1994) je te razlike opredelil na njun tehnično taktični cilj: v budo karateju je to usposobitev za resnično borbo brez pravil, v športnem karateju pa usposobitev za udeleževanje v športnih, s pravili reguliranih borbah oz. tekmovanjih.

V športu sta se razvili dve tekmovalni disciplini: karate kata in karate borba (kumite). Vogrinc (1996) opredeljuje kate kot sistematično povezane serije defenzivnih in ofenzivnih borbenih tehnik zoper enega ali več imaginarnih nasprotnikov. V kati so udarci, bloki in položaji povezani na predpisan način in po vnaprej določenem vrstnem redu. Poznamo več stilov karateja: shotokan, shito-ryu, goyu-rju in wado-rju, kate vsakega stila imajo svoje posebne značilnosti.

Karateisti se učijo kate zato, ker vadba razvija telesne avtomatizme, so pogoj za pridobivanje nazivov in zaradi tekmovalnih namenov (Vogrinc, 1996).

Borba ali kumite je izraz za uporabo ofenzivnih in defenzivnih tehnik karateja v prosti borbi in vezanem sparingu (Vogrinc, 1996). V športni borbi tekmujeta dva udeleženca po točno določenih pravilih, v določenem času in prostoru. Cilj je zadati čim več kontroliranih udarcev v glavo ali telo nasprotnika. Po vsakem uspešnem zadetku se borba prekine, da se lahko dosodi ena, dve ali tri točke. Za uspešen zadetek je potrebna pravilna tehnika, ustrezna kontrola in ustrezen predel telesa nasprotnika.

Skozi trenajžni proces je v karateju nekaj povsem navadnega izvajati udarce brez »tarče«, z lastno zaustavitvijo. Gre predvsem za to, da se karateisti naučijo pravilne tehnike in kontrole udarca. Cilj udarca je zadeti nasprotnika v čim krajšem času, pri tem pa kontrolirati svoj udarec.

Tekmovanje v karateju je šport in je zato razumljivo, da so posamezne najnevarnejše tehnike prepovedane, vse ostale tehnike pa morajo biti nadzorovane. Pripravljen odrasli tekmovalec lahko prenese razmeroma močne udarce v mišične predele telesa, kot je npr. trebuh, vendar je dejstvo, da so glava, obraz, vrat, genitalije in sklepi še posebej občutljivi na poškodbe. Tekmovalci morajo izvesti karate tehniko čim bolj kontrolirano. Pri članih je, na primer, dovoljen dotik brez poškodbe, nadzorovan dotik lica, glave in vratu (Sodniška pravila WKF in KZS, 2009).

Udarec je balistično gibanje, ki je izvedeno z največjo hitrostjo, pospeškom, oziroma hitrostjo prirastka sile. V tej diplomski nalogi se bom osredotočil na dve različni izvedbi t.i. prednjega udarca iz statičnega borbenega položaja. Takšen udarec je v športni borbi zelo pogost, saj se večina napadov začne s tem udarcem za katerim sledijo kombinacije. Udarec se izvaja v različnih okoliščinah. Če ga izvajamo v glavo, mora biti zelo kontroliran, ker se glave lahko samo dotaknemo, kar pomeni, da ga moramo do cilja zaustaviti z lastnimi mišicami. Udarec se izvaja tudi v telo, takrat je lahko izveden tudi z večjo močjo in lahko zadenemo cilj, kar pomeni, da je udarec mehansko zaustavljen. Poskušali bomo razsvetliti kakšne so razlike in podobnosti v izvedbi teh udarcev, ki sta si zelo podobna, imata pa drugačen namen.

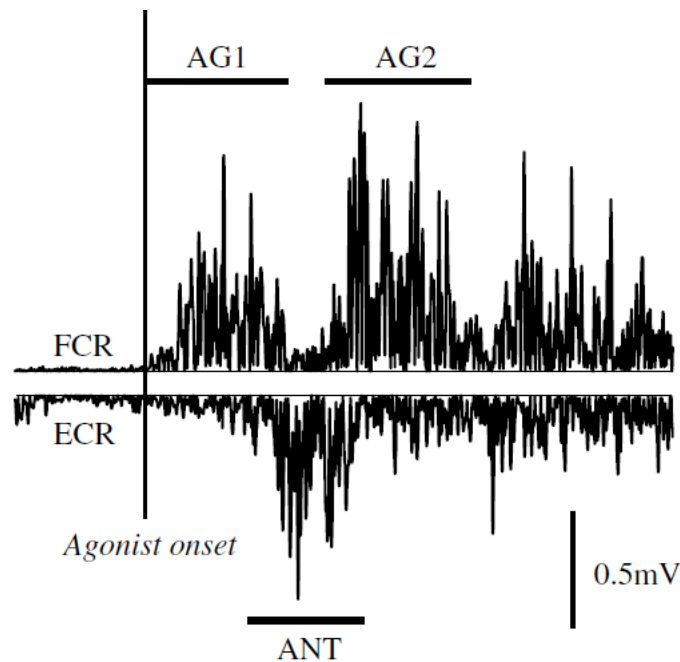
1.2 Predmet, problem in namen dela

Problem naloge je ugotoviti razlike v aktivaciji ključnih mišic za izvedbo izbranega udarca med zadržanimi udarci in udarci v podlago. To poskušamo s spremljanjem EMG-ja dvoglave nadlahtne mišice in troglave nadlahtne mišice med ekstenzijo komolca, njihovim načinom vključevanja med izvedbo udarca ter spremljanjem fizikalnih lastnosti udarcev kot so pospešek, hitrost in čas izvedbe udarca.

Za ugotovitev teh razlik moramo spremljati EMG signale izmerjene pri različnih merjencih. Signali EMG zaradi enkratnosti pogojev niso neposredno primerljivi med merjenci. Zato, da jih lahko med seboj primerjamo, jih moramo najprej normalizirati.

V časovnem prostoru lahko signal EMG normaliziramo z največjo hoteno izometrično kontrakcijo (NHK) mišice. Izvedemo največjo hoteno izometrično kontrakcijo spočite mišice, izmerimo parametre, ki nas zanimajo in jim dodelimo vrednost 100%. Vse kasneje izmerjene vrednosti parametrov izrazimo v odstotkih največje vrednosti izmerjene med NHK. Na ta način lahko glede na največjo amplitudo izmerjeno med NHK izmerimo poljubno intenzivnost mišične kontrakcije pri npr. 50% NHK. Kadar mišica miruje je tako njena absolutna kot normalizirana vrednost amplitude enaka 0 oz. 0% (Štirn, 2009).

Udarci, ki smo jih merili, so povprečno trajali manj od 150 milisekund. Gibanja, ki so izvedena z največjo hitrostjo, pospeškom oziroma hitrostjo prirastka sile imenujemo balistična gibanja in nakazujejo vnaprejšnje centralno programiranje. Lastnosti živčno-mišične aktivnosti pri balističnem gibu so odvisne od tipa mišične kontrakcije, amplitude giba, načina zaustavitve giba in sklepa v katerem gib izvajamo. (Šarabon, 2005). Udarci, ki so jih izvajali naši merjenci, so primer balistične akcije, katere cilj je čim hitreje izvesti ekstenzijo komolca. Zaradi tega kratek čas izvedbe omejuje proprioceptivne in vizualne korekcije.



Slika 1. Primer trifaznega vzorca aktivacije (Liang idr., 2008).

Raziskave nakazujejo, da se pri takšnih balističnih gibanjih pojavi značilen tri fazni vzorec aktivacije (Jahhel, 1999; Liang, 2008; Schmidt, 1982; Šarabon, 2005). Na Sliki 1. lahko vidimo, da se najprej pojavi izbruh troglave nadlahtne mišice (agonista), ki je odgovorna za začetno fazo gibanja in pospeševanje. Sledi aktivacija dvoglave nadlahtne mišice (antagonista), ki ima vlogo zaviranja okončine. Ko se aktivnost antagonista zmanjša, se ponovno vklopi agonist s ciljem uravnavanja giba in zmanjšanjem oscilacij, ki se pojavljajo pri zaključku giba (Liang, 2008; Schmidt, 1982). Za začetni pospešek je najbolj pomemben začetni izbruh agonista, zato bomo spremljali kakšna je razlika v izbruhu agonista med udarci v podlago in zadržanimi udarci. Zanima nas tudi, kakšen je zamik med prvim izbruhom agonista in izbruhom antagonista. Ali se bodo pojavile razlike v tej zakasnitvi glede na to, da so nekateri udarci mehansko zaustavljeni in z tem najverjetneje ni potrebna tolikšna aktivacija antagonista kot pri zadržanih udarcih, kjer načeloma potrebujemo večjo aktivnost zaradi zaviranja in zaustavitve udarca v končnem položaju.

