



Univerza v Ljubljani
Fakulteta *za šport*

PETRA PREVC

**MIŠIČNA AKTIVACIJA MED EKSPLOZIVNIMI GIBI PRI MLAJŠIH
IN STAREJŠIH OSEBAH**

Doktorska disertacija

Mentor: Prof.dr. Vojko Strojnik, red. prof., *Fakulteta za šport*

Ljubljana, 2014

UDK: 616.748:796.012.11-053.9

Petra Prevc

MIŠIČNA AKTIVACIJA MED EKSPLOZIVNIMI GIBI PRI MLAJŠIH IN STAREJŠIH OSEBAH

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, Ljubljana, 2014

Strani: 171, preglednic: 43, slik: 81, literature: 147

MUSCLE ACTIVATION DURING EXPLOSIVE MOVEMENTS IN YOUNG AND ELDERLY PEOPLE

University of Ljubljana, Faculty of Sport, Ljubljana, 2014

Pages: 171, tables: 43, figures: 81, references: 147

Izjavljam, da je doktorska disertacija z naslovom MIŠIČNA AKTIVACIJA MED EKSPLOZIVNIMI GIBI PRI MLAJŠIH IN STAREJŠIH OSEBAH rezultat mojega znanstveno-raziskovalnega dela.

Petra Prevc

Zahvala

Brez prof. dr. Vojka Strojnika, ki me je usmeril na raziskovalno pot, to delo ne bi nastalo. Hvaležna sem za vse znanje, ideje in navdušenje nad raziskovalnim delom, ki ga je delili z menoj ter mi v številkah pomagal najti zgodbo.

Hvala vsem dragim sodelavcem, kolegom, cimrom in sotrpinom, ki so z menoj delili znanje, izkušnje ter preizkušnje preživetja v laboratoriju. Posebej sem hvaležna Katji Tomažin za podporo, nesebično delitev znanja ter vsestransko pomoč v raziskovalnem in akademskem okolju.

Hvala vsem mlajšim merjencem in pomočnikom na meritvah, študentom in diplomantom Fakultete za šport, ki so se trudili na meritvah in redno brez izostankov obiskovali vadbo. Zahvala gre vsem starejšim merjencem, ki sem jih s pomočjo Monike Genorio, vodje Centra aktivnosti Fužine, uspela pridobiti za svojo raziskavo. Hvala Janezu Rozmanu za njegove inovacije in hitro pomoč pri izdelavi senzorja in prilagoditvi merilne opreme.

Mami Metki, očetu Poldetu, sestri Nini in vsem članom družine srčna hvala, da so me podpirali, brezkompromisno pomagali in mi omogočili, da sem nalogo izpeljala do konca.

Andrej, tvoja predanost delu, radovednost in neprestano iskanje znanja so mi vzor. Brez tvoje podpore v najtežjih trenutkih, zaupanja vame in ljubezni to delo ne bi bilo izvedljivo. Neva in Pino, hvala, da sta sestavila veliko sliko.

RAZLAGA OZNAK

- 1RM** - največje breme, ki ga oseba lahko premakne (*angl.* one repetition maximum)
- BF** - mišica biceps femoris
- EMG** - elektromiografija/elektromiogram
- HPS** - hitrost prirastka sile (*angl.* RFD - rate of force development)
- IMP** - impulz navora oz. sile (površina pod krivuljo navor – čas oz. sila – čas)
- IMP_MAX** - relativni impulz navora oz. sile (normaliziran na največji impulz pri izometrični kontrakciji)
- IZOM** - izometrični izteg (KI in NI)
- KI** - izometrični izteg kolena
- KK35** - koncentrični izteg kolena z malim bremenom (35 % 1RM)
- KK90** - koncentrični izteg kolena z velikim bremenom (90 % 1RM)
- Koef IMP** - koeficient impulza (razmerje med impulzom drugih in prvih 100 ms)
- Koef VL** - koeficient EMG signala mišice vastus lateralis (razmerje med integralom EMG signala drugih in prvih 100 ms)
- KONC MALO** - koncentrični izteg z malim bremenom (KK35 in NK35)
- KONC VELIKO** - koncentrični izteg z velikim bremenom (KK90 in NK90)
- ME** - motorična enota
- MN** - motorični nevron
- N** - newton (enota za silo)
- NHK** - največje hotena kontrakcija (*angl.* MVC – maximum voluntary contraction)
- NI** - izometrični izteg kolena
- NK35** - koncentrični izteg noge z malim bremenom (35 % 1RM)
- NK90** - koncentrični izteg noge z velikim bremenom (90 % 1RM)
- Nm** - newton meter (enota za navor)
- Nms** - newton meter sekunda (enota za impulz navora)
- Ns** - newton sekunda (enota za impulz sile)
- OKV** - odprta kinetična veriga
- PGT** - predgibalna tišina (*angl.* premotor silence ali premotion silent period)
- rEMG** - relativni EMG (integrirani EMG glede na integrirani EMG pri največji hoteni kontrakciji)
- RF** - mišica rectus femoris
- VL** - mišica vastus lateralis
- VM** - mišica vastus medialis
- ZKV** - zaprta kinetična veriga

IZVLEČEK

Cilj naloge je bil pri mlajših (ML) in starejših (ST) osebah spremljati aktivacijo agonista – mišice vastus lateralis (VL) med različnimi eksplozivnimi nalogami, ki so se razlikovale v bremenu in številu sklepov vključenih v gib. Zanimalo nas je tudi, če lahko ML s 4-tedensko vadbo eksplozivnega izometričnega iztega kolena spremenijo vzorec mišične aktivacije.

Dvajset ML (12 M in 8 Ž, starost 24 ± 3 let) in 15 ST (8 M in 7 Ž, starost 69 ± 4 let) je z dominantno nogo izvedlo 7 eksplozivnih nalog: koncentrični izteg kolena s 35 % največjega bremena (1RM), koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, izometrični izteg kolena, koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, izometrični izteg noge in skok iz počepa (izveden sonožno). Vzorec mišične aktivacije smo spremljali s površinsko elektromiografijo (EMG): relativni EMG (glede na največjo hoteno kontrakcijo) (rEMG) mišice VL prvih 100 in 200 ms, koeficient EMG VL (razmerje površin EMG signala drugih in prvih 100 ms) in predgibalna tišina. Kot mehanski parameter smo uporabili impulz navora oz. sile prvih 100 in 200 ms.

Pri ML so bile med nalogami razlike v aktivaciji mišice VL. Pri nalogah koncentričnega iztega z velikim bremenom je bil rEMG 100 ms manjši in koeficient EMG VL večji kot pri izometrični kontrakciji, pri omenjenem velikem bremenu smo prav tako zaznali manjše impulze sile oz. navora. Tudi pri ST so bile med nalogami razlike v aktivaciji mišice VL. Pri nalogah iztega kolena je bil rEMG VL 100 ms manjši in koeficient EMG VL večji kot pri nalogah iztega noge, pri omenjenih enosklepnih akcijah smo v primerjavi z večsklepnimi zaznali tudi manjše impulze navora oz. sile. Razlike v aktivaciji mišice VL in impulzih navora oz. sile med ML in ST so bile večje pri nalogah iztega kolena kot pri nalogah iztega noge. Pri ML vadba ni spremenila vzorca aktivacije pri vadbeni nalogi, kakor tudi ne pri ostalih nalogah, predgibalno tišino smo po vadbi zaznali le pri enem merjencu (pri nalogah iztega kolena).

Ključne ugotovitve so, da ML pri premagovanju različnih bremen uporabljajo različne strategije aktivacije. V starosti zaznamo boljše ohranjanje eksplozivnega vzorca aktivacije pri večsklepnih gibih, kar je najverjetneje posledica njihove večje uporabe v vsakdanjem življenju. Z vadbo nismo uspeli vplivati na vzorec aktivacije mišice.

Ključne besede: eksplozivni gibi, staranje, vzorec mišične aktivacije, predgibalna tišina, enosklepne naloge, večsklepne naloge, vadba

ABSTRACT

The aim of the study was to observe activation of the agonist - vastus lateralis (VL) - muscle in young (YO) and elderly (EL) subjects during explosive actions that differed in both the load on and number of joints included. We tested whether 4 weeks of explosive isometric knee extension training would influence the muscle activation pattern of the YO subjects.

Twenty YO (12 M & 8 W, aged 24 ± 3 years) and 15 EL (8 M & 7 W, aged 69 ± 4 years) subjects performed seven explosive actions using the dominant leg: concentric knee extension with 35% of one repetition maximum (1RM); concentric knee extension with 90% 1RM; isometric knee extension; concentric leg extension with 35% 1RM; concentric leg extension with 90% 1RM; isometric leg extension; and squat jump (done bilaterally). The muscle activation pattern was measured with surface electromyography (EMG): relative EMG (normalised to maximal voluntary contraction) (rEMG) of the VL muscle in the first 100 and 200 ms, coefficient of EMG VL (ratio of the EMG signal area of the second to the first 100 ms) and the pre-movement silent period (PSP). As a mechanical parameter we used torque or force impulse in the first 100 and 200 ms.

In YO activation of the VL muscle differed between explosive actions; in concentric extension with a high load rEMG 100 ms was smaller and the coefficient of EMG higher than in isometric contraction, in concentric contraction with a high load a smaller torque or force impulse was also noted. In addition, in EL differences between explosive actions were observed; in the knee extension tasks rEMG 100 ms was smaller and the coefficient of EMG higher than in the leg extension tasks. Further, EL had a smaller torque or force impulse in single-joint compared to multi-joint actions. Differences in VL activation and torque or force impulse between YO and EL were greater in the knee extension tasks than in the leg extension tasks. No training-induced changes in muscle activation patterns were detected, and only one subject managed to produce PSP after training (only in knee extension tasks).

The main findings are that YO use different activation strategies depending upon the load that has to be overcome. In old age we detected better preservation of the explosive activation pattern in multi-joint actions, which is probably due to greater usage in daily activities. Exercise had no influence on the activation pattern.

Key words: explosive movements, ageing, muscle activation pattern, pre-movement silent period, single-joint exercises, multi-joint exercises, training

KAZALO VSEBINE

1	UVOD	1
1.1	Pomen eksplozivnih gibov v športu in starosti	2
1.2	Značilnostial aktivacije balističnih/eksplozivnih gibov	4
1.3	Spremljanje električne aktivnosti mišice	7
1.4	Spremembe živčno-mišičnega sistema v starosti	10
2	PREDMET IN PROBLEM.....	16
2.1	Vloga posamezne mišice pri eksplozivnih gibih.....	16
2.2	Vzorec aktivacije, ko je mišica v različnih vlogah	17
2.3	Spremembe eksplozivnosti ter mišične aktivacije v starosti.....	18
2.4	Vpliv vadbe na hitro moč in vzorec mišične aktivacije	26
3	CILJI	32
4	HIPOTEZE	32
5	METODE DELA	33
5.1	Vzorec merjencev	33
5.2	Potek eksperimenta.....	34
5.3	Meritve	35
5.3.1	Izometrično iztegovanje kolena.....	36
5.3.2	Koncentrično iztegovanje kolena z majhnim bremenom.....	36
5.3.3	Koncentrično iztegovanje kolena z velikim bremenom	37
5.3.4	Izometrično iztegovanje noge	37
5.3.5	Koncentrično iztegovanje noge z majhnim bremenom	37
5.3.6	Koncentrično iztegovanje noge z velikim bremenom	37
5.3.7	Skok iz počepa	38
5.3.8	Meritve EMG	39
5.4	Vadba.....	39
5.5	Metode obdelave podatkov	40
5.5.1	Analiza rezultatov	40
5.5.2	Spremljani parametri	42
5.5.3	Statistična analiza	43
6	REZULTATI.....	45

6.1	MLAJŠI MERJENCI	45
6.1.1	Značilnosti merjencev	45
6.1.2	Mehanski parametri: vrednosti in razmerja impulza navora oz. sile	46
6.1.2.1	Impulz navora/sile 100 in 200 ms	46
6.1.2.2	Koeficient impulza	48
6.1.2.3	Relativni impulz 200 ms	52
6.1.3	Znotrajmišična koordinacija – vzorec aktivacije mišice VL	55
6.1.3.1	Relativni EMG mišice VL 100 in 200 ms	55
6.1.3.2	Koeficient EMG mišice VL.....	57
6.1.3.3	Pojavljanje predgibalne tišine	59
6.1.4	Povezanost med mehanskimi parametri in EMG parametri mišice VL	60
6.1.4.1	Povezanost med impulzom ter EMG mišice VL.....	60
6.1.4.2	Povezanost med impulzom in koeficientom EMG mišice VL	61
6.1.4.3	Povezanost med koeficientom impulza in koeficientom EMG mišice VL	62
6.1.5	Medmišična koordinacija	63
6.1.5.1	Relativni EMG mišice BF 100 in 200 ms	63
6.1.5.2	Koaktivacija mišice BF glede na aktivacijo mišice VL prvih 200 ms	67
6.2	STAREJŠI MERJENCI	68
6.2.1	Značilnosti merjencev	68
6.2.2	Mehanski parametri: vrednosti in razmerja impulza navora oz. sile	68
6.2.2.1	Impulz navora/ sile 100 in 200 ms	68
6.2.2.2	Koeficient impulza	71
6.2.2.3	Relativni impulz 200 ms	74
6.2.3	Znotrajmišična koordinacija – vzorec aktivacije mišice VL	78
6.2.3.1	Relativni EMG mišice VL 100 in 200 ms	78
6.2.3.2	Koeficient EMG mišice VL.....	81
6.2.3.3	Pojav predgibalne tišine	82
6.2.4	Povezanost med mehanskimi parametri in EMG parametri mišice VL	83
6.2.4.1	Povezanost med impulzom in EMG mišice VL	83
6.2.4.2	Povezanost med impulzom in koeficientom VL.....	84
6.2.4.3	Povezanost med koeficientom impulza in koeficientom EMG mišice VL	85
6.2.5	Medmišična koordinacija	85

6.2.5.1	Relativni EMG mišice BF 100 in 200 ms	85
6.2.5.2	Koaktivacija mišice BF glede na aktivacijo mišice VL prvih 200 ms	88
6.3	PRIMERJAVA MED MLAJŠIMI IN STAREJŠIMI MERJENCI	89
6.3.1	Primerjava značilnosti merjencev	89
6.3.2	Primerjava mehanskih parametrov	91
6.3.2.1	Impulz navora oz. sile 200ms	91
6.3.2.2	Relativni impulz 200ms	95
6.3.2.3	Koeficient impulza	99
6.3.3	Primerjava znotrajmišične koordinacije	103
6.3.3.1	Relativni EMG mišice VL 100ms	103
6.3.3.2	Relativni EMG mišice VL 200ms	107
6.3.3.3	Koeficient EMG mišice VL.....	108
6.3.4	Primerjava medmišične koordinacije	112
6.3.4.1	Relativni EMG mišice BF 200 ms	112
6.4	VPLIV VADBE PRI MLAJŠIH MERJENCIH	114
6.4.1	Značilnosti merjencev vključenih v vadbeno in kontrolno skupino	114
6.4.2	Vpliv vadbe na navor pri največji hoteni kontrakciji iztegovalk kolena	114
6.4.3	Vpliv vadbe na mehanske parametre.....	115
6.4.3.1	Vpliv vadbe na impulz 100ms.....	115
6.4.3.2	Vpliv vadbe na impulz 200ms.....	116
6.4.3.3	Vpliv vadbe na koeficient impulza.....	118
6.4.4	Vpliv vadbe na znotrajmišično koordinacijo - vzorec aktivacije mišice VL	120
6.4.4.1	Vpliv vadbe na relativni EMG mišice VL 100ms	120
6.4.4.2	Vpliv vadbe na relativni EMG mišice VL 200ms	121
6.4.4.3	Vpliv vadbe na koeficient mišice VL	123
6.4.4.4	Vpliv vadbe na pojavljanje predgibalne tišine	124
6.4.5	Povezanost med spremembami mehanskih in EMG parametrov	126
7	RAZPRAVA.....	127
8	ZAKLJUČEK	153
9	REFERENCE	160

KAZALO SLIK

Slika 1.1: Hitrost prirastka sile.....	2
Slika 1.2: »Vzporednost« prirastka EMG in sile pri največjem izometričnem iztegu komolca. .	8
Slika 1.3: Tri dimenzije starostne oslabelosti: čas, bolezen in neuporaba.....	11
Slika 1.4: Predlagani mehanizmi, ki vodijo k upadu moči in hitre moči s starostjo.	12
Slika 1.5: Prečni presek mišice vastus lateralis v odvisnosti od starosti.	13
Slika 2.1: Hitrost iztega kolena v odvisnosti od teže bremena pri mlajših in starejših.	18
Slika 2.2: Višina skoka iz počepa v odvisnosti od starosti pri moških in ženskah.	19
Slika 2.3: Krivulje sila – čas pri sonožnem izometričnem iztegu nog pri moških treh različnih starostnih skupin.	20
Slika 2.4: Relativne krivulje sila – čas pri sonožnem izometričnem iztegu nog pri ženskah treh različnih starostnih skupin.....	21
Slika 2.5: Frekvence proženja motoričnih enot pri mlajših in starejših osebah.....	22
Slika 2.6: Pričakovane spremembe EMG in sile kot posledica eksplozivne vadbe za moč.	27
Slika 2.7: Vpliv eksplozivne vadbe na aktivnost posamezne motorične enote pri balistični kontrakciji.....	29
Slika 5.1: Izometrično iztegovanje kolena na kolenski upornici pri mlajši in starejši osebi.	36
Slika 5.2: Koncentrično iztegovanje kolena na trenažerju za izteg kolena pri mlajši in starejši osebi.	37
Slika 5.3: Izometrično iztegovanje noge v nožni preši pri mlajši in starejši osebi.....	38
Slika 5.4 : Skok iz počepa na tenziometrijski plošči pri mlajši osebi.	38
Slika 5.5: Vadeči je prek monitorja dobil informacijo o izvedbi giba.	40
Slika 5.6: Prikaz obdelave signalov v programu LabChart.....	41
Slika 6.1: Impulz navora prvih 200 ms pri nalogah iztega kolena pri mladih: A) skupaj in B) ločeno po spolu.	47
Slika 6.2: Impulz sile prvih 200 ms pri nalogah iztega noge pri mladih: A) skupaj in B) ločeno po spolu.	48
Slika 6.3: Koeficient impulza pri mladih: A) skupaj in B) ločeno po spolu.	49
Slika 6.4: Koeficient impulza pri mladih: A) pri nalogah, združenih glede na dinamiko in B) pri nalogah iztega kolena in noge glede na dinamiko.	50

Slika 6.5: Relativni impulz navora/sile prvih 200 ms pri mladih: A) skupaj in B) ločeno po spolu.	52
Slika 6.6: Relativni impulz prvih 200 ms pri mladih: A) pri nalogah, združenih glede na dinamiko in B) pri nalogah iztega kolena in noge glede na dinamiko.....	54
Slika 6.7: Relativni EMG mišice VL prvih 100 ms pri mladih.	55
Slika 6.8: Relativni EMG mišice VL prvih 100 ms pri nalogah, združenih glede na dinamiko pri mladih.....	56
Slika 6.9: Relativni EMG mišice VL prvih 200 ms pri mladih.	57
Slika 6.10: Koeficient EMG signala mišice VL pri mladih.....	58
Slika 6.11: Koeficient EMG signala mišice VL (razmerje med površinami drugih 100 ms/prvih 100 ms) pri nalogah, združenih glede na dinamiko pri mladih.	59
Slika 6.12: Relativni EMG mišice BF prvih 100 ms pri mladih.	63
Slika 6.13: Relativni EMG mišice BF prvih 100 ms pri mladih: A) pri nalogah, združenih glede na dinamiko in B) pri nalogah iztega kolena in noge glede na dinamiko.....	64
Slika 6.14: Relativni EMG mišice BF v prvih 200 ms pri mladih.....	65
Slika 6.15: Relativni EMG mišice BF prvih 200 ms pri mladih: A) pri nalogah, združenih glede na dinamiko in B) pri nalogah iztega kolena in noge glede na dinamiko.....	66
Slika 6.16: Koaktivacija mišice BF prvih 200 ms pri mladih.....	67
Slika 6.17: Impulz navora prvih 200 ms pri nalogah iztega kolena pri starejših: A) skupaj in B) ločeno po spolu.	69
Slika 6.18: Impulz sile prvih 200ms pri nalogah iztega noge pri starejših : A) skupaj in B) ločeno po spolu.	70
Slika 6.19: Koeficient impulza pri starejših: A) skupaj in B) ločeno po spolu.	72
Slika 6.20: Koeficient impulza pri starejših: A) pri nalogah, združenih glede na sklep in B) pri nalogah različne dinamike za naloge iztega kolena in iztega noge.....	73
Slika 6.21: Relativni impulz prvih 200 ms pri starejših: A) skupaj in B) ločeno po spolu.	75
Slika 6.22: Relativni impulz prvih 200 ms pri nalogah, združenih glede na sklep pri starejših.....	77
Slika 6.23: Relativni impulz prvih 200 ms pri nalogah, združenih glede na dinamiko pri starejših	77
Slika 6.24: Relativni EMG mišice VL prvih 100 ms pri starejših.....	78
Slika 6.25: Relativni EMG mišice VL prvih 100 ms pri nalogah, združenih glede na sklep pri starejših.	79

Slika 6.26: Relativni EMG mišice VL prvih 200 ms pri starejših.....	80
Slika 6.27: Koeficient EMG signala mišice VL pri starejših.	81
Slika 6.28: Koeficient EMG signal mišice VL pri nalogah, združenih glede na sklep pri starejših	82
Slika 6.29: Relativni EMG mišice BF prvih 100 ms pri starejših.....	85
Slika 6.30: Relativni EMG mišice BF prvih 200 ms pri starejših.....	86
Slika 6.31: Relativni EMG mišice BF prvih 200 ms pri nalogah, združenih glede na dinamiko pri starejših.	87
Slika 6.32: Koaktivacija mišice BF prvih 200 ms pri starejših.	88
Slika 6.33: Navor pri največji izometrični kontrakciji iztegovalk kolena (levo) in višina skoka iz počepa (desno) pri mlajših in starejših moških in ženskah.....	90
Slika 6.34: Impulz navora prvih 200 ms za naloge iztega kolena pri mlajših in starejših.....	91
Slika 6.35: Impulz sile prvih 200 ms za naloge iztega noge pri mlajših in starejših	92
Slika 6.36: Vrednosti impulza 200 ms starejših kot delež vrednosti impulza mlajših.....	93
Slika 6.37: Vrednosti impulza 200 ms starejših kot delež vrednosti impulza mlajših.....	94
Slika 6.38: Relativni impulz prvih 200 ms pri mlajših in starejših.	96
Slika 6.39: Relativni impulz 200 ms pri starejših kot delež vrednosti impulza mlajših.....	96
Slika 6.40: Relativni impulz 200 ms pri nalogah, združenih glede na sklep	97
Slika 6.41: Relativni impulz 200 ms pri nalogah, združenih glede na dinamiko	98
Slika 6.42: Koeficient impulza navora oz. sile pri mlajših in starejših.	100
Slika 6.43: Koeficient impulza pri starejših kot delež vrednosti impulza mlajših.....	100
Slika 6.44: Koeficient impulza pri nalogah, združenih glede na sklep.....	101
Slika 6.45: Koeficient impulza pri nalogah, združenih glede na dinamiko.....	102
Slika 6.46: Relativni EMG mišice VL 100 ms pri mlajših in starejših.....	103
Slika 6.47: Vrednosti relativnega EMG mišice VL 100 ms starejših kot delež vrednosti mlajših	104
Slika 6.48: Relativni EMG mišice VL prvih 100 ms pri nalogah, združenih glede na sklep.....	105
Slika 6.49: Relativni EMG mišice VL v prvih 100 ms pri nalogah, združenih glede na dinamiko	105
Slika 6.50: Relativni EMG mišice VL 200 ms pri mlajših in starejših.....	107
Slika 6.51: Koeficient EMG signala mišice VL pri mlajših in starejših.....	109

Slika 6.52: Relativne vrednosti koeficienta VL starejših kot delež vrednosti koeficienta mlajših.	109
Slika 6.53: Koeficient VL pri nalogah, združenih glede na sklep	110
Slika 6.54: Koeficient VL pri nalogah, združenih glede na dinamiko.....	110
Slika 6.55: Relativni EMG mišice BF prvih 200 ms pri mlajših in starejših.	112
Slika 6.56: Navor pri največji hoteni kontrakciji iztegovalk kolena pred in po vadbenem obdobju pri vadbeni in kontrolni skupini.	114
Slika 6.57: Sprememba impulza prvih 100 ms po vadbenem obdobju pri vadbeni in kontrolni skupini	116
Slika 6.58: Sprememba impulza prvih 200 ms po vadbenem obdobju pri vadbeni in kontrolni skupini	118
Slika 6.59: Sprememba koeficienta impulza po vadbenem obdobju pri vadbeni in kontrolni skupini	119
Slika 6.60: Sprememba relativnega EMG mišice VL prvih 100 ms po vadbenem obdobju pri vadbeni in kontrolni skupini	121
Slika 6.61: Sprememba relativnega EMG mišice VL prvih 200 ms po vadbenem obdobju pri vadbeni in kontrolni skupini	122
Slika 6.62: Sprememba koeficienta VL po vadbenem obdobju pri vadbeni in kontrolni skupini	124
Slika 6.63: Primer pojava predgibalne tišine pri eksplozivnem izometričnem iztegu kolena po vadbi.	124

KAZALO PREGLEDNIC

<i>Preglednica 6.1: Značilnosti mlajših merjencev (povprečna vrednost \pm SD) prikazano skupaj ter ločeno za moške in ženske.....</i>	45
<i>Preglednica 6.2: Impulz navora (Nms) oz. sile (Ns) prvih 100 in prvih 200 ms pri eksplozivnih nalogah pri mladih.</i>	46
<i>Preglednica 6.3: Koeficient impulza pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri mladih.....</i>	50
<i>Preglednica 6.4: Povezanost med koeficientom impulza in impulzom navor/sile za posamezno eksplozivno nalogo pri mladih.</i>	51
<i>Preglednica 6.5: Relativni impulz 200 ms pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri mladih.....</i>	53
<i>Preglednica 6.6: Relativni EMG mišice VL prvih 100 ms pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri mladih.....</i>	56
<i>Preglednica 6.7: Koeficient EMG signala mišice VL pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri mladih.....</i>	58
<i>Preglednica 6.8: Povezanost med impulzom 100 oz. 200 ms in relativnim EMG mišice VL 100 ms za posamezno eksplozivno nalogo pri mladih.</i>	60
<i>Preglednica 6.9: Povezanost med impulzom 100 oz. 200 ms in relativnim EMG mišice VL 200 ms za posamezno eksplozivno nalogo pri mladih.</i>	61
<i>Preglednica 6.10: Povezanost med koeficientom EMG signal mišice VL in impulzom prvih 100 in 200 ms za posamezno nalogo pri mladih.</i>	61
<i>Preglednica 6.11: Povezanost med koeficientom impulza in koeficientom EMG mišice VL pri mladih.....</i>	62
<i>Preglednica 6.12: Relativni EMG mišice BF v prvih 100 ms pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri mladih.</i>	64
<i>Preglednica 6.13: Relativni EMG mišice BF prvih 200 ms pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri mladih.....</i>	66
<i>Preglednica 6.14: Značilnosti starejših merjencev, prikazano skupaj ter ločeno za moške in ženske.</i>	68
<i>Preglednica 6.15: Impulz navora (Nms) oz. sile (Ns) prvih 100 in prvih 200 ms pri eksplozivnih nalogah pri starejših.....</i>	68

<i>Preglednica 6.16: Koeficient impulza pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri starejših</i>	73
<i>Preglednica 6.17: Povezanost med koeficientom impulza in impulzom navora oz. sile za posamezno eksplozivno nalogo pri starejših.</i>	74
<i>Preglednica 6.18: Relativni impulz 200 ms pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri starejših.</i>	76
<i>Preglednica 6.19: Relativni EMG mišice VL prvih 100 ms pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri starejših.</i>	79
<i>Preglednica 6.20: Koeficient EMG signala mišice VL pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri starejših.</i>	82
<i>Preglednica 6.21: Povezanost med impulzom 100 oz. 200 ms in relativnim EMG mišice VL 100 ms za posamezno eksplozivno nalogo pri starejših</i>	83
<i>Preglednica 6.22: Povezanost med impulzom 100 oz. 200 ms in relativnim EMG mišice VL 200 ms za posamezno eksplozivno nalogo pri starejših.</i>	84
<i>Preglednica 6.23: Povezanost med koeficientom EMG signal mišice VL in impulzom prvih 100 in 200 ms za posamezno nalogo pri starejših.</i>	84
<i>Preglednica 6.24: Povezanost med koeficientom impulza in koeficientom VL pri starejših</i>	85
<i>Preglednica 6.25: Relativni EMG mišice BF prvih 200 ms pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri starejših.</i>	87
<i>Preglednica 6.26: Značilnosti mlajših in starejših merjencev.</i>	89
<i>Preglednica 6.27: Razlike v vrednosti impulza 200 ms med mlajšimi in starejšimi, skupaj in ločeno za moške in ženske.</i>	91
<i>Preglednica 6.28: Interakcija med faktorjema spol in starostna skupino</i>	91
<i>Preglednica 6.29: Razlike v vrednosti relativnega impulza 200 ms med mlajšimi in starejšimi, skupaj ter ločeno za moške in ženske.</i>	95
<i>Preglednica 6.30: Interakcija med faktorjema spol in starostna skupina pri relativnem impulzu 200 ms</i>	95
<i>Preglednica 6.31: Razlike v vrednosti koeficienta impulza med mlajšimi in starejšimi, skupaj ter ločeno za moške in ženske.</i>	99
<i>Preglednica 6.32: Interakcija med faktorjema spol in starostna skupina pri koeficientu impulza</i>	99

Preglednica 6.33: <i>Značilnosti merjencev vadbene in kontrolne skupine ter razlike med njimi</i>	114
Preglednica 6.34: <i>Impulz 100 ms pred in po obdobju vadbe pri vadbeni in kontrolni skupini.</i>	115
Preglednica 6.35: <i>Impulz prvih 200 ms pred in po obdobju vadbe pri vadbeni in kontrolni skupini.....</i>	117
Preglednica 6.36: <i>Koeficient impulza pred in po obdobju vadbe pri vadbeni in kontrolni skupini.....</i>	119
Preglednica 6.37: <i>Relativni EMG mišice VL 100 ms pred in po obdobju vadbe pri vadbeni in kontrolni skupini.</i>	120
Preglednica 6.38: <i>Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 200 ms pred in po obdobju vadbe pri vadbeni in kontrolni skupini.</i>	122
Preglednica 6.39: <i>Koeficient VL pred in po obdobju vadbe pri vadbeni in kontrolni skupini</i>	123
Preglednica 6.40: <i>Pojavljanje oz. trajanje predgibalne tišine ter mehanski in EMG parametri pri izometričnem iztegu kolena za enega merjenca.</i>	125
Preglednica 6.41: <i>Pojavljanje oz. trajanje predgibalne tišine ter mehanski in EMG parametri pri koncentričnem iztegu kolena z malim bremenom za enega merjenca.....</i>	125
Preglednica 6.42: <i>Pojavljanje oz. trajanje predgibalne tišine ter mehanski in EMG parametri pri koncentričnem iztegu kolena z velikim bremenom za enega merjenca.</i>	126
Preglednica 6.43: <i>Povezanosti med spremembo impulza 100 ms in spremembo relativnega EMG mišice VL 100 ms po vadbi pri vadbeni in kontrolni skupini.</i>	126

1 UVOD

Hitra moč je sposobnost izvajanja eksplozivnih gibov z namenom doseganja čim večjih prirastkov sile, pospeškov in hitrosti gibanja. Hitra moč oz. eksplozivnost je ena najpomembnejših sposobnosti na področju moči, ki se kaže tako v športu kakor tudi v vsakdanjem življenju. Povezanost med sposobnostjo izvajanja eksplozivnih akcij in gibalno učinkovitostjo je še posebej izražena v starosti, saj je eksplozivnost pomembna pri funkcionalnih nalogah kot so hoja, vstajanje s stola, vzpenjanje po stopnicah ter vzdrževanje oz. vzpostavljanje ravnotežja. Prav zato je ohranjanje sposobnosti hitrega prirastka sile pomembna naloga tekom celega življenja.

Glede delovanja živčno-mišičnega sistema lahko delimo hitro moč na delovanje v pogojih izometričnega oz. koncentričnega napreznja in v pogojih ekscentrično-koncentričnega napreznja (Schmidbleicher, 1984). V nalogi bo pozornost posvečena samo prvemu tipu napreznja.

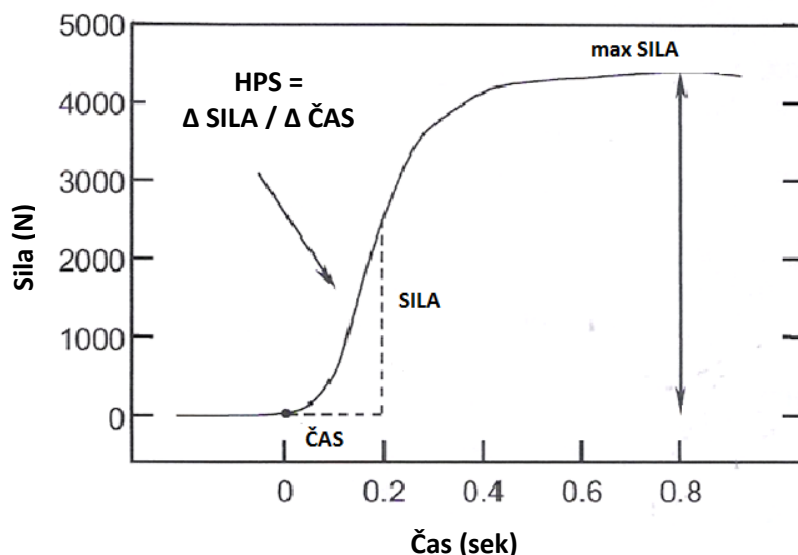
Učinkovita izvedba eksplozivnih akcij je vezana na poseben vzorec aktivacije (znotrajmišične in medmišične koordinacije), ki se lahko glede na vrsto gibalne naloge razlikuje (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Corcos, Gottlieb in Agarwal, 1989; Van Cutsem, Duchateau in Hainaut, 1998). V nalogi bomo analizirali načine izvedbe različnih eksplozivnih nalog in jih primerjali med osebami različnih starosti, da bi videli, ali se vzorci aktivacije pri eksplozivnih gibih s starostjo spreminjajo. Spreminjanje vzorcev aktivacije pri eksplozivnih gibih ni enostavno (raziskave kažejo delno uspešnost učenja s povratno informacijo elektromiografije), zato želimo v drugem delu naloge preveriti, ali se da način aktivacije pri izvedbi eksplozivnega giba spremeniti tudi s povratno informacijo o hitrosti prirastka sile. Učinki vadbe so praviloma specifični, zato nas tudi zanima prenos učinkov vadbe na gibe, ki niso bili del vadbe.

1.1 Pomen eksplozivnih gibov v športu in starosti

Eksplozivnost, hitra moč, balistične akcije

Največja mišična moč (*angl.* maximal muscle strength) je definirana kot količina sile, ki jo mišica ali mišična skupina lahko proizvede s posamezno maksimalno kontrakcijo. Navor opisuje posledično rotacijo segmenta okoli sklepa. Hitra moč (*angl.* muscle power, explosive strength) je sposobnost izvesti mišično delo v časovni enoti. Če je moč definirana kot sposobnost proizvesti silo, je hitra moč definirana kot sposobnost hitrega razvoja sile. Mišične kontrakcije, ki so izvedene z največjo hitrostjo, pogosto imenujemo tudi balistične oz. eksplozivne kontrakcije. Njihova značilnost so kratki kontrakcijski časi in hitri prirastki sile (Desmedt in Godaux, 1977; Van Cutsem idr., 1998).

Eksplozivnost oz. sposobnost hitrih prirastkov sile lahko ocenjujemo z različnimi parametri. Pogosto uporabljen parameter hitre moči je hitrost prirastka sile (HPS, *angl.* RFD - rate of force development), ki je definirana kot naklon krivulje sila – čas (sprememba sile/ sprememba časa) (Slika 1.1). Pri mišičnih akcijah v sklepu, kjer spremljamo naklon krivulje navor – čas, pa kot hitrost prirastka navora (Aagaard, Simonsen, Andersen, Magnusson in Dyhre-Poulsen, 2002).



Slika 1.1: Hitrost prirastka sile. Hitrost prirastka sile (HPS) je definirana kot naklon krivulje sila – čas v začetnem obdobju naraščanja mišične sile (0–200 ms). (Aagaard idr., 2002)

Poleg HPS velja za pomemben parameter hitre moči tudi celoten impulz sile, ki se proizvede v določenem kontrakcijskem času (Aagaard idr., 2002; Baker, Wilson in Carlyon, 1994). Impulz sile je definiran kot površina pod krivuljo sila – čas (Sila * dt), impulz navora pa je definiran kot površina pod krivuljo navor – čas (Navor * dt).

Nekatere raziskave so eksplozivnost spremljale tudi kot čas, ki je potreben, da sila oz. navor doseže določeno vrednost oz. delež največje sile oz. navora (Aagaard idr., 2002; Hakkinen, Komi in Alen, 1985; Narici idr., 1996).

Pomen eksplozivnosti v športu

V številnih športnih aktivnostih je sposobnost hitrega razvoja sile enako ali celo bolj pomembna kot sama največja sila. Sposobnost doseganja hitrih prirastkov sile ima pomembno funkcionalno vlogo pri hitrih in silovitih mišičnih kontrakcijah. Tako npr. športi kot so sprint, karate in boks navadno vsebujejo gibalne čase od 50 do 250 ms, medtem ko za doseganje največje sile navadno potrebujemo več časa (Aagaard idr., 2002). Tako lahko pri hitrih gibih okončin kratki gibalni časi preprečijo, da bi razvili največjo silo. Prav zato je vsako povečanje hitrosti prirastka sile zelo pomembno, saj omogoča doseganje višje ravni sile v začetni fazi mišične kontrakcije, to je prvih 100 oz. 200 ms (Aagaard idr., 2002).

Pomen eksplozivnosti v starosti

Vloga eksplozivnosti v športu nam je na prvi pogled bolj domača, saj pomena hitrega razvoja sile pri eksplozivnih akcijah (teki, meti, udarci, brci ...) ni potrebno posebej poudarjati. Eksplozivnost ni le ena najpomembnejših sposobnosti v športu, temveč ima pomembno vlogo tudi v vsakdanjem življenju. Čas za razvoj določenega nivoja sile je prav tako pomemben kot največja absolutna sila ter velja za eno ključnih sposobnosti tekom celega življenja. Za starejšo osebo je ustrezna raven eksplozivnosti spodnjih okončin zelo pomembna za mobilnost: hojo, vzpenjanje po stopnicah, vstajanje iz postelje, stola ... Eksplozivnost ima pomembno vlogo pri hitrih premikih spodnjih okončin in stabilizaciji telesa po motnji ravnotežja. Vloga hitre moči je neprecenljiva pri preprečevanju padca, saj lahko starostnik le s hitro in eksplozivno reakcijo korigira izgubo ravnotežja in prepreči padec.

Izkazalo se je, da imajo starejše osebe, ki so že izkusile padec, v primerjavi s tistimi, ki še niso padle, manjšo največjo in hitro moč iztegovalk in upogibalk kolena kot tudi iztegovalk in upogibalk gležnja (Whipple, Wolfson in Amerman, 1987). Eno prvih študij, ki je izpostavila vlogo hitre moči v starosti, so izvedli Bassey idr. (1992), ki so ugotavljali, kako je hitra moč pozitivno povezana s funkcionalnimi nalogami zelo starih in oslabelih ljudi. Ugotovili so, da je hitra moč značilno povezana s funkcionalnimi merami, kot so vstajanje s stola, hoja po stopnicah in hitrost hoje (Bassey idr., 1992).

Hitra moč pa v primerjavi z največjo močjo v večji meri napove hitrost hoje (Cuoco idr., 2004), tveganje padca (Perry, Carville, Smith, Rutherford in Newham, 2007), tveganje za omejeno mobilnost (Bean idr., 2003), izvedbo funkcionalnih gibov (Sayers, Guralnik, Thombs in Fielding, 2005) ter funkcionalni status (merjen kot raven aktivnosti in lestvica mobilnosti) (Foldvari idr., 2000).

1.2 Značilnosti aktivacije balističnih/eksplozivnih gibov

Znotrajmišična koordinacija

Henneman (1965, v Moritani, 1994) je ugotovil, da se motorične enote (ME) vključujejo po principu velikosti, kar pomeni, da se najprej prožijo manjši motorični nevroni (MN), ki oživčujejo manjše ME, postopno se vklaplajo vedno večji MN, ki oživčujejo večje ME. Omenjeno zaporedje rekrutacije pa se v nekaterih situacijah lahko obrne – tako velja, da se večje ME (ki so praviloma tudi hitrejšje) aktivirajo pred počasnejšimi pri ekscentrični kontrakciji, električni stimulaciji ter draženju bolečinskih receptorjev. Veljalo je, da se selektivna rekrutacija hitrih ME pojavlja tudi pri eksplozivnih kontrakcijah, vendar večina študij obrnjenega zaporedja ni uspela potrditi (Desmedt in Godaux, 1977, 1978; Van Cutsem idr., 1998). Kaže, da Hennemanov princip rekrutacije ME ostaja tudi pri eksplozivnih akcijah, vendar se prag rekrutacije hitrih ME zniža: na začetku eksplozivne kontrakcije se vse ME rekrutirajo skoraj sočasno (hitre le malenkost zaostajajo za počasnimi). Upoštevati je potrebno, da veliki MN hitreje prevajajo impulze, tako se lahko zdi, da nekatere velike ME prehitevajo manjše ME.

Pri zavestni kontrakciji je sila mišice odvisna od kombinacije rekrutacije ME in frekvence proženja ME (Kukulka in Clamann, 1981; Moritani in Muro, 1987). Pri nižjih silah se sila stopnjuje predvsem na račun rekrutacije ME, medtem ko pri srednjih in velikih silah ta narašča s povečevanjem frekvence proženja ME (Kukulka in Clamann, 1981; Moritani in Muro, 1987). Ob proženju ME z nižjim pragom rekrutacije se mišična aktivacija kaže s proizvodanjem nižjih sil, vendar z odpornostjo na utrujanje. Z naraščanjem potrebe po večjih silah ali hitrejših akcijah pa se rekrutirajo utrudljive ME z višjim pragom rekrutacije (Freund, Büdingen in Dietz, 1975).

Vzorec proženja ME, ki ga lahko opredelimo kot časovno sosledje akcijskih potencialov (AP), se med naprezanji razlikuje. Izvedbo eksplozivnih gibov spremlja značilen vzorec mišične aktivacije. Motorične enote se pri eksplozivni kontrakciji prožijo z visokimi začetnimi frekvencami, ki lahko dosežejo tudi od 60 do 120 Hz (Desmedt in Godaux, 1977; Van Cutsem in Duchateau, 2005). Tak visokofrekvenčni izbruh (angl. burst) AP lahko traja 100 ms in se zmanjša pred dosegom največje sile (Van Cutsem idr., 1998). Visoke frekvence proženja motoričnih nevronov lahko spremljajo tudi dvojčki akcijskih potencialov, kar pomeni, da se posamezna motorična enota zaporedno sproži v 5 ms intervalu (Van Cutsem idr., 1998).