Kot smo že omenili imamo v športnem karateju 2 tekmovalni disciplini. V katah se izvajajo samo zadržani udarci, vse situacije so znane in normirane. V borbah se okoliščine spreminjajo, kjer se tekmovalca prilagajata okoliščinam na borišču. Med športno borbo se izvajajo kontrolirani (zadržani) udarci v glavo in udarci v telo, ki dosežejo "tarčo" in so mehansko zaustavljeni. Namen te naloge je razsvetliti kakšne razlike v aktivaciji in njihovih fizikalnih lastnostih se pojavljajo glede na izveden udarec, ali so te razlike značilne in odpreti nova vprašanja in razmišljanja ali trening zadržanih (kata) udarcev lahko vpliva na izvedbo udarcev v podlago in obratno.

Študij, ki se ukvarjajo z biomehanskimi lastnosti različnih udarcev iz borilnih veščin je veliko, vendar stvari še zdaleč niso razsvetljene. Ionete, Mereuta, Mereuta, Tudoran in Ganea (2011) so spremljali pospešek udarcev v podlago in zadržanih udarcev in so ugotovili, da prezenca tarče nima vpliva na hitrost oz. pospešek zapestja. Witte, Emmermacher in Lessau (2008) so ugotovili, da karateisti z boljšo medmišično koordinacijo, oziroma manjšo aktivacijo antagonista pri izvedbi udarca, dosegajo večje hitrosti. Chananie (1999) je ugotovil, da je maksimalna hitrost zapestja

dosežena, ko je roka približno v 75% ekstenziji. Glede na to, da se mora roka ustaviti, mora imeti hitrost v popolni ekstenziji enako 0, kar pomeni, da se zaviranje začne veliko prej preden se roka zaustavi. Po tem sklepamo, da se bodo agonisti pri zadržanih udarcih vključili prej kakor pri udarcih v podlago, ker je potrebno večje zaviranje. Vencesbrito, Ferreira, Cortes, Fernandes in Correia (2011) so ugotovili, da so časi kokontraksije antagonista in agonista daljši pri kontroliranem udarcu v makiwaro iz statične pozicije (chocku-zuki), kot pri podobnih balističnih gibih.

Večina raziskav je narejenih na izkušenih karateistih, ki so skozi procese treninga razvili in izboljšali strategije in medmišično koordinacijo pri udarcih. Vencesbrito idr. (2011) so ugotovili boljšo balistično izvedbo udarca (choku-zuki) pri izkušenih karateistih glede na kontrolno skupino v največji kotni hitrosti, večji vrednosti EMG-ja v bližini tarče, krajšem času udarca in večji sili. Zaradi tega smo izbrali večino merjencev, ki nimajo dolgoletnih izkušenj z borilnimi veščinami. To nas je omejilo na ta način, da smo morali izbrati čim bolj enostaven udarec iz statične pozicije, zaradi lažje tehnične izvedbe in čim lažje primerljivosti med merjenci. Problem, ki se lahko pojavi je strah merjenca pred kontaktom s tarčo. Zaradi tega smo izbrali udarec z majhno amplitudo, tako da se večina gibanja izvaja v komolcu. S tem smo zmanjšali vplive drugih delov telesa. Naloga te študije je povezati strategije aktivacije mišic ter biomehanske značilnosti zadržanih udarcev in udarcev v podlago ter poskušati ugotoviti ali obstajajo značilne razlike med njimi.

1.3 Cilji

Glede na predmet in problem so cilji raziskave naslednji:

- ugotoviti razlike med biomehanskimi značilnosti zadržanih udarcev in udarcev v podlago,
- ugotoviti razlike med načinom, oziroma strategijami aktivacije troglave nadlahtne mišice in dvoglave nadlahtne mišice med zadržanimi udarci in udarci v podlago.

1.4 Hipoteze

Skladno s cilji so bile postavljene naslednje hipoteze:

H1: Aktivacija agonistov bo večja pri udarcu v podlago.

H2: Povprečni pospešek roke pri zadržanem udarcu bo manjši.

H3: Končna hitrost pri zadržanem udarcu bo manjša.

H4: Antagonist se pri zadržanih udarcih aktivira prej.

2 METODE DELA

2.1 Preizkušanci

V eksperimentu je prostovoljno sodelovalo 11 študentov Fakultete za šport, vsi moškega spola (starost: $22,9 \pm 1,1$ leta, višina: $183 \pm 4,9$ cm, teža: $83,2 \pm 7,7$ kg). Devet od enajst merjencev ni imelo predhodnih izkušenj z borilnimi veščinami. Sodelujoči v raziskavi so podpisali izjavo o zavestni in prostovoljni privolitvi, ki se je nanašala na merske postopke eksperimenta.

2.2 Postopek in pripomočki

Meritve smo izvedli v Kineziološkem laboratoriju na Fakulteti za šport. Priprava vsakega merjenca je bila enaka. Po priporočilih SENIAM (Hermens, Freriks, 1999) smo določili mesta na katere smo nalepili elektrode za spremljanje mišične aktivnosti dolge in kratke glave dvoglave nadlahtne mišice in dolge glave troglave nadlahtne mišice. Na teh mestih smo kožo ustrezno pripravili. Odstranili smo dlake, odmrle kožne celice in kožo razmastili z alkoholom. Uporabili smo Kendall ARBO elektrode z medsrediščno razdaljo 24 mm. Signale smo zajemali s sistemom Biovision (Warheim, Nemčija). Za tem smo namestili rokavico na katero je bil pričvrščen pospeškometer podjetja Xsense (model MTx, Xsense, Enschede, Nizozemska). Podatke iz pospeškometra smo zajemali s programom MT manager s frekvenco 100 Hz. Kabli so bili pričvrščeni, povezani v snop od rokavice vzdolž podlahti in nadlahti preko ramena, da bi preprečili motnje zaradi gibanja.



Slika 2. Namestitev opreme (osebni arhiv).

Vsak merjenec je pred meritvijo izvedel standardizirano ogrevanje. Najprej smo dosegli dvig temperature telesa s stopanjem na klopco visoko 25 centimetrov. Stopanje je trajalo šest minut s frekvenco 2 Hz. Vsako minuto je merjenec zamenjal nogo s katero je prvo stopil na klopco. Za tem je vsak merjenec izvedel 20 udarcev z levo roko. Merjenci so stali vzravnan, levo nogo so imeli predkoračeno, desno iztegnjeno nazaj. Položaj se v karateju imenuje zenkutsudachi (prednji položaj) in je eden od osnovnih položajev v vseh katah, v borbi pa se pojavlja v bolj prosti formi, ker so karateisti v gibanju. Udarno (levo) roko so imeli pokrčeno pred seboj tako, da je bilo zapestje v višini rame udarne roke. Oddaljenost od oblazinjene in na nosilec postavljene tenziometrijske plošče smo določili tako, da se je merjenec z iztegnjeno roko lahko dotaknil plošče ter jo označili. Najprej so izvedli 5 zadržanih udarcev, se pravi, da so jih z lastnimi mišicami zaustavili tik pred tenziometrijsko ploščo. Nato so

izvedeli 5 kontaktnih udarcev v tenziometrijsko ploščo tako, da se je zgodila mehanska zaustavitev udarca. Njihovo moč so postopoma stopnjevali od prvega do zadnjega udarca. Merjenci so še enkrat ponovili 5 nekontaktnih in 5 kontaktnih udarcev s stopnjevanjem. Odmor med vsakim udarcem je bil 5-10 sekund. Po ogrevanju je sledil 2-minutni odmor.



Slika 3. Stopanje na klopico kot del ogrevanja (osebni arhiv).

Po ogrevanju smo izmerili največjo hoteno kontrakcijo (NHK) dvoglave nadlahtne mišice in troglave nadlahtne mišice. Merjenec je imel roko pokrčeno tako, da je oblikoval kot v komolcu 90 stopinj. Dlan je bila stisnjena v pest in obrnjena navzgor. Merjenci so za NHK dvoglave nadlahtne mišice izvedli kontrakcijo mišice proti uporu, kot da bi hoteli izvesti fleksijo komolca. Za NHK troglave nadlahtne mišice pa so izvedli kontrakcijo mišice proti uporu, kot da bi hoteli izvesti ekstenzijo komolca. Oboje so ponovili dvakrat.

Sledila je minuta odmora ter priprava na meritev. Merjenec je po navodilih v naključnem vrstnem redu (z/brez zaustavitve) izvajal udarce, in sicer šest udarcev v tenziometrijsko ploščo in šest udarcev, ki jih je ustavil pred tenziometrijsko ploščo. Razmak med udarci je bil trideset sekund. Vsak udarec smo merjencu najavili nekoliko sekund prej in ga rahlo udarili po rokavici, zaradi boljše orientacije pri kasnejši obdelavi podatkov. Po tem je merjenec v kratkem času sam izbral trenutek za izvedbo udarca.



Slika 4. Začetni položaj pred udarcem (osebni arhiv).



Slika 5. Končni položaj (osebni arhiv).

2.2.1 Vzorec spremenljivk

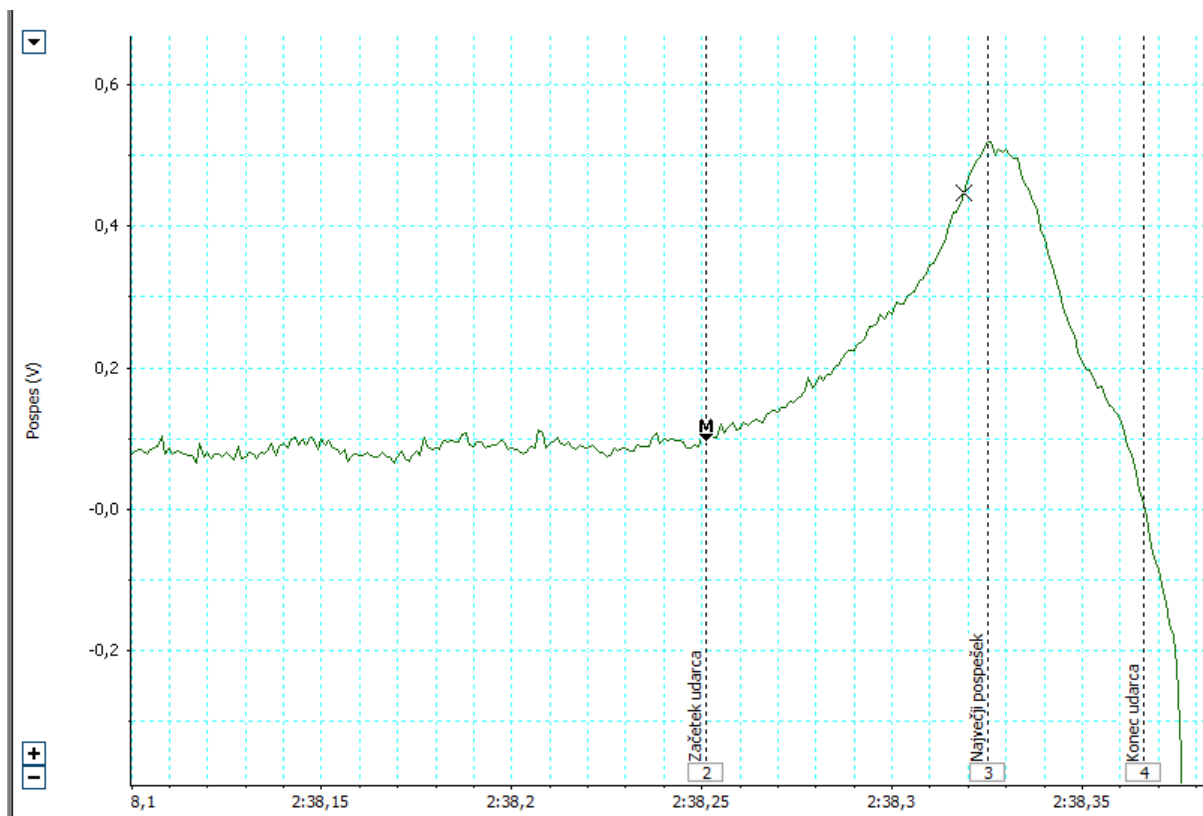
Za analizo razlik med zadržanimi udarci in udarci v podlago smo izbrali naslednje spremenljivke:

- hitrost udarca (m/s),
- povprečni pospešek udarca (m/s^2),
- čas izvedbe udarca (s),
- integriran EMG dvoglave nadlahtne mišice v eni desetinki sekunde od začetka udarca,
- integriran EMG troglave nadlahtne mišice v eni desetinki sekunde od začetka udarca,
- EMG zamik aktivacije antagonistične mišice (s).

Hitrost, startni pospešek in čas izvedbe udarca so biomehanske spremenljivke in so med seboj povezane. S temi spremenljivkami smo skušali ugotoviti ali obstajajo kakšne značilne razlike v njihovih vrednosti med zadržanimi udarci in udarci v podlago. S spremenljivkami, ki se nanašajo na EMG mišic smo spremljali ali se pojavljajo različne strategije v aktivaciji mišic glede na ta dva udarca.

S pomočjo programa MT manager, s katerim smo zajemali podatke iz pospeškometra MTx, smo izvozili podatke v Microsoft Excel. Podatki, ki smo jih imeli na razpolago, so bili pospeški v vseh treh dimenzijah: x,y in z. S pomočjo korena seštevka vseh kvadratov $\sqrt{(x^2 + y^2 + z^2)}$ smo dobili enoten pospešek. Podatke smo zajemali s 100Hz, zato smo pospešek množili z 0,01 sekunde, tako smo dobili še hitrost. Do končne hitrosti udarca smo prišli tako, da smo sešteli relativne pospeške od začetka do konca udarca.

Čas udarca smo izračunali s pomočjo programa Labchart (ADInstruments, Bella Vista, Avstralija) in grafičnega prikaza pospeška tako, da smo od časa konca udarca odšteli čas začetka udarca. Začetek udarca smo določili kot začetek pospeševanja, konec udarca pa je, ko je pospešek enak nič.



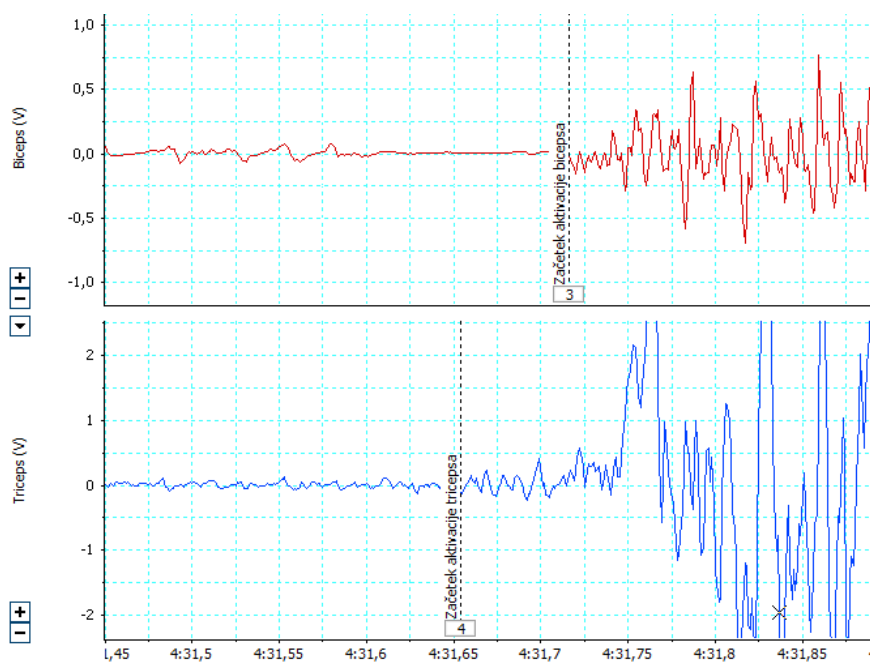
Slika 6. Izračun trajanja udarca (osebni arhiv).