Predgibalna tišina

Pogosto opažen pojav pri izvedbi eksplozivnih gibov je prehodna inhibicija aktivnosti agonista, ki se zgodi neposredno pred prvo veliko EMG aktivnostjo mišice (Conrad, Benecke in Goehmann, 1983; Walter, 1989; Yabe, 1976). Pojav imenujemo predgibalna tišina (PGT, angl. premotor silence ali premotion silent period) in ga lahko opazujemo kot mirovanje EMG aktivnosti mišice, ki povprečno traja 80 ms (Conrad idr., 1983; Mortimer, Eisenberg in Palmer, 1987; Walter, 1989). Pogoji za pojav predgibalne tišine je predhodna tonična aktivnost mišice (Conrad idr., 1983; Yabe, 1976). Funkcionalna vloga PGT in njeni mehanizmi še niso dokončno pojasnjeni (Moritani, 1993). Najverjetnejša razlaga je, da se pri eksplozivnih gibih, ki zahtevajo aktivacijo čim večjega števila motoričnih enot, že aktivirani motorični nevroni tik pred gibom izključijo, tako so lahko vsi motorični nevroni v nerefraktorni fazi, kar v nadaljevanju prispeva k večji sinhronizaciji motoričnih enot (Conrad idr., 1983; Mortimer idr., 1987). Vzorec aktivacije mišice ob pojavljanju PGT lahko spremljamo kot začetno mirovanje EMG signala, ki mu sledi velika aktivnost mišice – izbruh v

prvem delu in nadaljnje zmanjšanje signala. Predgibalna tišina predstavljala merilo kvalitete izvedbe eksplozivnega giba, saj kaže prisotnost PGT pozitivno povezanost s hitrostjo izvedbe giba oziroma s hitrostjo prirastka sile (Conrad idr., 1983; Mortimer idr., 1987; Walter, 1989; Yabe, 1976).

Balistični oz. eksplozivni gibi so predprogramirani, kar pomeni, da potekajo po principu odprte zanke, brez povratne informacije (Desmedt in Godaux, 1979), v nasprotju s počasnimi tekočimi gibi, ki so izvedeni po principu zaprte zanke in upoštevajo povratno informacijo iz perifernih senzorjev.

Medmišična koordinacija

Poleg znotrajmišične koordinacije je pri izvedbi eksplozivnih akcij pomembna tudi medmišična koordinacija. Medmišično koordinacijo opazujemo kot koaktivacijo agonista in antagonistov (ter aktivacijo ostalih sinergistov, ki izvedejo gib) ali kot zaporedje aktivacije mišic v kinetični verigi. Povečana koaktivacija je lahko posledica zmanjšane recipročne inhibicije (ki jo uravnava Ia inhibitorni interneuron), povečane centralne aktivacije, ki vpliva predvsem na motorične nevrone antagonistov ali kombinacije obojega. Funkcionalna vloga koaktivacije je povečanje togosti sklepa in s tem stabilnosti spodnjih ali zgornjih okončin (Baratta idr., 1988).

Aktivnost antagonistov med balističnimi gibi je odvisna od gibalne strategije in se poveča ob potrebi po natančnem zaključku giba (Waters in Strick, 1981). Koaktivacija antagonistov se poveča pri učenju nove motorične naloge, ki zahteva hitro izvedbo giba, z vadbo in osvajanjem giba pa se stopnja koaktivacije zmanjša (Carolan in Cafarelli, 1992).

S kompleksnostjo giba se spreminja tudi vloga koaktivacije. Primer slednega je aktivacija mišice biceps femoris (BF), ki ima pri enosklepnem gibu iztega kolena vlogo antagonistov, ki poveča stabilnost kolenskega sklepa s tem, da vpliva na večji bruto navor v sklepu (neto navor se zmanjša). Pri večsklepem gibu iztega noge (izteg gležnja, kolena in kolka) ima mišica BF že bolj kompleksno nalogo, saj z večjo koaktivacijo ne poveča le stabilnosti sklepa (bruto navor), temveč lahko poveča tudi neto navor v sklepu (fenomen znan kot Lombardov paradoks). Pri skoku iz počepa, kjer se postopno vključujejo mišice kinetične verige pa mišica

BF nima več vloge antagonista, ampak postane ena od agonističnih mišic, ki začne gib z iztegom kolčnega sklepa (začetna vzravnavna trupa). Prav pri večsklepnih gibih, kjer gre za usklajeno delovanje mišic kinetične verige, je medmišična koordinacija še kako pomembna. Tako pri posameznikih pri skoku iz počepa lahko zaznamo dve različni strategiji vključevanja agonističnih in antagonističnih mišic: vzporedno aktivacijo, kjer se vse mišice kinetične verige vključijo sočasno, ali zaporedno aktivacijo, kjer se antagonisti aktivirajo pred agonisti po proksimalno-distalnem principu (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988).

1.3 Spremljanje električne aktivnosti mišice

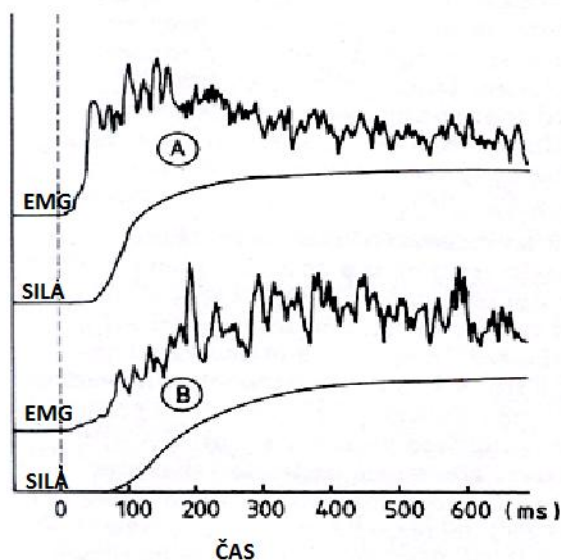
Pogosto uporabljena metoda za spremljanje živčno-mišičnega delovanja je elektromiografija (EMG). Elektromiografski zapis je posnetek akcijskih potencialov, ki se širijo vzdolž sarkoleme od motorične ploščice proti koncema mišičnih vlaken. EMG signal je posledica električne aktivnosti mišičnih vlaken med kontrakcijo (Enoka, 2002). Izvori signala so od elektrod ločeni z bioloških tkivom, ki deluje kot prostorski filter, propusten za nizke frekvence. Slednje pomembno vpliva na velikost amplitude in frekvenčno vsebino zajetega EMG signala. Z elektrodami, ki merijo spremembo napetosti, ki nastane kot posledica širjenja akcijskega potenciala po mišičnem vlaknu, zaznamo in zabeležimo EMG signal.

Poznamo dva načina merjenja EMG aktivnosti mišice: znotrajmišični (*angl.* intramuscular) EMG in površinski (*angl.* surface) EMG. Pri znotrajmišičnem EMG se elektrode namestijo v mišico, v neposredno bližino mišičnih vlaken, kar omogoča spremljanje akcijskih potencialov zelo blizu njihovega izvora. To pomeni, da je vpliv okolja na tokove, ki jih merimo, minimalen. Znotrajmišična metoda nam omogoča, da zaznamo akcijske potenciale posameznih motoričnih enot in jih tudi ločeno obravnavamo. Ta način omogoča spremljanje rekrutacije posameznih ME, frekvence proženja ME, sinhronizacijo ME ter pojavljanje dvojčkov ali trojčkov akcijskih potencialov.

Drugi, pogosteje uporabljen, način merjenja EMG aktivnosti mišice je površinski EMG, ki je v primerjavi z znotrajmišično metodo enostavnejši in neinvaziven. Na kožo nad mišico, katere aktivnost želimo meriti, namestimo eno, dve ali več elektrod ter eno referenčno elektrodo

(pogostejše je merjenje s parom površinskih aktivnih elektrod, ki se imenuje bipolarno). EMG signal, posnet s površinskimi elektrodami med zavestno mišično kontrakcijo, si lahko predstavljamo kot seštevek naključnega trenutnega prostorskega položaja vlakov akcijskih potencialov rekrutiranih motoričnih enot (Basmajian in De Luca, 1985). Zaradi namestitve na kožo nad mišico predstavlja površinski EMG enostavnejšo metodo merjenja, ki pa ima večje oz. drugačne omejitve kot znotrajmišični EMG.

Elektromiografski interferenčni signal zajet s površinskimi elektrodami predstavlja kompleksen seštevek rekrutacije in frekvenčne modulacije motoričnih enot. Poleg tega je amplituda EMG signala v veliki meri pod vplivom specifičnega vzorca seštevanja (*angl.* summation pattern) akcijskih potencialov posameznih motoričnih enot (Farina, Merletti in Enoka, 2004), na katero med drugim vpliva tudi stopnja sinhronizacije motoričnih enot (Keenan, Farina, Maluf, Merletti in Enoka, 2005). Na Sliki 1.2 lahko vidimo kako je jakost EMG signala povezana s hitrostjo prirastka sile. Kot že omenjeno, je električna aktivnost mišice odvisna od števila rekrutiranih ME in njihove frekvence proženja, torej enakih dejavnikov, ki definirajo mišično silo (Bigland-Ritchie, 1981; Moritani in Muro, 1987).



Slika 1.2: »Vzorednost« prirastka EMG in sile pri največjem izometričnem iztegu komolca. Na sliki A (zgoraj) lahko vidimo hitre prirastke EMG signala, ki so bili povezani s hitrim povečanjem sile. Na sliki B (spodaj) pa lahko tako pri krivulji EMG signala kot pri krivulji sile opazimo manjše prirastke. (Komi, 1986)

Uporaba tehnike površinskega EMG ima nekaj ovir: odštevanje amplitude, presluh in prostorsko variabilnost mišične aktivnosti (Hug, 2011). Odštevanje amplitude (*angl.* amplitude cancellation) se nanaša na odštevanje oz. izničevanje pozitivnih in negativnih faz

akcijskih potencialov motoričnih enot (Farina idr., 2004). Jakost EMG signala se zaradi odštevanja amplitud ne povečuje linearno z večanjem nivoja aktivacije sklada motoričnih enot. Normalizacija EMG signala na največjo izometrično hoteno kontrakcijo (NHK) lahko delno zmanjša težavo, vendar je ocenjeno, da pri zmernih nivojih mišične aktivnosti lahko povzroči precenitev EMG signala (tudi do 13 %) (Keenan idr., 2005). Presluh (*angl.* crosstalk) je definiran kot kontaminacija EMG signala, ki jo povzroči sosednja mišica (Hug, 2011).

Težava pri površinski elektromiografiji lahko nastopi tudi zaradi prostorske variabilnosti mišične aktivnosti, saj aktivnost mišice ni enaka oz. enotna na območju cele mišice (Holtermann, Roeleveld in Karlsson, 2005). Poleg lokacije elektrod glede na motorične končne ploščice (generacija akcijskega potenciala) in tetive (prenehanje akcijskega potenciala) se lahko na različnih lokacijah mišice jakost EMG signala razlikuje zaradi heterogene razporeditve mišičnih vlaken (npr. m. tibialis anterior) ali mehanske heterogenosti (npr. m. biceps femoris) (Chanaud, Pratt in Loeb, 1991). Tako omenjena prostorska variabilnost lahko zmoti interpretacijo EMG signala predvsem zaradi relativnega pomika elektrod po mišici med krčenjem (premik med kožo in mišico), saj se aktivnost mišice pogosto opazuje v dinamičnih pogojih in zaradi različne postavitve elektrod med osebami (variabilnost med merjenci), torej različnega področja zajema podatkov.

EMG signal lahko prikazujemo in analiziramo v časovnem in frekvenčnem prostoru. Analiza v časovnem prostoru nam omogoča, da lahko iz surovega površinskega EMG signala razberemo, kdaj je določena mišica aktivna in kdaj ne in kako se velikost signala iste mišice spreminja. Za nadaljnjo analizo moramo signal obdelati. Filter, prepusten za visoke frekvence (običajna spodnja mejna frekvenca je 5–20 Hz), nam omogoča poravnavo osnovne linije signala, ki zaradi gibanja mišice pri zajemanju EMG signala pogosto niha. Nato signal usmerimo tako, da vse negativne vrednosti (preko osnovne linije) preslikamo v pozitivne. Za analizo signala v časovnem prostoru lahko izračunamo amplitudo signala (aEMG) ali integriran EMG (iEMG). iEMG je izračun površine pod krivuljo usmerjenega signala v določenem časovnem intervalu. Enota merjenja je Vs (voltsekunda).

EMG signal lahko obdelamo tudi v frekvenčnem prostoru. Frekvenčna predstavitev signala nam pove, v kolikšni meri se na nekem časovnem intervalu signala pojavlja vsebina pri

določeni frekvenci. Osnovno orodje za frekvenčno analizo signalov je Fourierjeva transformacija.

Pri interpretaciji EMG vzorca ter sočasnem opazovanju mehanskih parametrov moramo upoštevati tudi elektromehansko zakasnitev. Elektromehanska zakasnitev je časovni zamik med aktivacijo mišice, vidno kot EMG signal, in razvojem mišične sile (Hug, 2011). Prvi del elektromehanske zakasnitve je posledica potovanja depolarizacijskega signala s površine mišice v notranjost mišice in sklapljanje kontraktilnih mehanizmov (aktina in miozina), ki povzročijo krajšanje mišičnega vlakna. V drugem delu zakasnitve se sila, ki so jo razvili kontraktilni elementi, prenese po pasivnih delih serialnih elastičnih elementov (tetivi in aponevrozi), kar je nato navzven vidno kot razvoj sile. Elektromehanska zakasnitev je zatorej v veliki meri odvisna od mehanskih značilnosti tetiv in aponevroz, ki se med posamezniki razlikujejo (Abellaneda, Guissard in Duchateau, 2009).

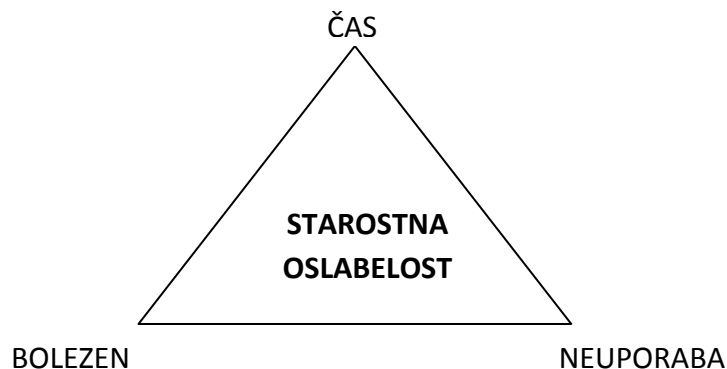
1.4 Spremembe živčno-mišičnega sistema v starosti

Starostna oslabelost

V procesu staranja doživlja človeško telo številne spremembe, ki se navadno kažejo kot postopen upad vseh motoričnih sposobnosti in zmanjšana raven aktivnosti, kar posledično lahko vodi v oslabelost oz. slabotnost (*angl.* frailty) ter omejeno mobilnost in izgubo samostojnosti.

Starostno oslabelost sestavljajo tri dimenzije (Bortz, 1982), prikazane na Sliki 1.3. Prva dimenzija, čas, neusmiljeno odplavlja energijo in vitalnost. Nikomur še ni uspelo ustaviti koraka časa. Druga dimenzija, bolezen, je pogojena z notranjimi napakami ali zunanji agenti, ki poškodujejo sisteme telesa in vodijo k slabotnosti, sistemski utrujenosti, oslabelosti. Tekom razvoja znanosti in tehnologije so bila odkrita preventivna sredstva in zdravila za marsikatero bolezen. Tretja dimenzija je neuporaba (*angl.* disuse), čeprav ne toliko izpostavljena, a prav tako pomembna v procesu spreminjanja iz kreposti v oslabelost. V nasprotju s prvima dvema dimenzijama se lahko neuporabo nadzira oz. uravnava; večina

posameznikov ima, znotraj nekaterih omejitev, skoraj popoln nadzor nad tem, v kolikšni meri bodo uporabljali svoje mentalne, fizične in socialne kapacitete (Bortz, 1982).



Slika 1.3: Tri dimenzije starostne oslabelosti: čas, bolezen in neuporaba. (Bortz, 1982)

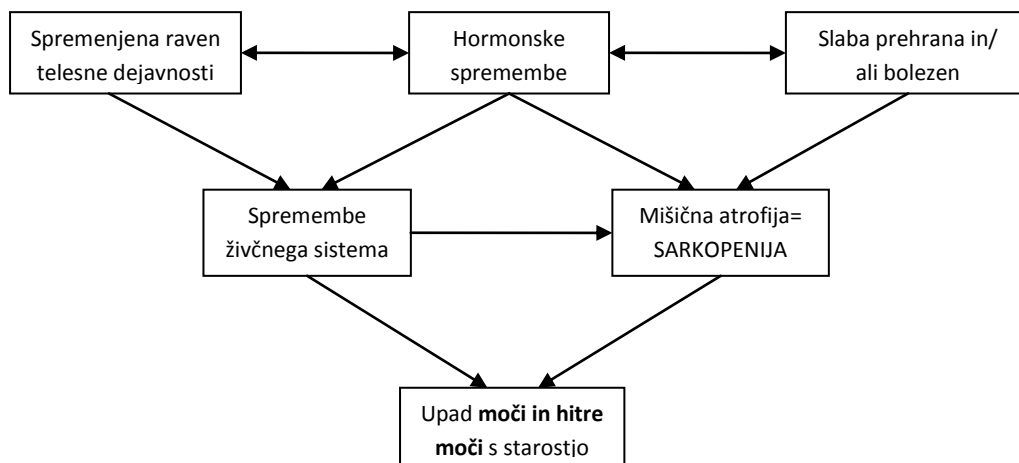
Upad moči

Ena od pomembnejših motoričnih sposobnosti, ki starejši osebi omogoča izvajanje vsakdanjih gibov in ohranjanje samostojnosti, je mišična moč. Velikost posameznikove mišične mase in njena funkcija se tekom človekovega življenja zelo spreminjata z začetnimi hitrimi prirastki zaradi rasti in poznejšim postopnim upadanjem na račun staranja (Spiriduso, Francis in MacRae, 2005). Največjo mišično moč dosežemo v starosti od 20 do 30 let, ki v naslednjih 20 letih življenja zelo malo upade, po 60. letu starosti pa je upad bolj izrazit (Doherty, Vandervoort, Taylor in Brown, 1993; Frontera, Hughes, Lutz in Evans, 1991; Häkkinen in Häkkinen, 1991; Narici, Bordini in Cerretelli, 1991; Porter idr., 1995).

Večina sedečih starejših odraslih oseb doživi po 50. letu povprečen upad moči 1 % na leto, bolj strm upad, približno 3 % na leto, sledi po 70. letu starosti (Spiriduso idr., 2005). Kaže, da je upad moči podoben pri zgornjih in spodnjih okončinah (Izquierdo idr., 1999); prav tako ni razlike med proksimalnimi in distalnimi mišicami (Porter idr., 1995). Raziskave, ki so primerjale izometrično moč iztegovalk kolena mlajših in starejših oseb kažejo, da dosegajo starejše osebe (60–80 let) v povprečju 61–76 % vrednosti sile mlajših oseb (Overend, Cunningham, Kramer, Lefcoe in Paterson, 1992; Young, Stokes in Crowe, 1985).

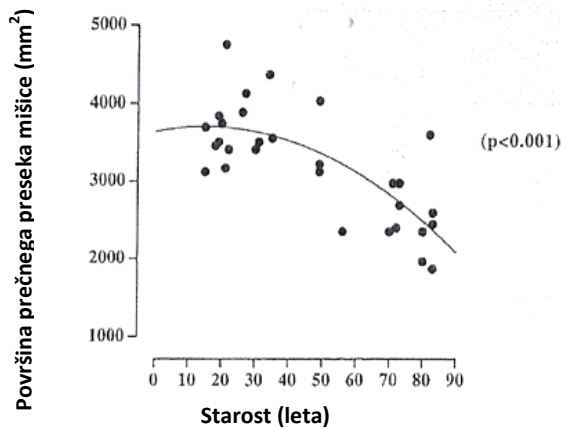
Zmanjšanje moči s starostjo je posledica več dejavnikov, ki so predstavljeni na Sliki 1.4. Upad moči v starosti je v največji meri posledica izgube mišične mase, ki se imenuje sarkopenija (Frontera idr., 1991). Sarkopenija, ki se ji ne morejo izogniti niti najbolj aktivne starejše

osebe, pomeni zmanjšanje mišične mase s starostjo in posledično tudi zmanjšanje moči. Na sarkopenijo vpliva spremenjeno hormonsko ravnovesje, saj se v starosti zmanjša raven androgenih hormonov (Häkkinen in Pakarinen, 1993). Mišično atrofijo pospeši tudi slaba prehrana, prisotnost bolezni ter zmanjšan obseg in nižja intenzivnost vsakdanje telesne dejavnosti. Upad mišične mase s starostjo je precej manjši pri posameznikih, ki ohranjajo zdrave in redne prehranjevalne navade ter hkrati v svojo telesno dejavnost vključujejo tudi vadbo za moč. Starost in starostno onemoglost pogosto spremlja pomanjkanje apetita, ki vodi v podhranjenost in oslabelost. Kombinacija slabe prehrane in telesne nedejavnosti pospeši začaran krog sarkopenije. Izguba mišične mase povzroči izgubo telesnih funkcij in postopoma zmanjša mobilnost, ki je pogoj za samostojno bivanje.



Slika 1.4: Predlagani mehanizmi, ki vodijo k upadu moči in hitre moči s starostjo. (Porter, Vandervoort in Lexell, 1995)

Lexell, Taylor in Sjöström (1988) so ugotovili, da se prečni presek mišice vastus lateralis med 20. in 80. letom zmanjša za 40 %, upad se začne po 25. letu, do 50. leta se zmanjša za 10 %, sledi pospešeno zmanjševanje (Slika 1.5).



Slika 1.5: Prečni presek mišice vastus lateralis v odvisnosti od starosti. (Lexell, Taylor in Sjöström, 1988)

Spremembe živčnega sistema

S staranjem se začne zmanjševati število motoričnih enot, upad približno 1 % na leto se začne že po 30. letu starosti, po 60. letu se izguba še poveča, upad števila motoričnih enot pa je še posebej očiten v distalnih mišicah (McComas, 1998). Zmanjševanje števila motoričnih enot se zgodi zaradi odmiranja motoričnih nevronov v hrbtenjači. Preživele motorične enote (večinoma tip I) se povečajo v številu vlaken, saj reinervirajo nekatera vlakna, katerih prejšnji motorični nevron je odmrl. Posledica je povečanje inervacijskega razmerja (število mišičnih vlaken na motorični nevron) v starosti (Doherty idr., 1993). V primerih, ko se inervacijsko razmerje znatno spremeni (poveča), lahko to poslabša tudi fino kontrolo mišične kontrakcije (mišično koordinacijo).

Raziskave kažejo, da se v starosti zmanjša odziv refleksa H tako v mirovanju (Scaglioni idr., 2002) kot tudi med stojo in hojo (Kido, Tanaka in Stein, 2004). Razlog za manjši odziv refleksa H v starosti bi lahko bila zmanjšana vzdražnost motoričnih nevronov in/ali večja presinaptična in/ali posinaptična inhibicija. Opažanja, da je latenca refleksa H v starosti daljša, kažejo na to, da se prevodna hitrost perifernih živcev v starosti zmanjša (Scaglioni idr., 2002).

Upad mišične mase v starosti (sarkopenija) je glavni dejavnik, ki prispeva k zmanjšanju mišične moči v starosti. Opažanja, da se mišična moč zmanjša v večji meri kot mišična masa, nakazujejo, da lahko na upad moči vplivajo tudi živčni dejavniki. Zavestno aktivacijo lahko pojmuje kot nivo živčnega dotoka v mišico med največjo hoteno kontrakcijo. Ugotovitve

raziskav, kjer je bila preučevana sprememba nivoja zavestne aktivacije v starosti, si nasprotujejo. Kaže, da so spoznanja o nivoju mišične aktivacije odvisna od metode merjenja, značilnosti merjencev, mišične skupine in tudi od tipa kontrakcije (Klass, Baudry in Duchateau, 2007). V številnih študijah je bilo ugotovljeno, da se nivo aktivacije starejših oseb pri največji hoteni izometrični kontrakciji ne razlikuje od tistega pri mlajših (Kent-Braun in Ng, 1999; Klass, Baudry in Duchateau, 2005), medtem ko nekateri poročajo o nižjem nivoju aktivacije v starosti (Jakobi in Rice, 2002; Yue, Ranganathan, Siemionow, Liu in Sahgal, 1999).

Potrebno je omeniti, da so predstavljene študije spremljale izometrične enosklepne naloge, in da je spremenjena koordinacija centralnega živčnega sistema lahko zelo pomembna pri dinamičnih akcijah, kjer je vključenih več mišičnih skupin.

Nivo mišične aktivacije pri različnih starostnih skupinah so opazovali tudi v dinamičnih pogojih. Kaže, da ni opaziti starostnih razlik v nivoju aktivacije pri koncentričnih in ekscentričnih kontrakcijah izvedenih s kotno hitrostjo do 240°/s (Klass idr., 2005). Slednja spoznanja ne izključujejo možnosti, da je nivo aktivacije omejitveni dejavnik pri zelo visokih hitrostih (Aagaard idr., 2002; Kent-Braun in Ng, 1999). Tako tudi Hakkinen idr. (1998) poročajo o manjši EMG aktivnosti pri starejših pri hitrem sonožnem izometričnem iztegu noge. Omenjeno nakazuje možnost deficita hitre rekrutacije in nenadnih visokih frekvenc sproženja motoričnih enot, ki so potrebne za izvedbo hitrih balističnih kontrakcij (Van Cutsem in Duchateau, 2005).

Spremembe v mišici

Upad mišične mase s starostjo je posledica izgube mišičnih vlaken in zmanjšanja velikosti posameznega mišičnega vlakna (predvsem hitrih – tip II) (Lexell idr., 1988). Zmanjšanje števila mišičnih vlaken se lahko zgodi zaradi nepopravljivih poškodb na vlaknih ali zaradi trajne prekinitve stika med živcem in mišičnim vlaknom (denervacija). Kaže, da se deležu vlaken zgodi denervacija, čeprav je v pozni starosti mogoča tudi reinervacija. Tista mišična vlakna, ki so trajno denervirana, nadomesti maščobno in fibrozno tkivo. Tako se s starostjo vzporedno z upadom mišične mase povečuje delež maščobnega in vezivnega tkiva v mišici (Kent-Braun in Ng, 2000). Pri mladih osebah je 70 % mišice sestavljene iz mišičnega tkiva, pri starejših pa je omenjen delež mišičnega tkiva le 50 % (Lexell idr., 1988). Omenjena infiltracija

maščobnega in vezivnega tkiva pomeni, da je dejansko zmanjšanje mišičnega kontraktilnega tkiva lahko še večje kot zmanjšanje volumna mišice in prečnega preseka (Porter idr., 1995).

Študije, ki se proučevale starostne spremembe specifične moči (sila na prečni presek mišice), nimajo enotnih zaključkov (Deschenes, 2004). Ena najbolj merodajnih raziskav Frontera idr. (2000), kjer so primerjali specifično moč mladih in starih, kaže, da se ta ne razlikuje, ko jo opazujejo na nivoju cele mišice pri največji hoteni kontrakciji mišice quadriceps. Analiza na celičnem nivoju je po drugi strani pokazala starostno razliko; tako počasna kakor tudi hitra mišična vlakna, izolirana od mišice quadriceps, so kazala 30 % nižjo specifično napetost pri starejših (Frontera idr., 2000). Upad razmerja sila – mišična masa v starosti je lahko posledica številnih anatomskih, mehanskih in živčnih faktorjev (Doherty, 2003; Frontera idr., 2000).

Starost prinaša tudi spremembe kontraktilnih lastnosti mišice, saj se hitrost, s katero aktin drsi mimo miozina, zmanjša za 25 % (Höök, Sriramoju in Larsson, 2001). Pri starejših osebah je zaznati podaljševanje kontrakcijskega in relaksacijskega časa skrčka (Doherty in Brown, 1997). Vandervoort in McComas (1986) sta kontrakcijske čase skrčkov (plantarnih in dorzalnih fleksorjev) merila pri osebah starih od 20 do 80 let in ugotovila, da se podaljšujejo linearno s starostjo (Vandervoort in McComas, 1986). Podaljševanje skrčka bi lahko predstavljalo večjo učinkovitost kontrakcije pri starejših, saj so za doseg želenega nivoja mišične sile in tetaničnega zlitja potrebne nižje frekvence živčnih impulzov (Davies, Thomas in White, 1986).

2 PREDMET IN PROBLEM

2.1 Vloga posamezne mišice pri eksplozivnih gibih

Eksplozivno akcijo lahko izvedemo v koncentričnih ali izometričnih pogojih in v ekscentrično-koncentričnih pogojih (Schmidbleicher, 1984). Uspešnost koncentrične in izometrične kontrakcije, ki se kaže v velikem prirastku sile, pospešku in hitrosti gibanja, je odvisna tako od živčnih mehanizmov (rekrutacije motoričnih enot, frekvence proženja in sinhronizacije motoričnih enot ter medmišične koordinacije), kakor tudi od mišičnih dejavnikov (prečni presek mišice, dolžina mišice, razmerje mišičnih vlaken). Uspešna izvedba ekscentrično-koncentrične kontrakcije je bolj kompleksna; dodatni živčni mehanizmi, ki vplivajo na to so: predaktivacija, refleksna potenciacija, refleksna inhibicija, aktivnost v zavestno kontrolirani fazi; pri mišičnih dejavnikih pa so pomembni: prečni presek mišice, dolžina mišice in tetive, elastičnost mišice in tetive ter razmerje mišičnih vlaken (prevzeto po: Schmidbleicher, 1984). V nalogi se bomo posvetili samo prvemu tipu mišičnega naprežanja – koncentričnemu in izometričnemu naprežanju.

Ista mišica v okviru različnih eksplozivnih nalog deluje v različnih vlogah. Primer mišice, ki je pri enosklepnih akcijah agonist, pri večsklepnih pa predstavlja ali proksimalno ali distalno mišico v kinetični verigi, je mišica vastus lateralis (VL). Tako pri iztegu kolena (enosklepno gibanje) deluje mišica VL kot glavni agonist (skupaj z ostalimi glavami mišice quadriceps). Mišica VL predstavlja pri iztegu noge v nožni preši (večsklepno gibanje) mišico kinetične verige; pri tej akciji pričakujemo aktivacijo mišice VL sočasno z ostalimi sinergisti. Pri skoku iz počepa (večsklepno gibanje) je mišica biceps femoris (BF) proksimalna mišica, mišica VL pa distalna mišica kinetične verige. Pri uspešni izvedbi skoka iz počepa se pojavlja proksimalno-distalno zaporedje vključevanja mišic (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988), kar omogoča prenos energije med segmenti. Zato bomo lahko primerjali, ali se vzorci aktivacije mišic pri enosklepnih akcijah ujemajo z vzorci aktivacije teh istih mišic pri večsklepnih izometričnih in koncentričnih akcijah, kjer prihaja ali pa ne do proksimalno-distalnega principa.

Enosklepne akcije iztega kolena lahko imenujemo tudi naloge odprte kinetične verige (OKV), medtem ko so večsklepne akcije iztega noge v nožni preši in skok iz počepa naloge zaprte

kinetične verige (ZKV). Naloge OKV se pogosto uporabljajo v diagnostiki, raziskavah in rehabilitaciji, medtem ko se naloge ZKV smatrajo kot bolj funkcionalne in bliže vsakdanjim aktivnostim (Augustsson in Thomeé, 2000; Stensdotter, Hodges, Mellor, Sundelin in Häger-Ross, 2003).

2.2 Vzorec aktivacije, ko je mišica v različnih vlogah

Nekatere študije so nakazale, da se koordinacija mišic iztegovalk kolena pri nalogah OKV in ZPV razlikuje. Stensdotter idr. (2003) so vzorec aktivacije vseh štirih glav velike stegenske mišice (m. quadriceps) opazovali pri eksplozivnem submaksimalnem izometričnem iztegu kolena – OKV in iztegu noge (kot v kolku 90°, v kolenu 130°) – ZKV. EMG aktivnost mišice vastus medialis (VM) je bila večja pri nalogah ZKV kot pri nalogah OKV, medtem ko je aktivnost mišice rectus femoris (RF) večja pri OKV kot pri ZKV (Stensdotter idr., 2003). Pri spremljanju mišice VL niso zaznali razlik v aktivnosti mišice med nalogami OKV in ZKV. Primerjava začetka EMG aktivnosti glav velike stegenske mišice kaže bolj sočasno aktivacijo pri nalogah ZKV (latence okoli 65 ms), medtem ko so latence pri OKV bolj razpršene (od 55 ms VM do 63 ms RF) in za vse mišice krajše kot pri ZKV (Stensdotter idr., 2003). Spet druga raziskava ne ugotavlja razlik v začetku EMG signala mišic VM in VL pri nalogah ZKV in OKV (Karst in Willett, 1995).

Spremljanje predgibalne tišine

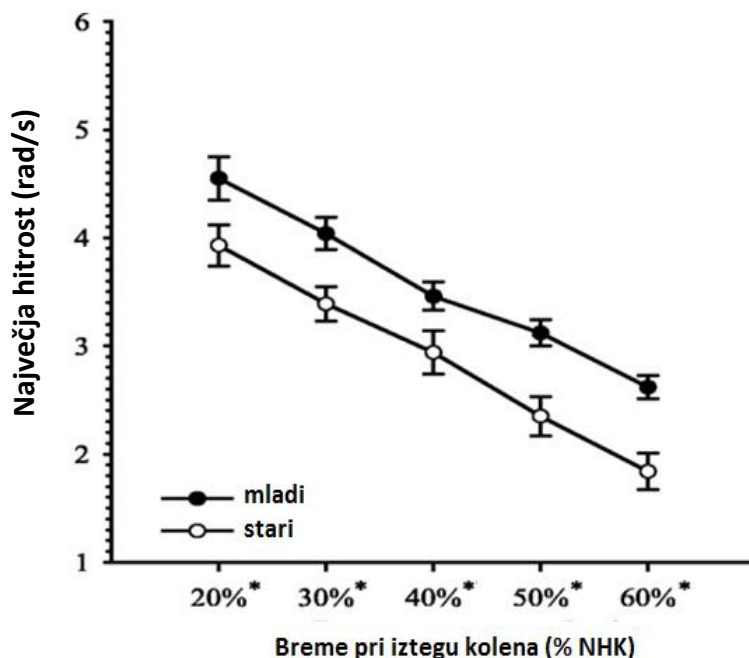
Kot že omenjeno, predstavlja predgibalna tišina specifičen vzorec aktivacije mišice in pomembno kvaliteto izvedbe eksplozivne kontrakcije. Pojavljanje PGT pri eksplozivnih gibih je bilo največkrat spremljano med dinamičnim iztegom ali upogibom komolca (Aoki, Tsukahara in Yabe, 1989; Conrad idr., 1983; Mortimer idr., 1987; Walter, 1989; Zehr, Sale in Dowling, 1997) kakor tudi pri skoku iz počepa (Kawahats in Miyashita, 1983; Yabe, 1976). Pojav PGT ni omejen le na dinamično izvedbo giba, temveč so ga zaznali tudi pri eksplozivnem izometričnem upogibu komolca (Walter, 1988; Wierzbicka, Wolf, Staude, Konstanzer in Dengler, 1993) in upogibu (Van Cutsem in Duchateau, 2005) ter iztegu gležnja

(Tsukahara, Aoki, Yabe in Mano, 1995). Nismo našli raziskav, ki bi primerjale pojavljanje PGT v pogojih, ko mišica nastopa v različnih vlogah (enosklepni, večsklepni gib ...).

2.3 Spremembe eksplozivnosti ter mišične aktivacije v starosti

Upad hitre moči v starosti

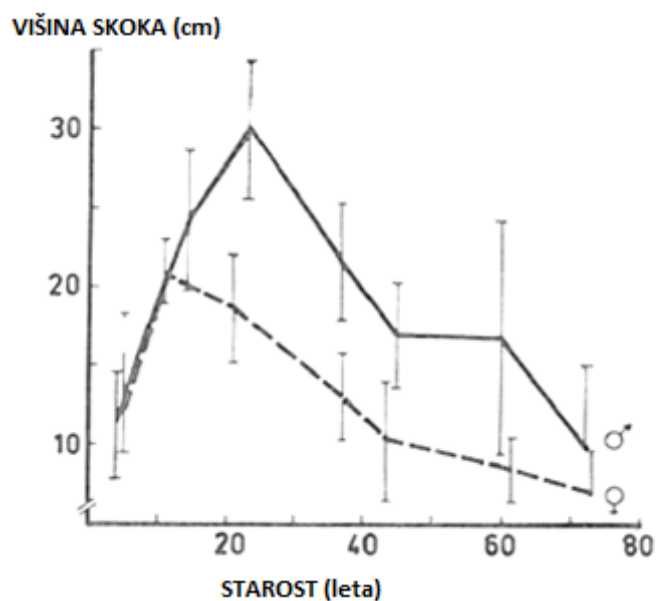
Staranje vodi v zmanjšanje največje mišične moči, upad hitre oz. eksplozivne moči pa je v starosti še bolj izrazit (Bosco in Komi, 1980; Häkkinen in Häkkinen, 1991; Izquierdo, Aguado, Gonzalez, Lopez in Hakkinen, 1999; Klass, Baudry in Duchateau, 2008). Hitra moč naj bi nazadovala z dvakrat hitrejšim tempom kot največja moč (Petrella, Kim, Tuggle, Hall in Bamman, 2005), omenjen upad hitre moči med 60. in 89. letom za iztegovalke nog znaša kar 3,5 % na leto (Bassej idr., 1992; Skelton, Greig, Davies in Young, 1994). Sposobnost hitrega razvoja sile vsebuje komponente moči in hitrosti, tako da upad ene ali druge lastnosti vpliva na upad hitre moči. V starosti je opaziti pomik krivulje breme – hitrost navzdol (Slika 2.1) (Petrella idr., 2005), kar tudi prispeva k večjemu upadu hitre moči v starosti.



Slika 2.1: Hitrost iztega kolena v odvisnosti od teže bremena pri mlajših in starejših. Breme je bilo določeno kot delež največjega bremena. Značilna razlika v hitrosti izvedbe med starostnima skupinama pri vseh relativnih bremenih (20–60 %). (Petrella idr., 2005) *p < 0,05

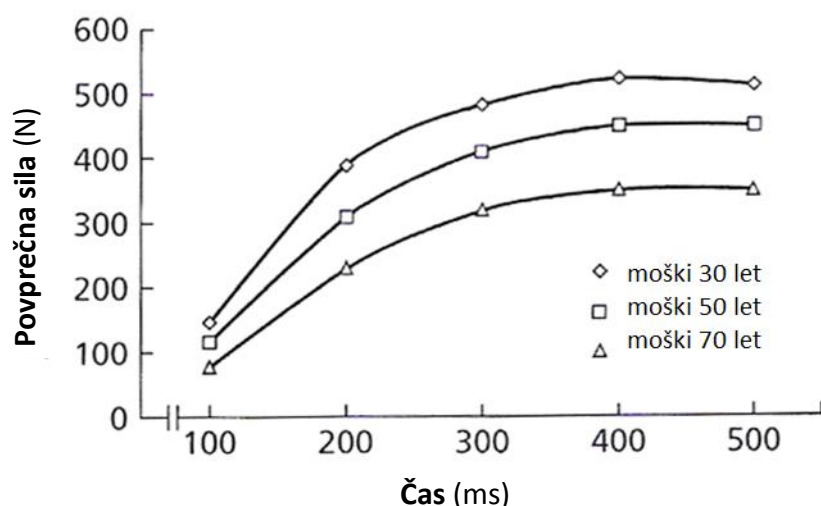
Proces staranja spremlja izrazit upad sposobnosti hitrega razvoja sile. Nižje hitrosti prirastka sile pri starejših osebah v primerjavi z mlajšimi so bile izmerjene tako pri izometričnih kontrakcijah (Barry, Warman in Carson, 2005; Häkkinen in Häkkinen, 1991; Häkkinen idr., 1998; Izquierdo, Aguado idr., 1999; Klass idr., 2008; Thelen, Schultz, Alexander in Ashton-Miller, 1996) kot tudi v dinamičnih pogojih (Bassey idr., 1992; Bosco in Komi, 1980; Häkkinen idr., 1998).

Kot primer upada eksplozivnosti z leti je prikazan upad višine vertikalnega skoka (Bosco in Komi, 1980) (Slika 2.2).



Slika 2.2: Višina skoka iz počepa v odvisnosti od starosti pri moških in ženskah. (Bosco in Komi, 1980)

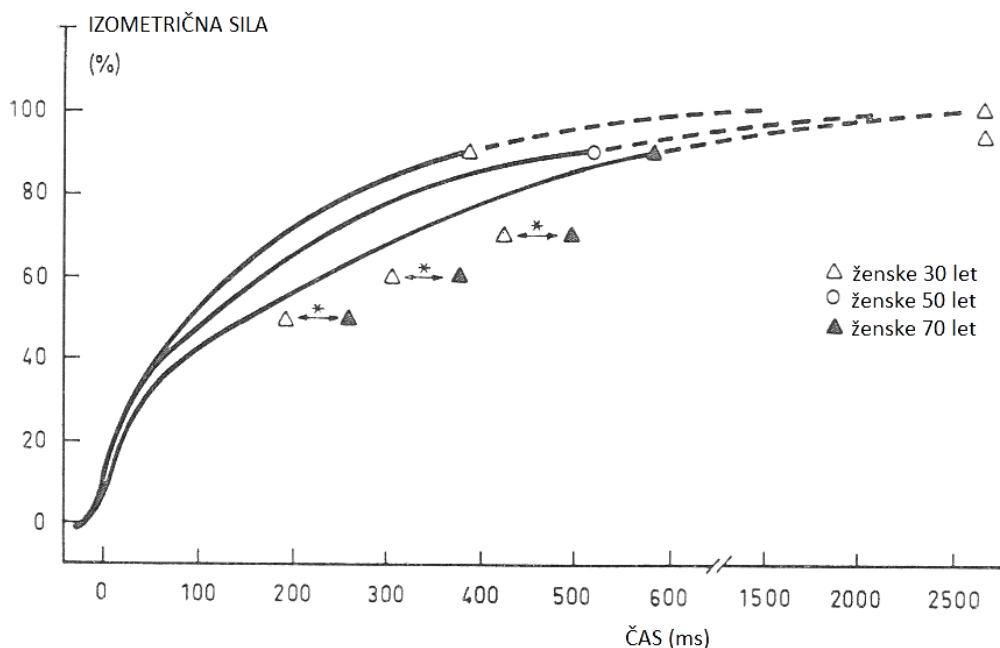
Upad eksplozivne moči lahko opazujemo tudi kot drastično razliko v krivulji sila – čas med mladimi, odraslimi in starejšimi osebami (Häkkinen in Häkkinen, 1991; Häkkinen idr., 1996; Häkkinen, Pastinen, Karsikas in Linnamo, 1995) (Slika 2.3).



Slika 2.3: Krivulje sila – čas pri sonožnem izometričnem iztegu nog pri moških treh različnih starostnih skupin. (Häkkinen idr., 1995)

Obliko krivulje sila – čas pa lahko gledamo tudi na relativni skali, glede na delež posameznikove največje sile. Tudi oblika relativne krivulje sila – čas se s starostjo spremeni (Häkkinen in Häkkinen, 1991); na Sliki 2.4 lahko vidimo, kako sposobnost eksplozivnega razvoja sile z leti upada. Podobno ugotavljajo tudi Klass idr. (2008), ki so pri eksplozivnem upogibu gležnja pri mlajših osebah v primerjavi s starejšimi izmerili večje prirastke sile tudi pri relativnem HPS (glede na NHT).

Vendar ne poročajo vsi avtorji o upadu relativnega HPS; Thelen idr. (1996) so hitrost prirastka sile merili pri upogibu in iztegu gležnja mlajših in starejših ljudi. Mlajši so imeli pri obeh akcijah višje največje absolutne HPS, medtem ko ni bilo zaznati razlik v času, ko sta mlajša in starejša skupina dosegli delež največje sile (Thelen idr., 1996). Podobno ugotavljajo tudi Clarkson, Kroll in Melchionda (1981), ki so pri eksplozivnem izometričnem iztegu kolena izmerili višje absolutne vrednosti HPS pri mlajših, med starostnima skupinama pa se relativna HPS ni razlikovala.



Slika 2.4: Relativne krivulje sila – čas pri sonožnem izometričnem iztegu nog pri ženskah treh različnih starostnih skupin. Relativne krivulje so bile izračunane kot delež največje sile proizvedene pri eksplozivni izometrični kontrakciji. (Häkkinen in Häkkinen, 1991) * $p < 0,05$

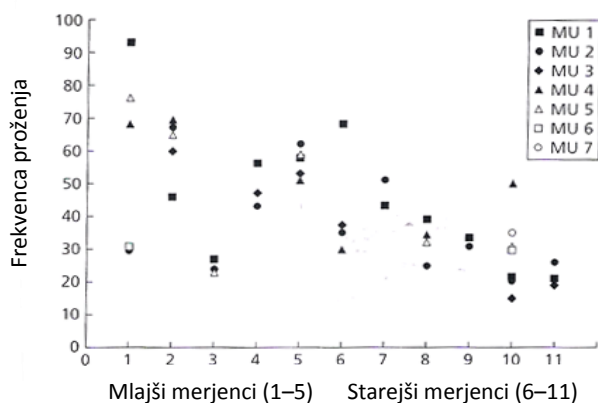
Spremembe mišične aktivacije v starosti

Razloge za zmanjšanje hitre moči s starostjo lahko iščemo v strukturnih spremembah mišice; učinki atrofije so večji na tip II kot na tip I mišična vlakna (Lexell idr., 1988). Upad vlaken tipa II dramatično vpliva na eksplozivnost, saj naj bi imela omenjena hitra mišična vlakna štirikrat večjo moč kot vlakna tipa I (Faulkner, Claflin in McCully, 1986). Vendar to le delno pojasni večji upada hitre moči v primerjavi z največjo močjo v starosti, na katerega lahko vpliva tudi zmanjšana največja zavestna aktivacija agonističnih mišic ali spremembe v stopnji koaktivacije agonistov in antagonistov.

Nižje frekvence proženja akcijskih potencialov

Spremembe kontraktilnih lastnosti mišice v starosti, ki se kažejo kot podaljšanje kontrakcijskega in relaksacijskega časa (Doherty in Brown, 1997), spremljajo tudi spremembe frekvence proženja motoričnih enot med maksimalno in submaksimalno kontrakcijo. Kaže, da je sprememba vzorcev proženja motoričnih enot neke vrste prilagoditev na spremembe strukture in kontraktilnih lastnosti motoričnih enot. Kamen, Sison, Du in Patten (1995) med

mladimi in starimi niso opazili razlik v najnižji frekvenci sproženja motoričnih enot ob rekrutaciji oz. pri nizkem nivoju sile, medtem ko so bile frekvence pri maksimalnih oz. submaksimalnih kontrakcijah pri starejših nižje (Kamen idr., 1995) (Slika 2.5). Upočasnitev kontrakcijskih lastnosti motoričnih enot s staranjem lahko starejšim osebam omogoči doseganje tetaničnega zlitja pri nižjih frekvencah kot pri mlajših. Tako bi lahko na upad največjih frekvenc sproženja, bolj kot na omejitvev, gledali kot na živčno prilagoditev, saj višje frekvence sproženja ne bi doprinesle k višji sili (Klass idr., 2007).



Slika 2.5: Frekvence sproženja motoričnih enot pri mlajših in starejših osebah. (Kamen, Sison, Du in Patten, 1995)

Klass idr. (2008) so pri hitrem izometričnem upogibu gležnja spremljali frekvence sproženja motoričnih enot pri starejših. Ugotavljajo upad frekvence sproženja ME pri starejših, saj so bile frekvence v prvih treh intervalih med vrhovi akcijskih potencialov (*angl.* interspike interval) kar 19, 28 in 34 % nižje kot pri mlajših. Avtorji prav tako poročajo, da so pri izbruhu EMG signala pri starejših zaznali manjši delež motoričnih enot (45 %), ki so se prožile kot dvojčki akcijskih potencialov (interval med vrhom akcijskega potenciala < 5 ms) (Klass idr., 2008).

Glede na to, da je sposobnost hitrega (hotenega) razvoja sile v starosti bolj prizadeta kot električno vzdražen skrček (~ 10 %) (Klass idr., 2008), lahko sklepamo, da s starostjo povezan upad največjih frekvenc sproženja akcijskih potencialov poleg upočasnitve kontrakcijskih lastnosti mišice v veliki meri prispeva k upadu hitrih hotenih kontrakcij (Kamen idr., 1995; Klass idr., 2007, 2008). Čeprav se v starosti pri postopni največji kontrakciji in eksplozivni kontrakciji aktivira isto število hitrih motoričnih enot, se frekvence sproženja motoričnih enot pri omenjenih načinih razlikujejo. Prav upad najvišjih frekvenc sproženja motoričnih enot, ki

so potrebne za uspešno izvedbo hitrih eksplozivnih kontrakcij, ima usoden vpliv na omenjeno sposobnost hitrih prirastkov sile.

EMG aktivnost mišice v starosti

S površinsko elektromiografijo se pogosto spremlja s starostjo pogojene spremembe aktivacije mišice, vendar ima primerjava EMG parametrov med mladimi in starimi določene omejitve. Koža, podkožno tkivo in sloj maščobe, ki delujejo kot filter med mišico in detekcijskimi elektrodami, se med starostnimi skupinami lahko zelo razlikujejo, (Klass idr., 2007). Dodaten problem lahko predstavlja prostorska variabilnost mišice oz. razlike v razporeditvi teritorijev motoričnih enot mlajših in starejših merjencev (Klass idr., 2008).

Ne glede na omejitve so študije pri izometričnih kontrakcijah pri starejših zaznale zmanjšanje povprečne amplitude EMG signala (Esposito, Malgrati, Veicsteinas in Orizio, 1996; Macaluso idr., 2002; Merletti, Farina, Gazzoni in Schieroni, 2002) in povprečne frekvence močnostnega spektra (Esposito idr., 1996). Avtorji sklepajo, da razlike v velikosti amplitude EMG signala ne izvirajo le iz razlik v debelini in prevodnosti slojev med mišico in elektrodami, temveč je razlog najverjetneje v nižjih frekvencah proženja motoričnih enot (Kamen idr., 1995) in manjšem številu rekrutiranih motoričnih enot, kot posledica izgube ME (Doherty idr., 1993). Kot možen vzrok za zmanjšanje EMG signala omenjajo tudi manjšo sinhronizacijo motoričnih enot v starosti.

Klass idr. 2005 nasprotno niso opazili nobenih razlik med mladimi in starimi v povprečni absolutni EMG aktivnosti; prav tako ni bilo razlik, ko so EMG normalizirali na največjo amplitudo vala M (Klass idr., 2005).

EMG signal pri eksplozivni kontrakciji

Klass idr. 2008 so iEMG signal mišice tibialis anterior pri eksplozivnem izometričnem upogibu gležnja normalizirali na iEMG signal pri NHK. Primerjava normaliziranega EMG signala v začetnih delih eksplozivne kontrakcije (prvih 25 in 50 ms) ni pokazala razlik med mladimi in starimi, medtem ko so v obdobju do največjega HPS (~ 75 ms) mlajši dosegali višje vrednosti (Klass idr., 2008).

Clark idr. (2011) so hitrost prirastka mišične aktivacije merili pri osebah srednjih let, mobilnih starejših osebah ter starejših osebah z omejeno mobilnostjo. Kvaliteto oz. uspešnost živčno-mišične aktivacije pri eksplozivnem iztegu nog v nožni preši (s konstantnim bremenom 260 N in 70 % največjega bremena) so spremljali kot predgibalni čas (čas od porasta EMG signala do porasta sile) ter kot prirastek EMG signala (normaliziranega na NHT) v obdobju predgibalnega časa. Ugotovili so, da je bil predgibalni čas značilno daljši le v starejši skupini z omejeno mobilnostjo, prav tako je imela omenjena skupina značilno manjšo velikost relativnega EMG v obdobju predgibalnega časa. Slednje kaže, da upočasnitev prirastkov živčno-mišične aktivacije ni zgolj posledica biološkega staranja, temveč je v veliki meri povezana z zmanjšanimi živčnimi funkcijami, ki prispevajo k omejeni mobilnosti.

EMG aktivnost antagonistov

Povečana koaktivacija lahko zmanjša izvedbo agonističnih mišic tako z nasprotujočo mehansko akcijo antagonističnih mišic kakor tudi z recipročno inhibicijo. Določena raven koaktivacije je navadno koristna, saj služi kot stabilizacija sklepa. Velikost koaktivacije je največkrat izražena kot delež EMG aktivnosti antagonističnih mišic (glede na aktivnosti pri največji kontrakciji, ko so mišice v vlogi agonistov).

Podobno kot pri spremljanju nivoja mišične aktivacije v starosti, so tudi spoznanja o spremembi koaktivacije v starosti zelo različna. Nekatere študije, ki so spremljale velikost koaktivacije antagonistov pri največji izometrični kontrakciji, poročajo o višji koaktivaciji starejših (Izquierdo, Ibanez idr., 1999; Klein, Rice in Marsh, 2001), medtem ko nekatere med mladimi in starimi niso zaznale razlik (Klass idr., 2005; Morse idr., 2004; Pousson, Lepers in Van Hoecke, 2001). Macaluso idr. (2002) ugotavljajo, da lahko nasprotujoči rezultati izvirajo iz proučevane mišične skupine, saj je bila večja koaktivacija pri starejših izmerjena pri izometričnem iztegu kolena, medtem ko pri upogibu ni bilo razlik (Macaluso idr., 2002). Podobno ugotavlja tudi študija, ki je večjo koaktivacijo starejših ugotovila pri iztegu vratu, vendar pri upogibu razlik ni bilo zaznati (Valkeinen, Ylinen, Mälkiä, Alen in Häkkinen, 2002). O nasprotujočih si rezultatih poročajo prav tako Simoneau, Martin in Van Hoecke (2005), ki so spremljali upogib in izteg skočnega sklepa. Presenetljivo poročajo avtorji o manjši koaktivaciji pri starejših pri iztegu skočnega sklepa in podobni koaktivaciji mladih in starih pri upogibu skočnega sklepa.

Prav tako se spoznanja o koaktivaciji v starosti razlikujejo pri merjenju v dinamičnih pogojih. Izquierdo idr. (1999) so izmerili višjo koaktivacijo pri starejših pri koncentričnem iztegu noge. Razlik v koaktivaciji med mladimi in starimi ni bilo zaznati pri dinamičnem upogibu skočnega sklepa (Klass idr., 2005) in upogibu komolca (Pousson idr., 2001).

Povečana koaktivacija skupaj z zmanjšano koordinacijo med sinergističnimi mišicami lahko zmanjša neto navor v sklepu in hitre prirastke v moči (Barry idr., 2005). Na povečano koaktivacijo v starosti lahko gledamo tudi kot na svojevrstno kompenzacijo organizma na oslabljenje živčno-mišične funkcije, saj starejši z večjo aktivacijo antagonistov povečajo togost sklepa (Hortobágyi in DeVita, 2000).

Starostne spremembe moči in eksplozivnosti pri moških in ženskah

Raziskave, ki so spremljale spremembe moči v starosti pri moških in ženskah, poročajo, da je upad moči pri obeh spolih primerljiv in izrazit po šesti dekadi življenja (Lindle idr., 1997; Porter idr., 1995; Sayers, 2007; Vandervoort in McComas, 1986).

Doherty in sod. (1993) ugotavljajo, da je upad največje sile s starostjo (razlika med 30- in 70-letniki) pri moških in ženskah podoben, in sicer tako pri umetno vzdraženi kontrakciji (skrček) ~ 33 %, kakor tudi pri največji hoteni kontrakciji ~ 33 % (Doherty idr., 1993).

Moški so v vseh življenjskih obdobjih močnejši od žensk (Vandervoort in McComas, 1986). Frontera in sod. (1991) so pri starejših ženskah izmerili absolutno moč, ki je znašala 42–62 % moči starejših moških. Ko so moč izrazili na kilogram mišične mase, so se razlike med spoloma zmanjšale oz. so izginile. Slednje kaže na to, da je mišična masa glavni dejavnik s starostjo in spolom pogojenih razlik v moči (Frontera idr., 1991).

Izgubo mišičnih vlaken, ki med 50. in 80. letom znaša 50 % in je bila izmerjena pri moških (Lexell idr., 1988), pa lahko pripišemo tudi ženskam (Faulkner, Larkin, Claflin in Brooks, 2007), saj se nakazujejo podobne, če ne celo enake relativne spremembe v mišični masi (Frontera idr., 1991).

Študije so pogosto obravnavale upad eksplozivnosti (hitrost prirastka sile) s starostjo, združeno za moške in ženske (ne glede na spol) (Barry idr., 2005; Klass idr., 2008). Skupna obravnava moških in žensk je prav tako uveljavljen pristop pri spremljanju sprememb v

aktivaciji mišice s starostjo (Clark idr., 2011; Harridge, Kryger in Stensgaard, 1999; Klass idr., 2005, 2008; Yue idr., 1999).

Z raziskavama, ki sta spremljali, kako se nivo aktivacije mišic razlikuje s starostjo in spolom, je bilo ugotovljeno, da so tako starejši moški kot ženske sposobni zavestno aktivirati mišico v podobni meri kot mlajši moški in ženske (Klass idr., 2005; Vandervoort in McComas, 1986).

2.4 Vpliv vadbe na hitro moč in vzorec mišične aktivacije

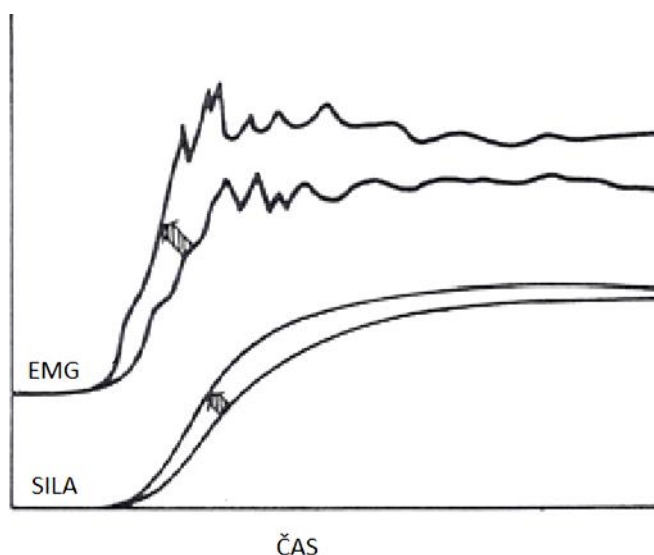
Za vadbo je značilna specializacija, kar pomeni, da se živčno-mišični sistem specifično prilagodi karakteristikam naloge, ki jo vadimo (Sale, 1992). Značilnosti naloge, ki vplivajo na prilagoditev so: drža (položaj) med vadbo, tip mišične kontrakcije ter breme in hitrost kontrakcije (Duchateau in Hainaut, 1984; Hakkinen, Alen in Komi, 1985; Thorstensson, Grimby in Karlsson, 1976).

Pri tekočem oz. postopnem razvoju izometrične sile se vzorec mišične aktivacije razlikuje od tistega pri eksplozivni izometrični kontrakciji (pri kateri želimo čim hitreje razviti silo). Pri vadbi s počasnimi izometričnimi napreznji lahko pričakujemo izboljšanja predvsem v specifičnem območju sila – hitrost, ki se bo odvijalo v območju nizkih hitrosti. Pri eksplozivnih izometričnih napreznjih je vzorec mišične aktivacije podoben tistemu pri eksplozivnih koncentričnih napreznjih (rekrutacija velikega števila ME, visoke frekvence proženja ME ter sinhronizacija ME) (Desmedt in Godaux, 1979). Slednje odpira možnost, da so učinki eksplozivne izometrične vadbe na izboljšanje hitre moči primerljivi s tistimi, ki jih povzroči vadba hitrih dinamičnih izvedb. Izkazalo se je, da ima že način priprave (namera maksimalno hitre izvedbe giba) pomemben vpliv na razvoj hitre moči, saj se je ne glede na tip mišičnega napreznja pri eksplozivni vadbi (izometrično ali koncentrično) hitrost prirastka sile podobno povečala (Behm in Sale, 1993).

Za eksplozivno vadbo (vadba za moč z velikimi ali majhnimi bremenimi s ciljem čim hitreje izvesti gib – eksplozivno) so značilne specifične prilagoditve; bolj kot spremembo največje sile se pri omenjeni vadbeni metodi pričakujejo spremembe v začetnem delu razvoja sile, torej povečanje hitrega prirastka sile.

Časovni potek mišičnih in živčnih adaptacij

Vadba za moč vodi k spremembam živčno-mišičnega sistema, kar lahko pripišemo številnim živčnim in mišičnim dejavnikom. Številne raziskave potrjujejo, da lahko povečanje moči po vadbi za moč pripišemo spremembam mišične morfologije in živčnega sistema (Aagaard, 2003; Moritani, 1993; Sale, 1992). V začetnem obdobju vadbe za moč se povečanje v moči zgodi predvsem na račun živčnih dejavnikov, sledi obdobje ko k povečanju moči prispevajo živčni in mišični dejavniki (hipertrofija), po 3–5 tednih vadbe pa hipertrofija postane glavni dejavnik (Moritani in deVries, 1979). Živčni mehanizmi, ki kažejo prilagoditev na vadbo, so: sprememba rekrutacije motoričnih nevronov, frekvenca proženja, vzdražnost motoričnih nevronov, kortikospinalna vzdražnost in koaktivacija antagonističnih mišic (Aagaard, 2003; Sale, 1992). Na Sliki 2.6 so prikazane spremembe EMG signala in hitrosti prirastka sile po vadbi.



Slika 2.6: Pričakovane spremembe EMG in sile kot posledica eksplozivne vadbe za moč. Puščici nakazujeta premik krivulj EMG – čas in sila – čas v pričakovano smer. (Komi, 1986)

Dejstvo, da se izboljšanje v moči po vadbi za moč zgodi tudi zaradi živčnih mehanizmov, lahko potrdimo s sledečimi ugotovitvami: v prvih tednih vadbe je izboljšanje moči veliko večje kot samo povečanje mišične mase, poleg tega povečanje moči ni omejeno le na mišice, ki so vključene v vadbo, ampak se učinek vadbe lahko prenese tudi na kontralateralno (nasprotno) okončino, ki ni vključena v vadbo (*angl.* cross edukacija) (Enoka, 1997; Moritani in deVries, 1979).

Vpliv eksplozivne vadbe na hitre prirastke sile

Aagaard idr. (2002) so spremljali vadeče, ki so 14 tednov izvajali vadbo za moč z velikimi bremenami, ki je vključevala različne eksplozivne vaje za iztegovalke noge, kolena in gležnja. Po vadbenem obdobju so meritve eksplozivnega izometričnega iztega kolena poleg HPS pokazale povečanje impulza navora v prvih 100 in 200 ms. Izboljšala se je tudi normalizirana HPS, vendar le v zelo kratkem začetnem obdobju (čas potreben za doseg $1/6$ največjega navora pri NHK se skrajša), medtem ko se čas za doseg $1/2$ in $2/3$ NHK ni spremenil (Aagaard idr., 2002).

Tudi nekatere druge študije kažejo na spremembo normalizirane HPS le pri nižjih vrednostih največje sile, medtem ko se čas za doseg višjega deleža največje vrednosti (60 in 90 %) ne spremeni (Hakkinen, Komi idr., 1985). Spet druge študije niso ugotovile nikakršnega učinka vadbe za moč na normalizirano HPS (Häkkinen in Komi, 1986; Narici idr., 1996).

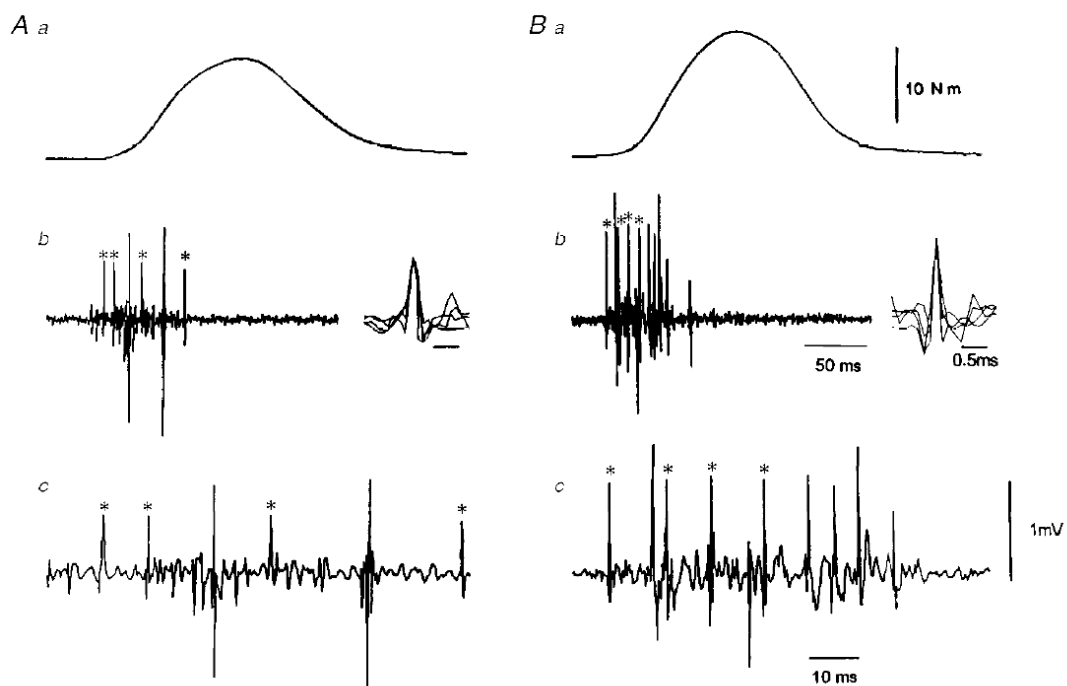
Vpliv eksplozivne vadbe na povečano aktivnost mišice oz. spremembo vzorca aktivacije

Posledica večtedenske oz. večmesečne vadbe za moč je lahko povečana živčno-mišična aktivnost, ki se kaže kot povečanje amplitude EMG signala in naj bi odražala povečan eferenten živčen dotok v mišična vlakna (Aagaard idr., 2002; Del Balso in Cafarelli, 2007; Hakkinen, Alen in Komi, 1985; Hakkinen in Komi, 1983; Hortobágyi in DeVita, 2000; Van Cutsem idr., 1998). Vendar vsem raziskavam ni uspelo zaznati povečanja EMG aktivnosti mišice kot posledice vadbe za moč (Narici idr., 1996; Rich in Cafarelli, 2000).

Kaže, da sposobnost proženja supramaksimalnih frekvenc akcijskih potencialov služi bolj povečanju največjega prirastka sile kot povečanju največje sile (Sale, 1992). Van Cutsem idr. (1998) so spremljali učinke 12-tedenske eksplozivne vadbe upogiba gležnja. Po vadbi so na začetku največje eksplozivne kontrakcije z znotrajmišičnim EMG izmerili višje frekvence proženja motoričnih enot mišice tibialis (Slika 2.7). Avtorji poročajo o 6-kratnem povečanju pojavljanja dvojčkov akcijskih potencialov (intervali med vrhovi akcijskih potencialov < 5–10 ms) posamezne motorične enote (iz 5,2 na 32,7 % pri vseh motoričnih enotah). Vzporedno z višjimi frekvencami akcijskih potencialov se je kot posledica balistične vadbe za moč povečala tudi hitrost prirastka sile (Van Cutsem idr., 1998).

Aagaard idr. (2002) so poleg izboljšanja hitrosti prirastka sile kot posledico vadbe za moč zaznali tudi povečanje amplitude (v prvih 100 ms) in hitrost prirastka EMG. Avtorji so omenjene spremembe pripisali povečani frekvenci proženja akcijskih potencialov v zgodnji fazi mišične aktivacije.

Že 4-tedensko vadbeno obdobje se je v raziskavah izkazalo za dovolj dolgo za uspešno povečanje hitrosti prirastka sile in hkrati povečanje EMG aktivnosti mišic. Barry in sod. (2005) so 4 tedne, 3-krat tedensko izvajali vadbo, ki je vsebovala 4 serije po 6 ponovitev eksplozivnih upogibov komolca. Po vadbenem obdobju so izmerili izboljšanje HPS, impulza 100 in 200 ms, večjo amplitudo EMG signala in hitrost prirastka EMG v prvih 100 ms (Barry idr., 2005). Tudi Del Balso in Cafarelli (2007) sta že po 4 tednih izometrične vadbe iztega gležnja (3-krat tedensko, 6 serij po 10 ponovitev) zaznala povečanje HPS in amplitudo ter hitrost prirastka EMG mišic iztegovalk gležnja (Del Balso in Cafarelli, 2007).



Slika 2.7: Vpliv eksplozivne vadbe na aktivnost posamezne motorične enote pri balistični kontrakciji. Krivulje predstavljajo mehansko silo (a) in znotrajmišični EMG z oddaljenim (b) in približanim pogledom (c). Aktivnost posamezne motorične enote m. tibialis anterior pri balistični kontrakciji pred (A) in po (B) eksplozivni vadbi. Slika levo (A) prikazuje tipičen primer vzorca proženja posamezne motorične enote netrenirane mišice s kratkim razmikom med prvima dvema vrhoma akcijskih potencialov (AP), ki mu sledijo daljša obdobja med vrhovi AP (prvi trije intervali 8, 23 in 36 ms). Slika desno (B) prikazuje tipičen primer vzorca proženja posamezne motorične enote trenirane mišice, kjer se visoka frekvenca vrhov AP ohranja tudi v sledečih vrhovih AP (prvi trije intervali med vrhovi AP 11,8, 10 in 11 ms). Zvezdice označujejo proženje iste motorične enote. (Van Cutsem idr., 1998)

Spreminjanje vzorcev aktivacije pri eksplozivnih gibih ni enostavno. Vpliv vadbe na pojavljanje PGT, fenomena, ki ga raziskave povezujejo z uspešno izvedbo eksplozivne akcije, ni bil pogosto proučevan. Predgibalne tišine ne zaznamo pri vseh osebah ne v vseh posameznikovitih poskusih, poleg tega med posameznim poskusi lahko traja različno dolgo. Vse omenjeno kaže na to, da PGT ni avtomatičen del motoričnega programa in bi lahko bil tudi naučen motoričen odziv (Moritani, 1993; Mortimer idr., 1987).

Walter (1989) je pri vadečih uspel povečati pogostost pojavljanja PGT. S pomočjo EMG povratne informacije so vadeči izvedli 90 eksplozivnih iztegov komolca. Po vadbi se je pri polovici vadečih PGT pojavila v več kot polovici poskusov, kar je značilno izboljšanje v primerjavi s pojavljanjem pred vadbo. Tisti, ki pri katerih se je PGT pojavila, so imeli tudi večje izboljšanje hitrosti giba (Walter, 1989).

Specifičnost odziva

Kot že omenjeno, je za vadbo značilna specifičnost, kar pomeni, da so vplivi na živčno-mišični sistem najbolj vidni pri pogojih naloge, ki jo vadimo (Sale, 1992). Povečanje v moči se ne prenese na vse naloge, v katere je vključena vadeča mišica. Izkazalo se je, da vadba dinamičnega giba veliko bolj poveča breme pri samem dvigu kot silo v izometričnih pogojih (Rutherford in Jones, 1986), kar kaže na pomen izboljšanja medmišične koordinacije pri izvedbi giba.

Duchateau in Hainaut (1984) sta primerjala vpliv eksplozivnega izometričnega in dinamičnega treninga. Avtorja sta z umetno vzdraženimi električnimi tetaničnimi kontrakcijami preverjala spremembe značilnosti mišice in ugotovila, da se je HPS povečala v večji meri po hitrem dinamičnem treningu kot po izometričnem treningu (Duchateau in Hainaut, 1984).

Behn in Sale (1993) sta prišla do drugačnih spoznanj. Avtorja sta primerjala dinamičen in izometričen balističen trening (kontrakcije s čim večjo HPS) in ugotovila, da oba vadbena tipa podobno povečata HPS (Behn in Sale, 1993) ter zaključila, da je bolj kot sam tip kontrakcije (koncentrično oz. izometrično) pomemben način oz. priprava na izvedbo (želja narediti maksimalno eksplozivno).

Na osnovi predstavljenega lahko predmet naloge opredelimo kot proučevanje vzorcev aktivacije pri različnih eksplozivnih nalogah pri mlajših in starejših osebah in učinkov vadbe na spremembo tega vzorca.

Problem naloge je ugotavljanje razlik med mlajšimi in starejšimi osebami pri vzorcih aktivacije pri različnih eksplozivnih nalogah (enosklepni, večsklepni gib oz. izometrična ali koncentrična kontrakcija z malim ali velikim bremenom). Zanima nas, ali je na vzorec mišične aktivacije možno vplivati ter ali je morebitno spremembo možno prenesti na gibe, ki niso bili del vadbe.

3 CILJI

Cilj naloge je bil:

- Ugotoviti morebitne razlike v vzorcu aktivacije med različnimi eksplozivnimi gibi pri mlajših in starejših osebah.
- Ugotoviti morebitne razlike v vzorcu aktivacije med mlajšimi in starejšimi osebami pri različnih eksplozivnih gibih.
- Preveriti učinek modela vadbe z enostavno povratno informacijo na spremembo vzorca aktivacije pri mlajših.
- Ugotoviti, ali se učinki vadbe ene gibalne naloge prenašajo tudi na druge gibalne naloge.

4 HIPOTEZE

V skladu z zastavljenimi cilji smo postavili sledeče hipoteze:

H1: Pri mladih osebah bodo med različnimi eksplozivnimi nalogami razlike v znotrajmišični koordinaciji.

H2: Pri mladih osebah bodo med različnimi eksplozivnimi nalogami razlike v medmišični koordinaciji.

H3: Pri starejših osebah bodo med različnimi eksplozivnimi nalogami razlike v znotrajmišični koordinaciji.

H4: Pri starejših osebah bodo med različnimi eksplozivnimi nalogami razlike v medmišični koordinaciji.

H5: Med mlajšimi in starejšimi osebami bodo razlike v znotrajmišični koordinaciji.

H6: Med mlajšimi in starejšimi osebami bodo razlike v medmišični koordinaciji.

H7: Vadba z enostavno povratno informacijo bo spremenila znotrajmišično koordinacijo.

H8: Spremenjen vzorec aktivacije zaradi vadbe se bo pojavil pri različnih eksplozivnih nalogah (prenos učinka vadbe na različne pogoje mišičnega naprežanja).

5 METODE DELA

5.1 Vzorec merjencev

V raziskavo je bilo vključenih 20 mlajših oseb starih od 19 do 30 let (povprečna starost $24,0 \pm 3,3$ let) in 15 starejših oseb starih od 65 do 76 let (povprečna starost $69,1 \pm 3,7$ let) obeh spolov (več o značilnosti merjencev v poglavju rezultati). Sodelujoči so bili zdravi, niso jemali zdravil, ki bi lahko vplivala na njihov živčni sistem (antidepresivi, pomirjevala, analgetiki, poživila), bili so sposobni izvajati eksplozivne gibe. Merjenci so se v prostem času ukvarjali z različnimi aktivnostmi, vendar niso bili vključeni v redni trenažni proces, prav tako so bili naprošeni, da v času trajanja eksperimenta ne spreminjajo svojih gibalnih navad (ohranijo raven aktivnosti). Udeleženci so sodelovali prostovoljno. Pred začetkom meritev so bili merjenci obveščeni o vsebini eksperimenta in njegovih ciljih ter so dali pisni informirani pristanek. Celoten potek eksperimenta je v skladu s Helsinško-tokijsko deklaracijo. Raziskava je bila odobrena s strani Etične komisije Fakultete za šport.

Dodatni kriterij pri izbiri starejših oseb

Starostna meja 65 let za začetek »starosti« je pogosto uporabljen mejnik, ki na podlagi kronološke starosti uvrsti posameznika v starejše življenjsko obdobje. Starostna skupina od 65 do 76 let je bila določena na podlagi klasifikacije Spiriduso idr. (2005), ki osebe teh let uvršča v skupino »mlajših starejših oseb«. Zavedamo se, da se kronološka starost lahko zelo razlikuje od biološke in da se posamezniki v tem starostnem obdobju lahko zelo razlikujejo po svojih psiho-fizičnih sposobnostih ter ravni aktivnosti. Da bi vzorec čim boljše predstavljal populacijo, smo uvedli dodatni vključitveni kriterij. Vsi starejši merjenci so pred meritvami opravili standardiziran test, za katerega smo imeli orientacijske vrednosti, ki so bile pridobljene na velikem številu starejših ljudi (več kot 7000) (Rikli in Jones, 2001). Test vstajanja s stola (število ponovitev v 30 sekundah) je uveljavljena in pogosto uporabljena metoda ugotavljanja moči spodnjih okončin starejših oseb ter je v visoki povezanosti s hitrostjo hoje, sposobnostjo vzpenjanja po stopnicah in ravnotežjem (Bohannon, 1995; Csuka in McCarty, 1985). Test vstajanja s stola je dobro orodje za prepoznavanje normalnega, s starostjo povezanega, upada sposobnosti (Csuka in McCarty, 1985) in za

oceno tveganja za padce (Tinetti, Speechley in Ginter, 1988). Vključitveni kriterij za naše merjence je bil, da se uvrstijo med 1. in 3. kvartil (25-75 percentil) glede na rezultate za njihovo starostno skupino, kar je 12–18 vstajanj za moške in 10–16 vstajanj za ženske (Rikli in Jones, 2001).

5.2 Potek eksperimenta

Eksperiment je bil izveden v Laboratoriju za kineziologijo na Fakulteti za šport v Ljubljani. Raziskava je bila sestavljena iz dveh delov. Prvi del je obsegal primerjavo različnih gibalnih nalog in razlik med mlajšimi in starejšimi osebami. V drugem delu smo preverjali učinke vadbe in je vključeval le mlajše osebe.

V prvem delu eksperimenta so merjenci laboratorij obiskali dvakrat. Na prvem (spoznavnem) obisku so se seznanili s testnimi nalogami in merilnim postopkom. Poleg tega smo na spoznavnem obisku merjence izprašali o morebitnih poškodbah, zdravstvenem stanju in ravni aktivnosti, določili smo njihovo dominantno nogo ter opravili test vstajanja iz stola (samo pri starejših merjencih). Prav tako smo izmerili največje breme (1RM), ki so ga merjenci z dominantno nogo lahko premaknili pri iztegu kolena (enosklepni gib) in iztegu noge (večsklepni gib).

V drugem obisku, ki je sledil en teden pozneje, smo opravili glavne meritve. Meritve so se začele s standardiziranim ogrevanjem (6 minut stopanja na 20 cm visoko klopco s frekvenco 0,5 Hz), sledile so meritve NHK (največja hotena kontrakcija) iztegovalk in upogibalk kolena. Največjo hoteno kontrakcijo smo merili na izometrični kolenski opornici (domača izdelava). Merjenec je sedel v opornici, kot v kolku in kolenu je bil 90°, pričvrščen je bil v bokih, opora je bila nameščena na distalnem koncu goleni (tik nad gležnjem). Pred izvedbo NHK je v kolenski upornici sledilo specifično ogrevanje – postopno stopnjevanje sile (40, 60 in 80 % NHK). Med NHK pri iztegu kolena (spremljanje mišice VL) in upogibu kolena (spremljanje mišice BF) smo beležili največjo silo ter največji EMG signal omenjenih mišic. Merjenec je naredil dve ponovitvi. Največja amplituda EMG signala mišice VL (povprečena na sekundnem intervalu) je bila v nadaljevanju uporabljena za določanje vrednosti predaktivacije oz. začetnega nivoja sile pri izvedbi eksplozivnih gibov, in sicer 20 % največje amplitude. Vrednost EMG signala med NHT je pozneje služila tudi za normalizacijo EMG signala.

V glavnem delu meritev so merjenci izvedli sledeča eksplozivna naprežanja:

- izometrično iztegovanje kolena,
- koncentrično iztegovanje kolena s 35 % 1RM,
- koncentrično iztegovanje kolena z 90 % 1RM,
- izometrično iztegovanje noge,
- koncentrično iztegovanje noge s 35 % 1RM,
- koncentrično iztegovanje noge z 90 % 1RM,
- skok iz počepa.

**v nalogi sta uporabljena izraza:*

izteg kolena – enosklepni gib na napravi za iztegovanje kolena

izteg noge – večsklepni gib (izteg kolka, kolena in gležnja) v nožni preši

Merjenci so vsako nalogo opravili 3-krat, med ponovitvami in posameznimi gibi je bilo 2 minuti odmora. Zaporedje izvajanja nalog je bilo določeno z žrebanjem.

V drugi fazi raziskave je sledila vadba eksplozivnih gibov. V eksperiment (vadbena in kontrolna skupina) so bile vključene le tiste mlade osebe, ki jim na kvalifikacijskem testu ni uspelo doseči predgibalne tišine. Kvalifikacijski test za določanje pogostosti pojavljanja predgibalne tišine je bil eksploziven izometričen izteg kolena.

Po vadbenem obdobju smo pri mlajših merjencih (vadbena in kontrolna skupina) izvedli zaključne meritve, ki so potekale na enak način kot uvodne meritve; ohranilo se je zaporedje izvajanja nalog ter posameznikove nastavitve (oddaljenost opore, položaj sedala ter naklon hrbtne opore).

5.3 Meritve

Vsi testi razen skoka iz počepa so se izvajali enonožno. Merjenec je dobil jasno navodilo, da izvede gib čim hitreje oz. čim bolj eksplozivno. Pri izometričnih naprežanjih je bil cilj čim hitreje razviti največjo silo in jo zadržati približno 1 sekundo. Pri koncentričnih naprežanjih pa čim hitreje izvesti gib do največje možne amplitude. Pred izvedbo eksplozivnega mišičnega naprežanja je merjenec razvil predaktivacijo oz. prednapetost (20 % največje amplitude EMG signala). Pri skoku iz počepa je bil odziv izveden v čim krajšem času ob hkratnem doseganju

čim večje višine skoka. V primeru, če je tik pred koncentrično ali izometrično kontrakcijo merjenec naredil nasproten gib – ekscentrična faza (vidna kot upad sile glede na začetni nivo), je bil poskus razveljavljen in je nalogo izvajal ponovno.

5.3.1 Izometrično iztegovanje kolena (KI)

- merjenec je sedel na upornici za izometrično iztegovanje kolena (lastna konstrukcija) (Slika 5.1)
- medenica in prsni koš sta bila pričvrščena (fiksirana) na stol, kot v kolenu in kolku je bil 90°



Slika 5.1: Izometrično iztegovanje kolena na kolenski upornici pri mlajši in starejši osebi.

5.3.2 Koncentrično iztegovanje kolena z majhnim bremenom (KK35)

- merjenec je sedel na trenažerju za izteg kolena (Technogym, Gambettola, Italija), ki je bil opremljen s sistemom za merjenje sil (Slika 5.2)
- medenica in prsni koš sta bila pričvrščena (fiksirana) na stol, kot v kolku je bil 90° , začetni kot v kolenu je bil 90°
- uporabljena je bila utež 35 % največjega bremena



Slika 5.2: Koncentrično iztegovanje kolena na trenažerju za izteg kolena pri mlajši in starejši osebi.

5.3.3 Koncentrično iztegovanje kolena z velikim bremenom (KK90)

- enaka namestitev kot pri koncentričnem iztegu kolena z majhnim bremenom
- utež je predstavljala 90 % največjega bremena

5.3.4 Izometrično iztegovanje noge (NI)

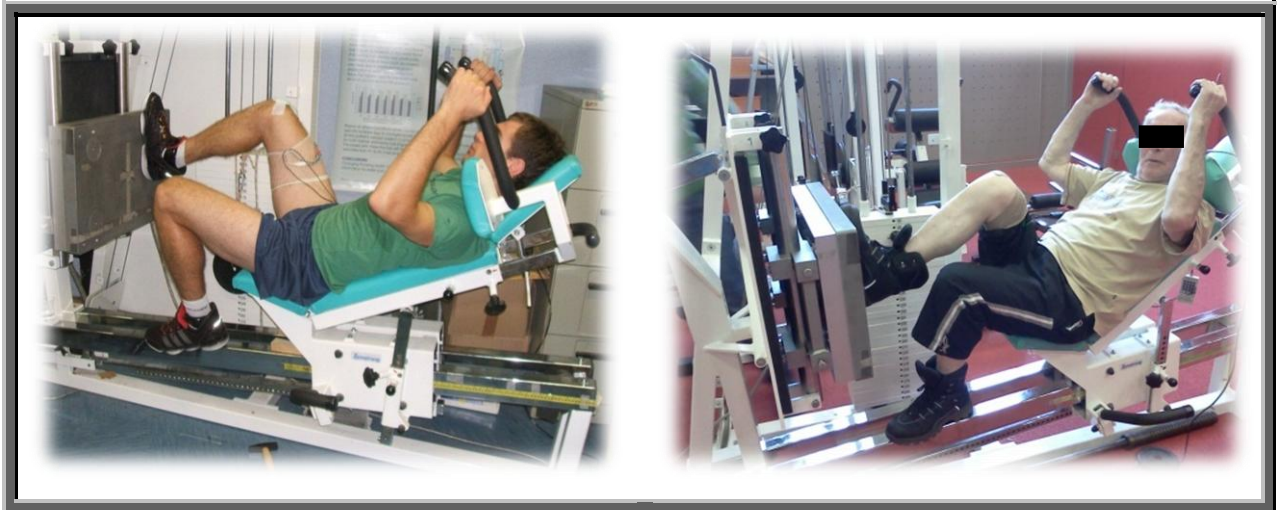
- merjenec je bil v polležečem položaju nameščen v nožni preši (Armstrong, Dolenjske Toplice, Slovenija), ki je bila opremljena s pritiskovno ploščo (600 x 400 x 100 mm – tip 9253A11, Kistler, Winterthur, Švica) (Slika 5.3)
- kot v kolenu in kolku je bil 90°

5.3.5 Koncentrično iztegovanje noge z majhnim bremenom (NK35)

- merjenec je bil nameščen enako kot pri izometričnem iztegovanju nog, začetni kot v kolenu in kolku je bil 90°
- uporabljena je bila utež 35 % največjega bremena

5.3.6 Koncentrično iztegovanje noge z velikim bremenom (NK90)

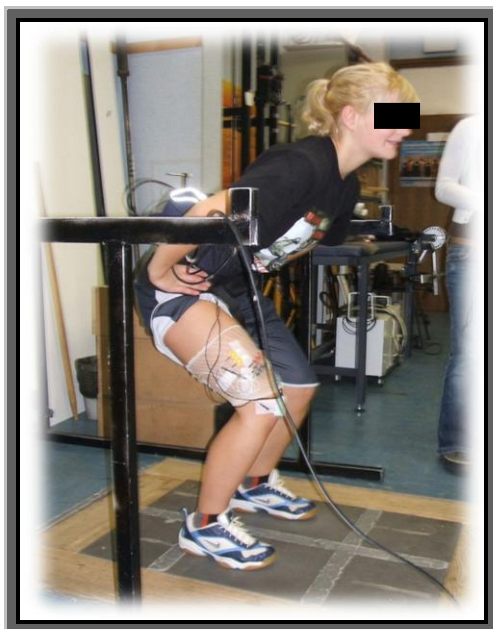
- enaka namestitev kot pri koncentričnem iztegovanju nog (majhno breme)
- utež je predstavljala 90 % največjega bremena



Slika 5.3: Izometrično iztegovanje noge v nožni preši pri mlajši in starejši osebi.

5.3.7 Skok iz počepa (SP)

- merjenec je stal na pritiskovni plošči (1200 x 600 x 100 mm - tip 9287, Kistler, Winterthur, Švica) (Slika 5.4)
- začetni kot v kolenu je bil 90°, kot v kolku je bil 90°
- pogled je bil usmerjen naprej, roke so bile ob bokih



Slika 5.4 : Skok iz počepa na tenziometrijski plošči pri mlajši osebi.