S pomočjo časa trajanja udarca in hitrosti udarca smo izračunali povprečni pospešek po formuli: $a = \frac{v}{t}$.

Za vsakega merjenca smo izračunali povprečje hitrosti, pospeška in časa udarca, posebej za udarce v podlago in zadržane udarce.

Delež EMG-ja dvoglave nadlahtne mišice in troglave nadlahtne mišice smo izračunali v programu Labchart s pomočjo integralov. Za vsak udarec smo izračunali površino pod krivuljo, oz. EMG aktivnost ene in druge mišice v trajanju 0,1 sekunde od začetka udarca. Te vrednosti smo normalizirali tako, da smo jih delili z vrednostmi največje hotene kontrakcije teh mišic, ki smo jih prav tako izračunali v programu Labchart. Dobljene koeficiente smo pomnožili z 10, tako smo dobili vrednosti, ki predstavljajo odstotke največje hotene mišične kontrakcije. Za vsakega merjenca smo izračunali povprečje teh deležev za udarce v podlago in zadržane udarce. EMG

zamik med troglavo nadlahtno mišico in dvoglavo nadlahtno mišico smo izračunali s pomočjo surovega signala EMG-ja obeh mišic. Od časa aktivacije troglave nadlahtne mišice smo odšteli čas aktivacije dvoglave nadlahtne mišice ter izračunali povprečja za obe vrsti udarcev.



Slika 7. Izračun zamika aktivacije antagonista (osebni arhiv).

2.2.2 Metode obdelave podatkov

Podatke smo obdelali s programom SPSS za Windows 18.0 (IBM Corporation, New York, ZDA). Za vsako izbrano spremenljivko smo izračunali povprečje za vsakega merjenca. Nato smo za vsako spremenljivko posebej izračunali osnovne statistične parametre celotnega vzorca merjencev. Za izračun statistične pomembnosti razlik ter variabilnosti spremenljivk zadržanih udarcev in udarcev v podlago smo uporabili t-test za odvisne vzorce. Kriterij statistične pomembnosti je bil sprejet s 5% alfa napako (dvosmerno testiranje).

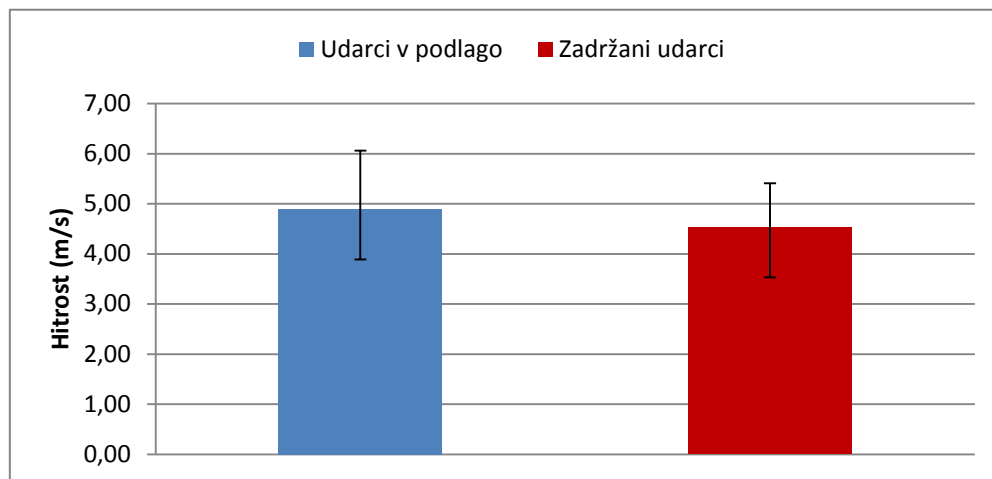
3 REZULTATI IN RAZPRAVA

3.1 Predstavitev rezultatov

Vsak merjenec je v naključnem vrstnem redu izvedel 6 zadržanih udarcev in 6 udarcev v podlago. Postopek in ogrevanje pred vsako meritvijo je trajal približno 12 minut, sama meritev pa približno 5 minut in pol. Glede na cilje in postavljene hipoteze smo obravnavali rezultate biomehanskih značilnosti udarcev in spremenljivke, ki so povezane z elektromiografskimi lastnostnimi mišic ter poskušali ugotoviti njihovo morebitno povezanost.

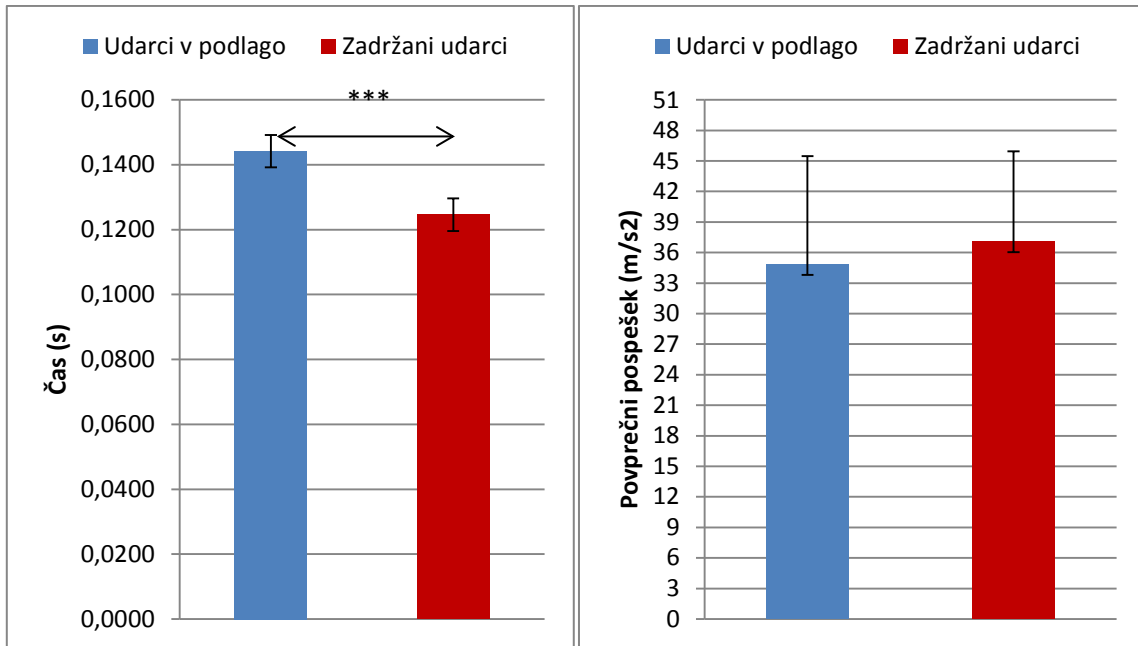
3.1.1 Primerjava povprečja spremenljivk celotnega vzorca merjencev

V tem sklopu bomo predstavili osnovne statistične parametre vseh spremenljivk ter primerjali povprečja in razlike med spremenljivkami celotnega vzorca merjencev. V nadaljevanju bomo prikazali, ali med udarcema obstajajo statistično značilne razlike.