5.3.8 Meritve EMG

Meritve EMG so bile izvedene na dominantni nogi. Po ustrezni pripravi kože (britje, odstranjevanje odmrle povrhnjice, čiščenje z alkoholom) smo na površino mišic VL in BF namestili par elektrod (Ag/AgCl, Hellige, Freiburg, Nemčija) premera 9 mm in medelektrodno razdaljo 22 mm. Elektrode so bile nameščene vzporedno s potekom mišičnih vlaken ter v skladu s priporočili SENIAM (Hermens idr., 1999); na mišico VL na $\frac{2}{3}$ med zgornjim sprednjim črevničnim trnjem in zunanjim robom pogačice; na mišico BF na $\frac{1}{2}$ med sednično grčo in zunanjim epikondilom tibije. Za zajemanje EMG signalov je bil uporabljen sistem Biovision (Wahrheim, Nemčija). Signale smo zajemali s frekvenco 2000 Hz in shranjevali v računalnik s pomočjo 16-bitnega AD pretvornika (National Instruments, Austin, ZDA).

5.4 Vadba

Vadeči so izvajali enonožno eksplozivno izometrično iztegovanje kolena. Izvedli so 7 ponovitev v 3 serijah, odmor med serijami je bil 3–5 minut. Vadba je potekala 3-krat tedensko in je trajala 4 tedne. Vadba je bila izvedena na trenažerju za izteg kolena (Technogym, Gambettola, Italija), ki je opremljen s senzorjem za silo (ITIS d.o.o. Ljubljana, Slovenija), ki je vadečemu dajal povratno informacijo o izvedbi giba (Slika 5.5). Prek monitorja je vadeči lahko spremljal impulz navora pri izvedbi giba, ki je bil opredeljen kot površina pod krivuljo navor – čas v prvih 200 ms. Vadba je potekala individualno pod nadzorom eksperimentatorja. Položaj merjenca in izvedba naloge je bila enaka kvalifikacijskemu testu (eksplozivno izometrično iztegovanje kolena) in enaka tekom celotnega vadbenega obdobja.



Slika 5.5: Vadeči je prek monitorja dobil informacijo o izvedbi giba.

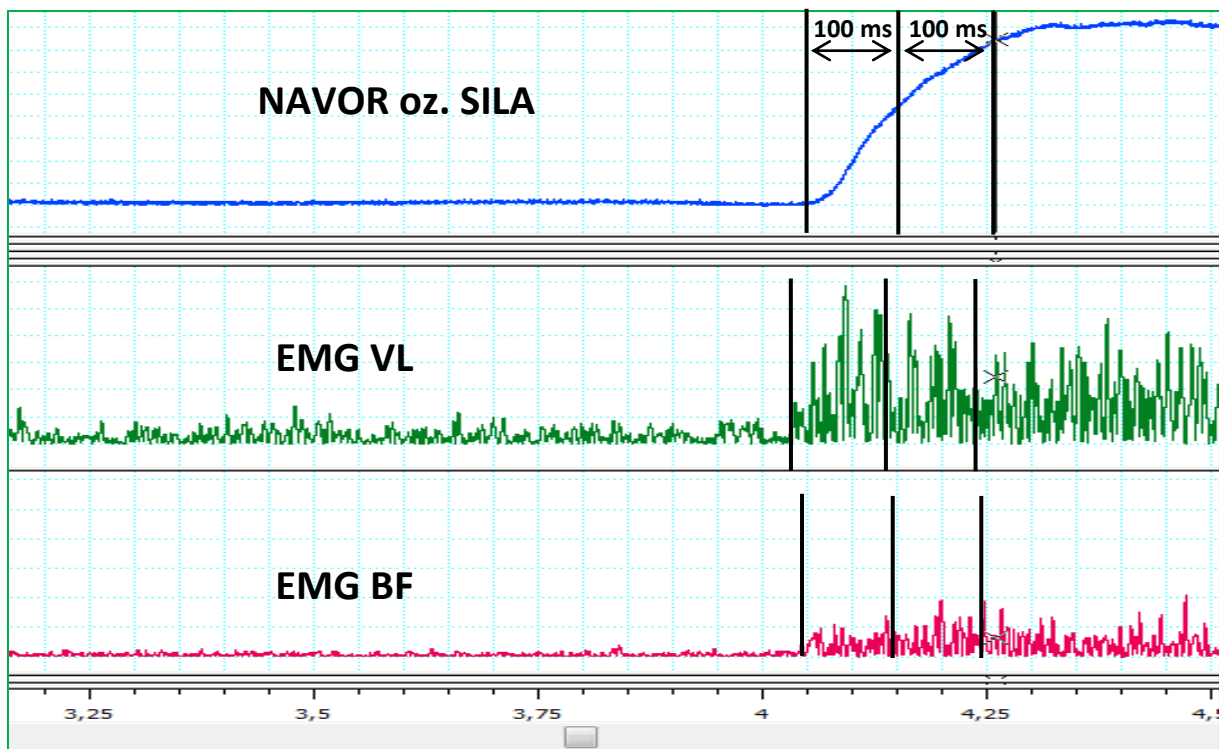
5.5 Metode obdelave podatkov

5.5.1 Analiza rezultatov

Rezultati so bili obdelani v programu Labchart/PowerLab (ADInstruments, Bella Vista, Avstralija) (Slika 5.6).

Analiza parametrov navora in EMG pri NHT:

- največji navor: signal navora smo obdelali s trikotnim oknom (Bartlett) s širino 1001 točka, najvišjo točko na poglajeni krivulji navora smo uporabili za nadaljnjo obravnavo,
- največja amplituda EMG signala: EMG signal smo obdelali s filtrom, propustnim za visoke frekvence, mejna vrednost 10 Hz, obrnili in obdelali s trikotnim oknom (Bartlett) s širino 2001 točka, najvišjo točko na poglajeni krivulji EMG signala smo uporabili za nadaljnjo obravnavo.



Slika 5.6: Prikaz obdelave signalov v programu LabChart. V zgornji vrstici je viden signal sile oz. navora (izračunan je bil impulz – površina pod krivuljo na dveh zaporednih 100 ms intervalih); v spodnjih dveh vrsticah sta EMG signala mišice vastus lateralis (VL) in mišice biceps femoris (BF) preslikana prek osnovne linije (izračunana je bila površina pod krivuljo signalov na dveh zaporednih 100 ms intervalih).

Analiza parametrov navora oz. sile in EMG pri eksplozivnih nalogah:

- navor oz. sila: analizirali smo surov signal navora oz. sile (brez filtra),
- EMG signal: osnovno linijo smo poravnali s filtrom, propustnim za visoke frekvence (mejna vrednost 10 Hz), signal smo preslikali preko osnovne linije (absolutne vrednosti).

V nasprotju z običajno prakso izbire najboljšega rezultata za nadaljnjo obravnavo smo v naši študiji analizirali povprečje treh meritev. Medtem ko je pri analizi mehanskih parametrov najboljša vrednost očitna in izbira najboljšega rezultat ni sporna, se nam izbira najboljše vrednosti pri EMG signalu ni zdela tako jasna. Med EMG parametri, ki jih spremljamo kot vzorec aktivacije (pregibalna tišina, velikost izbruha, razmerje površin), težko izberemo mero, po kateri bi ocenili oz. izbrali najboljšo izvedbo. Prav tako najboljši rezultat mehanskih parametrov ne sovпада vedno z največjo EMG aktivnostjo mišice. Prav zaradi slednjega in naključnega obnašanja EMG signala smo se odločili analizirati povprečje vseh treh izvedb. Povprečje treh meritev pri analizi EMG signala je bilo uporabljeno tudi v drugih raziskavah (Clark idr., 2011).

5.5.2 Spremljani parametri

Parametri EMG signala:

Znotrajmišična koordinacija:

- pogostost in trajanje predgibalne tišine (amplituda EMG signala za obdobje 20–150 ms pade pod 2 % največje EMG amplitude (Walter, 1988)) mišice VL,
- velikost aktivacije mišice VL in BF, površina pod krivuljo EMG signala v dveh zaporednih 100 ms časovnih intervalih od začetka aktivacije mišice,
- koeficient EMG signala – razmerje med površinami pod krivuljo EMG signala v posameznih intervalih (drugih 100 ms/prvih 100 ms) mišice VL – iz katerega lahko sklepamo, ali se najprej zgodi izbruh in za tem velikost signala pade (koef. nižji od 1 pomeni, da je več signala v prvih 100 ms) ali signal narašča postopoma (koef. večji od 1 pomeni, da je več signala v drugem delu).

Medmišična koordinacija:

- koaktivacija mišice BF - aktivacija mišice BF ob 100 % aktivaciji mišice VL prvih 200 ms (razmerje med EMG signalom mišice BF v prvih 200 ms in EMG signalom mišice VL v prvih 200 ms)

Amplitude EMG signalov so prikazane kot normalizirane vrednosti (glede na največji EMG signal dosežen pri NHK) ter kot koeficient (razmerja med površinami).

Mehanski parametri:

- največji navor pri NHK,
- impulz navora oz. sile* (površina pod krivuljo navora oz. sile) v prvih 100 in 200 ms,
- relativni impulz v prvih 100 in 200 ms (normaliziran na največji impulz (enakega trajanja) pri izometrični kontrakciji),
- koeficient impulza – razmerje med površinami pod krivuljo navora oz. sile v posameznih intervalih (drugih 100 ms/prvih 100 ms),
- višina skoka iz počepa (izračunana iz časa leta).

**impulz navora* pri enosklepnih gibih iztega kolena in *impulz sile* pri večskepnih gibih iztega noge in skoku iz počepa; v nalogi bosta impulz navora in impulz sile poimenovana s skupnim izrazom *impulz*

Začetek EMG aktivnosti mišic VL in BF kakor tudi začetek sile so bili določeni vizualno za vsak poskus, kar je uveljavljen način določanja začetka porasta signala (Allison, Brooke-Wavell in Folland, 2013; Stensdotter idr., 2003).

5.5.3 Statistična analiza

Statistične obdelave so bile narejene s statističnim programom SPSS Statistics 20 (IBM, ZDA). Razlike med posameznimi nalogami smo preverjali z enosmerno analizo variance za ponovljene meritve (RM ANOVA). Faktor *naloga* je imel 7 nivojev (KK35, KK90, KI, NK35, NK90, NI in SP), pri nekaterih analizah pa 6 nivojev (brez SP)*. Ker absolutnih vrednosti navora in sile nismo mogli primerjati med seboj, je imel faktor *naloga* 3 nivoje; ločena primerjava med nalogami iztega kolena (KK35, KK90 in KI) in med nalogami iztega noge (NK35, NK90 in NI). Kjer so bile ugotovljene statistično značilne razlike, smo uporabili Bonferroni post hoc za ugotavljanje mesta razlike. Razlike med nalogami, združenimi glede na sklep (izteg kolena (KK35, KK90, KI), izteg noge (NK35, NK90, NI)) in glede na dinamiko (koncentrični izteg z malim bremenom (KK35, NK35), velikim bremenom (KK90, NK90), izometrični izteg (KI, NI)), smo preverjali z dvosmerno analizo variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema (*sklep x dinamika*). Faktor *sklep* je imel dva nivoja (koleno, noga), faktor *dinamika* je imel tri nivoje (koncentrični izteg z malim in velikim bremenom ter izometrični izteg). Kjer je bilo zaznati značilno interakcijo med faktorjema *sklep* in *dinamika*, smo naknadno izvedli še enosmerno analizo variance za ponovljene meritve glede na faktor, ki ni bil statistično značilen. V tem primeru je imel faktor *naloga* 2 nivoja (pri delitvi glede na dinamiko oz. pri primerjavi naloge iztega kolena in noge za posamezen nivo bremena, tj. primerjava KK35–NK35, KK90–NK90 in KI–NI) ali 3 nivoje (pri delitvi glede na sklep oz. primerjavi nalog z različno dinamiko za izteg kolena in izteg noge, tj. primerjava KK35, KK90 in KI ter NK35, NK90 in NI).

Ker raziskave kažejo na značilne razlike v moči med spoloma v vseh življenjskih obdobjih, so mehanski parametri prikazani ločeno za moške in ženske. Za ugotavljanje razlik v mehanskih parametrih med moškimi in ženskami smo uporabili t-test za neodvisne vzorce. Razlike med

nalogami so za mehanske parameter izračunane in prikazane tudi ločeno za moške in ženske (RM ANOVA s 3, 6 in 7 nivoji).

Za ugotavljanje razlik med mlajšimi in starejšimi osebami pri posamezni nalogi smo uporabili t-test za neodvisne vzorce, razlike med gibi v razmerju mlajši in starejši smo preverjali z dvosmerno analizo variance za ponovljene meritve (*naloga x starostna skupina*). Prvi faktor *naloga* je imel 7 nivojev (KK35, KK90, KI, NK35, NK90, NI in SP), pri nekaterih analizah pa 6 nivojev (brez SP)*, drugi faktor (med merjenci) *starostna skupina* je imel dva nivoja (mlajši merjenci, starejši merjenci). Primerjava med mlajšimi in starejšimi merjenci je bila za mehanske parametre narejena tudi ločeno za moške in ženske. Prav tako smo preverili, če se razmerje med mladimi in starimi razlikuje glede na spol; v ta namen smo uporabili dvosmerno analizo variance, kjer smo preverjali morebitno interakcijo med faktorjema *starostna skupina x spol*. Faktor *starostna skupina* je imel dva nivoja (mlajši merjenci, starejši merjenci), faktor *spol* je imel dva nivoja (moški, ženske).

Učinke vadbe smo za vsako nalogo ločeno preverjali z dvosmerno analizo variance za ponovljene meritve (*čas x tip intervencije*). Prvi faktor *čas* je imel dva nivoja (pred vadbo, po vadbi), drugi faktor (med merjenci) *tip intervencije* je imel dva nivoja (vadbena skupina, kontrolna skupina). Vpliv vadbe smo preverjali tudi za vsako skupino ločeno s t-testom za odvisne vzorce.

Povezanost med spremenljivkami smo preverjali s Pearsonovim korelacijskim koeficientom. Statistična značilnost je bila sprejeta s 5 % napako Alfa (dvosmerni test).

**Skok iz počepa ima v primerjavi z ostalimi eksplozivnimi nalogami nekaj posebnosti. Skok iz počepa je v naši raziskavi edina akcija, ki se je izvajala sonožno, raven predaktivacije ni bila kontrolirana, breme ni bilo relativno (kot delež 1RM), temveč je bilo v veliki meri odvisno od posameznikove telesne mase, ki jo mora premakniti. Mišica VL ni glavna mišica, ki začne gib, temveč se z zamikom vključi v kinetično verigo, kar se potrjuje tudi z nizko povezanostjo med mehanskimi parametri in EMG parametri pri skoku iz počepa. Impulza sile pri skoku iz počepa za izjemo od ostalih eksplozivnih nalog nismo izrazili kot relativne vrednosti (glede na silo pri največji izometrični kontrakciji), saj se nam slednje ni zdelo smiselno, ker je bila največja sila izmerjena pri enonožnem iztegu. Skok iz počepa prav tako ni bil vključen v nadalje obravnave, ker smo naloge združevali glede na sklep (izteg kolena in izteg noge) ter glede na dinamiko (koncentrični izteg z malim bremenom, velikim bremenom ter izometrična kontrakcija).*

6 REZULTATI

Rezultati so predstavljeni po sledečem vrstnem redu: 1) rezultati mlajših merjencev, 2) rezultati starejših merjencev, 3) primerjava med mlajšimi in starejšimi merjenci ter 4) vpliv vadbe pri mlajših merjencih. V omenjenih podpoglavjih so predstavljene 1) značilnosti merjencev, 2) mehanski parametri (impulz, koeficient impulza in relativni impulz), 3) znotrajmišična koordinacija – vzorec aktivacije mišice VL (velikost EMG, koeficient EMG, predgibalna tišina), 4) povezanost med mehanskimi parametri in EMG parametri mišice VL ter 5) medmišična koordinacija – vzorec aktivacije mišice BF (velikost EMG, koaktivacija VL in BF). Značilnosti merjencev in mehanski parametri so prav tako prikazani ločeno po spolu.

6.1 MLAJŠI MERJENCI

6.1.1 Značilnosti merjencev

Preglednica 6.1: Značilnosti mlajših merjencev (povprečna vrednost \pm SD) prikazano skupaj ter ločeno za moške in ženske. Razlike med spoloma (t-test, p).

	SKUPAJ	MOŠKI	ŽENSKE	RAZLIKE (p)
ŠTEVILO (N)	20	12	8	
STAROST (leta)	24,0 \pm 3,3	24,2 \pm 3,3	23,6 \pm 3,6	0,732
TELESNA TEŽA (kg)	72,2 \pm 11,8	72,2 \pm 11,8	72,2 \pm 11,8	0,001
TELESNA VIŠINA (cm)	176,4 \pm 7,8	180,3 \pm 6,9	170,7 \pm 5,1	0,004
NAVOR IZTEG KOLENA (Nm)	191,9 \pm 65,0	220,7 \pm 59,6	148,5 \pm 48,0	0,010

V Preglednici 6.1 so predstavljene značilnosti mlajših merjencev, moški in ženske so se značilno razlikovali v telesni teži, višini in navoru pri največji hoteni kontrakciji iztegovalk kolena.

6.1.2 Mehanski parametri: vrednosti in razmerja impulza navora oz. sile

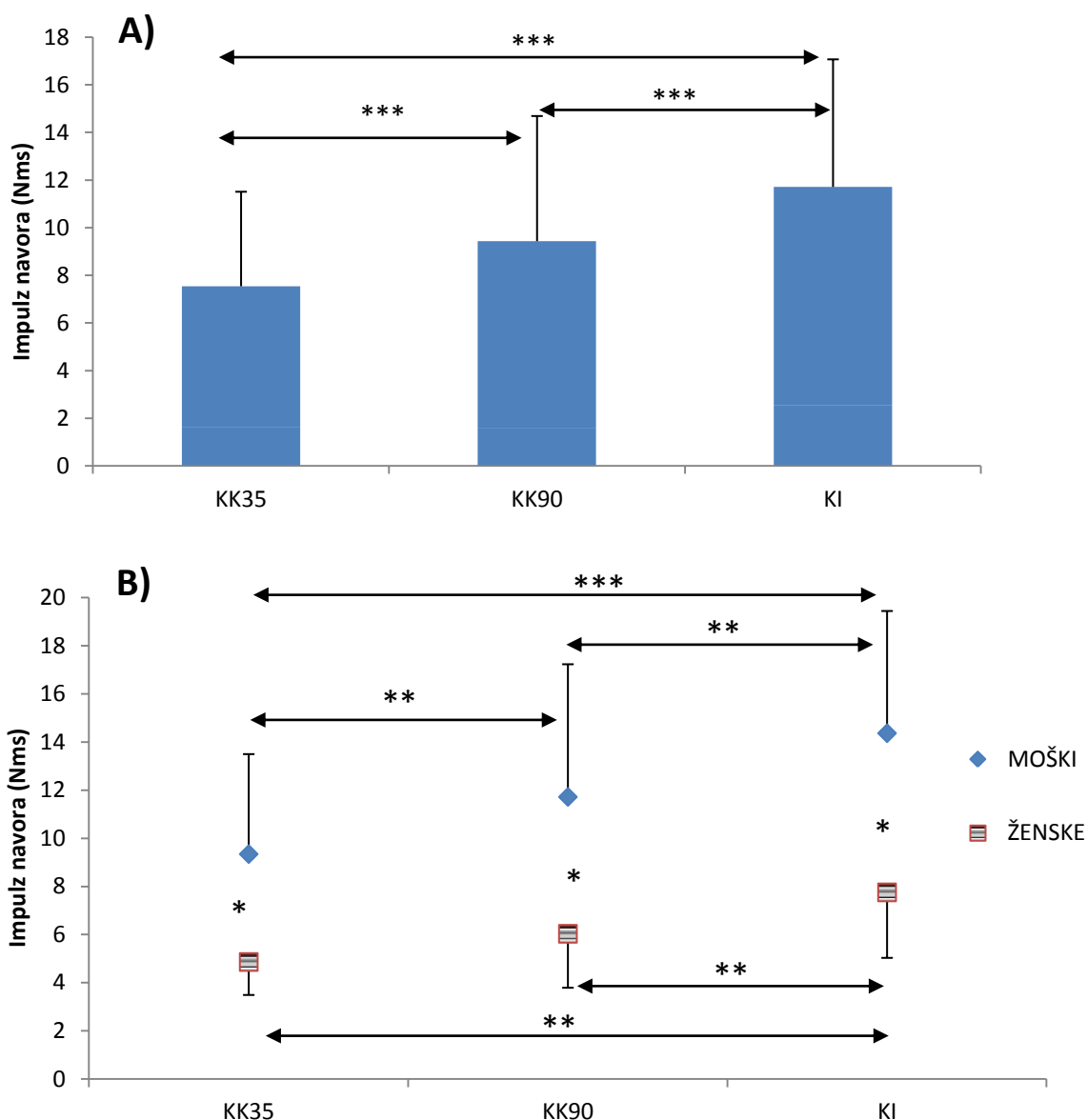
6.1.2.1 Impulz navora/sile 100 in 200 ms

Preglednica 6.2: Impulz navora (Nms) oz. sile (Ns) prvih 100 in prvih 200 ms (povprečna vrednost \pm SD) pri eksplozivnih nalogah pri mladih.

	IMPULZ 100 ms	IMPULZ 200 ms
KK35 (Nms)	1,6 \pm 1,2	7,6 \pm 4,0
KK90 (Nms)	1,6 \pm 1,3	9,4 \pm 5,3
KI (Nms)	2,5 \pm 1,5	11,7 \pm 5,4
NK35 (Ns)	11,2 \pm 5,3	59,4 \pm 23,9
NK90 (Ns)	10,1 \pm 6,6	54,1 \pm 25,4
NI (Ns)	12,2 \pm 6,7	62,4 \pm 26,5
SP (Ns)	12,4 \pm 7,1	66,3 \pm 29,6

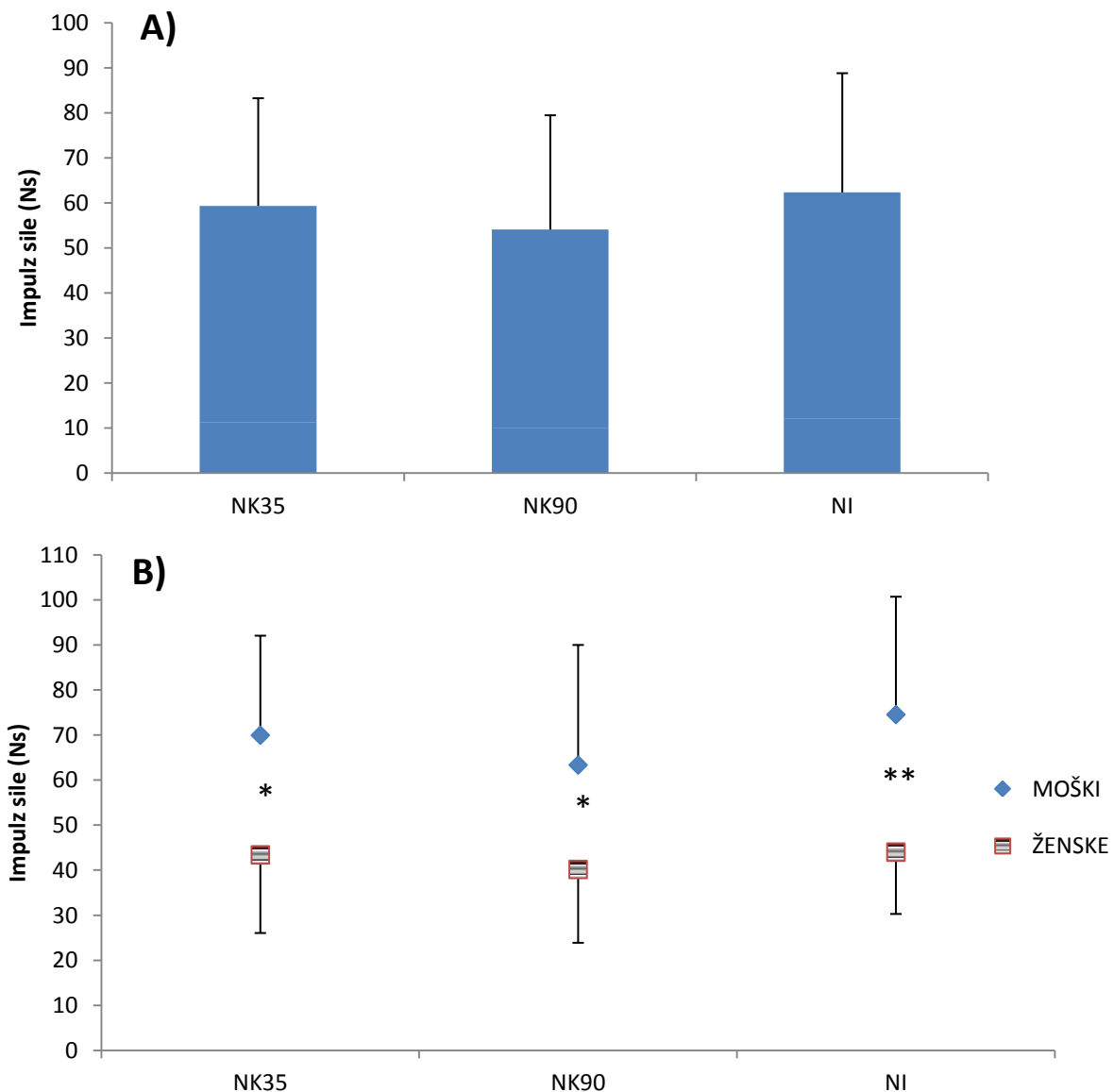
KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa.

V Preglednici 6.2 so podane vrednosti impulza navora oz. sile prvih 100 in prvih 200 ms pri eksplozivnih nalogah pri mlajših. Med nalogami iztega kolena so bile pri mladih statistično značilne razlike v impulzu navora v prvih 100 ms, $F(1,40, 26,64) = 29,59$, $p = 0,000$, analiza razlik med pari (Bonferroni post hoc) je pokazala, da je bil KI značilno večji od KK35 in KK90 (oba $p = 0,000$). Prav tako so bile med nalogami iztega kolena značilne razlike v impulzu navora v prvih 200 ms ($F(2, 38) = 58,31$, $p = 0,000$), Bonferroni korekcija je pokazala stat. značilne razlike med vsemi pari (vsi $p = 0,000$) (Slika 6.1A). Na Sliki 6.1B lahko vidimo, da so mlajši moški pri vseh nalogah iztega kolena dosegali značilno večje vrednosti impulza prvih 200 ms kot mlajše ženske ($p < 0,05$). Ločena analiza po spolu je pokazala značilne razlike v impulzu 200 ms med nalogami tako pri moških ($F(2, 22) = 49,83$, $p = 0,000$), kakor tudi pri ženskah ($F(2, 14) = 19,05$, $p = 0,000$).



Slika 6.1: Impulz navora prvih 200 ms pri nalogah iztega kolena pri mladih: A) skupaj in B) ločeno po spolu. KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena. Prikazane so srednje vrednosti in SD. **p < 0,01, ***p < 0,001

Pri mladih med nalogami iztega noge ni bilo razlik v impulzu sile v prvih 100 ms ($F(2, 38) = 2,18, p = 0,127$). Razlike med nalogami iztega noge so se pokazale, ko smo primerjali impulz v prvih 200 ms ($F(2, 38) = 3,73, p = 0,033$), vendar Bonferroni korekcija ni pokazala značilnih razlik med pari (blizu značilnosti le NK90-NI $p = 0,053$) (Slika 6.2A). Na Sliki 6.2B lahko vidimo, da ločena analiza impulza 200 ms prav tako ni pokazala značilnih razlik med nalogami iztega noge tako pri moških ($F(2, 22) = 3,01, p = 0,070$), kakor tudi pri ženskah ($F(2, 14) = 0,74, p = 0,498$). V primerjavi z ženskami so moški pri vseh nalogah iztega noge dosegali značilno večji impulz prvih 200 ms. Prav tako so moški dosegali značilno višje vrednosti impulza prvih 200 ms pri skoku iz počepa ($p = 0,024$).



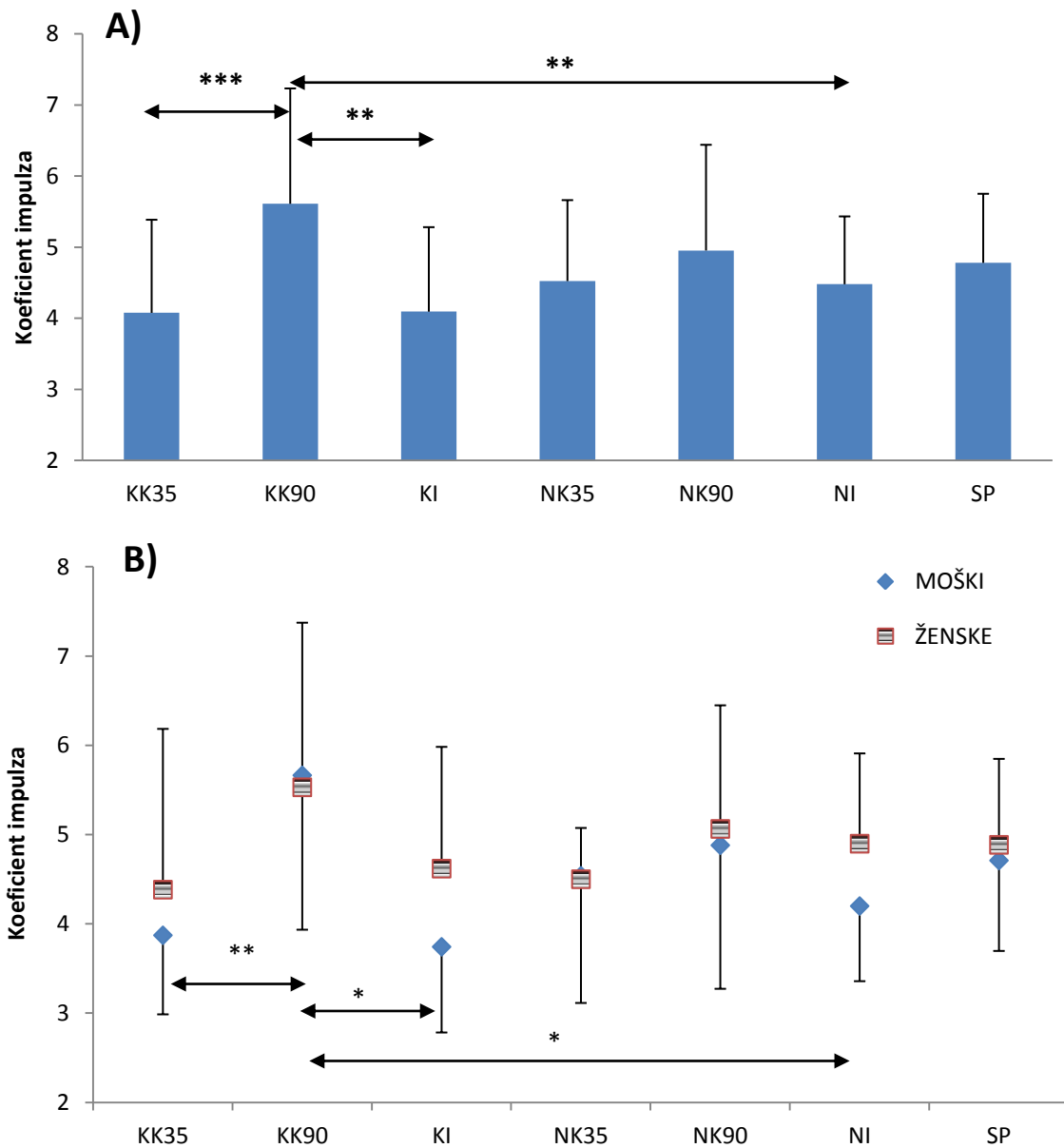
Slika 6.2: Impulz sile prvih 200 ms pri nalogah iztega noge pri mladih: A) skupaj in B) ločeno po spolu. NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge. Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$

6.1.2.2 Koeficient impulza

Koeficient impulza navora oz. sile je bil definiran kot razmerje med impulzoma drugih 100 ms in prvih 100 ms.

Na Sliki 6.3A lahko vidimo, da so bile pri mlajših merjenjih med nalogami značilne razlike v koeficientu impulza ($F(6, 114) = 6,33, p = 0,000$; pri NK90 so dosegali značilno višji koeficient impulza kot pri NK35 ($p = 0,000$), KI ($p = 0,001$) in NI ($p = 0,009$) (Bonferroni korekcija). Na

6.3B lahko vidimo, da med moškimi in ženskami pri nobeni nalogi ni bilo značilnih razlik v velikosti koeficienta impulza. Vendar je ločena analiza po spolu pokazala značilno razliko med nalogami le pri moških ($F(6, 42) = 5,55, p = 0,000$), medtem ko pri ženskah ni bilo zaznati značilnih razlik ($F(6, 42) = 1,37, p = 0,248$) (Slika 6.3B).



Slika 6.3: Koeficient impulza (razmerje med impulzoma drugih in prvih 100 ms) pri mladih: A) skupaj in B) ločeno po spolu.

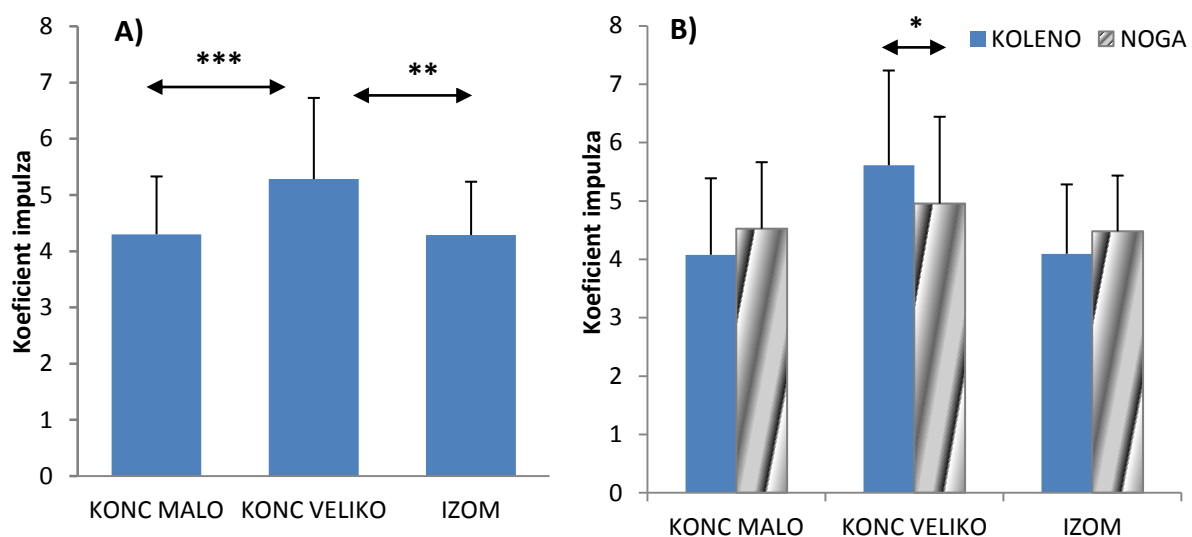
KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$

Koeficient impulza_naloge, združene glede na SKLEP oz. DINAMIKO

Preglednica 6.3: Koeficient impulza (razmerje med impulzoma drugih in prvih 100 ms) pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri mladih. Srednje vrednosti in SD ter rezultati analize variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3).

SKLEP	KOLENO	NOGA					
	(KK35, KK90, KI)	(NK35, NK90, NI)	F	df	Error	p	
	4,59 ± 1,19	4,65 ± 0,97	0,11	1	19	0,745	
DINAMIKA	KONCENTRIČNO MALO BREME	KONCENTRIČNO VELIKO BREME	IZOMETRIČNO				
	(KK35, NK35)	(KK90, NK90)	(KI, NI)	F	df	Error	p
	4,30 ± 1,03	5,28 ± 1,44	4,29 ± 0,95	13,5	2	38	0,000
SKLEP X DINAMIKA			6,74	2	38	0,000	

V Preglednici 6.3 lahko vidimo, da je pri mlajših merjencih primerjava nalog glede na sklep pokazala, da med nalogami izteg kolena in iztega noge ni bilo statistično značilne razlike $F(1, 19) = 0,11$, $p = 0,745$. Značilne razlike med nalogami so se kazale, ko smo jih združili glede na dinamiko, $F(2, 38) = 13,51$, $p = 0,000$. Na Sliki 6.4A lahko vidimo, da je primerjava razlik med pari razkrila značilno večjo vrednost koeficienta impulza pri koncentričnem iztegu z velikim bremenom v primerjavi z koncentričnim iztegom z malim bremenom ($p = 0,000$) in izometričnim iztegom ($p = 0,003$).



Slika 6.4: Koeficient impulza (razmerje med impulzoma drugih in prvih 100 ms) pri mladih: A) pri nalogah, združenih glede na dinamiko in B) pri nalogah iztega kolena in noge glede na dinamiko.

KONC MALO- koncentrični izteg z malim bremenom (KK35 in NK35), KONC VELIKO – koncentrični izteg z velikim bremenom (KK90 in NK90), IZOM- izometrični izteg (KI in NI). Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$

Ker smo zaznali značilno interakcijo med faktorjema sklep in dinamika ($F(2, 38) = 6,74, p = 0,003$) smo opravili še enosmerno analizo variance za ponovljene meritve z dvema nivojema (primerjava naloge iztega kolena in noge za posamezen nivo bremena, tj. primerjava KK35–NK35, KK90–NK90 in KI–NI). Stat. značilna razlika se je pokazala le med iztegom kolena in noge pri koncentričnem iztegu z velikim bremenom, tj. med KK90 in NK90, $F(1, 19) = 6,41, p = 0,020$ (Slika 6.4B).

Povezanost med koeficientom impulza in impulzom navora oz. sile

Iz Preglednice 6.4 lahko razberemo, da so bile povezave med koeficientom impulza ter impulzom v prvih 100 in 200 ms negativne, višji koeficient impulza pomeni slabšo izvedbo oz. manjši impulz. Negativna povezanost koeficienta impulza in impulza v prvih 100 ms je bila pri vseh nalogah (razen pri absolutnem impulzu pri NK35, kjer je na meji stat. značilnosti, $p = 0,055$) statistično značilna. Povezanosti med koeficientom impulza in impulzom 200 ms so manj izrazite. Povezanosti koeficienta impulza so najmočnejše z impulzom, normaliziranim na največji impulz (IMP_MAX – Preglednica 6.4).

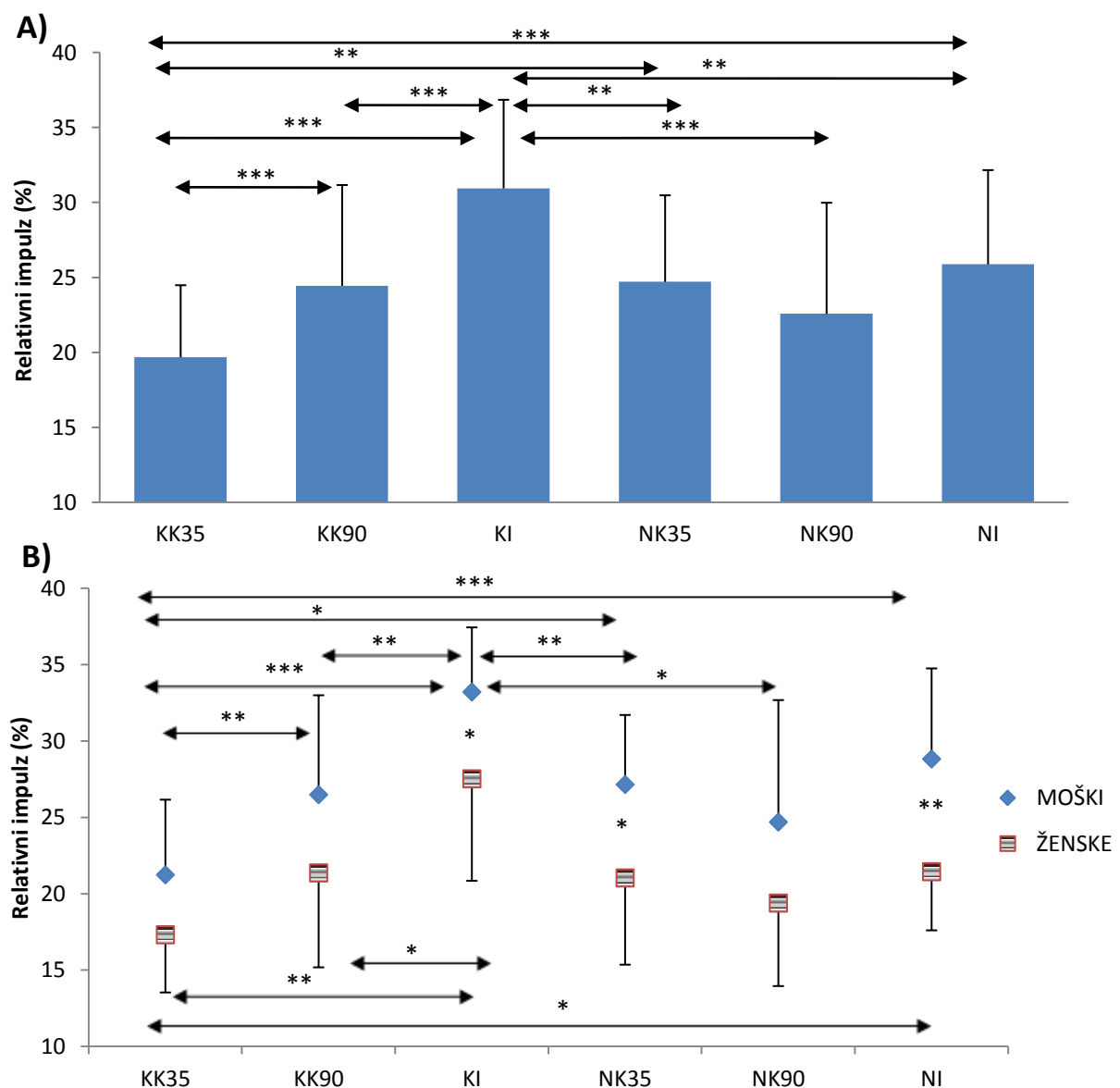
Preglednica 6.4: Povezanost med koeficientom impulza (razmerje med impulzoma drugih in prvih 100 ms) in impulzom navora/sile za posamezno eksplozivno nalogo pri mladih. Impulz navora/sile 100 in 200 ms izražen absolutno (IMP) in normaliziran na največji impulz pri izometrični kontrakciji (IMP_MAX). Podan je koeficient korelacije (r).

KOEF IMP	KK35	KK90	KI	NK35	NK90	NI	SP
IMP 100 ms	-,516*	-,571**	-,680**	-0,435	-,637**	-,700**	-,833***
IMP 100 ms_MAX	-,725***	-,797***	-,917***	-,674**	-,770***	-,855***	
IMP 200 ms	-0,323	-0,315	-,540*	0,066	-0,344	-,457*	-,668**
IMP 200 ms_MAX	-0,358	-,469*	-,766***	-0,134	-,512*	-,649**	

*KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$*

6.1.2.3 Relativni impulz 200 ms (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji)

Relativni impulz glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji (IMP_MAX) v prvih 200 ms je bil izračunan kot delež 200 ms impulza pri največji izometrični kontrakciji. Impulz navora v prvih 200 ms pri KK35, KK90 in KI je bil normaliziran na največji impulz pri izometričnem iztegu kolena, medtem ko je bil impulz sile v prvih 200 ms pri NK35, NK90 in NI normaliziran na največji impulz pri izometričnem iztegu noge. Za skok iz počepa IMP_MAX ni bil računano.



Slika 6.5: Relativni impulz navora/sile (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji) prvih 200 ms pri mladih: A) skupaj in B) ločeno po spolu.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge. Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$

Na Sliki 6.5A lahko vidimo, da so bile pri mlajših merjencih pri skupni obravnavi med nalogami značilne razlike v IMP_MAX v prvih 200 ms, $F(5, 95) = 23,81$, $p = 0,000$. Bonferroni korekcija je pokazala razlike med sledečimi pari: IMP_MAX je bil pri KI značilno večji kot pri KK35, KK90, NK90 (vsi $p = 0,000$) kakor tudi pri NK35 in NI (oba $p = 0,001$). IMP_MAX je bil pri KK35 je značilno manjši od IMP_MAX pri KK90, NI (oba $p = 0,000$), kakor tudi od NK35 ($p = 0,006$).

Ko smo razlike v relativnem impulzu 200 ms med nalogami analizirali ločeno po spolu, so se značilne razlike pokazale tako pri moških ($F(5, 55) = 15,76$, $p = 0,000$), kakor tudi pri ženskah ($F(5, 35) = 7,92$, $p = 0,000$). Pri moških je Bonferroni korekcija potrdila skoraj vse razlike med nalogami, ki smo jih zaznali pri skupni obravnavi (razen razlike med KI in NI), medtem ko je bil pri ženskah le KI značilno večji od KK35 in KK90 ter NI večji od NK35 (Slika 6.5B). Razporeditev nalog (rang naloge) glede na velikost relativnega impulza je bila enaka pri moških in ženskah, vendar so moški pri KI, NK35 in NI dosegali značilno večje vrednosti (Slika 6.5B).

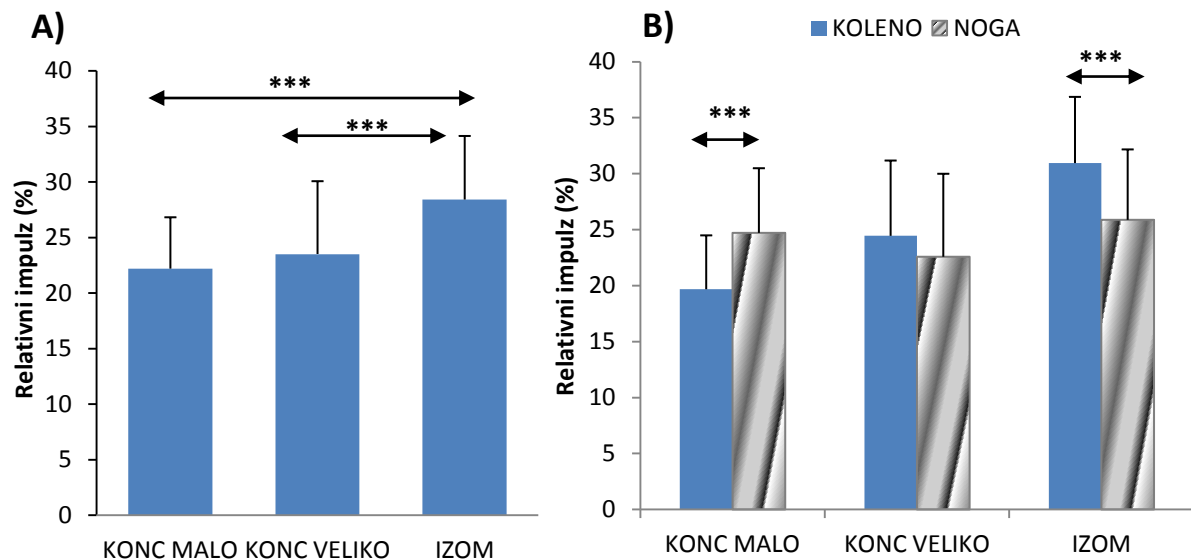
Relativni impulz 200 ms (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji)_naloge, združene glede na SKLEP oz. DINAMIKO

Preglednica 6.5: Relativni impulz 200 ms (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji) pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri mladih. Srednje vrednosti in SD ter rezultati analize variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3).

SKLEP	KOLENO		NOGA		F	df	Error	p	
	(KK35, KK90, KI)		(NK35, NK90, NI)						
	25,0 ± 5,5		24,4 ± 5,9						
DINAMIKA	KONCENTRIČNO MALO BREME	KONCENTRIČNO VELIKO BREME	IZOMETRIČNO		F	df	Error	p	
	(KK35, NK35)		(KK90, NK90)						(KI, NI)
	22,2 ± 4,6		23,5 ± 6,6						28,41 ± 4,1
SKLEP X DINAMIKA					33,3	2	38	0,000	

Razlike med nalogami v relativnem impulzu (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji) pri združevanju nalog glede na sklep in dinamiko so prikazane v Preglednici 6.5. Ugotovili smo, da pri mlajših merjencih med nalogami iztega kolena in iztega noge ni bilo razlik v relativnem impulzu v prvih 200 ms ($F(1, 19) = 0,568$, $p = 0,460$), medtem ko so se pri združevanju nalog glede na dinamiko kazale razlike ($F(2, 38) = 39,365$, $p = 0,000$). Slika 6.6A

prikazuje vrednosti IMP_MAX v prvih 200 ms, ko smo naloge združevali po dinamiki. Pri nalogah izometričnega iztega je bil dosežen višji relativni impulz kot pri koncentričnem iztegu z malim bremenom in koncentričnem iztegu z velikim bremenom (oba $p = 0,000$) (Bonferroni).



Slika 6.6: Relativni impulz (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji) prvih 200 ms pri mladih: A) pri nalogah združenih glede na dinamiko in B) pri nalogah iztega kolena in noge glede na dinamiko. KONC MALO - koncentrični izteg z malim bremenom (KK35 in NK35), KONC VELIKO - koncentrični izteg z velikim bremenom (KK90 in NK90), IZOM - izometrični izteg (KI in NI). Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$

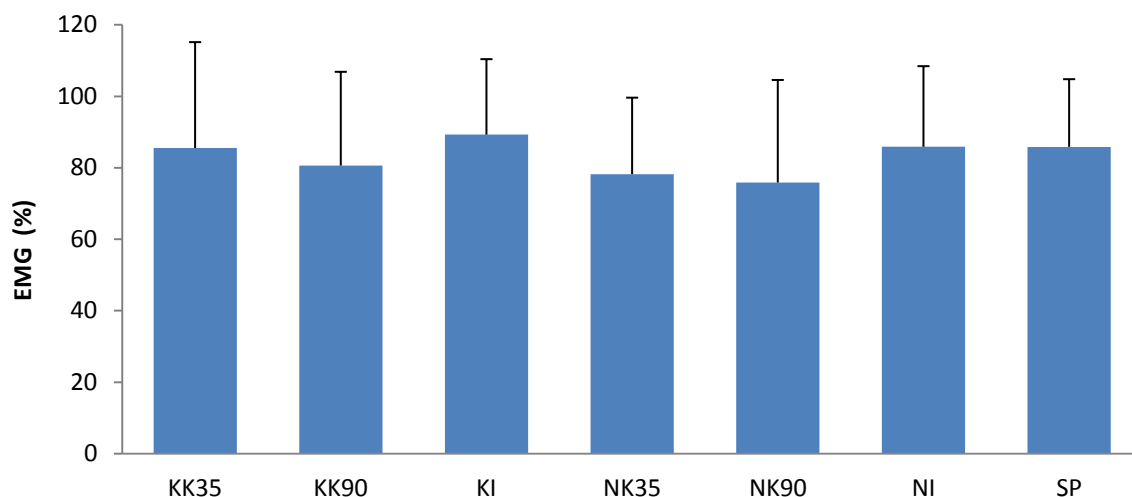
Ker smo zaznali značilno interakcijo med faktorjema sklep in dinamika ($F(2, 38) = 33,30$, $p = 0,000$), smo opravili še enosmerno analizo variance za ponovljene meritve z dvema nivojema (primerjava naloge iztega kolena in noge za posamezen nivo bremena, tj. primerjava KK35–NK35, KK90–NK90 in KI–NI). Stat. značilna razlika se je pokazala med iztegom kolena in noge pri koncentričnem iztegu z malim bremenom, tj. med KK35 in NK35 ($F(1, 19) = 18,39$, $p = 0,000$), ter pri izometrični kontrakciji, tj. med KI in NI ($F(1, 19) = 28,46$, $p = 0,000$) (Slika 6.6B).

6.1.3 Znotrajmišična koordinacija- vzorec aktivacije mišice VL

6.1.3.1 Relativni EMG (glede na EMG pri NKH) mišice VL 100 in 200 ms

Relativni EMG (glede na EMG pri NHH) mišice VL 100 ms

Na Sliki 6.7 so prikazane povprečne vrednosti relativnega EMG signala (glede na NHH) mišice VL v prvih 100 ms pri mlajših merjencih. Pri mlajših se nakazujejo razlike med posameznimi nalogami v rEMG VL prvih 100 ms, vendar so na meji statistične značilnosti $F(6, 114) = 1,95$, $p = 0,078$, Bonferroni korekcija ne pokaže razlik med posameznimi pari.



Slika 6.7: Relativni EMG (glede na EMG pri NHH) mišice VL prvih 100 ms pri mladih.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD.

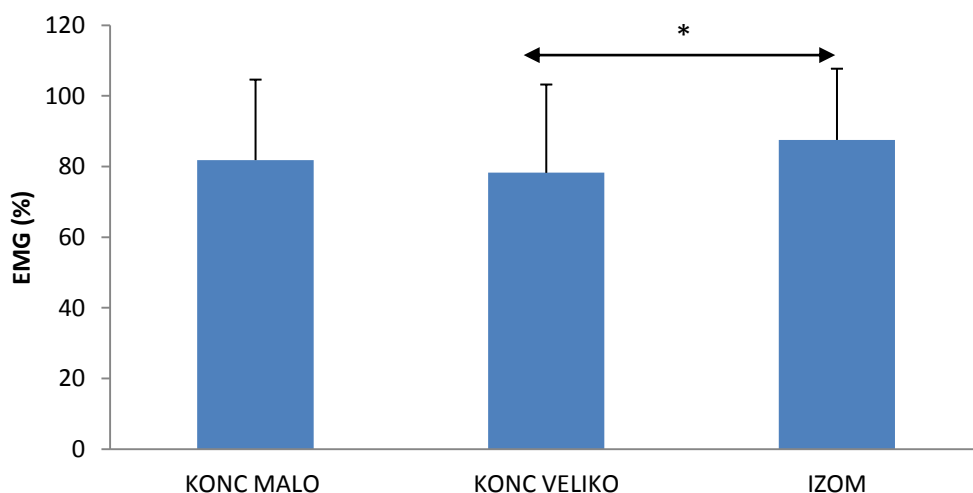
Relativni EMG (glede na EMG pri NHH) mišice VL prvih 100 ms_naloge, združene glede na SKLEP oz. DINAMIKO

Ko smo naloge združili glede na sklep, smo ugotovili, da med nalogami iztega noge in iztega kolena ni bilo statistično značilnih razlik v rEMG VL 100 ms ($F(1, 19) = 2,60$, $p = 0,124$). Pri združevanju nalog glede na dinamiko so se pojavile statistično značilne razlike ($F(2, 38) = 4,69$, $p = 0,015$), glede na Bonferroni korekcijo je bil rEMG VL 100 ms značilno večji pri

nalogah izometričnega iztega kot pri koncentričnem iztegu z velikim bremenom (Bonferroni, $p = 0,014$) (Slika 6.8 in Preglednica 6.6).

Preglednica 6.6: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL prvih 100 ms pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri mladih. Srednje vrednosti in SD ter rezultati analize variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3).

SKLEP	KOLENO	NOGA					
	(KK35, KK90, KI)	(NK35, NK90, NI)	F	df	Error	p	
	85,1 ± 22,6	80,0 ± 22,4	2,6	1	19	0,124	
DINAMIKA	KONCENTRIČNO MALO BREME	KONCENTRIČNO VELIKO BREME	IZOMETRIČNO				
	(KK35, NK35)	(KK90, NK90)	(KI, NI)	F	df	Error	p
	81,9 ± 22,8	78,2 ± 25,0	87,6 ± 20,16	4,67	2	38	0,015
SKLEP X DINAMIKA				0,21	2	38	0,816

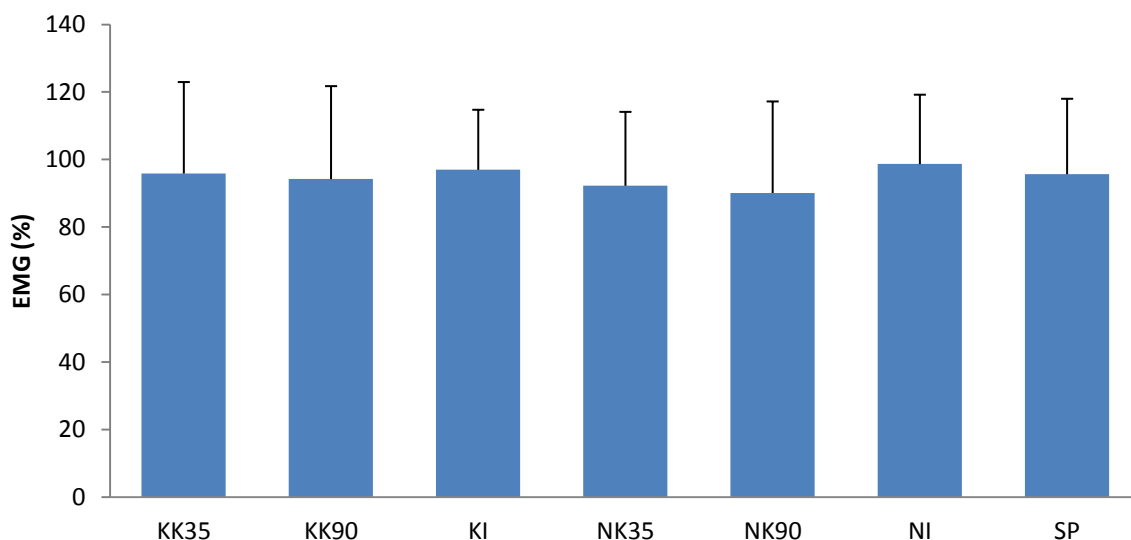


Slika 6.8: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL prvih 100 ms pri nalogah, združenih glede na dinamiko pri mladih.

KONC MALO - koncentrični izteg z malim bremenom (KK35 in NK35), KONC VELIKO - koncentrični izteg z velikim bremenom (KK90 in NK90), IZOM- izometrični izteg (KI in NI). Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$

Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 200 ms

Med eksplozivnimi nalogami ni bilo razlike v EMG mišice VL v prvih 200 ms ($F(3,5, 66,7) = 0,70$, $p = 0,577$) (Slika 6.9).



Slika 6.9: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL prvih 200 ms pri mladih.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD.

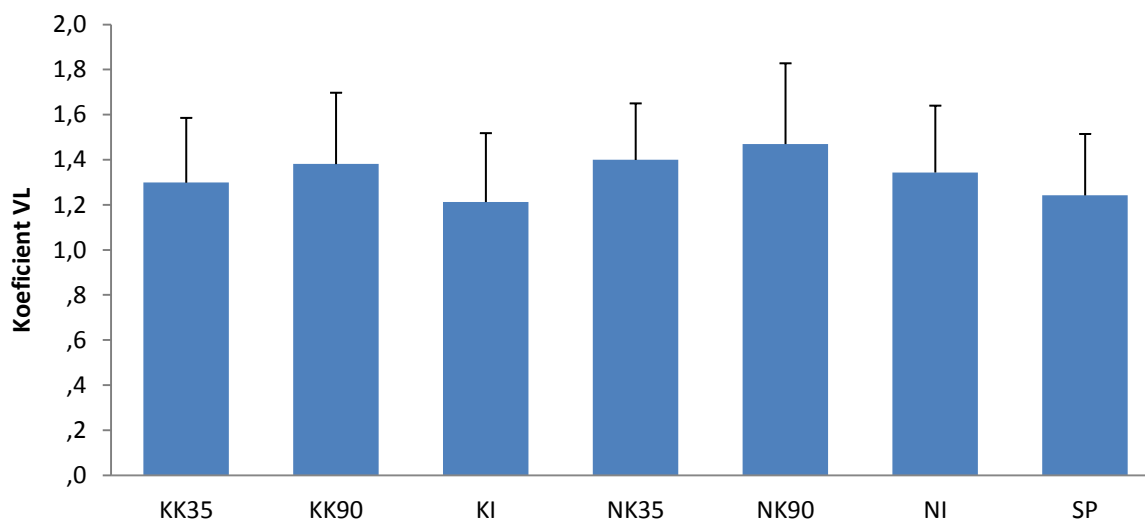
Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 200 ms_naloge združene glede na SKLEP oz. DINAMIKO

Ko smo pri mlajših merjencih aktivnost mišice VL prvih 200 ms primerjali med nalogami združenimi glede na sklep oz. dinamiko, nismo izmerili značilne razlike med nalogami iztega kolena in iztega noge ($F(1, 19) = 0,29$, $p = 0,598$) kakor tudi ne med koncentričnim iztegom z malim bremenom, iztegom z velikim bremenom in izometričnim iztegom ($F(2, 38) = 2,28$, $p = 0,116$). Med faktorjema sklep in dinamika ni bilo značilne interakcije ($F(2, 28) = 0,47$, $p = 0,630$).

6.1.3.2 Koeficient EMG mišice VL

Koeficient EMG signala mišice VL je bil definiran kot razmerje med površinami pod krivuljo EMG signala drugih in prvih 100 ms.

Pri mlajših merjencih so bile med eksplozivnimi nalogami značilne razlike v koeficientu EMG signala mišice VL ($F(6, 114) = 2,40$, $p = 0,032$), vendar Bonferroni korekcija ni pokazala značilnih razlik med pari (Slika 6.10).



Slika 6.10: Koefficient EMG signala mišice VL (razmerje med površinami signala drugih 100 ms/prvih 100 ms) pri mladih.

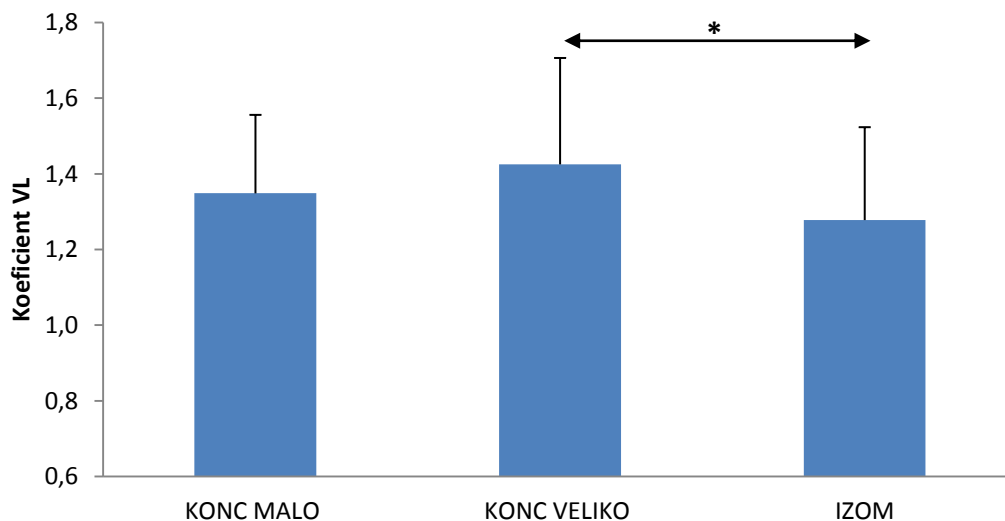
KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD.

Koefficient EMG signala mišice VL_naloge, združene glede na SKLEP oz. DINAMIKO

Preglednica 6.7: Koefficient EMG signala mišice VL (razmerje med površinami drugih 100 ms/prvih 100 ms) pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri mladih. Srednje vrednosti in SD ter rezultati analize variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3).

SKLEP	KOLENO	NOGA					
	(KK35, KK90, KI)	(NK35, NK90, NI)	F	df	Error	p	
	1,30 ± 0,23	1,40 ± 0,26	3,26	1	19	0,087	
DINAMIKA	KONCENTRIČNO MALO BREME	KONCENTRIČNO VELIKO BREME	IZOMETRIČNO				
	(KK35, NK35)	(KK90, NK90)	(KI, NI)	F	df	Error	p
	1,35 ± 0,21	1,43 ± 0,28	1,28 ± 0,25	3,91	2	38	0,029
SKLEP X DINAMIKA				0,11	2	38	0,896

Nadaljnje združevanje nalog glede na sklep ne pokaže značilnih razlik v koefficientu EMG signala mišice VL med nalogami iztega kolena in nalogami iztega noge (Preglednica 6.7). Ko smo naloge združili glede na dinamiko, so se pojavile značilne razlike v velikosti koefficienta EMG signala mišice VL ($F(2, 38) = 3,91, p = 0,029$). Lahko vidimo da je bil koefficient EMG signala mišice VL pri nalogah koncentričnega iztega z velikim bremenom značilno večji kot pri izometričnem iztegu ($p = 0,027$) (Slika 6.11).



Slika 6.11: Koefficient EMG signala mišice VL (razmerje med površinami drugih 100 ms/prvih 100 ms) pri nalogah, združenih glede na dinamiko pri mladih.

KONC MALO - koncentrični izteg z malim bremenom (KK35 in NK35), KONC VELIKO - koncentrični izteg z velikim bremenom (KK90 in NK90), IZOM - izometrični izteg (KI in NI). Prikazane so srednje vrednosti in SD. *p < 0,05

6.1.3.3 Pojavljanje predgibalne tišine

Na uvodnih meritvah pri nobenem mlajšem merjencu pri nobeni eksplozivni nalogi nismo zaznali pojava predgibalne tišine (PGT). Ker je bil za vadbeni postopek v nadaljevanju raziskave (vključenost v vadbeno ali kontrolno skupino) postavljen kriterij, ki je zahteval odsotnost PGT pri eksplozivnem izometričnem iztegu kolena, so bili vsi (N = 20) merjenci vključeni v nadaljnjo obravnavo.

6.1.4 Povezanost med mehanskimi parametri in EMG parametri mišice VL

6.1.4.1 Povezanost med impulzom ter EMG mišice VL

V Preglednici 6.8 lahko vidimo povezanost med mehanskimi parametri in relativnim EMG (delež EMG pri NHK) mišice VL prvih 100 ms pri mladih. Pri vseh nalogah iztega kolena in iztega noge je bil rEMG mišice VL 100 ms značilno povezan z impulzom 100 in 200 ms (absolutnim in normaliziranim na največji impulz). Izjema je le neznačilna korelacija med rEMG VL 100 ms in absolutnim impulzom 200 ms pri NK35. Pri skoku iz počepa rEMG mišice VL prvih 100 ms ni bil značilno povezan z impulzom 100 ali 200 ms.

Preglednica 6.8: Povezanost med impulzom 100 oz. 200 ms in relativnim EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 100 ms za posamezno eksplozivno nalogo pri mladih. Impulz navora/sile 100 in 200 ms izražen absolutno (IMP) in normaliziran na največji impulz pri izometrični kontrakciji (IMP_MAX). Podan je koeficient korelacije (r).

rEMG VL 100 ms	KK35	KK90	KI	NK35	NK90	NI	SP
IMP 100ms	0,534*	0,559*	0,669**	0,506*	0,681**	0,693**	-0,018
IMP 100ms_MAX	0,580**	0,652**	0,566**	0,512*	0,702**	0,677**	
IMP 200ms	0,585**	0,578**	0,693**	0,441	0,691**	0,650**	0,103
IMP 200ms_MAX	0,662**	0,714***	0,598**	0,495*	0,754***	0,644**	

*KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$*

Povezanosti med rEMG mišice VL prvih 200 ms in impulzom prvih 100 ms in 200 ms za posamezno eksplozivno nalogo so prikazane v Preglednici 6.9. Opazimo lahko, da so bile vse korelacije med rEMG VL 200 ms in impulzom 100 in 200 ms (absolutnim in normaliziranim na največji impulz) značilne pri KK35, NK90 in NI. Pri ostalih nalogah (KK90, KI in NK35) je rEMG VL 200 ms kazal značilno povezanost le z nekaterimi mehanskimi parametri, medtem ko pri SP ni bilo zaznati nobene značilne povezanosti med rEMG mišice VL 200 ms in impulzom 100 in 200 ms.

Preglednica 6.9: Povezanost med impulzom 100 oz. 200 ms in relativnim EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 200 ms za posamezno eksplozivno nalogo pri mladih. Impulz navora/sile 100 in 200 ms izražen absolutno (IMP) in normaliziran na največji impulz pri izometrični kontrakciji (IMP_MAX). Podan je koeficient korelacije (r).

rEMG VL 200	KK35	KK90	KI	NK35	NK90	NI	SP
IMP 100ms	0,520*	0,438	0,344	0,412	0,619**	0,597**	-0,058
IMP 100ms_MAX	0,601**	0,428	0,211	0,397	0,577**	0,580**	
IMP 200ms	0,587**	0,561*	0,409	0,460*	0,680**	0,582**	0,070
IMP 200ms_MAX	0,724***	0,609**	0,280	0,505*	0,663**	0,590**	

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$

6.1.4.2 Povezanost med impulzom in koeficientom EMG mišice VL

Preglednica 6.10: Povezanost med koeficientom EMG signal mišice VL (razmerje med površinami drugih 100 ms/prvih 100 ms) in impulzom prvih 100 in 200 ms za posamezno nalogo pri mladih. Impulz navora/sile 100 in 200 ms izražen absolutno (IMP) in normaliziran na največji impulz pri izometrični kontrakciji (IMP_MAX). Podan je koeficient korelacije (r).

KOEF VL	KK35	KK90	KI	NK35	NK90	NI	SP
IMP 100 ms	-0,311	-0,358	-,648**	-,466*	-,524*	-0,438	-0,078
IMP 100 ms_MAX	-0,205	-,581**	-,747***	-,537*	-,657**	-0,431	
IMP 200 ms	-0,345	-0,17	-,593**	-0,184	-,458*	-0,385	-0,053
IMP200 ms_MAX	-0,195	-0,384	-,730***	-0,268	-,652**	-0,37	

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$

Iz Preglednice 6.10 lahko razberemo, da je koeficient EMG signal mišice VL (KOEF VL) kazal značilno povezanost z impulzom (absolutnim in normaliziranim na največji impulz) 100 in 200 ms pri KI in NK90, medtem ko je bila pri NK35 značilna povezanost le med KOEF VL in impulzom 100 ms. Pri nalogi KK90 je bila značilna povezanost le med KOEF VL in IMP_MAX prvih 100 ms. Naloge KK35, NI in SP niso kazale nobene značilne povezanosti med KOEF VL in impulzom 100 in 200 ms.

6.1.4.3 Povezanost med koeficientom impulza in koeficientom EMG mišice VL

Preglednica 6.11: Povezanost med koeficientom impulza in koeficientom EMG mišice VL pri mladih. Podan je koeficient korelacije (*r*).

	KI	KK35	KK90	NI	NK35	NK90	SP
<i>r</i>	,712***	,100	,655**	,381	,570**	,492*	,199

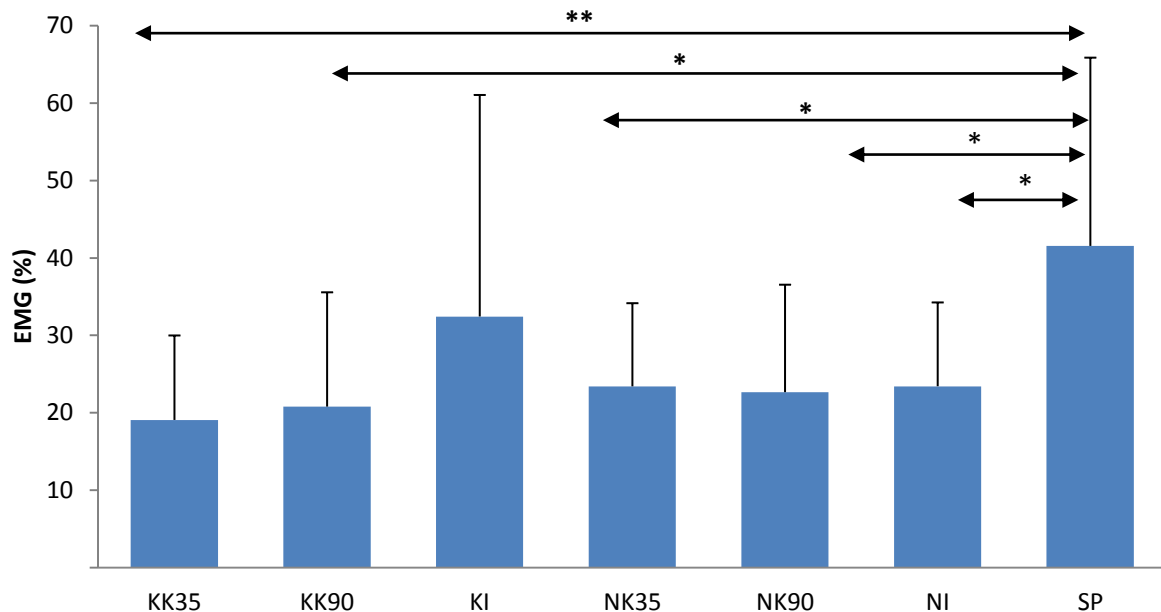
KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$

V Preglednici 6.11 lahko vidimo, da sta bila pri KI, KK90, NK35 in NK90 koeficient EMG signala mišice VL in koeficient impulza značilno povezana, medtem ko povezanosti med omenjenimi parametri pri ostalih treh eksplozivnih nalogah (KK35, NI in SP) nismo zaznali.

6.1.5 Medmišična koordinacija

6.1.5.1 Relativni EMG (glede na NHK) mišice BF 100 in 200 ms

Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF 100 ms



Slika 6.12: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF prvih 100 ms pri mladih.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$

Relativni EMG (glede na NHK) mišice BF v prvih 100 ms se je med eksplozivnimi akcijami razlikoval, $F(2,04, 38,75) = 8,32$, $p = 0,000$ (Slika 6.12). Velikost rEMG mišice BF prvih 100 ms je bila največja pri SP in se je (glede na Bonferroni korekcijo) od vseh ostalih nalog, razen KI, statistično značilno razlikovala ($p < 0,05$).

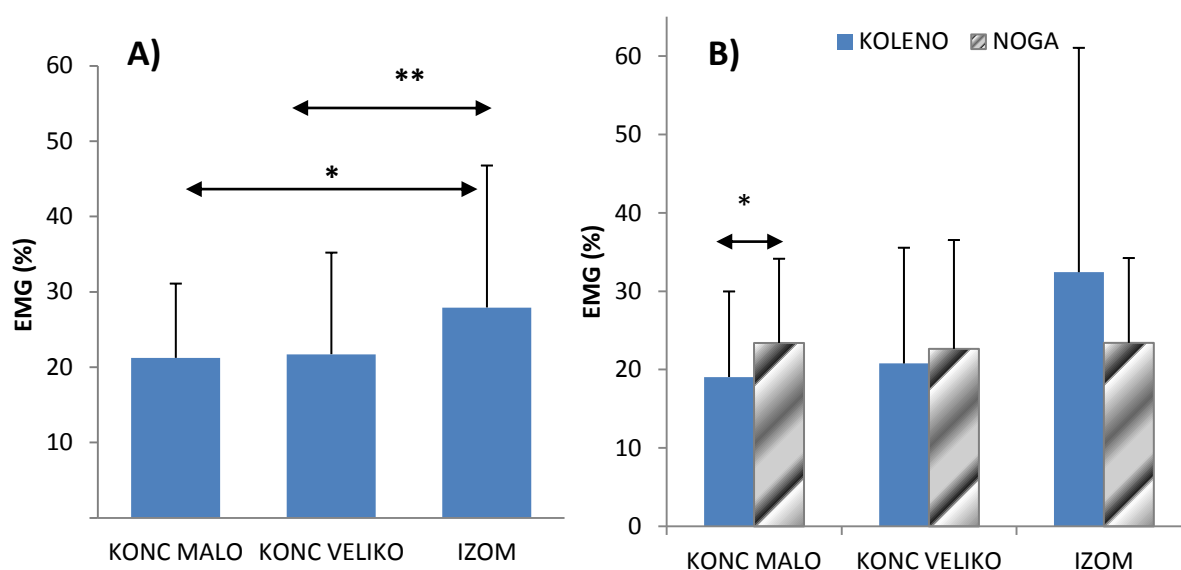
Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF 100 ms_naloge, združene glede na SKLEP oz. DINAMIKO

Ko smo naloge združili glede na sklep, ni bilo razlik v rEMG mišice BF prvih 100 ms med nalogami iztega kolena in nalogami iztega noge, $F(1, 19) = 0,12$, $p = 0,698$ (Preglednica 6.12). Združevanje nalog glede na dinamiko pa je pokazalo značilne razlike v rEMG mišice BF med nalogami, $F(1,14, 21,67) = 8,73$, $p = 0,006$. Glede na Bonferroni korekcijo se je izkazalo, da je

bil pri izometričnem iztegu rEMG mišice BF v prvih 100 ms značilno večji kot pri koncentričnem iztegu z malim bremenom ($p = 0,037$) in koncentričnem iztegu z velikim bremenom ($p = 0,003$) (Slika 6.13A).

Preglednica 6.12: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF v prvih 100 ms pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri mladih. Srednje vrednosti in SD ter rezultati analize variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3).

SKLEP	KOLENO	NOGA					
	(KK35, KK90, KI)	(NK35, NK90, NI)		F	df	Error	p
	24,1 ± 17,5	23,1 ± 11,5		0,12	1	19	0,698
DINAMIKA	KONCENTRIČNO MALO BREME	KONCENTRIČNO VELIKO BREME	IZOMETRIČNO				
	(KK35, NK35)	(KK90, NK90)	(KI, NI)	F	df	Error	p
	21,2 ± 9,9	21,7 ± 13,5	27,9 ± 18,8	8,73	1,14	21,67	0,006
SKLEP X DINAMIKA				6,94	1,19	22,55	0,012



Slika 6.13: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF prvih 100 ms pri mladih: A) pri nalogah, združenih glede na dinamiko in B) pri nalogah iztega kolena in noge glede na dinamiko.

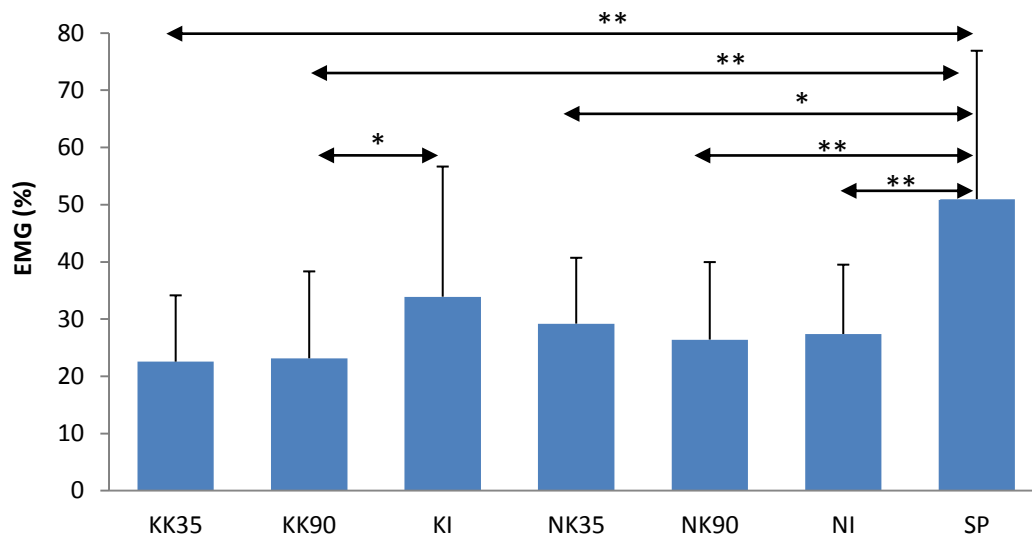
KONC MALO - koncentrični izteg z malim bremenom (KK35 in NK35), KONC VELIKO - koncentrični izteg z velikim bremenom (KK90 in NK90), IZOM - izometrični izteg (KI in NI). Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$

Ker smo zaznali značilno interakcijo med faktorjema sklep in dinamika (Preglednica 6.12), smo opravili še enosmerno analizo variance za ponovljene meritve z dvema nivojema (primerjava naloge iztega kolena in noge za posamezen nivo bremena, tj. primerjava KK35–NK35, KK90–NK90 in KI–NI). Izkazalo se je, da je bil pri koncentričnem iztegu z malim

bremenom rEMG BF prvih 100 ms značilno večji pri iztegu noge (NK35) kot pri iztegu kolena (KK35) ($F(1, 19) = 4,67, p = 0,043$) (Slika 6.13B).

Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF prvih 200 ms

Na Sliki 6.14 lahko vidimo, da so bile med eksplozivnimi nalogami razlike v velikosti rEMG mišice BF v prvih 200 ms ($F(1,95, 37,07) = 13,41, p = 0,000$). Pri SP so mlajši merjenci v prvih 200 ms dosegali značilno večji rEMG mišice BF kot pri KK35, KK90, NK90, NI (vse $p < 0,01$) in NK35 ($p < 0,05$). Po velikosti rEMG BF v prvih 200 ms je SP sledila naloga KI, kjer je bil rEMG BF značilno večji kot pri KK90 ($p = 0,010$, Bonferroni korekcija).



Slika 6.14: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF v prvih 200 ms pri mladih.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$.

Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF prvih 200 ms_naloga, združene glede na sklep in dinamiko

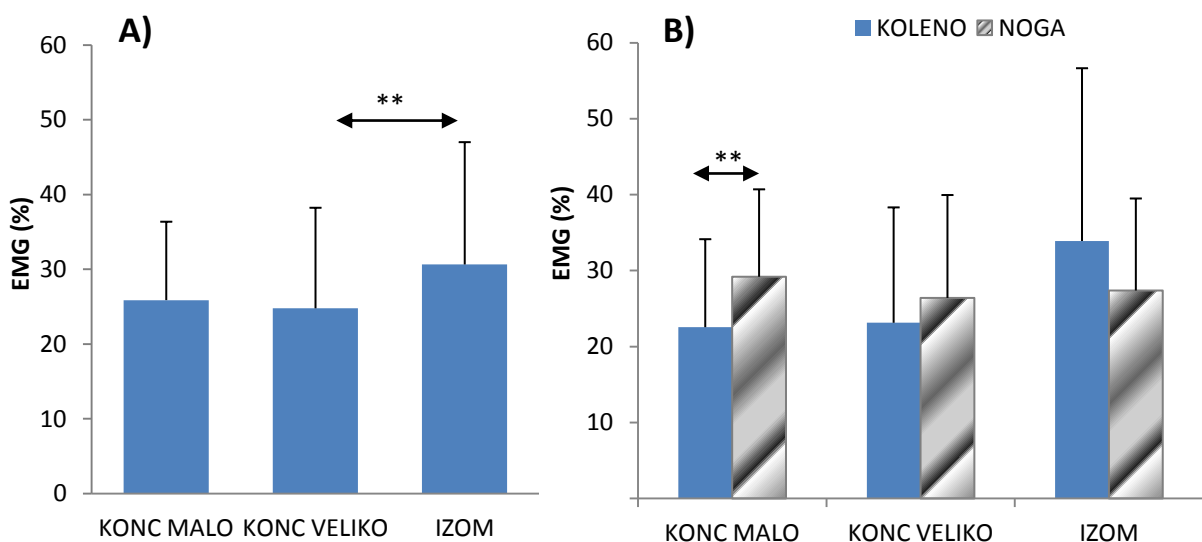
V Preglednici 6.13 lahko vidimo, da združevanje nalog glede na sklep ni pokazalo značilnih razlik v rEMG BF v prvih 200 ms med nalogami iztega kolena in nalogami iztega noge ($F(1,19) = 0,27, p = 0,612$). Medtem ko so se pri združevanju glede na dinamiko med nalogami pojavile značilne razlike ($F(1,39, 26,49) = 9,23, p = 0,002$), je bil glede na Bonferroni korekcijo

rEMG BF 200 ms pri izometričnem iztegu kolena značilno večji kot pri koncentričnem iztegu z velikim bremenom ($p = 0,001$, Slika 6.15A).

Preglednica 6.13: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF prvih 200 ms pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri mladih. Srednje vrednosti in SD ter rezultati analize variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3).

SKLEP	KOLENO	NOGA					
	(KK35, KK90, KI)	(NK35, NK90, NI)	F	df	Error	p	
	26,5 ± 15,8	27,7 ± 12,0	0,27	1	19	0,612	
DINAMIKA	KONCENTRIČNO MALO BREME	KONCENTRIČNO VELIKO BREME	IZOMETRIČNO				
	(KK35,NK35)	(KK90,NK90)	(KI,NI)	F	df	Error	p
	25,9 ± 10,5	24,8 ± 13,5	30,6 ± 16,4	9,23	1,39	26,49	0,002
SKLEP X DINAMIKA				11,33	1,30	24,63	0,001

Ker smo zaznali značilno interakcijo med faktorjema sklep in dinamika (Preglednica 6.13) smo opravili še enosmerno analizo variance za ponovljene meritve z dvema nivojema (primerjava naloge iztega kolena in noge za posamezen nivo bremena, tj. primerjava KK35–NK35, KK90–NK90 in KI–NI). Izkazalo se je, da je bil pri koncentričnem iztegu z malim bremenom rEMG BF prvih 100 ms značilno večji pri iztegu noge (NK35) kot pri iztegu kolena (KK35) ($F(1, 19) = 9,47$, $p = 0,006$) (Slika 6.15B).

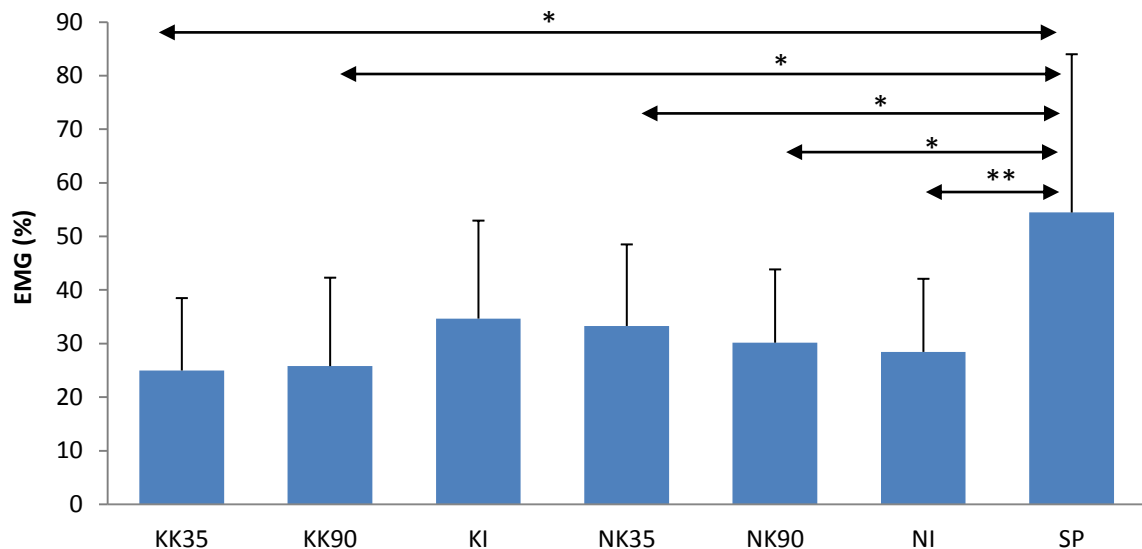


Slika 6.15: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF prvih 200 ms pri mladih: A) pri nalogah, združenih glede na dinamiko in B) pri nalogah iztega kolena in noge glede na dinamiko.

KONC MALO - koncentrični izteg z malim bremenom (KK35 in NK35), KONC VELIKO - koncentrični izteg z velikim bremenom (KK90 in NK90), IZOM - izometrični izteg (KI in NI). Prikazane so srednje vrednosti in SD. ** $p < 0,01$

6.1.5.2 Koaktivacija mišice BF glede na aktivacijo mišice VL prvih 200 ms

Na koaktivacijo mišice BF glede na aktivacijo mišice VL v prvih 200 ms lahko gledamo kot na razmerje med rEMG mišice BF 200 ms in rEMG mišice VL 200 ms.