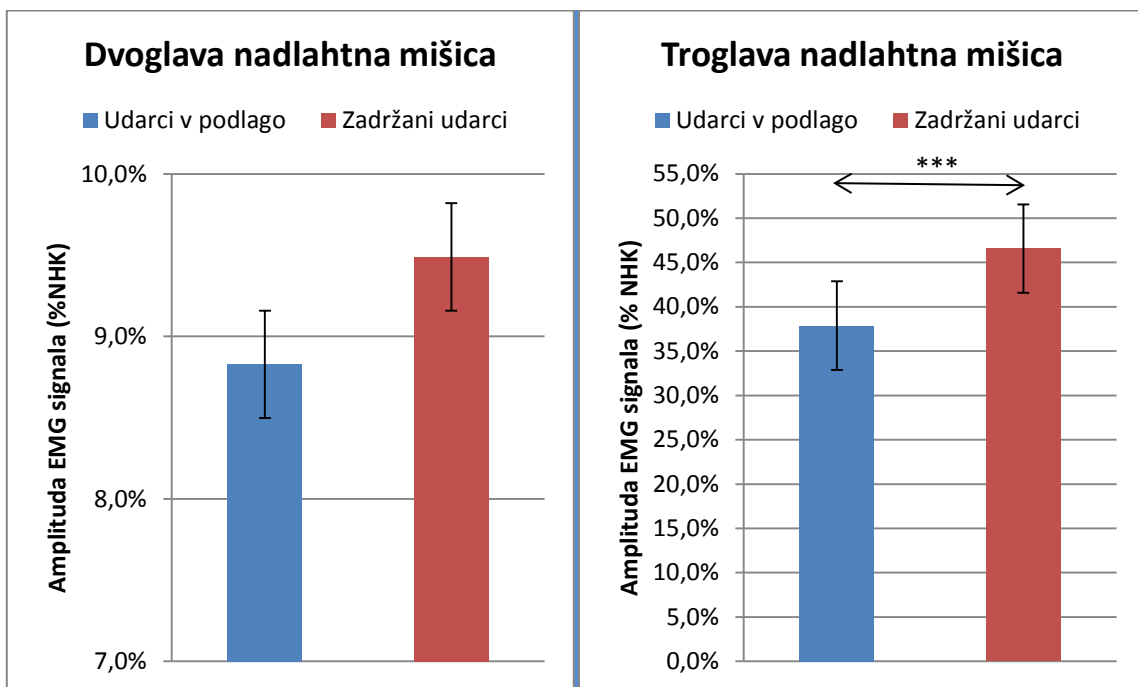
Slika 8. Grafični prikaz povprečja hitrosti udarcev v podlago in zadržanih udarcev.

Slika 8. prikazuje povprečje hitrosti udarcev v podlago in zadržanih udarcev. Iz rezultatov vidimo, da so hitrosti udarcev v podlago nekoliko višje ($4,89 \pm 1,17$ m/s), kot pri zadržanih udarcih ($4,53 \pm 0,88$ m/s), vendar ni statistično značilnih razlik ($p=0,151$).



Slika 9. Grafični prikaz povprečja časa trajanja udarcev in startnega pospeška.

Na sliki 9. vidimo da obstaja statistično značilna razlika v času udarcev v podlago in zadržanih udarcev ($t=5,70$, $df=10$, $p<0,01$). Zadržani udarci so krajši ($0,1246 \pm 0,1368$ s) od udarcev v podlago ($0,1442 \pm 0,1944$ s). Med pospeški zadržanih udarcev ($34,81 \pm 10,673$ m/s²) in udarcev v podlago ($37,03 \pm 8,907$ m/s²) ni statistično značilnih razlik.



Slika 10. Grafični prikaz povprečja deleža aktivacije mišic.

Iz Slike 10. Lahko vidimo kolikšen odstotek vrednosti mišice se je aktiviral glede na izmerjeno največjo hoteno mišično kontrakcijo. Statistično značilna razlika ($t=-2,44$ $df= 10$, $p=0,035$) je opazna pri aktivaciji troglave nadlahtne mišice (agonista). Večji delež se pojavi pri zadržanih udarcih ($46,6 \pm 11,9\%$) glede na udarce v podlago

($37,9 \pm 15,9\%$). Aktivacija dvoglave nadlahtne mišice (antagonista) je večja pri zadržanih udarcih ($9,5 \pm 6,2\%$) glede na udarce v podlago ($8,8 \pm 6,4\%$), vendar ni statistično značilna.

Tabela 1

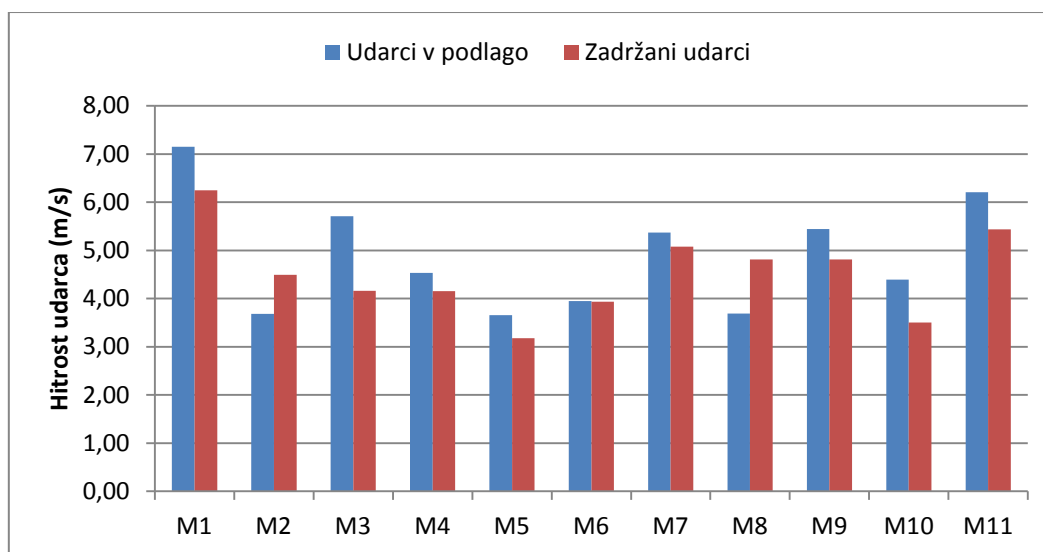
Zamik v aktivaciji dvoglave nadlahtne mišice (antagonista)

Spremenljivka	Čas (ms)	p
Udarci v podlago	38,07	0,273
Zadržani udarci	34,79	

Podatki v Tabeli 1. prikazujejo v čas v katerem se dvoglava nadlahtna mišica aktivira po prvem izbruhu troglave nadlahtne mišice. Opazimo, da se pri zadržanih udarcih aktivira nekoliko prej, in sicer 34,79 milisekund po prvem izbruhu agonista, kar pomeni, da se zaviranje pri zadržanih udarcih začne nekoliko prej, ni pa statistično značilne razlike glede na udarce v podlago (38,07 ms).

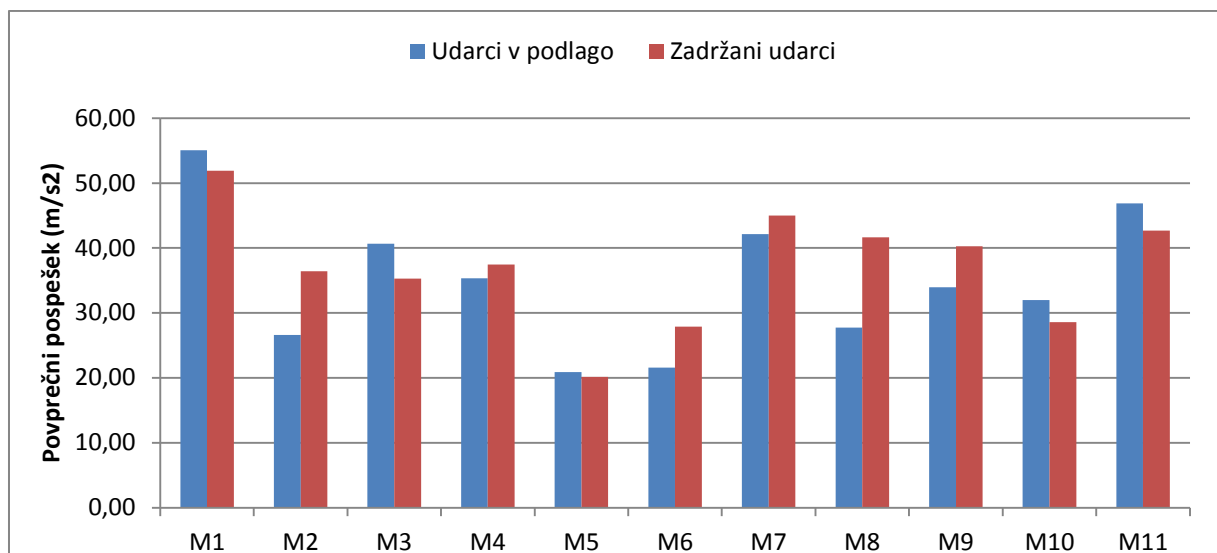
3.1.2 Primerjava povprečja spremenljivk vsakega merjenca

Za lažjo predstavo in analizo, bomo prikazali še povprečja nekaterih spremenljivk za vsakega merjenca. Tako bomo lahko ugotovili, kakšne so razlike med zadržanimi udarci in udarci v podlago pri vsakem merjencu posebej.



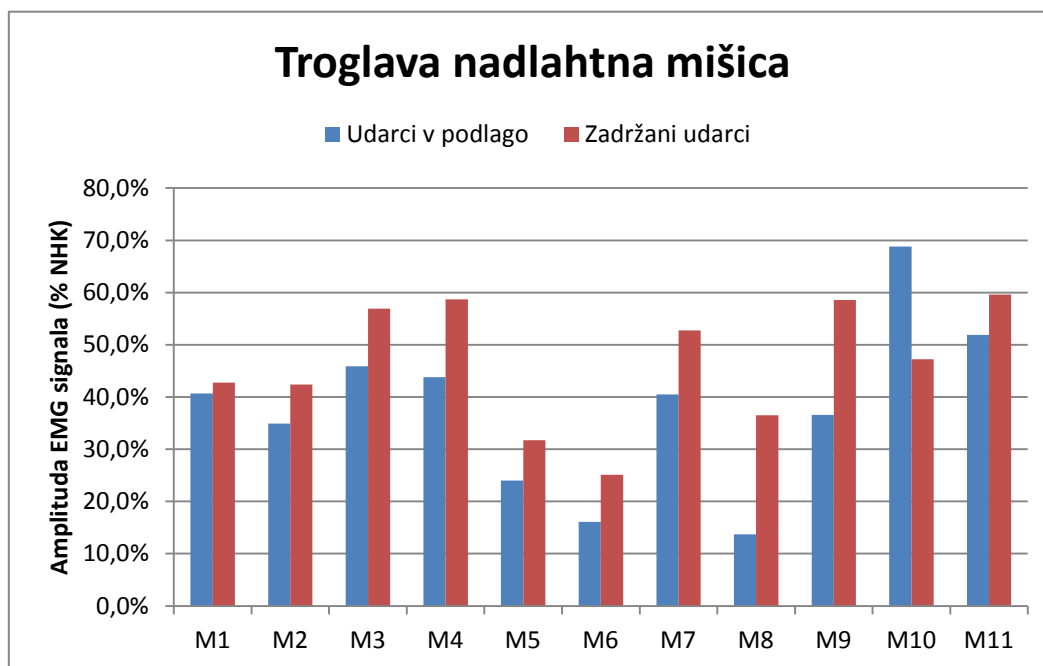
Slika 11. Grafični prikaz povprečja hitrost udarcev vseh merjencev.

Rezultati povprečja hitrosti udarcev za vsakega merjenca so prikazani na Sliki 11. Čeprav povprečja hitrosti zadržanih udarcev in udarcev v podlago celotnega vzorca merjencev niso statistično značilna, lahko opazimo, da je 8 od 11 merjencev izvajalo udarce v podlago nekoliko hitreje. Pri enem merjencu niso opazne razlike in samo dva merjenca izvajata zadržane udarce hitreje.



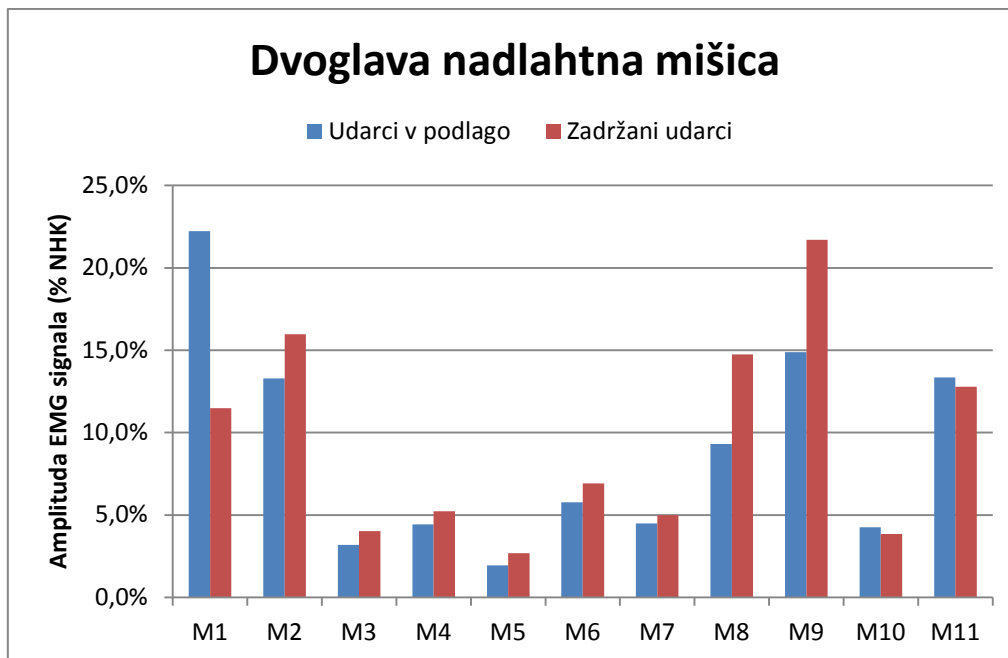
Slika 12. Grafični prikaz povprečja startnih pospeškov vseh merjencev.

Iz Slike 12. lahko vidimo povprečne vrednosti pospeškov vsakega merjenca za udarce v podlago in zadržane udarce. Lahko opazimo, da ima 6 merjencev večji pospešek pri zadržanih udarcih, 5 merjencev pa pri udarcih v podlago.



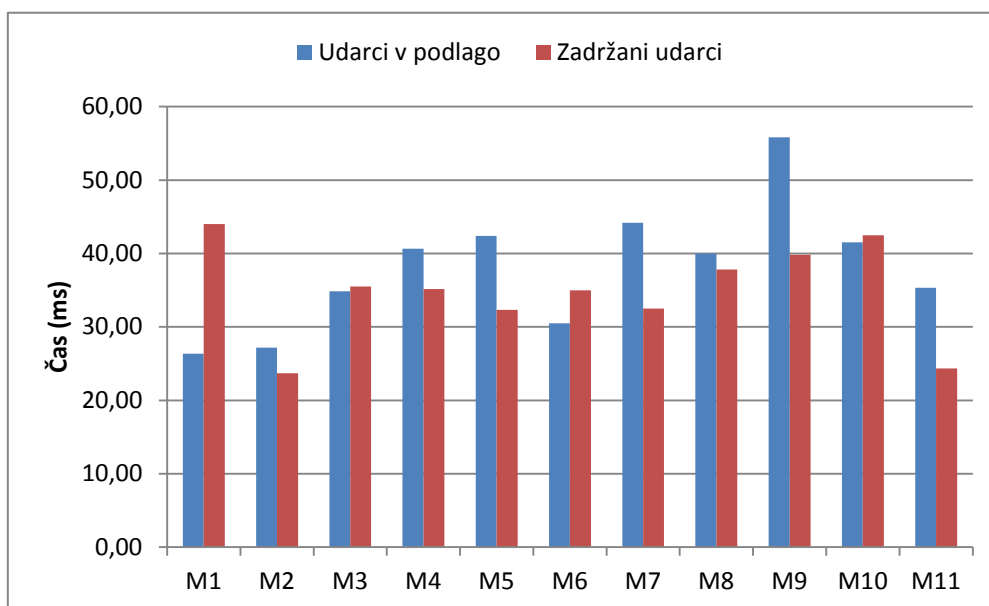
Slika 13. Grafični prikaz povprečja deleža aktivacije troglave nadlahtne mišice vseh merjencev.

Na sliki 13. vidimo, da je delež aktivacije troglave nadlahtne mišice v prvi desetinki trajanja udarca pri 10 od 11 merjencev večji pri zadržanih udarcih.