Slika 6.16: Koaktivacija mišice BF (normalizirano na aktivacijo mišice VL) prvih 200 ms pri mladih.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$

Na Sliki 6.16 lahko vidimo, da so bile pri mlajših merjencih tudi ob normalizaciji rEMG signala mišice BF na rEMG signal mišice VL v prvih 200 ms med eksplozivnimi nalogami značilne razlike ($F(1,92, 36,52) = 10,85$, $p = 0,000$). Koaktivacija mišice BF (normalizirana na aktivacijo VL) je bila glede na Bonferroni korekcijo pri SP značilno večja od vseh nalog (vse $p < 0,05$), z izjemo KI, ki se od SP ni razlikovala.

6.2 STAREJŠI MERJENCI

6.2.1 Značilnosti merjencev

V Preglednici 6.14 so predstavljene značilnosti starejših merjencev. Moški in ženske so se značilno razlikovali v telesni teži, višini in navoru pri največji hoteni kontrakciji iztegovalk kolena.

Preglednica 6.14: Značilnosti starejših merjencev (povprečna vrednost \pm SD), prikazano skupaj ter ločeno za moške in ženske. Razlike med spoloma (t-test, p).

	SKUPAJ	MOŠKI	ŽENSKÉ	RAZLIKE (p)
ŠTEVILO (N)	15	8	7	
STAROST (leta)	69,1 \pm 3,7	69,9 \pm 3,8	68,3 \pm 3,7	0,427
TELESNA TEŽA (kg)	79,1 \pm 14,8	88,5 \pm 10,9	68,3 \pm 10,8	0,003
TELESNA VIŠINA (cm)	170,7 \pm 10,2	179,0 \pm 5,3	161,3 \pm 3,8	0,000
NAVOR IZTEG KOLENA (Nm)	148,0 \pm 55,9	191,6 \pm 32,9	98,1 \pm 20,3	0,000

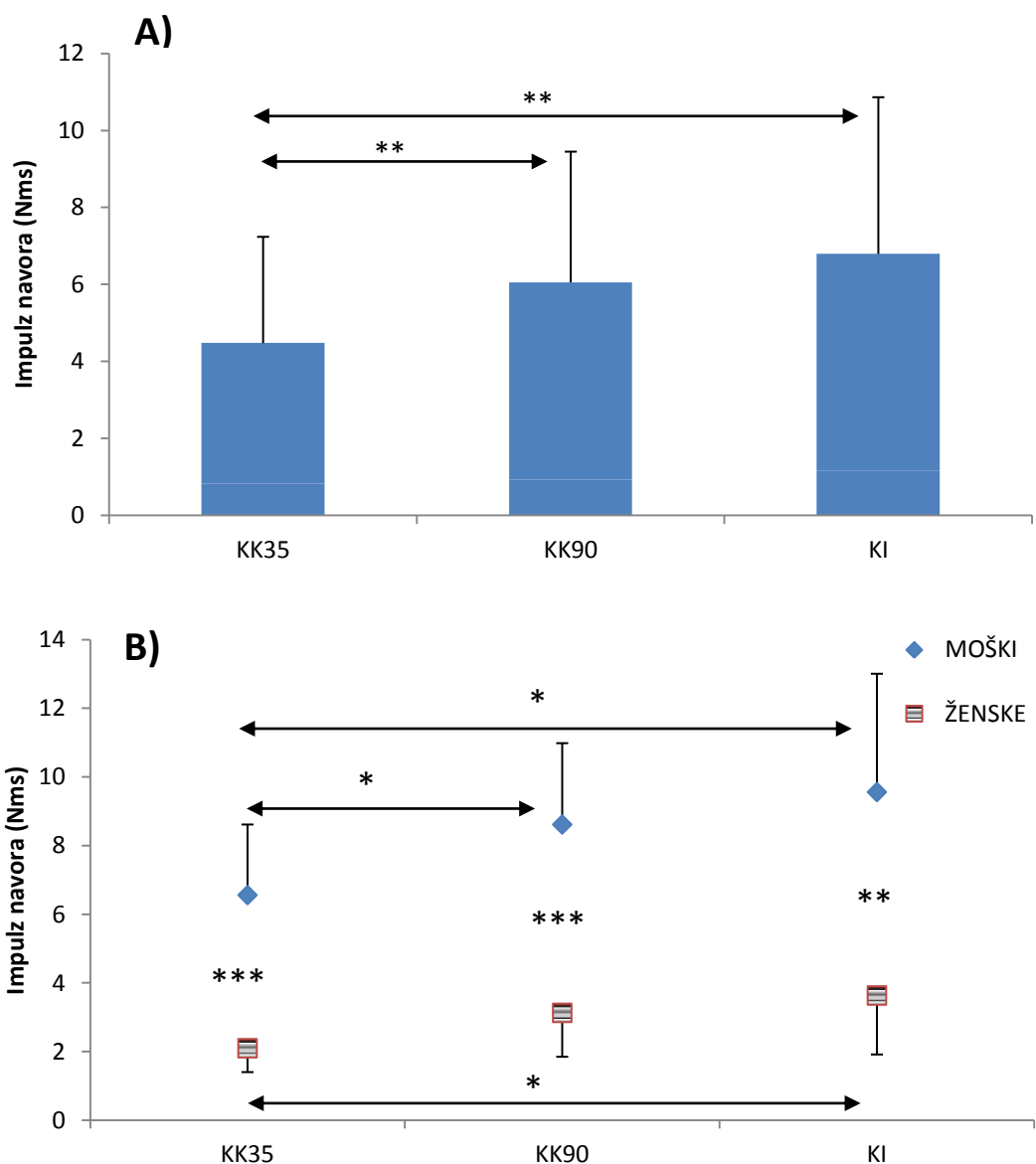
6.2.2 Mehanski parametri: vrednosti in razmerja impulza navora oz. sile

6.2.2.1 Impulz navora/sile 100 in 200 ms

Preglednica 6.15: Impulz navora (Nms) oz. sile (Ns) prvih 100 in prvih 200 ms (povprečna vrednost \pm SD) pri eksplozivnih nalogah pri starejših.

	IMPULZ 100 ms	IMPULZ 200 ms
KK35 (Nms)	0,83 \pm ,59	4,48 \pm 2,76
KK90 (Nms)	0,93 \pm ,61	6,06 \pm 3,40
KI (Nms)	1,17 \pm ,81	6,80 \pm 4,07
NK35 (Ns)	7,22 \pm 4,06	39,54 \pm 20,65
NK90 (Ns)	7,80 \pm 4,66	40,11 \pm 22,22
NI (Ns)	7,94 \pm 3,45	42,75 \pm 16,05
SP (Ns)	10,18 \pm 5,50	53,07 \pm 22,71

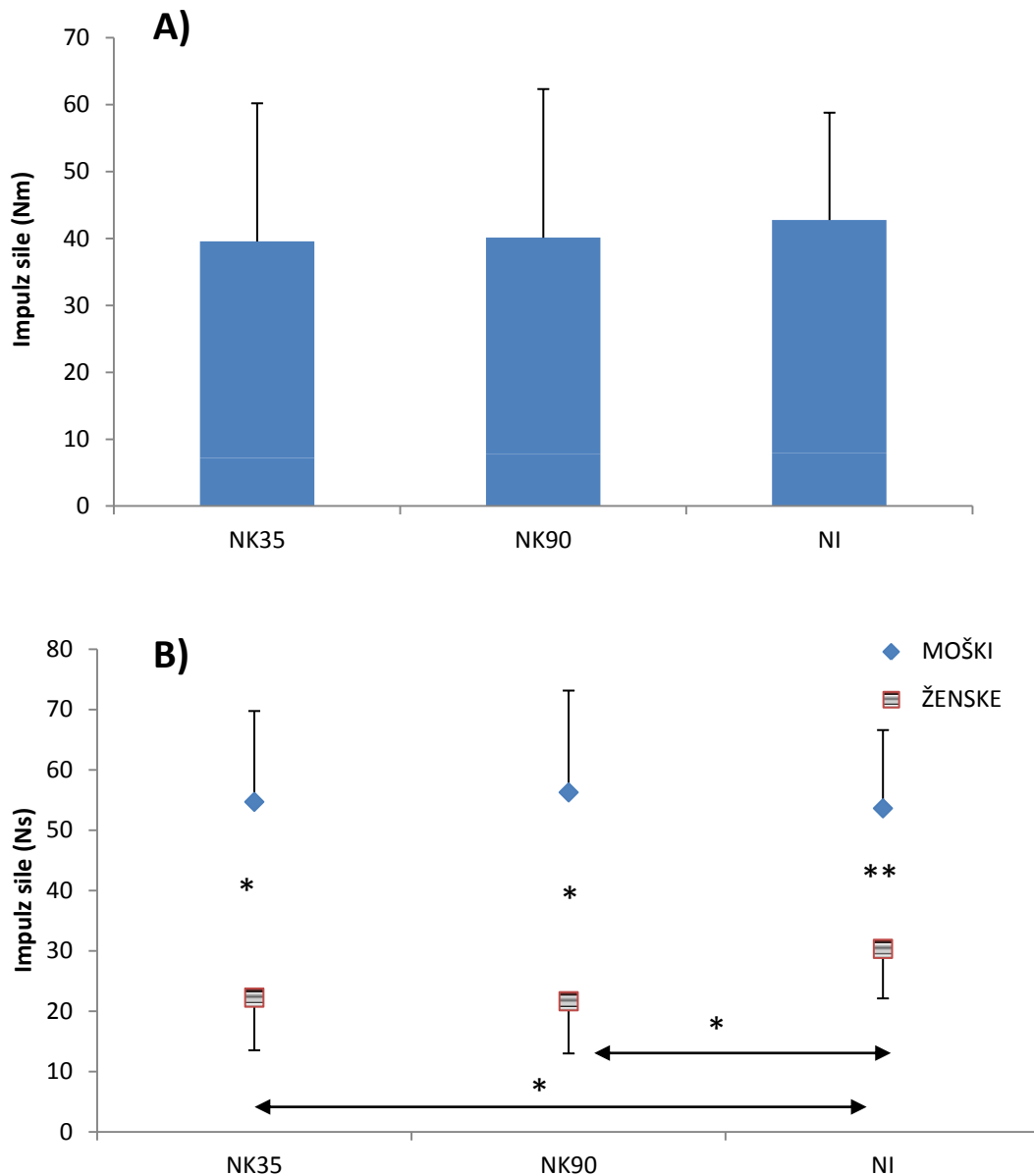
KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa



Slika 6.17: Impulz navora prvih 200 ms pri nalogah iztega kolena pri starejših: A) skupaj in B) ločeno po spolu. KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena. Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$

Pri starejših osebah se je impulz navora v prvih 100 ms med nalogami iztega kolena značilno razlikoval ($F(2, 28) = 3,56$, $p = 0,042$). Impulz navora prvih 100 ms pri KI je bil značilno večji od impulza navora pri KK35 ($p = 0,040$, Bonferroni post hoc). Prav tako so bile med nalogami iztega kolena značilne razlike v impulzu navora v prvih 200 ms, $F(2, 28) = 10,42$, $p = 0,000$. Na Sliki 6.17A lahko vidimo, da je bil pri skupni obravnavi (moški in ženske) impulz navora v prvih 200 ms pri KK35 značilno manjši kot pri KK90 in KI (oba $p < 0,01$, Bonferroni post hoc). Značilna razlika v impulzu navora prvih 200 ms med nalogami iztega kolena se je potrdila tudi pri ločeni analizi za starejše moške ($F(2, 14) = 5,95$, $p = 0,014$) in starejše ženske ($F(2, 12) =$

6,48, $p = 0,012$). Na Sliki 6.17B lahko vidimo, da so bile pri starejših moških razlike med pari iste kot pri skupni analizi, medtem ko je bil pri starejših ženskah impulz navora 200 ms le pri KK35 značilno manjši od KI. Moški so v primerjavi z ženskami pri vseh nalogah iztega kolena dosegali značilno višje impulze navora prvih 200 ms (Slika 6.17B).



Slika 6.18: Impulz sile prvih 200ms pri nalogah iztega noge pri starejših : A) skupaj in B) ločeno po spolu. NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge. Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$.

Pri starejših merjencih se naloge iztega noge niso razlikovale v impulzu sile v prvih 100 ms, $F(2, 28) = 0,86$, $p = 0,436$. Prav tako med nalogami ni bilo zaznati razlik v impulzu sile prvih 200 ms ($F(2, 28) = 1,10$, $p = 0,346$) (Slika 6.18A). Pri analizi razlik v impulzu sile prvih 200 ms med

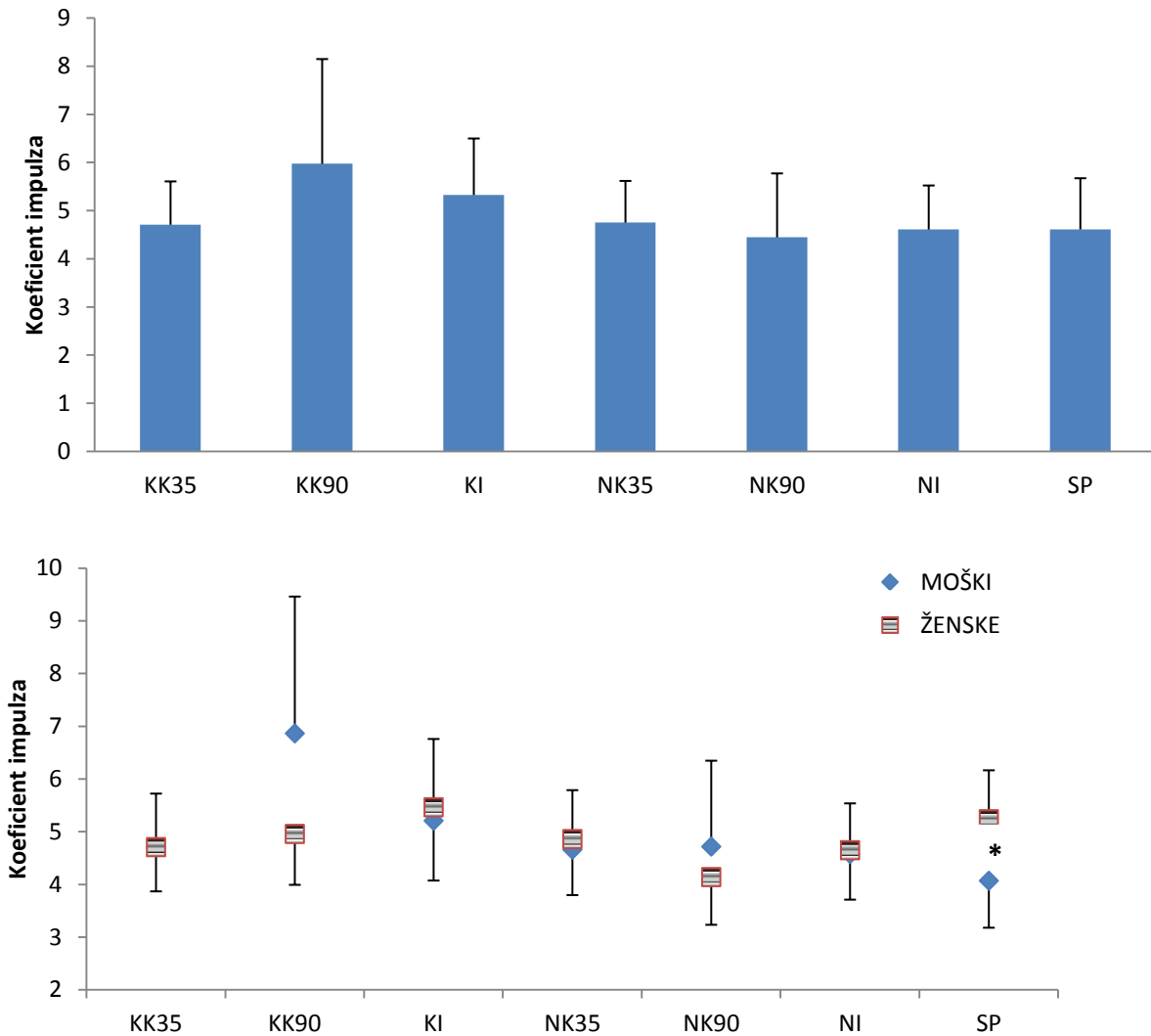
nalogami iztega noge ločeno za moške in ženske se je izkazalo, da pri moških ni bilo razlike med nalogami ($F(2, 14) = 0,29, p = 0,756$), medtem ko so se razlike med nalogami pojavile pri starejših ženskah ($F(2, 12) = 13,27, p = 0,001$), in sicer je bil impulz pri NI značilno večji od impulza NK35 in NK90. (Slika 6.18B). Moški so v primerjavi z ženskami pri vseh nalogah iztega noge dosegali značilno višje impulze navora prvih 200 ms (Slika 6.18B)

Prav tako so starejši moški v primerjavi s starejšimi ženskami dosegali značilno višje vrednosti impulza prvih 200 ms pri skoku iz počepa ($p = 0,000$).

6.2.2.2 Koeficient impulza

Koeficient impulza navora oz. sile je bil definiran kot razmerje med impulzoma drugih 100 ms in prvih 100 ms.

Pri starejših merjenjih smo med nalogami zaznali značilne razlike v velikosti koeficienta impulza, $F(3,08, 43,16) = 3,50, p = 0,022$, vendar Bonferroni korekcija ni pokazala značilnih razlik med pari (Slika 6.19A). Na Sliki 6.19B lahko vidimo, da so bile med starejšimi moškimi in ženskami značilne razlike v koeficientu impulza le pri SP ($p = 0,028$). Ločena analiza po spolu pri ženskah ni pokazala značilnih razlik med nalogami ($F(6, 36) = 1,59, p = 0,179$), medtem ko so bile te pri moških značilne ($F(1,97, 13,82) = 4,78, p = 0,027$), vendar Bonferroni korekcija ni zaznala značilnih razlik med pari.



Slika 6.19: Koeficient impulza (razmerje med impulzoma drugih in prvih 100 ms) pri starejših: A) skupaj in B) ločeno po spolu.

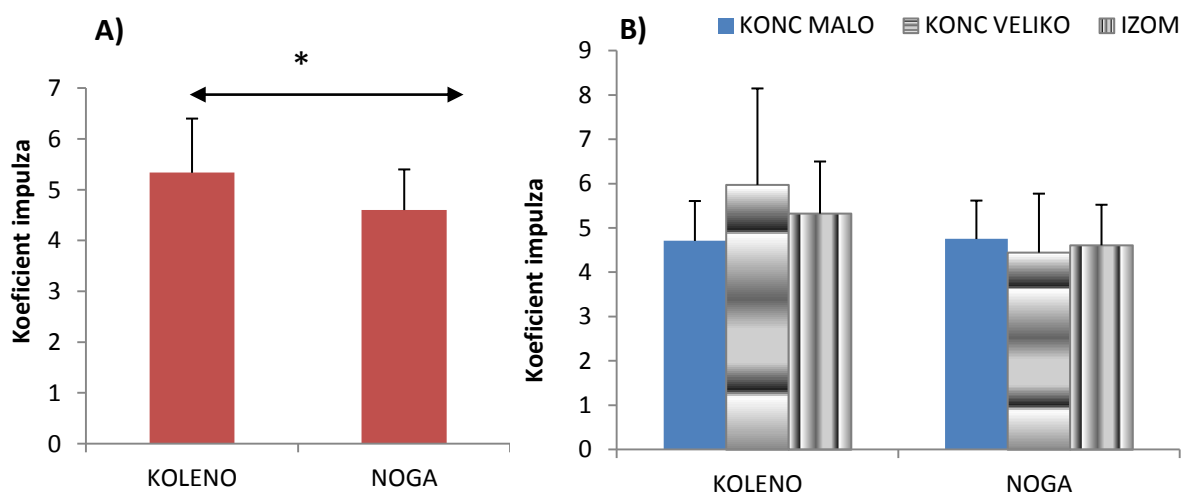
KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD. *p < 0,05

Koeficient impulza_naloge, združene glede na SKLEP oz. DINAMIKO

Pri nadaljnjem združevanju nalog glede na sklep je bil koeficient impulza pri starejših značilno večji pri nalogah iztega kolena kot pri nalogah iztega noge, $F(1, 14) = 8,21$, $p = 0,012$ (Preglednica 6.16 in Slika 6.20). Pri združevanju nalog glede na dinamiko nismo zaznali značilnih razlik ($F(1,45, 20,34) = 1,33$, $p = 0,278$) (Preglednica 6.16).

Preglednica 6.16: Koeficient impulza (razmerje med impulzoma drugih in prvih 100 ms) pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri starejših. Srednje vrednosti in SD ter rezultati analize variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3).

SKLEP	KOLENO	NOGA					
	(KK35, KK90, KI)	(NK35, NK90, NI)	F	df	Error	p	
	5,54 ± 1,07	4,60 ± 0,80	8,21	1	14	0,012	
DINAMIKA	KONCENTRIČNO MALO BREME	KONCENTRIČNO VELIKO BREME	IZOMETRIČNO				
	(KK35, NK35)	(KK90, NK90)	(KI, NI)	F	df	Error	p
	4,97 ± 0,84	4,73 ± 0,75	5,21 ± 1,40	1,33	1,45	20,34	0,278
SKLEP X DINAMIKA				3,92	2,00	28,00	0,032



Slika 6.20: Koeficient impulza (razmerje med impulzoma drugih in prvih 100 ms) pri starejših: A) pri nalogah, združenih glede na sklep in B) pri nalogah različne dinamike za naloge iztega kolena in iztega noge. KOLENO – izteg kolena (KK35, KK90, KI), NOGA – izteg noge (NK35, NK90, NI). Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$

Ker smo zaznali značilno interakcijo med faktorjema sklep in dinamika (Preglednica 6.16), smo opravili še enosmerno analizo variance za ponovljene meritve s tremi nivoji (primerjava med nalogami z različno dinamiko pri nalogah iztega kolena in iztega noge, tj. primerjava KK35, KK90 in KI ter NK35, NK90 in NI). Izkazalo se je, da se med nalogami iztega kolena kažejo značilne razlike v koeficientu impulza ($F(2, 28) = 3,42, p = 0,047$), vendar Bonferroni korekcija ni pokazala značilnih razlik med pari (Slika 6.20B).

Povezanost koeficienta impulza z impulzom navora oz. sile

Iz Preglednice 6.17 lahko razberemo, da so bile povezave med koeficientom impulza ter impulzom v prvih 100 in 200 ms negativne, višji koeficient impulza je povezan s slabšo izvedbo oz. manjšim impulzom navora. Koeficient impulza je bil pri več eksplozivnih nalogah značilno negativno povezan z impulzom v prvih 100 ms, medtem ko je povezanost z impulzom prvih 200 ms manj izrazita. V Preglednici 6.17 lahko vidimo, da so bile povezanosti koeficienta impulza največje z impulzom normaliziranim na največji impulz (IMP_MAX).

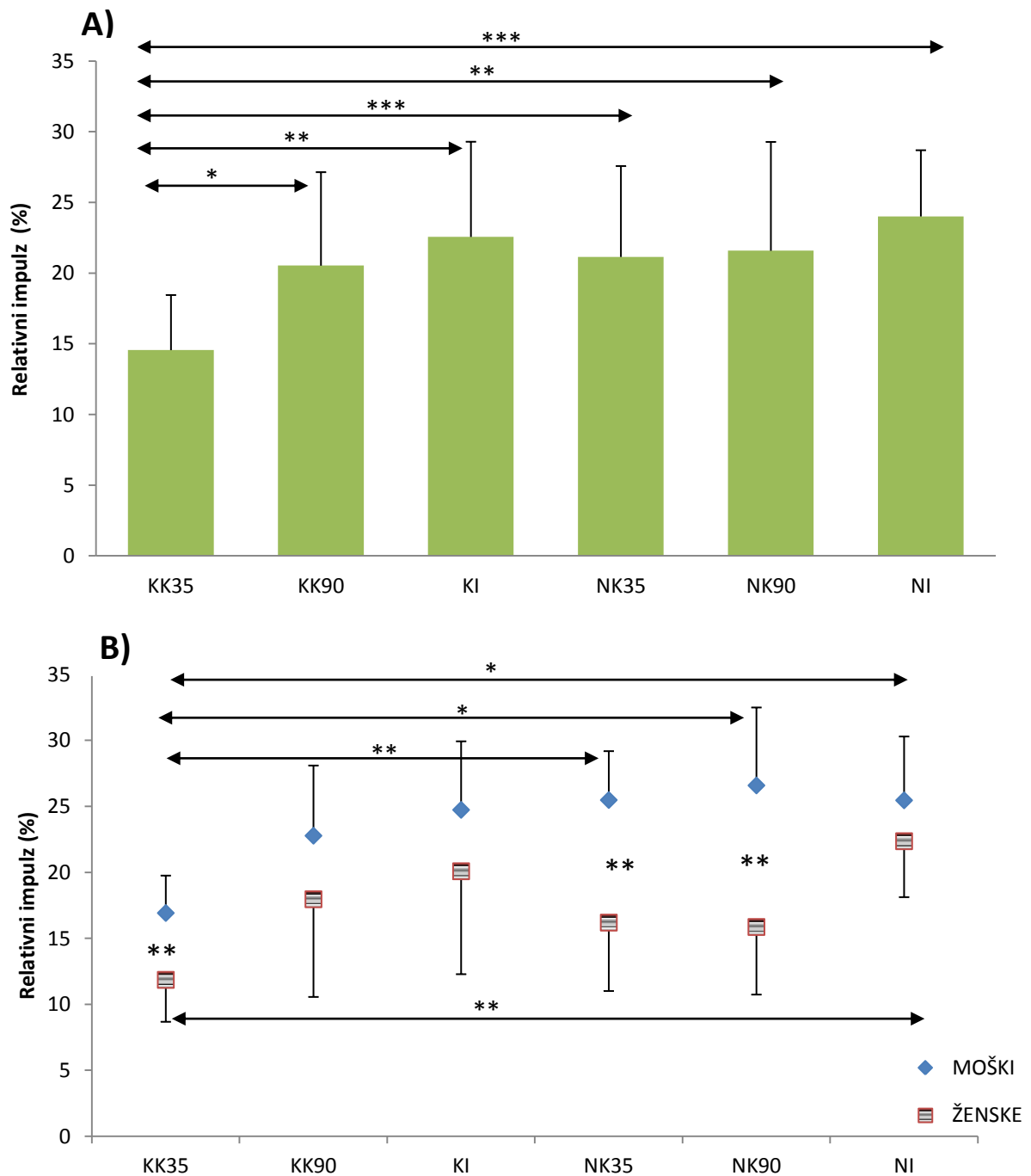
Preglednica 6.17: Povezanost med koeficientom impulza (razmerje med impulzoma drugih in prvih 100 ms) in impulzom navora oz. sile za posamezno eksplozivno nalogo pri starejših. Impulz navora oz. sile 100 in 200 ms izražen absolutno (IMP) in normaliziran na največji impulz pri izometrični kontrakciji (IMP_MAX). Podan je koeficient korelacije (r).

KOEF IMP	KK35	KK90	KI	NK35	NK90	NI	SP
IMP 100 ms	-,546*	-,319	-,647**	-,598*	0,410	-,606*	-,750**
IMP 100 ms_MAX	-,794***	-,635*	-,929***	-,818**	-,638*	-,850**	
IMP 200 ms	-,402	,038	-,475	-,409	-,160	-,339	-,535*
IMP200 ms_MAX	-,586*	-,274	-,849***	-,599*	-,396	-,575*	

*KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$*

6.2.2.3 Relativni impulz 200 ms (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji)

Relativni impulz 200 ms je podan kot delež največjega impulza pri izometrični kontrakciji (tudi v 200 ms intervalu). Impulz navora v prvih 200 ms pri KK35, KK90 in KI je bil normaliziran na največji impulz pri izometričnem iztegu kolena, medtem ko je bil impulz sile v prvih 200 ms pri NK35, NK90 in NI normaliziran na največji impulz pri izometričnem iztegu noge. Za skok iz počepa IMP_MAX ni bil računano.



Slika 6.21: Relativni impulz (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji) prvih 200 ms pri starejših: A) skupaj in B) ločeno po spolu.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$

Na Sliki 6.21A lahko vidimo, da so bile pri starejših merjencih med nalogami razlike v relativnem impulzu v prvih 200 ms, $F(5, 70) = 9,56$, $p = 0,000$. Pri KK35 so merjenci razvili značilno manjši relativni impulz kot pri NI, NK35 (oba $p < 0,001$), KI, NK90 (oba $p < 0,01$) in KK90 ($p < 0,05$). Ko smo razlike v relativnem impulzu 200 ms med nalogami analizirali ločeno

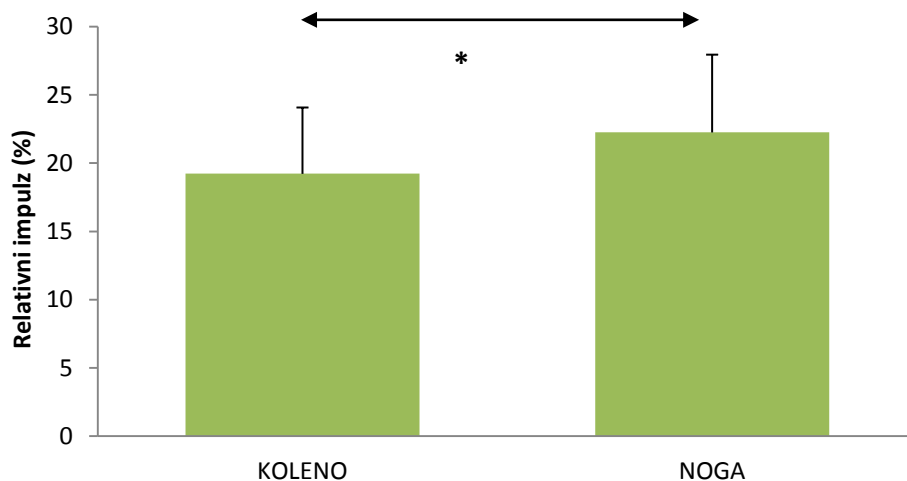
po spolu, so se značilne razlike pokazale tako pri moških ($F(5, 35) = 7,20, p = 0,000$), kakor tudi pri ženskah ($F(5, 30) = 5,45, p = 0,001$). Starejši moški in ženske so najnižji relativni impulz dosegali pri KK35 (Slika 6.21B). Moški so v primerjavi z ženskami dosegali značilno večje vrednosti relativnega impulza 200 ms pri KK35, NK35 in NK90 ($p < 0,01$).

Relativni impulz 200 ms (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji)_naloge združene glede na SKLEP oz. DINAMIKO

V Preglednici 6.18 in na Sliki 6.22 lahko vidimo, da je bil pri nadaljnjem združevanju nalog glede na sklep relativni impulz pri nalogah iztega kolena značilno manjši od relativnega impulza pri nalogah iztega noge ($F(1, 14) = 8,36, p = 0,012$).

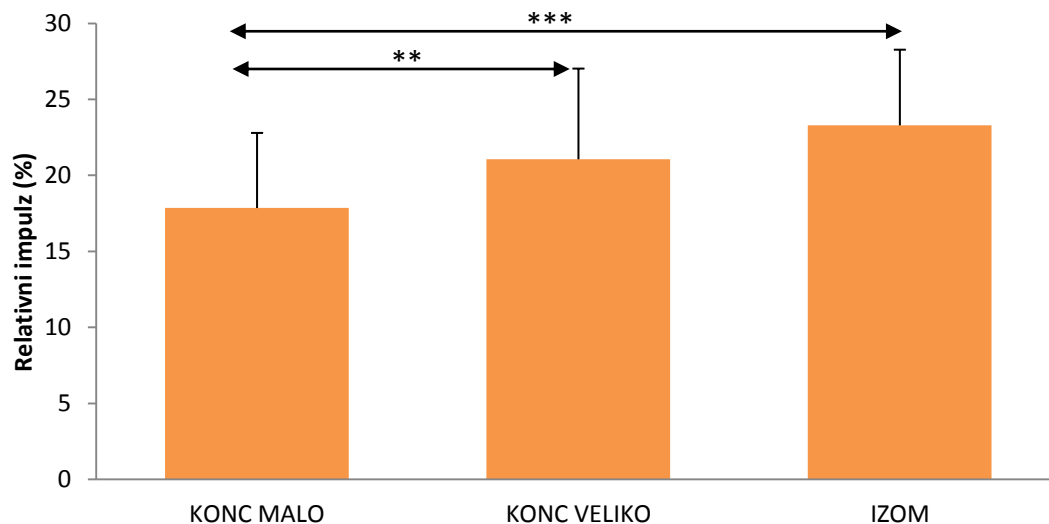
Preglednica 6.18: Relativni impulz 200 ms (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji) pri nalogah združenih glede na sklep in dinamiko pri starejših. Srednje vrednosti in SD ter rezultati analize variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3).

SKLEP	KOLENO	NOGA					
	(KK35, KK90, KI)	(NK35, NK90, NI)		F	df	Error	p
	19,22 ± 4,86	22,25 ± 5,70		8,36	1	14	0,012
DINAMIKA	KONCENTRIČNO MALO BREME	KONCENTRIČNO VELIKO BREME	IZOMETRIČNO				
	(KK35, NK35)	(KK90, NK90)	(KI, NI)	F	df	Error	p
	17,85 ± 21,06	21,06 ± 5,97	23,29 ± 4,98	17,18	2	28	0,000
SKLEP X DINAMIKA				4,38	2,00	28	0,022



Slika 6.22: Relativni impulz (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji) prvih 200 ms pri nalogah, združenih glede na sklep pri starejših. KOLENO – izteg kolena (KK35, KK90, KI), NOGA – izteg noge (NK35, NK90, NI). Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$

Ko smo naloge delili glede na dinamiko, smo pri starejših merjencih zaznali značilne razlike v velikosti relativnega impulza v prvih 200 ms ($F(2, 28) = 17,18, p = 0,000$). Pri koncentričnem iztegu z malim bremenom je bil (glede na Bonferroni korekcijo) dosežen značilno manjši relativni impulz kot pri izometričnem iztegu ($p = 0,000$) in koncentričnim iztegu z velikim bremenom ($p = 0,002$) (Slika 6.23).

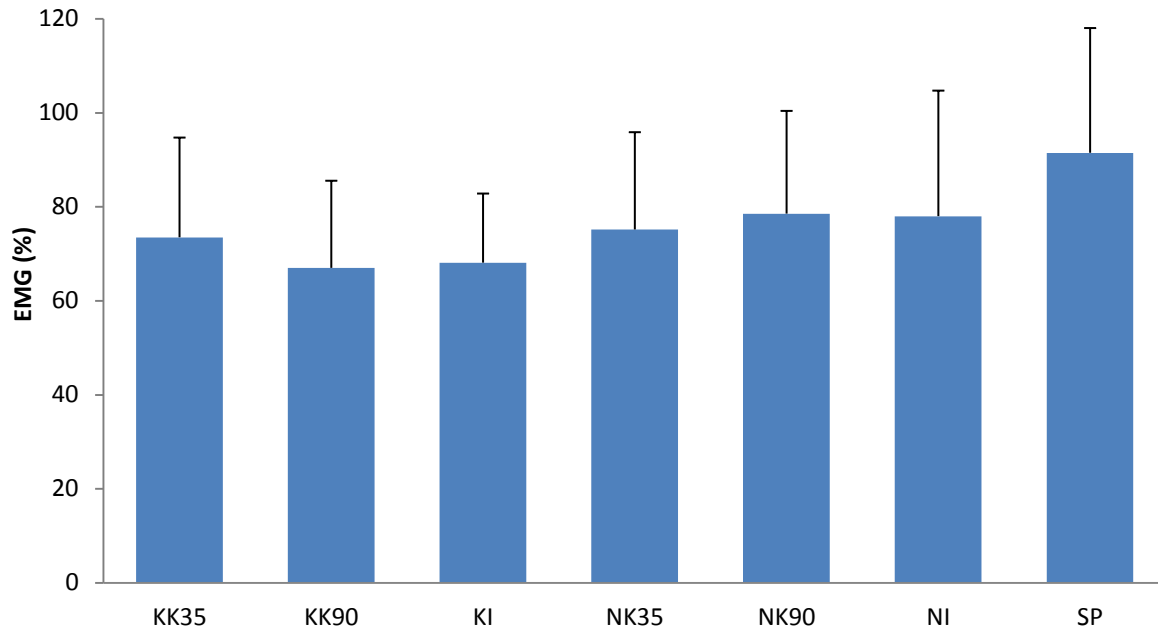


Slika 6.23: Relativni impulz (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji) prvih 200 ms pri nalogah, združenih glede na dinamiko pri starejših. KONC MALO - koncentrični izteg z malim bremenom (KK35 in NK35), KONC VELIKO - koncentrični izteg z velikim bremenom (KK90 in NK90), IZOM - izometrični izteg (KI in NI). Prikazane so srednje vrednosti in SD. ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$

6.2.3 Znotrajmišična koordinacija – vzorec aktivacije mišice VL

6.2.3.1 Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 100 in 200 ms

Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 100 ms



Slika 6.24: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL prvih 100 ms pri starejših.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD.

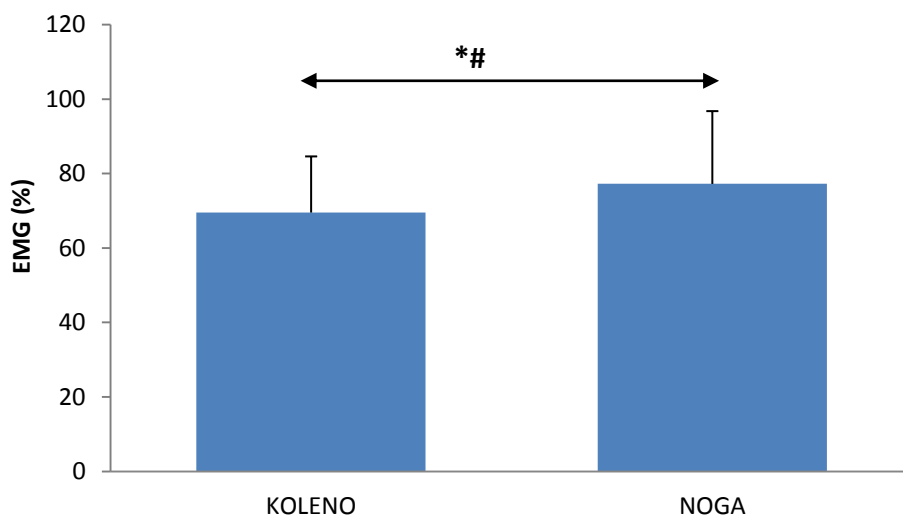
Pri starejših merjenjih so bile med nalogami značilne razlike v velikosti relativnega EMG (glede na EMG pri NHK) v prvih 100 ms ($F(6, 84) = 3,48, p = 0,004$), vendar Bonferroni korekcija ni pokazala značilne razlike med pari (Slika 6.24).

Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL prvih 100 ms_naloge, združene glede na SKLEP oz. DINAMIKO

Ko smo relativni EMG opazovali pri nalogah združenih glede na sklep, smo ugotovili, da je bil pri nalogah iztega kolena dosežen višji relativni EMG kot pri nalogah iztega noge (na meji statistične značilnosti, $F(1, 14) = 4,59, p = 0,050$) (Preglednica 6.19 in Slika 6.25). Združevanje nalog glede na dinamiko ni pokazalo značilnih razlik v rEMG VL 100 ms (Preglednica 6.19).

Preglednica 6.19: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL prvih 100 ms pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri starejših. Srednje vrednosti in SD ter rezultati analize variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3).

SKLEP	KOLENO	NOGA					
	(KK35, KK90, KI)	(NK35, NK90, NI)	F	df	Error	p	
	69,5 ± 15,1	77,2 ± 19,6	4,59	1	14	0,050	
DINAMIKA	KONCENTRIČNO MALO BREME	KONCENTRIČNO VELIKO BREME	IZOMETRIČNO				
	(KK35, NK35)	(KK90, NK90)	(KI, NI)	F	df	Error	p
	74,3 ± 17,9	72,8 ± 18,1	73,1 ± 18,7	0,09	2	28	0,913
SKLEP X DINAMIKA				1,24	2	28	0,305

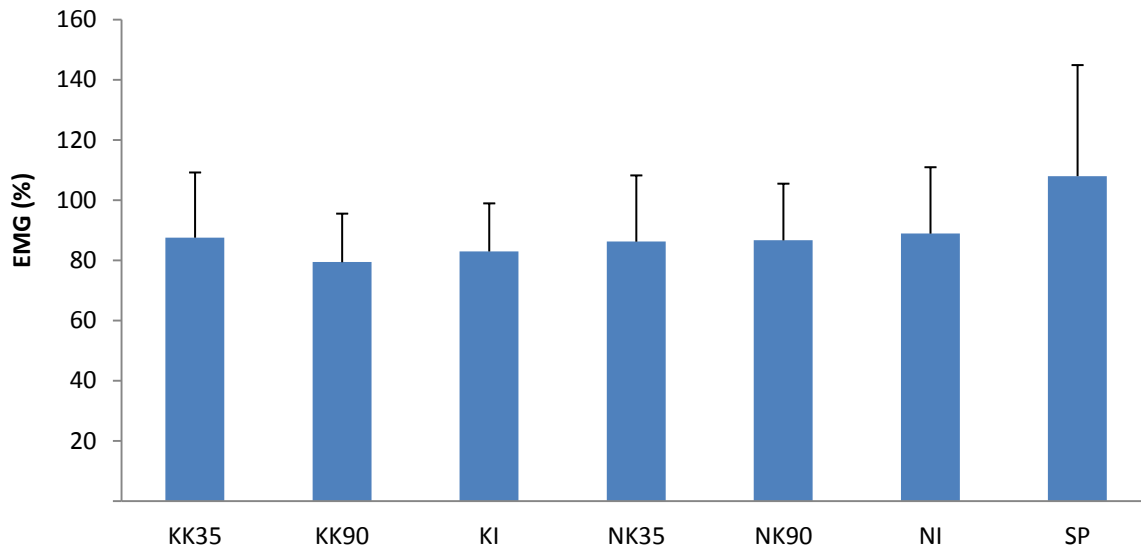


Slika 6.25: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL prvih 100 ms pri nalogah, združenih glede na sklep pri starejših.

KOLENO - izteg kolena (KK35, KK90, KI), NOGA - izteg noge (NK35, NK90, NI). Prikazane so srednje vrednosti in SD. *#p = 0,050

Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 200 ms

Na Sliki 6.26 lahko vidimo, da so bile pri starejših merjenjih med nalogami razlike v velikosti rEMG mišice VL v prvih 200 ms ($F(2,30, 32,27) = 3,93$, $p = 0,025$, vendar z Bonferroni korekcijo nismo zaznali značilnih razlik med pari.



Slika 6.26: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL prvih 200 ms pri starejših.

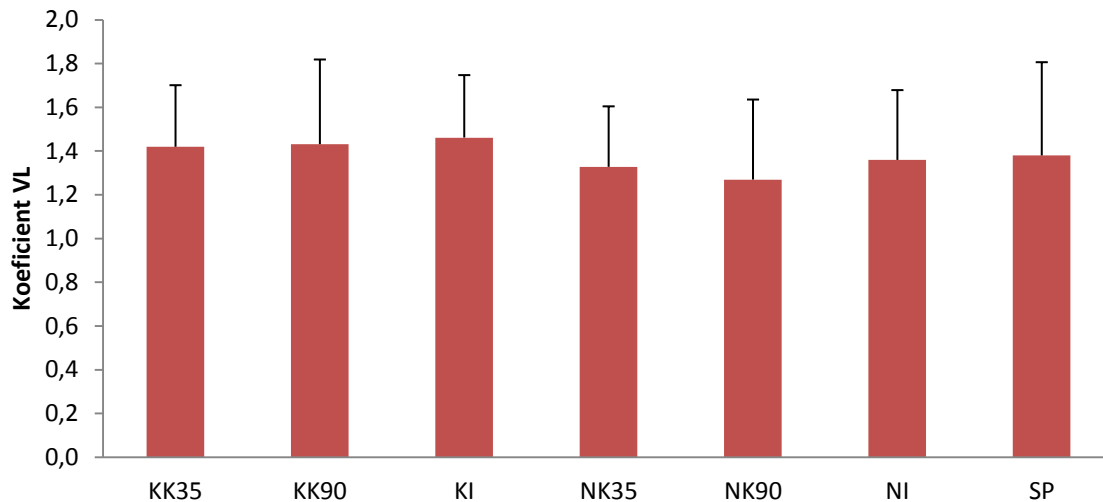
KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD.

Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 200 ms_naloge, združene glede na SKLEP oz. DINAMIKO

Ko smo pri starejših merjencih relativni EMG mišice VL prvih 200 ms primerjali med nalogami združenimi glede na sklep oz. dinamiko, nismo izmerili značilne razlike med nalogami iztega kolena in iztega noge ($F(1, 14) = 1,26, p = 0,280$) kakor tudi ne med koncentričnim iztegom z malim bremenom, iztegom z velikim bremenom in izometričnim iztegom ($F(2, 28) = 0,792, p = 0,463$). Med faktorjema sklep in dinamika ni bilo značilne interakcije ($F(1,26, 17,67) = 1,52, p = 0,240$).

6.2.3.2 Koeficient EMG mišice VL

Koeficient EMG signala mišice VL je bil definiran kot razmerje med površinami pod krivuljo EMG signala v posameznih intervalih (drugih 100ms/prvih 100ms).



Slika 6.27: Koeficient EMG signala mišice VL (razmerje med površinami drugih 100 ms/prvih 100 ms) pri starejših.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD.

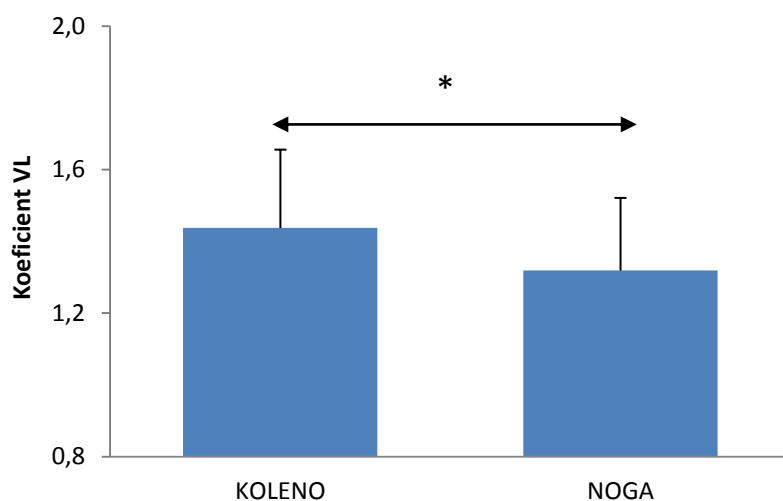
Na Sliki 6.27 lahko vidimo, da pri starejših merjencih med nalogami ni bilo razlik v koeficientu EMG mišice VL ($F(6, 84) = 0,65, p = 0,689$).

Koeficient EMG signala mišice VL_naloge, združene glede na SKLEP oz. DINAMIKO

Združevanje nalog glede na sklep je pri starejših pokazalo značilno večje vrednosti koeficienta EMG signala mišice VL pri nalogami iztega kolena v primerjavi z nalogami iztega noge ($F(1, 14) = 7,31, p = 0,017$) (Preglednica 6.20 in Slika 6.28). Združevanje nalog glede na dinamiko ni pokazalo značilnih razlik v koeficientu VL med koncentričnim iztegom z malim in velikim bremenom ter izometričnim iztegom ($F(2, 28) = 0,39, p = 0,683$).

Preglednica 6.20: Koeficient EMG signala mišice VL (razmerje med površinami drugih 100 ms/prvih 100 ms) pri nalogah, združenih glede na sklep in dinamiko pri starejših. Srednje vrednosti in SD ter rezultati analize variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3).

SKLEP	KOLENO	NOGA					
	(KK35, KK90, KI)	(NK35, NK90, NI)	F	df	Error	p	
	1,44 ± 0,22	1,32 ± 0,20	7,31	1	14	0,017	
DINAMIKA	KONCENTRIČNO MALO BREME	KONCENTRIČNO VELIKO BREME	IZOMETRIČNO				
	(KK35, NK35)	(KK90, NK90)	(KI, NI)	F	df	Error	p
	1,37 ± 0,25	1,35 ± 0,30	1,41 ± 0,26	0,39	2	28	0,683
SKLEP X DINAMIKA				0,10	2	28	0,905



Slika 6.28: Koeficient EMG signal mišice VL (razmerje med površinami drugih 100 ms/prvih 100 ms) pri nalogah, združenih glede na sklep pri starejših.

KOLENO - izteg kolena (KK35, KK90, KI), NOGA - izteg noge (NK35, NK90, NI). Prikazane so srednje vrednosti in SD. *p < 0,05

6.2.3.3 Pojav predgibalne tišine

Pri nobenem od starejših merjencev (pri nobenem gibu, nobeni ponovitvi) nismo zaznali pojava predgibalne tišine.

6.2.4 Povezanost med mehanskimi parametri in EMG parametri mišice VL

6.2.4.1 Povezanost med impulzom in EMG mišice VL

V Preglednici 6.21 lahko vidimo povezanost med mehanskimi parametri in relativnim EMG (delež EMG pri NHK) mišice VL prvih 100 ms pri starejših. Relativni EMG mišice VL prvih 100 ms pri nalogah iztega kolena (KK35, KK90 in KI) in skoku iz počepa ni kazal značilne povezanosti z impulzom 100 in 200 ms (absolutnim in normaliziranim na največji impulz). Medtem je rEMG mišice VL prvih 100 ms pri nalogah iztega noge (NK35, NK90 in NI) kazal značilno povezanost z impulzom 100 in 200 ms (absolutnim in normaliziranim na največji impulz) oz. pri NI je bila povezanost med rEMG VL 100 ms in IMP 100 in 200 ms ter IMP 100 ms MAX na meji statistične značilnosti.

Preglednica 6.21: Povezanost med impulzom 100 oz. 200 ms in relativnim EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 100 ms za posamezno eksplozivno nalogo pri starejših. Impulz navora/sile 100 in 200 ms izražen absolutno (IMP) in normaliziran na največji impulz pri izometrični kontrakciji (IMP_MAX). Podan je koeficient korelacije (r).

rEMG VL 100 ms	KK35	KK90	KI	NK35	NK90	NI	SP
IMP 100 ms	0,405	0,444	0,301	0,727**	0,621*	0,498	-0,124
IMP 100 ms_MAX	0,413	0,197	0,264	0,750**	0,578*	0,511	
IMP 200 ms	0,361	0,464	0,326	0,743**	0,605*	0,497	-0,040
IMP 200 ms_MAX	0,398	0,301	0,337	0,859***	0,641*	0,590*	

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. *p < 0,05, **p < 0,01, ***p < 0,001

Preglednici 6.22 lahko vidimo, da pri nalogah iztega kolena (KK35, KK90 in KI) in skoku iz počepa ni bilo zaznati povezanosti med relativni EMG mišice VL prvih 200 ms in impulzom prvih 100 in 200 ms (absolutnim in normaliziranim na največji impulz). Medtem je rEMG mišice VL prvih 200 ms pri nalogah iztega noge (NK35, NK90 in NI) kazal značilno povezanost z impulzom 100 in 200 ms (absolutnim in normaliziranim na največjo izometrično kontrakcijo), pri NK90 IMP 100 ms_MAX na meji statistične značilnosti.

Preglednica 6.22: Povezanost med impulzom 100 oz. 200 ms in relativnim EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 200 ms za posamezno eksplozivno nalogo pri starejših. Impulz navora/sile 100 in 200 ms izražen absolutno (IMP) in normaliziran na največji impulz pri izometrični kontrakciji (IMP_MAX). Podan je koeficient korelacije (r).

rEMG VL 200 ms	KK35	KK90	KI	NK35	NK90	NI	SP
IMP 100 ms	0,263	0,338	0,129	0,548*	0,624*	0,584*	-0,002
IMP 100 ms_KG	0,230	0,392	0,152	0,618*	0,651**	0,681**	-0,043
IMP 200 ms	0,253	0,458	0,158	0,625*	0,701**	0,608*	0,098
IMP 200 ms_KG	0,213	0,571*	0,184	0,722**	0,773**	0,689**	0,076

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. *p < 0,05, **p < 0,01

6.2.4.2 Povezanost med impulzom in koeficientom VL

Pri starejših osebah so bile značilne negativne povezanosti med koeficientom EMG signala mišice VL in impulzom 100 ms (absolutnim in normaliziranim na največji impulz) le pri nalogi NK35. Poleg tega je koeficient VL kazal značilno negativno poveza z IMP 100 ms_MAX pri nalogi KK35 (Preglednica 6.23).

Preglednica 6.23: Povezanost med koeficientom EMG signal mišice VL (razmerje med površinami drugih 100 ms/prvih 100 ms) in impulzom prvih 100 in 200 ms za posamezno nalogo pri starejših. Impulz navora/sile 100 in 200 ms izražen absolutno (IMP) in normaliziran na največji impulz pri izometrični kontrakciji (IMP_MAX). Podan je koeficient korelacije (r).

Koef VL	KK35	KK90	KI	NK35	NK90	NI	SP
IMP 100 ms	-0,442	-0,277	-0,411	-0,535*	-0,287	-0,293	0,154
IMP 100 ms_MAX	-0,603*	-0,025	-0,420	-0,657**	-0,436	-0,430	
IMP 200 ms	-0,373	-0,203	-0,392	-0,406	-0,132	-0,218	0,207
IMP 200 ms_MAX	-0,498	0,055	-0,404	-0,529*	-0,271	-0,409	

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. *p < 0,05, **p < 0,01

6.2.4.3 Povezanost med koeficientom impulza in koeficientom EMG mišice VL

V Preglednici 6.24 lahko vidimo značilno pozitivno povezanost koeficienta impulza in koeficienta VL pri nalogah KI, KK35 in NK35.

Preglednica 6.24: Povezanost med koeficientom impulza in koeficientom VL pri starejših. Podan je koeficient korelacije (r).

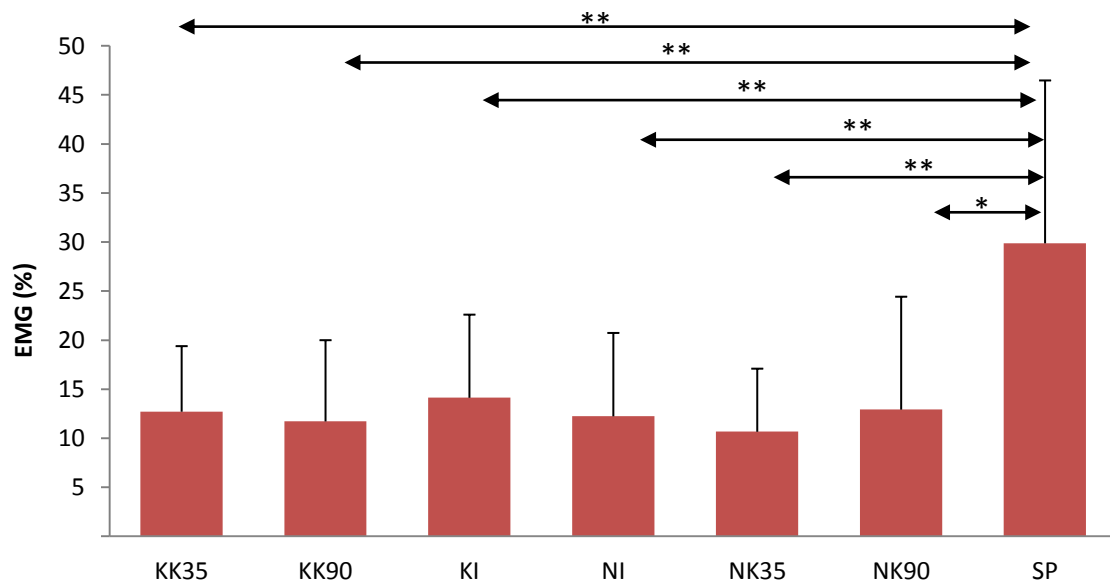
	KI	KK35	KK90	NI	NK35	NK90	SP
r	,525*	,700**	,189	,382	,680**	,485	,198

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. *p < 0,05, **p < 0,01

6.2.5 Medmišična koordinacija

6.2.5.1 Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF 100 in 200 ms

Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF 100 ms



Slika 6.29: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF prvih 100 ms pri starejših.

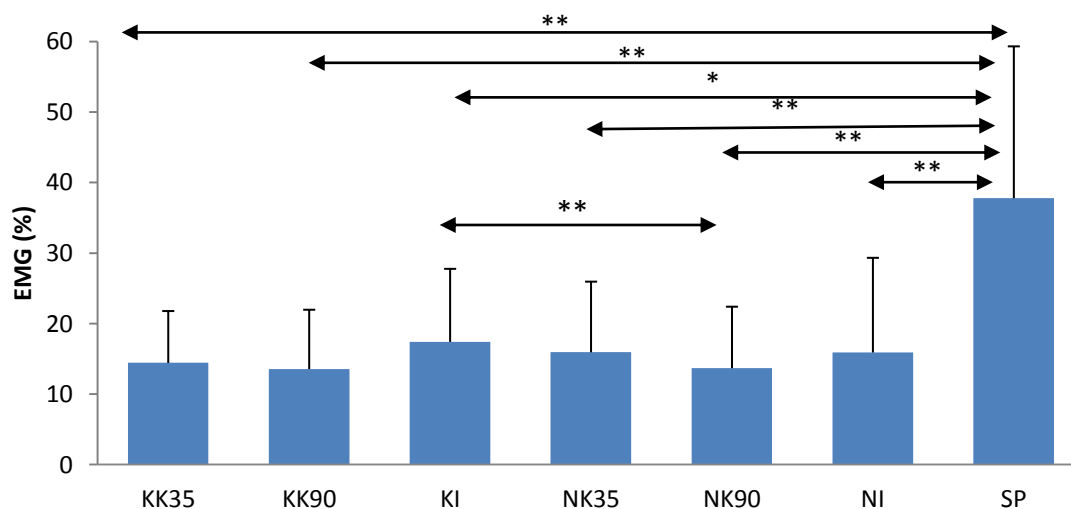
KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD. *p < 0,05, **p < 0,01

Pri starejših osebah smo med eksplozivnimi nalogami zaznali razlike v relativnem EMG mišice BF ($F(1,84, 25,71) = 22,27, p = 0,000$). Velikost rEMG mišice BF v prvih 100 ms je bila pri skoku iz počepa (glede na Bonferroni korekcijo) značilno višja od ostalih šestih eksplozivnih nalog (vse $p < 0,05$) (Slika 6.29).

Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF 100 ms_naloge, združene glede na SKLEP oz. DINAMIKO

Nadaljnje združevanje nalog glede na sklep in dinamiko je pokazalo, da ni značilnih razlik v velikosti EMG signala mišice BF v prvih 100 ms pri starejših med nalogami iztega kolena in iztega noge ($F(1, 14) = 3,13, p = 0,099$), kakor tudi ne med iztegom z malim bremenom, velikim bremenom in izometričnim iztegom ($F(2, 28) = 3,063, p = 0,063$). Med faktorjema sklep in dinamika ni bilo značilne interakcije ($F(2, 28) = 0,081, p = 0,923$).

Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF prvih 200 ms



Slika 6.30: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF prvih 200 ms pri starejših.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$

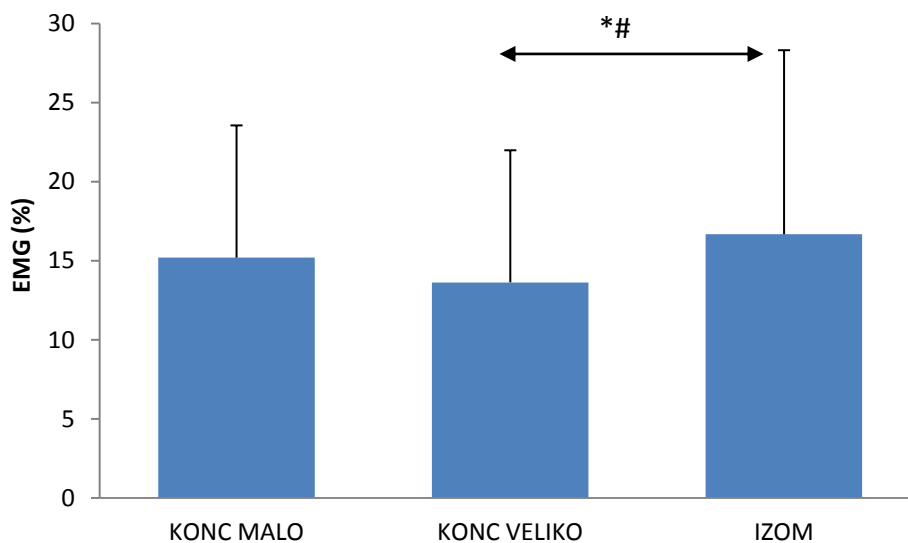
Med nalogami so bile pri starejših merjencih značilne razlike v velikosti rEMG mišice BF v prvih 200 ms ($F(1,59, 22,29) = 22,01, p = 0,000$) (Slika 6.30). Primerjava med pari (Bonferroni korekcija) je pokazala, da je bil rEMG mišice BF najvišji pri SP in se je značilno razlikoval od

vseh ostalih nalog (vse $p < 0,01$, razen KI $p < 0,05$). Prav tako je bil rEMG mišice BF pri KI značilno večji od NK90 ($p < 0,01$).

Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF prvih 200ms_naloga, združene glede na sklep in dinamiko

Preglednica 6.25: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF prvih 200 ms pri nalogah združenih glede na sklep in dinamiko pri starejših. Srednje vrednosti in SD ter rezultati analize variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3).

SKLEP	KOLENO	NOGA					
	(KK35, KK90, KI)	(NK35, NK90, NI)	F	df	Error	p	
	15,1 ± 8,3	15,2 ± 10,4	0,003	1	14	0,959	
DINAMIKA	KONCENTRIČNO MALO BREME	KONCENTRIČNO VELIKO BREME	IZOMETRIČNO				
	(KK35, NK35)	(KK90, NK90)	(KI, NI)	F	df	Error	p
	15,2 ± 8,4	13,6 ± 8,4	16,7 ± 11,6	4,48	2	28	0,020
SKLEP X DINAMIKA				1,64	2	28	0,105



Slika 6.31: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF prvih 200 ms pri nalogah, združenih glede na dinamiko pri starejših.

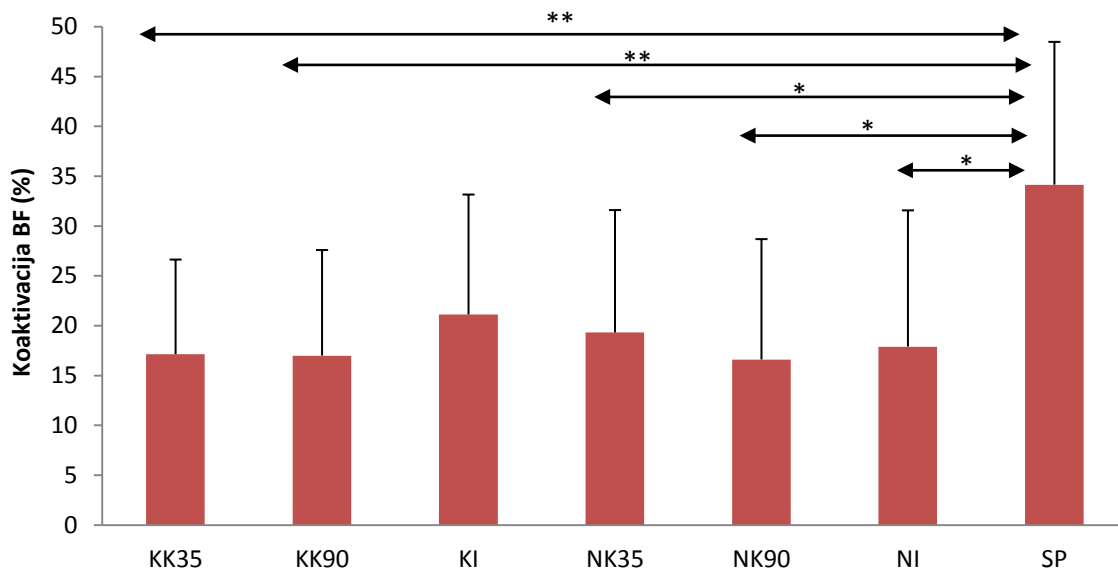
KONC MALO - koncentrični izteg z malim bremenom (KK35 in NK35), KONC VELIKO - koncentrični izteg z velikim bremenom (KK90 in NK90), IZOM- izometrični izteg (KI in NI). Prikazana srednja vrednost in SD. *# $p = 0,052$

Združevanje nalog glede na sklep pri starejših ni pokazalo značilne razlike v rEMG mišice BF v prvih 200 ms med nalogami iztega kolena in nalogami iztega noge ($F(1, 14) = 0,003$, $p = 0,959$) (Preglednica 6.25), medtem ko se je rEMG mišice BF 200 ms med nalogami združenimi glede na dinamiko značilno razlikoval ($F(2, 28) = 4,48$, $p = 0,020$). Glede na

Bonferroni korekcijo je bil rEMG mišice BF v prvih 200 ms pri izometrični kontrakciji večji kot pri koncentričnem iztegu z velikim bremenom (na meji statistične značilnosti, $p = 0,052$) (Slika 6.31).

6.2.5.2 Koaktivacija mišice BF glede na aktivacijo mišice VL prvih 200 ms

Na koaktivacijo mišice BF glede na aktivacijo mišice VL v prvih 200 ms lahko gledamo kot na razmerje med rEMG mišice BF 200 ms in rEMG mišice VL 200 ms.



Slika 6.32: Koaktivacija mišice BF (normalizirano na aktivacijo mišice VL) prvih 200 ms pri starejših.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$

Pri starejših merjenjih so bile med nalogami značilne razlike v velikosti koaktivacije mišice BF (normalizirano na aktivacijo mišice VL) v prvih 200 ms ($F(1,98, 27,74) = 12,32$, $p = 0,000$). Glede na Bonferroni korekcijo je bila pri SP mišica BF značilno bolj koaktivirana kot pri ostalih eksplozivnih nalogah (vse $p < 0,05$), razen pri nalogi KI ($p = 0,205$) (Slika 6.32).

6.3 PRIMERJAVA MED MLAJŠIMI IN STAREJŠIMI MERJENCI

6.3.1 Primerjava značilnosti merjencev

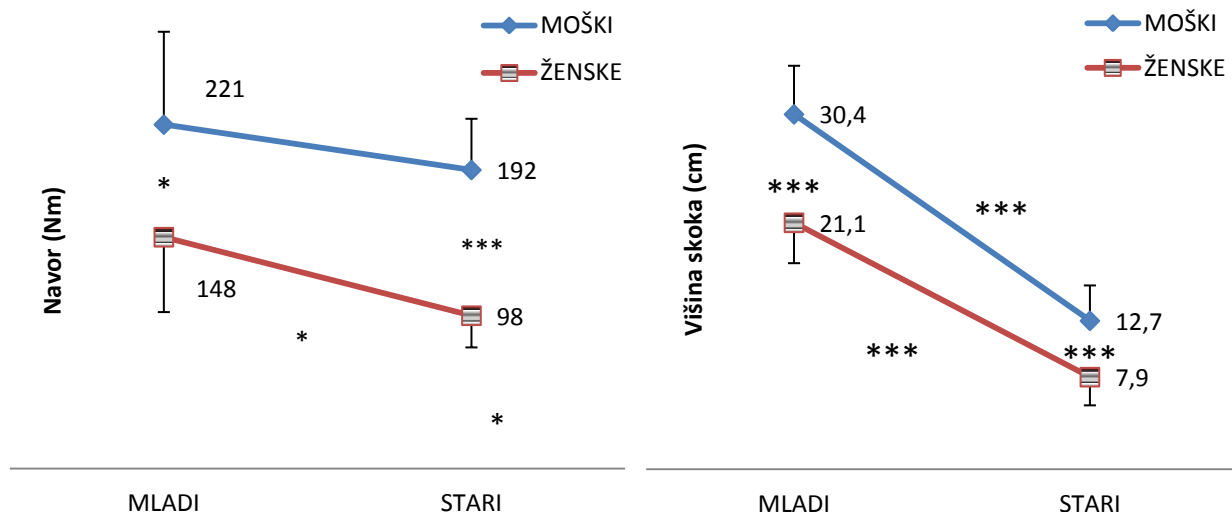
Preglednica 6.26: Značilnosti mlajših in starejših merjencev. Povprečna vrednost \pm SD in razlike med mlajšimi in starejšimi glede na t-test (p).

	MLAJŠI	STAREJŠI	RAZLIKA
Število (N)	20 (12M, 8Ž)	15 (8M, 7Ž)	
	M \pm SD	M \pm SD	t-test (p)
Starost (leta)	24,0 \pm 3,3	69,1 \pm 3,7	0,000
Telesna teža (kg)	72,2 \pm 11,8	79,1 \pm 14,8	0,132
Telesna višina (cm)	176,4 \pm 7,8	170,7 \pm 10,2	0,070
NHK izteg kolena (Nm)	191,9 \pm 65,0	148,0 \pm 55,9	0,043

M- moški, Ž-ženske

Preglednica 6.26 prikazuje značilnosti mlajših in starejših merjencev in razlike med njim. Med mlajšimi in starejšimi merjenci ni bilo statistično značilne razlike v telesni višini ($p = 0,070$) kakor tudi ne v telesni teži ($p = 0,132$).

Mlajši in starejši merjenci so se statistično značilno razlikovali v navoru pri NHK iztegovalk kolena ($p = 0,043$) (Preglednica 6.26). Na Sliki 6.33 (levo) so prikazane starostne razlike v NHK iztegovalk kolena po spolu. Ugotovili smo, da pri moških ni bilo razlik med mlajšo in starejšo skupino v največjem navoru iztegovalk kolena ($t(18) = 1,25$, $p = 0,226$), medtem ko so se mlajše in starejše ženske v največjem navoru iztegovalk kolena značilno razlikovale ($t(13) = 2,57$, $p = 0,023$). Moški so imeli v primerjavi z ženskami tako v mladosti ($t(18) = 2,86$, $p = 0,010$) kakor tudi v starosti ($t(13) = 6,50$, $p = 0,000$) značilno večji navor iztegovalk kolena. Med faktorjema spol in starostna skupina ni bilo značilne interakcije ($F(1, 31) = 0,45$, $p = 0,510$), kar kaže na to, da se razmerje med mladimi in starimi pri moških in ženskah ne razlikuje.



Slika 6.33: Navor pri največji izometrični kontrakciji iztegovalk kolena (levo) in višina skoka iz počepa (desno) pri mlajših in starejših moških in ženskah. Prikazana srednja vrednost in SD. * $p < 0,05$, *** $p < 0,001$

Mlajši in starejši merjenci so se značilno razlikovali v višini skoka iz počepa (M: 27 ± 6 cm vs. S: 10 ± 4 cm, $t(33) = 9,23$, $p = 0,000$). Višino skoka smo opazovali še ločeno po spolu (Slika 6.33 desno) in ugotovili, da je bila pri moških značilna razlika med mlajšo in starejšo skupino v višini skoka ($t(18) = 10,29$, $p = 0,000$). Prav tako je bila značilna razlika v višini skoka med mlajšimi in starejšimi ženskami ($t(13) = 8,67$, $p = 0,000$). Spola sta se med seboj izrazito razlikovala v višini skoka v obeh življenjskih obdobjih, saj moški v mladosti in starosti dosegajo statistično značilno višje višine skoka kot ženske (v mladosti: $t(18) = 5,21$, $p = 0,000$; v starosti: $t(13) = 3,368$, $p = 0,000$). Med faktorjema spol in starostna skupina ni bilo značilne interakcije ($F(1, 31) = 3,47$, $p = 0,072$), kar kaže na to, da je pri višini skoka iz počepa razmerje med mladimi in starimi podobno pri obeh spolih.

6.3.2 Primerjava mehanskih parametrov: vrednosti in razmerja impulza navora/sile

6.3.2.1 Impulz navora oz. sile 200ms

Preglednica 6.27: Razlike (t-test, p) v vrednosti impulza 200 ms med mlajšimi in starejšimi, skupaj in ločeno za moške in ženske.

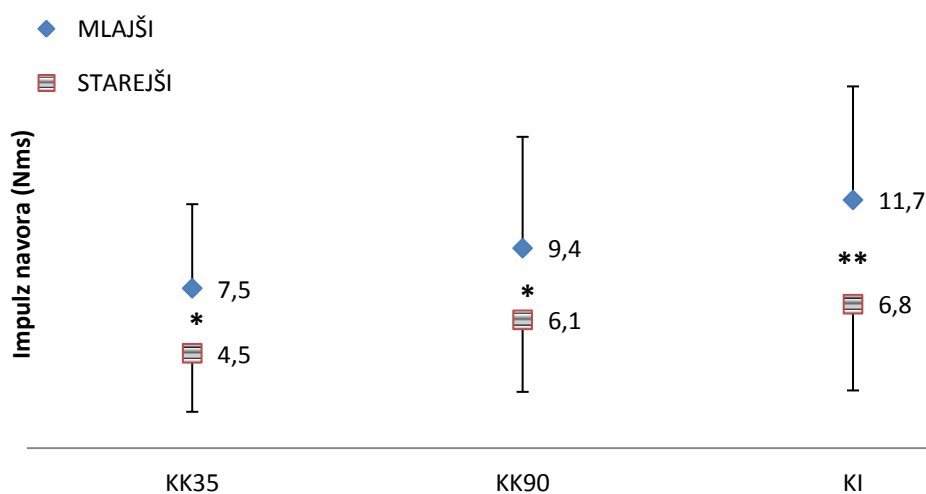
IMP 200 ms	KK35	KK90	KI	NK35	NK90	NI	SP
SKUPAJ	0,015	0,037	0,004	0,015	0,099	0,016	0,160
MOŠKI	0,098	0,154	0,032	0,105	0,513	0,051	0,551
ŽENSKE	0,000	0,010	0,004	0,012	0,018	0,039	0,087

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa

Preglednica 6.28: Interakcija med faktorjema spol in starostna skupina (dvosmerna ANOVA, p) pri impulzu navora oz.sile 200 ms.

IMP 200 ms	KK35	KK90	KI	NK35	NK90	NI	SP
INTERAKCIJA	0,991	0,938	0,793	0,630	0,408	0,571	0,493
SPOL X STAROSTNA SKUPINA							

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa.



Slika 6.34: Impulz navora prvih 200 ms za naloge iztega kolena pri mlajših in starejših.

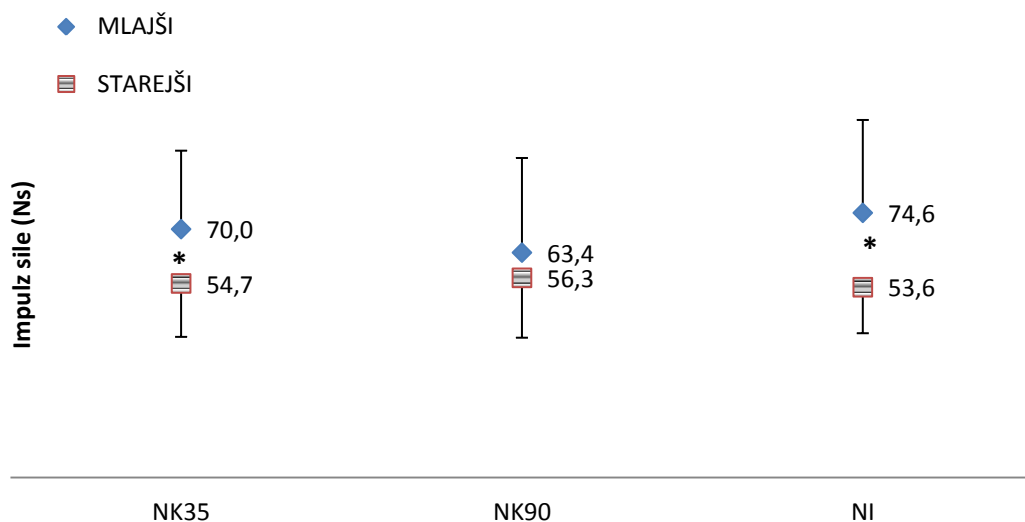
KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena. Prikazane so srednje vrednosti in SD. *p < 0,05, **p < 0,01

Mlajši merjenci so pri vseh nalogah iztega kolena dosegali značilno večji impulz navora v prvih 200 ms (Preglednica 6.27 in Slika 6.34). Ločena analiza impulza navora 200 ms za moške in ženske je značilne razlike med mladimi in starimi potrdila pri ženskah, medtem ko je bila pri mlajših in starejših moških razlika le pri KI (Preglednica 6.27).

Pri nalogah iztega noge so mlajši merjenci v prvih 200 ms razvili večji impulz sile le pri nalogah NK35 in NI, medtem ko pri NK90 razlike niso bile značilne (Preglednica 6.27 in Slika 6.35). Ločena analiza za oba spola je pokazala, da so se mlajše in starejše ženske značilno razlikovale pri vseh nalogah iztega noge, medtem ko med mlajšimi in starejšimi moškimi ni bilo značilnih razlik (blizu značilnih razlik le NI, $p = 0,051$).

Pri nobeni od sedmih nalog ni bilo značilne interakcije med faktorjema spol in starostna skupina, kar pomeni, da je bilo razmerje med mlajšimi in starejšimi v impulzu navora oz. sile prvih 200 ms podobno pri moških in ženskah (KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa

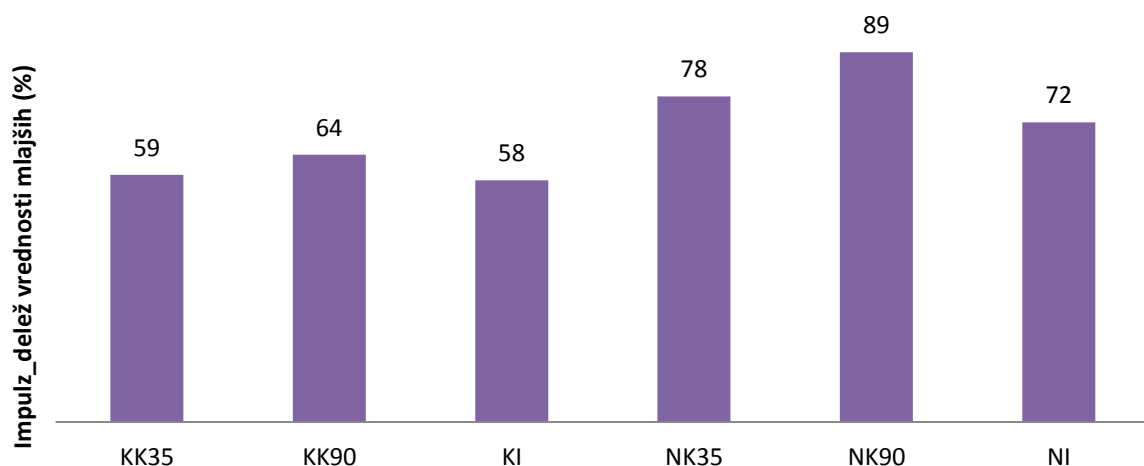
Preglednica 6.28).



Slika 6.35: Impulz sile prvih 200 ms za naloge iztega noge pri mlajših in starejših NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge. Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$

V Preglednici 6.27 lahko vidimo, da se starostni skupini tako pri skupni analizi kakor tudi ločeni po spolu nista značilno razlikovali v impulzu sile, ki sta ga razvili v prvih 200 ms pri skoku iz počepa. Pri skoku iz počepa ima telesna teža veliko večji vpliv na impulz kot pri drugih nalogah, zato te naloge nismo vključili v nadaljnjo obravnavo.

Ko smo med nalogami (vsemi razen SP) primerjali razlike v impulzu v prvih 200 ms med mlajšimi in starejšimi, smo ugotovili značilno interakcijo med faktorjema naloga in starostna skupina ($F(1,58, 52,06) = 4,18, p = 0,029$), kar pomeni, da so razmerja med mlajšimi in starejšimi med nalogami različna. Slednje je grafično ponazorjeno na Sliki 6.36, ki prikazuje kakšne deleže impulza mlajših oseb so dosegali starejši. Vidimo lahko, da so pri nalogah izteg kolena starejši dosegali dosti manjše deleže vrednosti mlajših (58–64 %), medtem ko so se pri nalogah iztega noge starejši dosti bolj približali vrednostim mlajših (72–89 %).

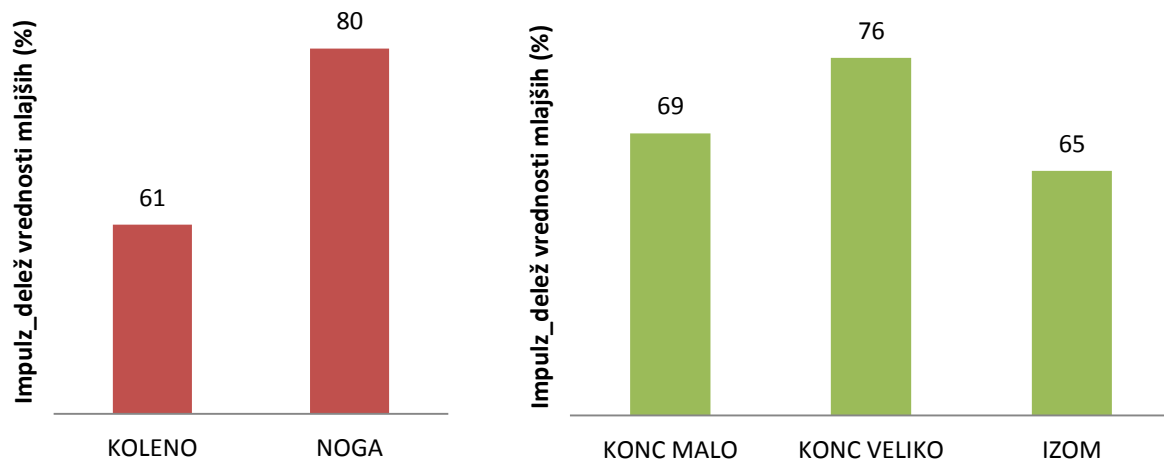


Slika 6.36: Vrednosti impulza 200 ms starejših, izraženo kot delež vrednosti impulza mlajših.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge.

Za nadaljnje ugotavljanje razlik v razmerju mladi – stari med nalogami smo naloge združili glede na SKLEP – 2 nivoja: KOLENO (KI, KK35, KK90) in NOGA (NI, NK35, NK90) ter glede na DINAMIKO – 3 nivoji: KONCENTRIČNO MALO BREME (KK35, NK35), KONCENTRIČNO VELIKO BREME (KK90, NK90) in IZOMETRIČNO BREME (KI, NI). Razlike v razmerju mladi – stari pri takšni delitvi postanejo še bolj očitne (Slika 6.37). Vidimo lahko, da so se pri delitvi glede na sklep pojavile dosti večje razlike v deležu impulza mladih, ki so ga dosegali starejši med nalogami iztega kolena (61 %) in nalogami iztega noge (80 %). Pri delitvi glede na dinamiko

razlike v deležu impulza mladih, ki so ga dosegali starejši med nalogami koncentričnega iztega z malim bremenom (69 %), iztega z velikim bremenom (76 %) in izometričnega krčenja (65 %) niso tako izrazite (Slika 6.37 desno).



Slika 6.37: Vrednosti impulza 200 ms starejših, izraženo kot delež vrednosti impulza mlajših. Naloge, združene glede na SKLEP (slika levo) in DINAMIKO (slika desno).

KOLENO – izteg kolena (KK35, KK90, KI), NOGA – izteg noge (NK35, NK90, NI), KONC MALO – koncentrični izteg z malim bremenom (KK35 in NK35), KONC VELIKO – koncentrični izteg z velikim bremenom (KK90 in NK90), IZOM – izometrični izteg (KI in NI)

Za prepoznavanje morebitnih razlik v razmerju mladi – stari pri delitvi nalog glede na sklep in dinamiko smo uporabili analizo variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3) in enim faktorjem med merjenci (starostna skupina).

Pri združevanju nalog glede na sklep smo pri velikosti impulza v prvih 200 ms zaznali značilno interakcijo med faktorjema sklep in starostna skupina ($F(1, 33) = 4,97, p = 0,033$), kar pomeni, da se je razmerje mlajši – starejši med nalogami iztega kolena (61 %) in iztega noge (81 %) razlikovalo, kar je grafično ponazorjeno na Sliki 6.37 levo.

Pri združevanju nalog glede na dinamiko nismo zaznali značilne interakcije med faktorjema dinamika in starostna skupina ($F(2, 66) = 1,65, p = 0,200$), kar pomeni, da se razmerje mlajši – starejši pri impulzu navora v prvih 200 ms med nalogami koncentričnega iztega z malim bremenom (68 %), z velikim bremenom (76 %) in izometričnim iztegom (65 %) ni značilno razlikovalo.

6.3.2.2 Relativni impulz 200 ms (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji)

Ko smo med starostnima skupinama primerjali relativni impulz (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji) v prvih 200 ms, razlike niso bile več tako izrazite. Na Sliki 6.38 in v Preglednici 6.29 lahko vidimo, da so mlajši dosegali višji relativni impulz le pri KK35 in KI.

Ko smo razlike med starostnima skupinama analizirali ločeno po spolu, so se značilne razlike pri KK35 in KI potrdile pri moških in pri ženskah (KI na meji značilnosti, $p = 0,068$). V Preglednici 6.30 je prikazana interakcija faktorjev spol in starostna skupina za posamezne eksplozivne naloge, ki pri nobeni nalogi ni bila značilna, kar kaže na podobno razmerje relativnega impulza med starimi in mladimi pri moških in pri ženskah.

Preglednica 6.29: Razlike (t-test, p) v vrednosti relativnega impulza 200 ms (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji) med mlajšimi in starejšimi, skupaj ter ločeno za moške in ženske.

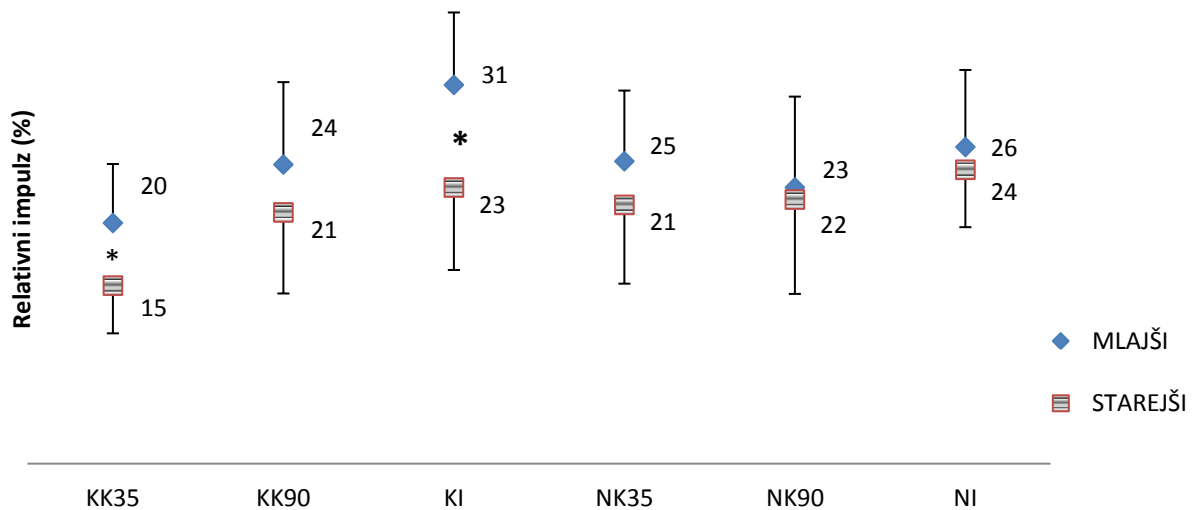
IMP 200 ms_MAX	KK35	KK90	KI	NK35	NK90	NI
SKUPAJ	0,002	0,096	0,000	0,095	0,702	0,343
MOŠKI	0,038	0,197	0,001	0,398	0,575	0,199
ŽENSKE	0,010	0,349	0,068	0,110	0,220	0,667

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge

Preglednica 6.30: Interakcija med faktorjema spol in starostna skupina (dvosmerna ANOVA, p) pri relativnem impulzu 200 ms (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji).