Slika 14. Grafični prikaz povprečja deleža aktivacije dvoglave nadlahtne mišice vseh merjencev.

Pri podatkih, ki so prikazani na sliki 14. Lahko vidimo, da je delež aktivacije dvoglave nadlahtne mišice v prvi desetinki trajanja udarca večji pri zadržanih udarcih pri 8 merjencih, pri 3 merjencih pa je delež aktivacije večji pri udarcih v podlago.



Slika 15. Grafični prikaz povprečja zamika aktivacije antagonista vseh merjencev.

Slika 15. prikazuje povprečja časov aktivacije antagonista po prvem izbruhu agonista. Lahko opazimo, da se pri 7 merjencih antagonist nekoliko kasneje aktivira pri udarcih v podlago, kar pomeni, da se zaviranje začne prej pri zadržanih udarcih. Pri 2 merjencih so časi aktivacije antagonista pri zadržanih udarcih in udarcih v podlago zelo podobni in le pri 2 se antagonist aktivira prej pri udarcih v podlago.

3.2 Razprava

Cilj raziskave je bil ugotoviti, kakšne so razlike med zadržanimi udarci in udarci v podlago pri izvedbi prednjega udarca iz statične pozicije. Hoteli smo ugotoviti ali se pri udarcih, ki imajo enak potek izvedbe, vendar različno nalogo, pojavljajo razlike v aktivaciji in strategiji vključevanja mišic ter ali te strategije vplivajo na biomehanske značilnosti udarca. Za ugotavljanje teh razlik smo izbrali 6 spremenljivk za vsak udarec, za katere smo menili, da bodo najboljše služili za preverjanje postavljenih hipotez.

Rezultati niso pokazali statistično značilnih razlik med izvedbo udarcev v podlago in zadržanih udarcev, razen pri parametrih časa trajanja udarca in deleža aktivacije troglave nadlahtne mišice v prvi desetniki izvedbe udarca. Če pogledamo ostale parametre opazimo, da obstajajo razlike, vendar niso sistematične.

Pri biomehanskih parametrih je prišlo do pričakovanega rezultata. Rezultati kažejo na to, da je čas zadržanih udarcev statistično značilno krajši od časa udarcev v podlago. Te razlike si lahko razlagamo z nekoliko daljšo potjo pri udarcih v podlago. Merjenci so vse udarce izvajali z iste razdalje, s tem da so zadržane udarce ustavili pred oblazinjeno tenziomerijsko ploščo. Za udarce v podlago pa so se pri udarcu morali malo bolj iztegniti. Amplituda udarca je zelo kratka, pa so bili tudi časi izvedbe zelo kratki, zato je mogoče minimalno daljša pot udarca pri udarcih v podlago vplivala na nekoliko daljši čas izvedbe.

Končna hitrost in povprečni pospešek udarca sta v povprečju nekoliko višja pri udarcih v podlago kot pri zadržanih udarcih, vendar ne obstaja statistično značilna razlika, zato druge hipoteze ne moremo potrditi. Moramo upoštevati, da je končna hitrost udarcev v podlago nekoliko višja tudi zaradi daljšega trajanja udarca, se pravi, da je čas pospeševanja daljši. Če primerjamo povprečja merjencev, lahko opazimo, da 8 od 11 merjencev doseže večjo hitrost pri udarcih v podlago, pri enem merjencu gre za skoraj enake hitrosti in samo 2 merjenca dosežeta večje hitrosti pri zadržanih udarcih. Tretjo hipotezo bi mogoče lahko potrdili, če bi se podobni rezultati analizirali na veliko večjem številu merjencev, tako pa hipoteze ne moremo potrditi.

Pri aktivaciji mišic opazimo, da je aktivacija agonistov pri zadržanih udarcih statistično značilno večja, zato našo prvo hipotezo lahko ovržemo. Aktivacija antagonistov je prav tako večja pri zadržanih udarcih, vendar razlika ni statistično značilna. Iz tega lahko sklepamo, da se pri zadržanih udarcih pojavlja nekoliko večja kokontraktacija, kar je logično, ker ima antagonist večjo vlogo pri zaviranju pri zadržanih udarcih kot pri udarcih v podlago. Pri udarcih v podlago so merjenci dosegali v povprečju večje hitrosti, začetna aktivacija agonista pa je veliko večja pri zadržanih udarcih. To lahko pojasnimo s časom, pri katerem se antagonist aktivira in začne zavirati. V povprečju celotnega vzorca se antagonist aktivira le 4 milisekunde prej pri zadržanih udarcih. Če analiziramo povprečje za vsakega merjenca, lahko ugotovimo, da večina merjencev (7) uporablja strategijo, pri kateri se antagonist vklopi nekoliko prej pri zadržanih udarcih. Samo pri 2 merjencih opazimo, da se antagonist vklopi veliko prej pri udarcih v podlago. To pomeni, da bi za mogočo potrditev naše četrte hipoteze potrebovali veliko večji vzorec merjencev. Glede na to, da merjenci niso imeli veliko izkušenj z borilnimi veščinami, moramo upoštevati, da se je lahko pojavil strah od kontakta s podlago in se je pri nekaterih pojavilo večje zaviranje pri udarcu v podlago.

Če analiziramo merjenca številka 1, ki se je ukvarjal z karatejem, ga lahko izdvojimo kot mogoči model, kakšna bi bila aktivacija pri treniranih karateistih. Merjenec je dosegal največje hitrosti in pospeške pri udarcih v podlago in zadržanih udarcih. Aktivacijo antagonista ima dokaj podobno pri obeh udarcih, medtem ko je aktivacija antagonista presenetljivo večja pri udarcih v podlago. Visoke hitrosti zadržanih udarcev pri merjencu št. 1 lahko pojasnimo s časom aktivacije antagonista. Opazimo, da ima veliko boljšo strategijo pri zadržanih udarcih, ker ima, kot je razvidno, sposobnost, da začne zavirati zelo pozno in zelo hitro ustaviti udarec v končnem položaju. Ne glede na boljšo strategijo vključevanja mišic pri zadržanih udarcih, še vedno dosega nekoliko večje hitrosti pri udarcih v podlago, kar lahko pripišemo daljšemu trajanju udarca.

Obstajajo raziskave, ki so proučevale podobne karate udarce. Ionete in dr. (2011) so ugotovili, da pojav »tarče« pri vzorcu karateistov nima vpliva na izvajalčevo hitrost in silo izvedbe. Če upoštevamo naše rezultate, prav tako ne moremo trditi, da obstaja razlika v biomehanskih značilnostih pri zadržanih udarcih in udarcih v podlago. Lahko pa opazimo, da podatki o aktivaciji in zaporedju vključevanja mišic nakazujejo na razlike, vendar bi za njihovo mogočo potrditev potrebovali precej večji ali pa bolj homogeni vzorec merjencev, npr. karateiste.

Witte in dr. (2008) so ugotovili, da manjša aktivacija dvoglave nadlahtne mišice (antagonista) med celotno fazo udarca pomeni boljšo medmišično koordinacijo in s tem hitrejšo izvedbo udarca. Pri naših rezultatih lahko ugotovimo podobno, vendar je še bolj ključno v kateri fazi udarca se antagonist aktivira. Če se antagonist aktivira z večjo zakasnitvijo za prvim izbruhom agonista, pomeni, da se bo zaviranje udarca začelo kasneje in bo merjenec izvedel udarec v krajšem času ter z večjo hitrostjo in pospeškom. Chananie (1999) navaja, da se maksimalna hitrost pri nekaterih karate udarcih dosega pri 75% ekstenziji, kasneje se hitrost zmanjšuje zaradi zaviranja.

Jahhel (1994) navaja, da se zaviranje pri zadržanih udarcih glede na udarce v boksarsko vrečo ali pri destruktiji objektov začne prej zaradi straha od poškodbe komolca, če se zaviranje začne prepozno. Pri naših meritvah moramo upoštevati možnost straha od kontakta s »tarčo« zaradi neizkušenosti merjencev, zato se lahko zaviranje pri udarcih v podlago pojavi prej.

Vences Brito in dr. (2011) so proučevali razlike pri udarcih v podlago med karateisti in kontrolno skupino. Pri skupini karateistov so ugotovili, da se največja aktivacija agonistov nadlahti in podlahti pojavi bližje »tarči« kot pri kontrolni skupini. Iz tega lahko sklepamo, da se tudi vklop antagonista začne kasneje in zaradi te strategije karateisti dosegajo večje hitrosti in pospeške, kar pomeni, da z vadbo lahko udarce izboljšamo.

Z vadbo lahko dosežemo boljšo medmišično koordinacijo agonistov ter antagonistov ter tako izboljšamo določene značilnosti udarca. Liang in dr. (2008) navajajo, da se izvedba balističnih gibanj izboljša v času izvedbe, amplitudi, maksimalni hitrosti in pospešku zaradi temporalne modulacije agonista in antagonista, dokler maksimalna hitrost ostaja konstantna. Veliko je še neodkritega pri trifaznem vzorcu aktivacije pri balističnih gibanjih. Glede na to, da smo izbrali udarec z zelo majhno amplitudo in kratkim časom, je bila analiza še toliko zahtevnejša, vendar glede na skupino, ki nima izkušenj z borilnimi veščinami, nismo želeli izbrati zahtevnejšega udarca. Smiselno bi bilo proučiti razlike med večjim vzorcem karateistov in kontrolne skupine pri kakšnem

drugem enostavnem udarcu z nekoliko večjo amplitudo in dodati določene parametre ter spremljati še ostale mišice, ki vplivajo na izvedbo udarca. Pri rezultatih posameznih merjencev lahko najdemo veliko podobnosti, vendar tudi razlike v fizikalnih značilnostih udarca in aktivaciji mišic. Lahko opazimo, da ni unikatne strategije za izvedbo posameznega udarca, ampak se med merjenci pojavljajo razlike. Zanimivo bi bilo odkriti, kakšni so razlogi za te razlike in kako bi se izvedba spremenila po določenem obdobju vadbe ter kako bi ta vadba vplivala na udarce v podlago in zadržane udarce.

4 SKLEP

Karate je borilna veščina, ki je v 20. stoletju doživela razmah in se je razširila po celem svetu. Pri procesu treninga in tekmovanja se pri karateju pojavljajo udarci, ki so si po izvedbi zelo podobni, imajo pa drugačen namen. Zadržani udarci se izvajajo pri katah in v obraz pri športni borbi, udarci v podlago, oz. »tarčo« se izvajajo pri procesu treninga v fokuserje in pri športni borbi.

Za analizo smo izbrali enostaven prednji direktni udarec, ki ga je 11 merjencev (večinoma brez izkušenj v borilnih veščinah) izvajalo bodisi v oblazinjeno tenziometrijsko ploščo, bodisi so ga zadržali pred ploščo. Med tem smo opazovali fizikalne lastnosti udarcev kot so: čas, hitrost, pospešek in elektromiografske značilnosti dveh najbolj pomembnih mišic za izvedbo tega udarca: troglave nadlahtne mišice (agonista) in dvoglave nadlahtne mišice (antagonista). S tem smo hoteli ugotoviti morebitne razlike med fizikalnimi lastnostmi udarcev v podlago in zadržanih udarcev ter razlike v aktivaciji mišic in njihovem načinu vključevanja. Nato smo primerjali razlike v povprečju vseh spremenljivk in skušali ugotoviti, kakšne so razlike med temi udarci.

Med raziskovanjem smo prišli do pričakovanih, kot tudi do nepričakovanih ugotovitev, kar nam je lahko v spodbudo za podobna raziskovanja. Ugotovitev, da so bili časi zadržanih udarcev statistično značilno krajši, je pričakovana in ima tudi svojo razlago, ki smo jo pojasnili v razpravi. Prav tako preseneča, da je aktivacija agonista statistično značilno večja pri zadržanih udarcih, kar smo pojasnili s strahom pred udarcem v podlago. Ugotovili smo, da je kokontraktacija večja pri zadržanih udarcih, čeprav smo pričakovali še večje razlike v aktivaciji antagonista pri zadržanih udarcih. Lahko povzamemo, da je za hiter in učinkovit udarec potrebna čim večja aktivacija agonista na začetku ter čim bolj pozen vklop antagonista, ki je zadolžen za zaviranje. Zanimivo bi bilo odkriti, kako čim prej izboljšati takšen vzorec aktivacije za napredek pri izvedbi udarca.

Čeprav nam statistična analiza ni potrdila postavljenih hipotez, smo odkrili rezultate, ki nam odpirajo nova vprašanja in odkrivajo pot za nadaljnje raziskovanje. Če analiziramo rezultate, je največja pomanjkljivost raziskave majhen in heterogen vzorec merjencev, zaradi katerega ni prišlo do značilnih razlik med spremenljivkami analiziranih udarcev. Nekateri rezultati nakazujejo možnost potrditve hipotez pri večjem vzorcu merjencev. Druga večja pomanjkljivost je neizkušenost merjencev in morebiten strah ali previdnost pri izvajanju udarcev v podlago, katero bi lahko delno odpravili z večjim številom ponovitev udarcev v ogrevanju. Moramo upoštevati, da k izvedbi udarca prispevajo tudi druge mišice. Analiza dodatnih mišic bi nam lahko razjasnila in omogočila boljšo analizo in razumevanje udarcev. Smiselno bi bilo raziskovanje ponoviti na večjem vzorcu merjencev ter uvesti nove spremenljivke in v raziskovanje vključiti ljudi, ki se aktivno ukvarjajo z karatejem.

Biomehanska analiza in elektromiografija mišic je področje na katerem je mogoče iskati napredek v treningu in izvedbi udarcev ter odkrivanju novih spoznanj v svetu borilnih športov. Skozi takšna raziskovanja lahko pridemo do ugotovitev, katera pri samem procesu treninga niso možna, ampak nam za sam trening lahko veliko pomagajo. Karate je šport, ki po popularnosti ne sodi v sam vrh svetovnih športov, čeprav je razširjen po vsem svetu. V Sloveniji ni veliko raziskav, ki bi lahko prispevale k razvoju karateja, naj bo ta diplomska naloga v spodbudo.

5 VIRI

- Chananie, J. (1999). The physics of karate strikes. *Journal of how things works*, 1, 1-4.
- Herrmens, H. J., & Freriks, B. (1999). *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*. The SENIAM CD-ROM (SENIAM 9). Enschede:Roessingh Research and Development.
- Ionete, Gabriela L., Mereuta, E., Mereuta, C., Tudoran, Marian S., Ganea, D. (2011). Experimental study on kinematics of gyaku-tsuki punch. *The annals of "Dunarea de Jos" XV*, 103-108.
- Jakhel, R. (1999). Arm position during maximum velocity of karate fist-punch. V V. Strojnik in A. Ušaj (ur.), *Proceedings I. – 6. Sport Kinetics Conference 99 "Theories of Human Motor Performance and their Reflections in Practice"* (str. 160-163). Ljubljana: University of Ljubljana, Faculty of sport.
- Jakhel, R. (1994). *Moderni športni karate*. Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.
- Karate zveza Slovenije, (2009). *Tekmovalna pravila WKF in KZS*. Sodniška komisija.
- Liang, N., Takamasa, Y., Zhen, N., Takahashi, M., Murakami, S., Kasai, T., (2008). Temporal modulations of agonist and antagonist muscle activities accompanying improved performance of ballistic movements. *Human Movement Science*, 27, 12-28.
- Schmidt, Richard A. (1982). *Motor control and learnign: A Behavioral Emphasis*. *Champagin*, Illinois: Human Kinetics Publisheres.
- Šarabon, N. (2005). *Učinki proprioceptivnega in eksteroceptivnega dotoka na funkcijsko stanje motoričnega korteksa pri človeku*. Doktorsko delo, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.
- Štirn, I. (2009). *Vrednotenje mišičnega utrujanja z analizo površinskega elektromiograma*. Doktorsko delo, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport .
- Vences Brito, 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, 1023-1029.
- Vogrinc, S. (1996). *Karate v Sloveniji*. Ptuj: Akademija borilnih športov.
- Witte, K., Emmermacher, P., Lessau, M. (2008). V *Choaching and sport performance* (565-568). Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg: Department of Sport Science.