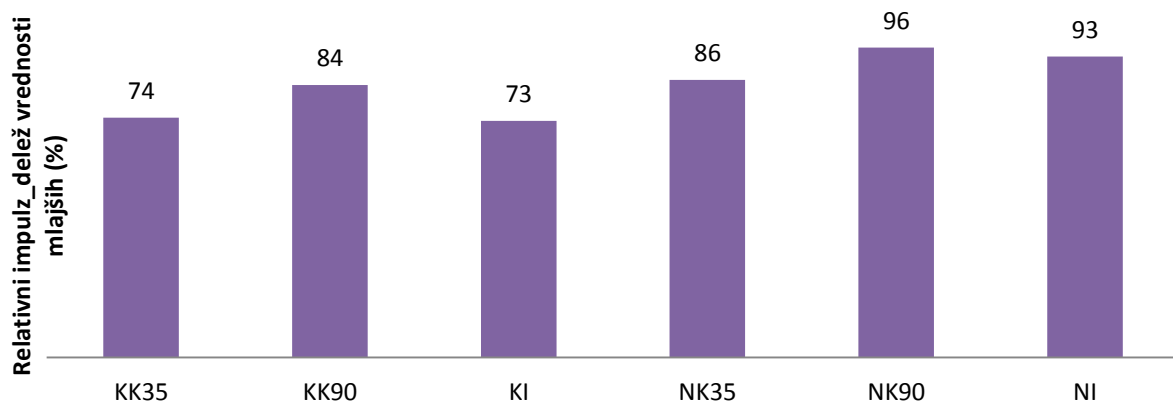
IMP 200 ms_MAX	KK35	KK90	KI	NK35	NK90	NI
INTERAKCIJA	0,679	0,944	0,799	0,346	0,236	0,220
SPOL X STAROSTNA SKUPINA						

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge



Slika 6.38: Relativni impulz prvih 200 ms (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji) pri mlajših in starejših.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge. Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$



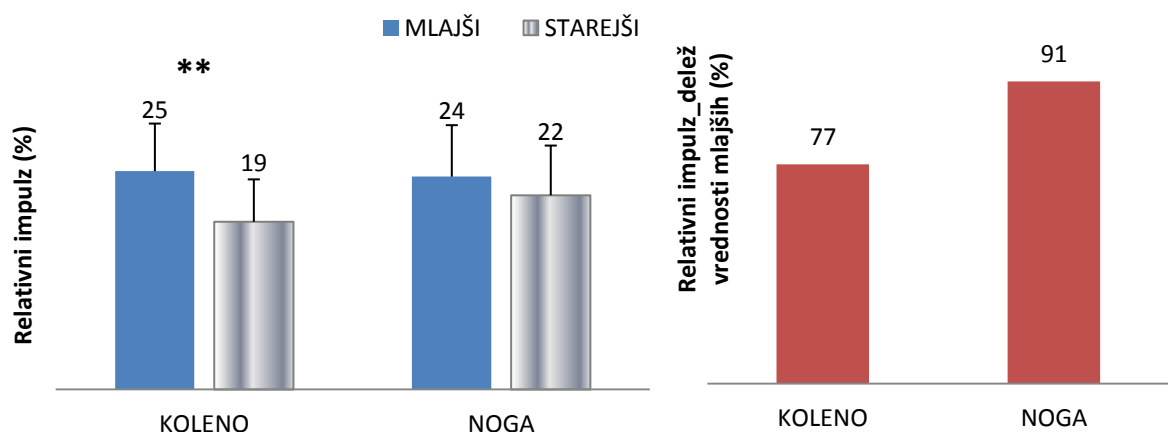
Slika 6.39: Relativni impulz 200 ms (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji) pri starejših, izraženo kot delež vrednosti impulza mlajših.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge.

Razmerje med mlajšimi in starejšimi pri relativnem impulzu 200 ms je bilo med nalogami različno, saj smo zaznali značilno interakcijo med faktorjema naloga in starostna skupina ($F(3,89, 128,34) = 4,23, p = 0,003$). Slika 6.39 prikazuje kakšne deleže impulza mlajših oseb so dosegali starejši. Vidimo lahko, da so pri nalogah izteg kolena starejši dosegali dosti manjše deleže vrednosti mlajših (73–84 %), medtem ko so se pri nalogah iztega noge starejši dosti bolj približali vrednostim mlajših (86–93 %).

Za nadaljnje ugotavljanje razlik v razmerju mladi – stari med nalogami smo naloge združili glede na SKLEP – 2 nivoja: KOLENO (KI, KK35, KK90) in NOGA (NI, NK35, NK90) ter glede na DINAMIKO – 3 nivoji: KONCENTRIČNO MALO BREME (KK35, NK35), KONCENTRIČNO VELIKO BREME (KK90, NK90) in IZOMETRIČNO BREME (KI, NI).

Na Sliki 6.40 levo lahko vidimo, da so se mlajši in starejši merjenci značilno razlikovali v velikosti relativnega impulza doseženega v prvih 200 ms (delež največje vrednosti pri izometrični kontrakciji) pri nalogah iztega kolena ($t(33) = 3,22$, $p = 0,003$, medtem ko pri nalogah iztega noge ni bilo razlik med starostnima skupinama v velikosti relativnega impulza prvih 200 ms ($t(33) = 1,08$, $p = 0,290$). Vrednosti relativnega impulza 200 ms pri starejših so pri nalogah iztega kolena znašale le 77 % vrednosti relativnega impulza mlajših, medtem ko so se starejši pri nalogah iztega noge bolj približali mlajšim merjencem in so dosegali 91 % vrednosti mlajših (Slika 6.40 desno).



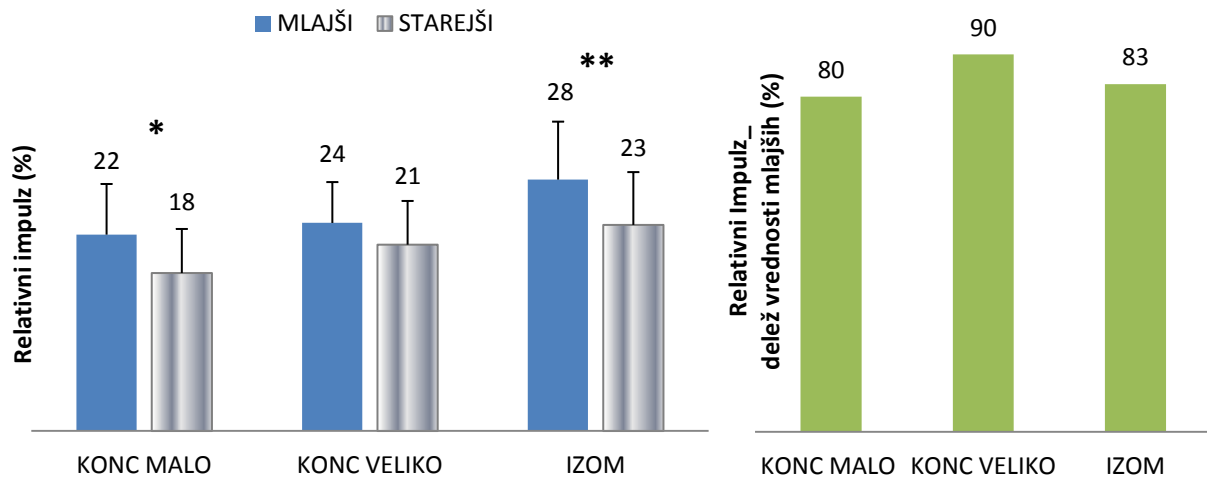
Slika 6.40: Relativni impulz 200 ms (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji) pri nalogah združenih glede na sklep.

Slika levo: Vrednosti mlajših in starejših pri nalogah iztega kolena in nalogah iztega noge. Prikazana srednja vrednost in SD. Slika desno: Vrednosti relativnega impulza pri starejših (izraženo kot delež vrednosti mlajših) pri nalogah iztega kolena in nalogah iztega noge.

KOLENO – izteg kolena (KK35, KK90, KI), NOGA – izteg noge (NK35, NK90, NI) $^{***}p < 0,01$

Na Sliki 6.41 levo lahko vidimo, da so mlajši merjenci v primerjavi s starejšimi dosegali značilno večji relativni impulz 200 ms (glede na največji impulz) pri koncentričnem iztegu z malim bremenom ($t(33) = 2,67$, $p = 0,012$) ter pri izometričnem iztegu ($t(33) = 2,77$, $p = 0,009$), medtem ko se pri koncentričnem iztegu z velikim bremenom starostni skupini nista značilno razlikovali ($t(33) = 1,14$, $p = 0,264$). Ko smo vrednost relativnega impulza 200 ms izrazili kot delež vrednosti mlajših, je le ta znašal 80 % pri koncentričnem iztegu z malim

bremenom, 83 % pri izometričnem iztegu, medtem ko so bile razlike najmanjše pri koncentričnem iztegu z velikim bremenom, kjer so starejši dosegali 90 % vrednosti mlajših (Slika 6.41 desno).



Slika 6.41: Relativni impulz 200 ms (glede na največjo vrednost pri izometrični kontrakciji) pri nalogah združenih glede na dinamiko.

Slika levo: Vrednosti mlajših in starejših koncentričnem iztegu z malim in velikim bremenom ter izometričnem iztegu. Prikazana srednja vrednost in SD. Slika desno: Vrednosti relativnega impulza pri starejših (izraženo kot delež vrednosti mlajših) pri nalogah glede na dinamiko.

KONC MALO – koncentrični izteg z malim bremenom (KK35 in NK35), KONC VELIKO – koncentrični izteg z velikim bremenom (KK90 in NK90), IZOM – izometrični izteg (KI in NI) * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$

Za prepoznavanje morebitnih razlik v razmerju med mladimi in starimi pri delitvi nalog glede na sklep in dinamiko smo uporabili analizo variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3) in enim faktorjem med merjenci (starostna skupina).

Pri združevanju nalog glede na sklep smo pri spremljanju velikosti relativnega impulza v prvih 200 ms zaznali značilno interakcijo med faktorjema sklep in starostna skupina $F(1, 33) = 7,61$, $p = 0,009$, kar pomeni, da se razmerje med mlajšimi in starejšimi med nalogami iztega kolena (77 %) in iztega noge (91 %) razlikuje. Razlike so grafično prikazane na Sliki 6.40 desno.

Pri združevanju nalog glede na dinamiko nismo zaznali značilne interakcije med faktorjema dinamika in starostna skupina ($F(2, 66) = 2,73$, $p = 0,073$), kar pomeni, da se razmerje mlajši – starejši pri relativnem impulzu v prvih 200 ms med nalogami koncentričnega iztega z malim

bremenom (80 %), z velikim bremenom (90 %) in izometričnim krčenjem (83 %) značilno ne razlikuje (Slika 6.41 desno).

6.3.2.3 Koeficient impulza

V Preglednici 6.31 in na Sliki 6.42 lahko vidimo, da sta se skupini mlajših in starejših merjencev v velikosti koeficienta impulza razlikovali le pri izometričnem iztegu kolena ($t(33) = -3,05$, $p = 0,004$), kjer so starejši dosegali višje vrednosti (kar kaže, da je bilo razmerje impulza pri starejših bolj kot pri mlajših v prid druge polovice 200 ms intervala, kar kaže na počasnejši začetek giba). Ločena analiza po spolu je pri moških potrdila značilno razliko med mlajšimi in starejšimi merjenci pri KI, medtem ko se mlajše in starejše ženske pri nobeni nalogi niso značilno razlikovale v impulzu koeficienta (Preglednica 6.31).

Preglednica 6.31: Razlike (t-test, p) v vrednosti koeficienta impulza (razmerje med impulzom drugih in prvih 100 ms) med mlajšimi in starejšimi, skupaj ter ločeno za moške in ženske.

KOEF IMP	KK35	KK90	KI	NK35	NK90	NI	SP
SKUPAJ	0,118	0,576	0,004	0,522	0,303	0,686	0,631
MOŠKI	0,065	0,227	0,006	0,834	0,826	0,366	0,163
ŽENSKE	0,672	0,423	0,243	0,378	0,156	0,629	0,488

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa.

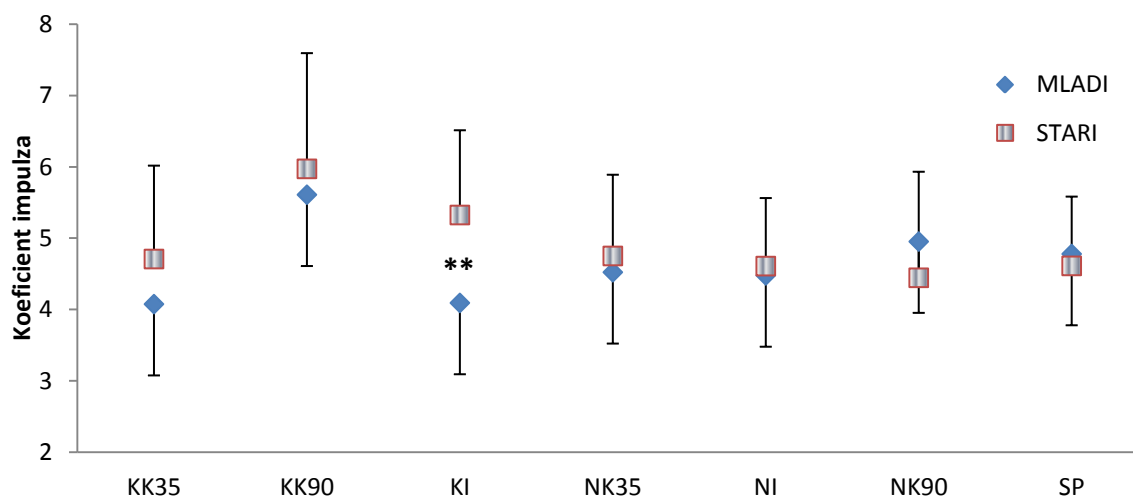
Preglednica 6.32: Interakcija med faktorjema spol in starostna skupina (dvosmerna ANOVA, p) pri koeficientu impulza (razmerje med impulzom drugih in prvih 100 ms).

KOEF IMP	KK35	KK90	KI	NK35	NK90	NI	SP
INTERAKCIJA	0,528	0,168	0,447	0,747	0,453	0,335	0,144
SPOL X STAROSTNA SKUPINA							

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa

Interakcija faktorjev spol in starostna skupina za koeficient impulza pri nobeni nalogi ni bila značilna (

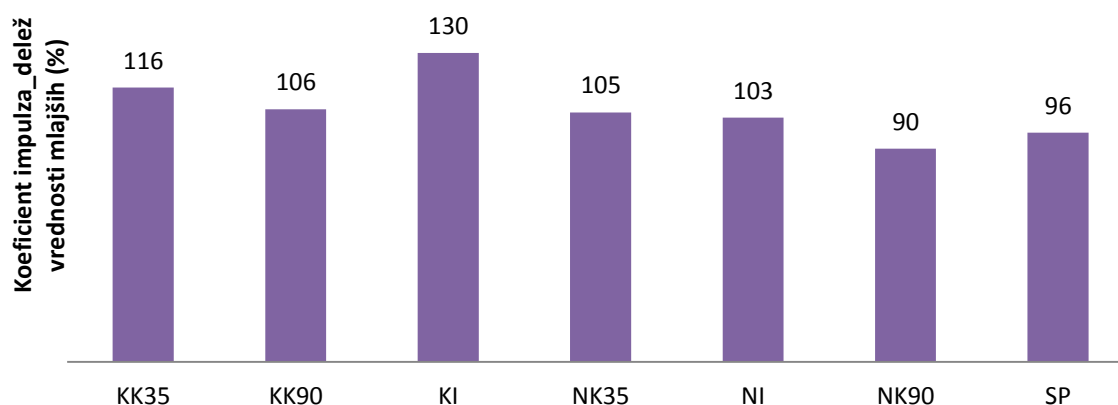
Preglednica 6.32), kar kaže, da se razmerje med mladimi in starimi med spoloma ne razlikuje.



Slika 6.42: Koeficient impulza navora oz. sile (razmerje med impulzom drugih 100 ms in prvih 100 ms) pri mlajših in starejših.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD. **p < 0,01

Razmerje med mlajšimi in starejšimi v velikosti koeficienta impulza se je med vsemi sedmimi eksplozivnimi nalogami razlikovalo, saj smo zaznali značilno interakcijo med faktorjema naloga in starostna skupina ($F(4,44, 146,45) = 2,55, p = 0,036$). Vrednosti starejših, prikazano kot delež vrednosti mlajših, lahko vidimo na Slika 6.43. Starejši pri večini nalog dosega višji koeficient impulza kot mlajši (103–130 %), le pri NK90 in SP so vrednosti manjše (90 in 96 %) (Slika 6.43).



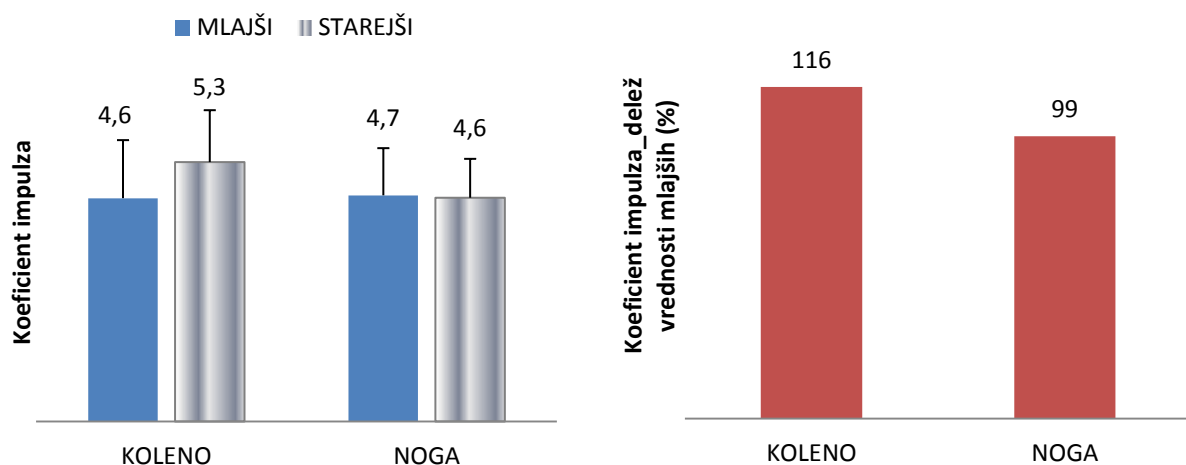
Slika 6.43: Koeficient impulza (razmerje med impulzom drugih 100 ms in prvih 100 ms) pri starejših, izraženo kot delež vrednosti impulza mlajših.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa

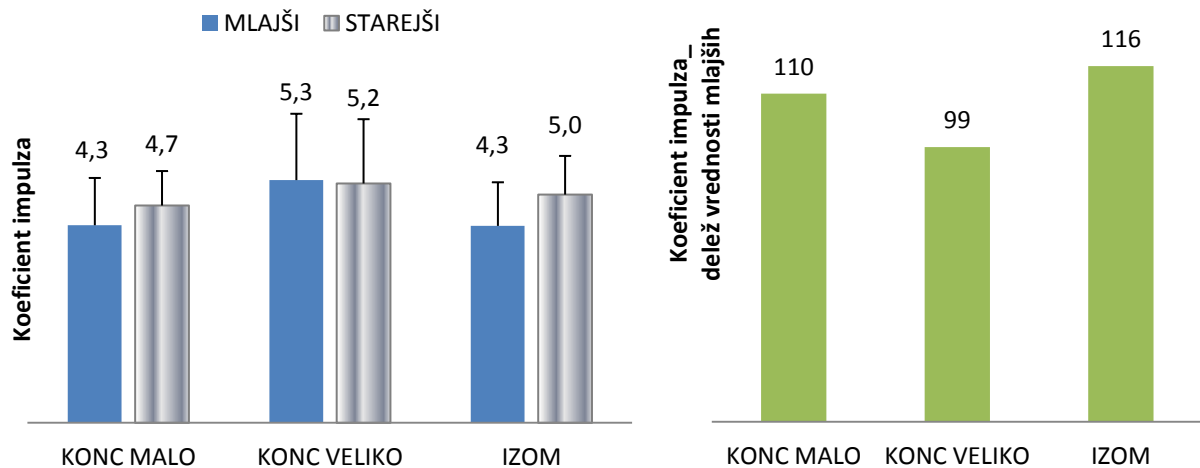
Za nadaljnje ugotavljanje razlik v razmerju mladi – stari med nalogami smo naloge združili glede na SKLEP – 2 nivoja: KOLENO (KI, KK35, KK90) in NOGA (NI, NK35, NK90) ter glede na DINAMIKO – 3 nivoji: KONCENTRIČNO MALO BREME (KK35, NK35), KONCENTRIČNO VELIKO BREME (KK90, NK90) in IZOMETRIČNO BREME (KI, NI).

Na Sliki 6.44 levo lahko vidimo, da se mlajši in starejši merjenci niso značilno razlikovali v velikosti koeficienta impulza pri nalogah iztega kolena ($t(33) = -1,90$, $p = 0,066$), saj so starejši dosegali 116 % vrednosti mlajših. Prav tako se starostni skupini nista razlikovali v koeficientu impulza pri nalogah iztega noge ($t(33) = 0,16$, $p = 0,873$), vrednost starejših je bila 99 % vrednosti mlajših (Slika 6.44 desno).

Mlajši in starejši merjenci se niso razlikovali v koeficientu impulza pri nalogah koncentričnega iztega z malim bremenom ($t(33) = -1,37$, $p = 0,181$, vrednost starejši je bila 110 % vrednosti mlajših), koncentričnega iztega z velikim bremenom ($t(33) = 0,161$, $p = 0,873$, vrednost starejši je bila 99 % vrednosti mlajših) kakor tudi ne pri nalogah izometričnega iztega ($t(33) = 2,21$, $p = 0,350$, vrednost starejši je bila 116 % vrednosti mlajših) (Slika 6.45).



Slika 6.44: Koeficient impulza (razmerje med impulzom drugih 100 ms in prvih 100 ms) pri nalogah združenih glede na sklep. Slika levo: Vrednosti mlajših in starejših pri nalogah iztega kolena in nalogah iztega noge. Prikazana srednja vrednost in SD. Slika desno: Vrednosti koeficienta impulza pri starejših (izraženo kot delež vrednosti mlajših) pri nalogah iztega kolena in nalogah iztega noge.
KOLENO – izteg kolena (KK35, KK90, KI), NOGA – izteg noge (NK35, NK90, NI)



Slika 6.45: Koefficient impulza (razmerje med impulzom drugih 100 ms in prvih 100 ms) pri nalogah združenih glede na dinamiko. Slika levo: Vrednosti mlajših in starejših pri koncentričnem iztegu z malim in velikim bremenom ter izometričnem iztegu. Prikazana srednja vrednost in SD. Slika desno: Vrednosti koeficienta impulza pri starejših (izraženo kot delež vrednosti mlajših) pri nalogah glede na dinamiko. KONC MALO – koncentrični izteg z malim bremenom (KK35 in NK35), KONC VELIKO – koncentrični izteg z velikim bremenom (KK90 in NK90), IZOM – izometrični izteg (KI in NI)

Za prepoznavanje morebitnih razlik v razmerju med mladimi in starimi pri delitvi nalog glede na sklep in dinamiko smo uporabili analizo variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3) in enim faktorjem med merjenci (starostna skupina).

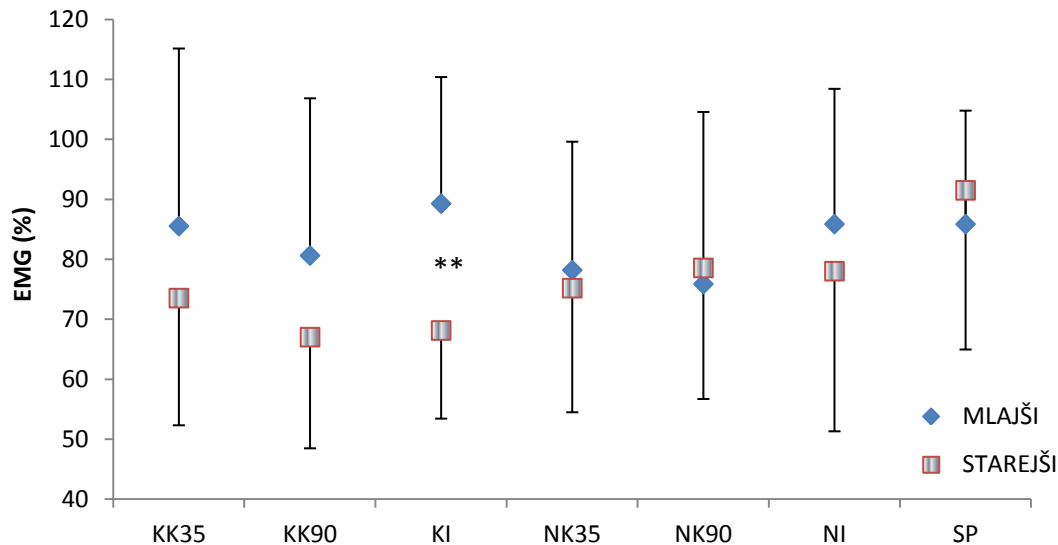
Ko smo naloge združili glede na sklep, smo zaznali značilno interakcijo med faktorjema sklep in starostna skupina ($F(1, 33) = 6,89, p = 0,013$), kar pomeni, da je razmerje v velikosti koeficienta impulza med mlajšimi in starejšimi različno pri nalogah izteg kolena (116 %) in nalogah izteg noge (99 %) (Slika 6.44).

Pri združevanju nalog glede na dinamiko nismo opazili značilne interakcije med faktorjema dinamika in starostna skupina ($F(2, 66) = 2,29, p = 0,109$), kar kaže na to, da se razmerje mlajši – starejši pri koeficientu impulza med nalogami koncentričnega iztega z malim bremenom (110 %), koncentričnega iztega z velikim bremenom (99 %) in izometričnega iztega (116 %) značilno ne razlikuje (Slika 6.45).

6.3.3 Primerjava znotrajmišične koordinacije

6.3.3.1 Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 100ms

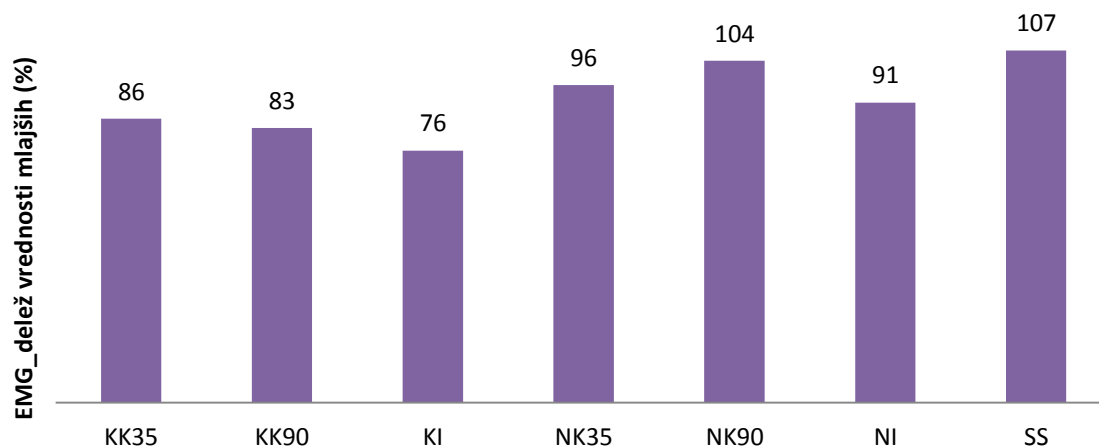
Na Sliki 6.46 lahko vidimo, da sta se mlajša in starejša skupina le pri izometričnem iztegu kolena značilno razlikovali ($p < 0,01$) v velikosti relativnega EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL v prvih 100 ms.



Slika 6.46: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 100 ms pri mlajših in starejših.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD. ** $p < 0,01$

Med sedmimi eksplozivnimi nalogami so se pri relativnem EMG mišice VL v prvih 100 ms pojavile razlike v razmerju med mladimi in starimi, kar potrjuje značilna interakcija med faktorjema naloga in starostna skupina ($F(4,40, 124,22) = 2,95, p = 0,019$). Razlike v razmerju mladi – stari so prikazane na Sliki 6.47, kjer je vrednost rEMG VL 100 ms za starejše podana kot delež vrednosti mlajših. Vidimo lahko, da so bile pri nalogah iztega kolena razlike v rEMG VL 100 ms med mladimi in starimi večje (starejši dosegajo 76–86 % vrednosti mlajših), medtem ko so razlike pri nalogah iztega noge manjše (starejši dosegajo 91–104 % vrednosti mlajših). Pri skoku iz počepa starejši kažejo večje vrednosti (ni sig.) rEMG VL 100 ms kot mlajši (107 %).

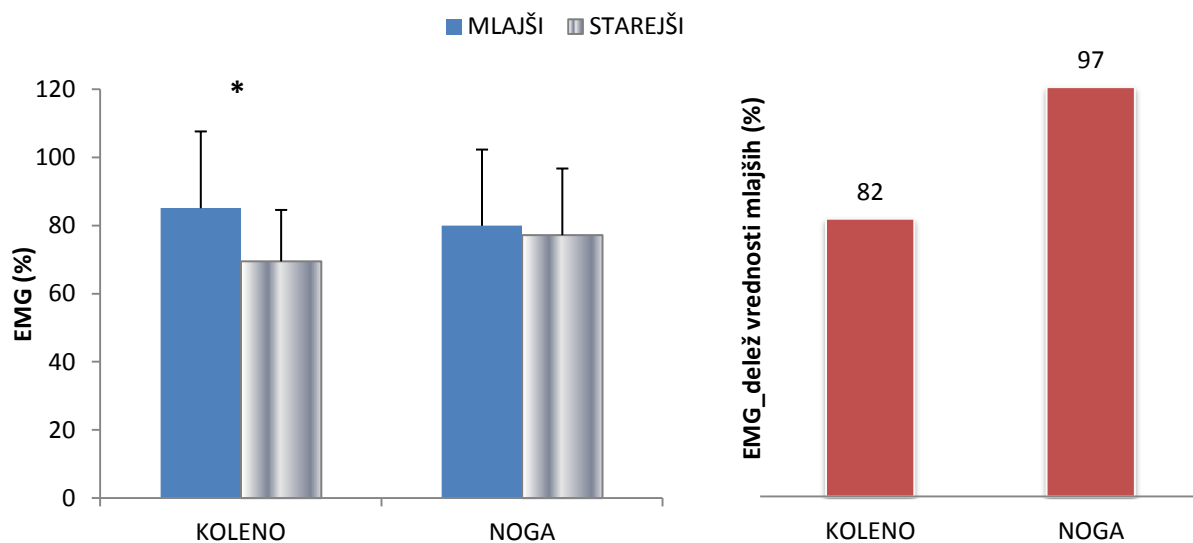


Slika 6.47: Vrednosti relativnega EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 100 ms starejših, izraženo kot delež vrednosti signala mlajših.

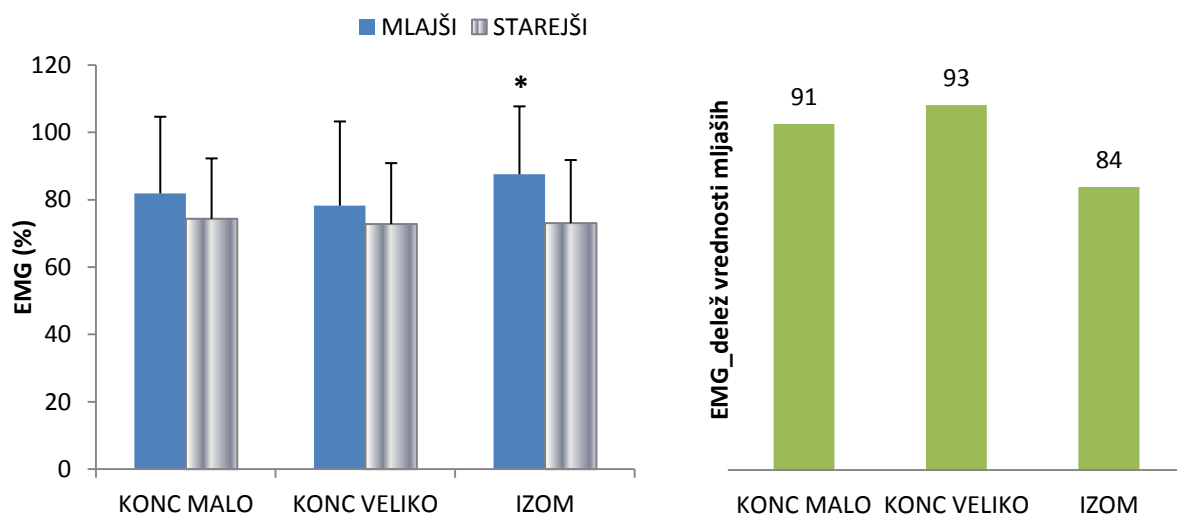
KK35 – koncentričen izteg kolena s 35% 1RM, KK90- koncentričen izteg kolena z 90% 1RM, KI- izometričen izteg kolena, NK35- koncentričen izteg noge s 35% 1RM, NK90- koncentričen izteg noge z 90% 1RM, NI- izometričen izteg noge, SP- skok iz počepa

Za nadaljnje ugotavljanje razlik v razmerju mladi – stari med nalogami smo naloge združili glede na SKLEP – 2 nivoja: KOLENO (KI, KK35, KK90) in NOGA (NI, NK35, NK90) ter glede na DINAMIKO – 3 nivoji: KONCENTRIČNO MALO BREME (KK35, NK35), KONCENTRIČNO VELIKO BREME (KK90, NK90) in IZOMETRIČNO BREME (KI, NI).

Na Sliki 6.48 levo lahko vidimo, da so se mlajši in starejši merjenci značilno razlikovali v velikosti relativnega EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL doseženega v prvih 100 ms pri nalogah iztega kolena ($t(33) = 2,31, p = 0,027$), medtem ko pri nalogah iztega noge ni bilo razlik med starostnima skupinama v rEMG VL 100 ms ($t(33) = 0,376, p = 0,709$). Vrednosti rEMG mišice VL prvih 100 ms so pri starejših pri nalogah iztega kolena znašale le 82 % vrednosti rEMG mlajših, medtem ko so se starejši pri nalogah iztega noge bolj približali mlajšim merjencem in so dosegali 97 % vrednosti mlajših (Slika 6.48 desno).



Slika 6.48: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL prvih 100 ms pri nalogah združenih glede na sklep. Slika levo: Vrednosti mlajših in starejših pri nalogah iztega kolena in nalogah iztega noge. Prikazana srednja vrednost in SD. Slika desno: Vrednosti EMG signala pri starejših (izraženo kot delež vrednosti mlajših) pri nalogah iztega kolena in nalogah iztega noge.
KOLENO – izteg kolena (KK35, KK90, KI), NOGA – izteg noge (NK35, NK90, NI) * $p < 0,01$



Slika 6.49: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL v prvih 100 ms nalogah združenih glede na dinamiko. Slika levo: Vrednosti mlajših in starejših pri nalogah koncentričnega iztega z malim in velikim bremenom ter pri izometričnem iztegu. Prikazana srednja vrednost in SD. Slika desno: Vrednosti EMG signala VL pri starejših (izraženo kot delež vrednosti mlajših) pri nalogah glede na dinamiko.
KONC MALO – koncentrični izteg z malim bremenom (KK35 in NK35), KONC VELIKO – koncentrični izteg z velikim bremenom (KK90 in NK90), IZOM – izometrični izteg (KI in NI) * $p < 0,05$

Na Sliki 6.49 levo lahko vidimo, da so mlajši merjenci v primerjavi s starejšimi dosegali značilno večji rEMG mišice VL prvih 100 ms le pri izometrični kontrakciji ($t(33) = 2,17, p =$

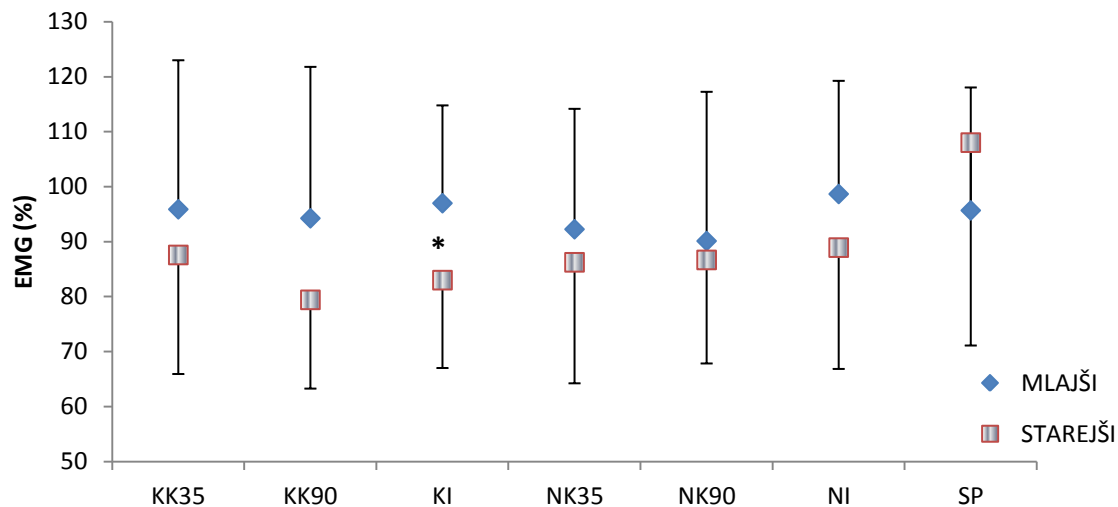
0,037), medtem ko se pri koncentričnem iztegu z malim in velikim bremenom starostni skupini nista značilno razlikovali ($t(33) = 1,05$, $p = 0,300$ in $t(33) = 0,72$, $p = 0,479$). Ko smo vrednost rEMG VL 100 ms starejših izrazili kot delež vrednosti mlajših, je ta znašal 91 % pri koncentričnem iztegu z malim bremenom, 93 % pri koncentričnem iztegu z velikim bremenom in 84 % pri izometrični kontrakciji (Slika 6.49 desno).

Za prepoznavanje morebitnih razlik v razmerju mladi – stari pri delitvi nalog glede na sklep in dinamiko smo uporabili analizo variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3) in enim faktorjem med merjenci (starostna skupina).

Pri združevanju nalog glede na sklep smo pri spremljanju velikosti relativnega EMG mišice VL prvih 100 ms zaznali značilno interakcijo med faktorjema sklep in starostna skupina ($F(1, 33) = 7,07$, $p = 0,012$), kar pomeni, da se razmerje mlajši – starejši med nalogami iztega kolena (82 %) in iztega noge (97 %) razlikuje. Razlike so grafično prikazane na Sliki 6.48 desno.

Pri združevanju nalog glede na dinamiko nismo zaznali značilne interakcije med faktorjema dinamika in starostna skupina ($F(2, 66) = 1,87$, $p = 0,163$), kar pomeni, da se razmerje mlajši – starejši pri relativnem EMG mišice VL prvih 100 ms med nalogami koncentričnega iztega z malim bremenom (91 %), z velikim bremenom (93 %) in izometričnim krčenjem (84 %) značilno ne razlikuje (Slika 6.49 desno).

6.3.3.2 Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 200ms



Slika 6.50: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 200 ms pri mlajših in starejših.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$

Skupini mlajših in starejših merjencev sta se v relativnem EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL v prvih 200 ms razlikovali le pri nalogi izometričnega iztega kolena (Slika 6.50). Med faktorjema naloga in starostna skupina smo zaznali značilno interakcijo ($F(3,54, 116,82) = 2,23, p = 0,045$), kar pomeni, da se je razmerje mlajši – starejši v rEMG VL 200 ms med nalogami razlikovalo.

Za nadaljnje ugotavljanje razlik v razmerju mladi – stari med nalogami smo naloge združili glede na SKLEP – 2 nivoja: KOLENO (KI, KK35, KK90) in NOGA (NI, NK35, NK90) ter glede na DINAMIKO – 3 nivoji: KONCENTRIČNO MALO BREME (KK35, NK35), KONCENTRIČNO VELIKO BREME (KK90, NK90) in IZOMETRIČNO BREME (KI, NI).

Mlajši in starejši merjenci se niso značilno razlikovali v velikosti relativnega EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL doseženega v prvih 200 ms pri nalogah iztega kolena ($t(33) = 1,93, p = 0,062$) kakor tudi ne pri nalogah iztega noge ($t(33) = 0,91, p = 0,368$).

Prav tako med starostnima skupinama ni bilo razlik v rEMG mišice VL prvih 200 ms pri koncentričnem iztegu z malim bremenom ($t(33) = 1,05, p = 0,302$) in velikim bremenom (t

(33) = 1,28, $p = 0,209$), medtem ko so bile razlike pri izometrični kontrakciji na meji statistične značilnosti ($t(33) = 2,03$, $p = 0,051$).

Za prepoznavanje morebitnih razlik v razmerju mladi – stari pri delitvi nalog glede na sklep in dinamiko smo uporabili analizo variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3) in enim faktorjem med merjenci (starostna skupina).

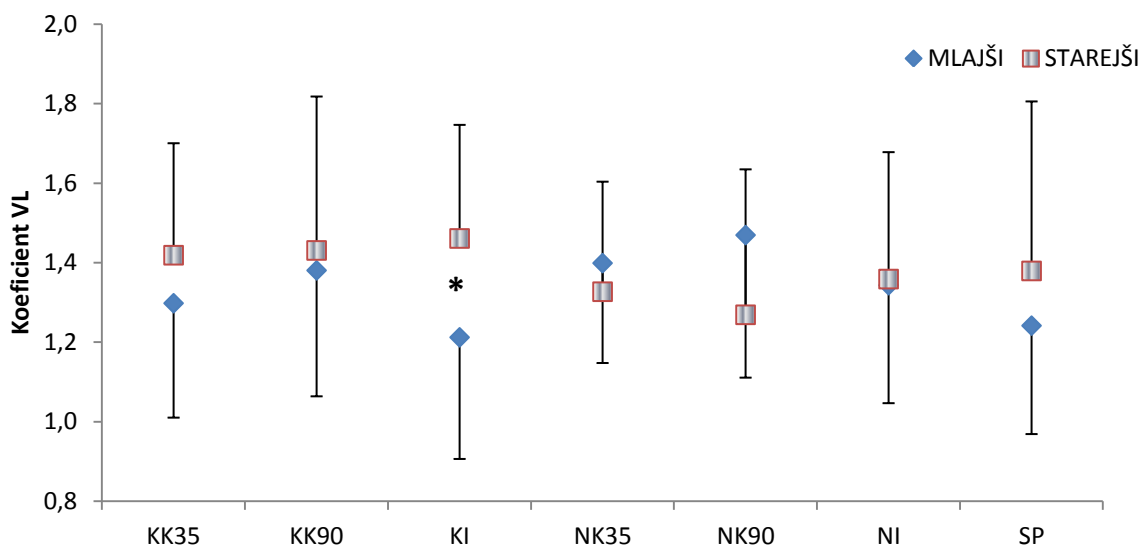
Pri združevanju nalog glede na sklep pri spremljanju velikosti relativnega EMG mišice VL prvih 200 ms nismo zaznali značilne interakcije med faktorjema sklep in starostna skupina ($F(1, 33) = 1,26$, $p = 0,270$), kar pomeni, da se razmerje mlajši – starejši med nalogami iztega kolena in iztega noge značilno ni razlikovalo.

Pri združevanju nalog glede na dinamiko prav tako nismo zaznali značilne interakcije med faktorjema dinamika in starostna skupina ($F(2, 66) = 0,65$, $p = 0,527$), kar pomeni, da se razmerje mlajši – starejši pri relativnem EMG mišice VL prvih 100 ms med nalogami koncentričnega iztega z malim bremenom, z velikim bremenom in izometričnim krčenjem, značilno ni razlikovalo.

6.3.3.3 Koeficient EMG mišice VL

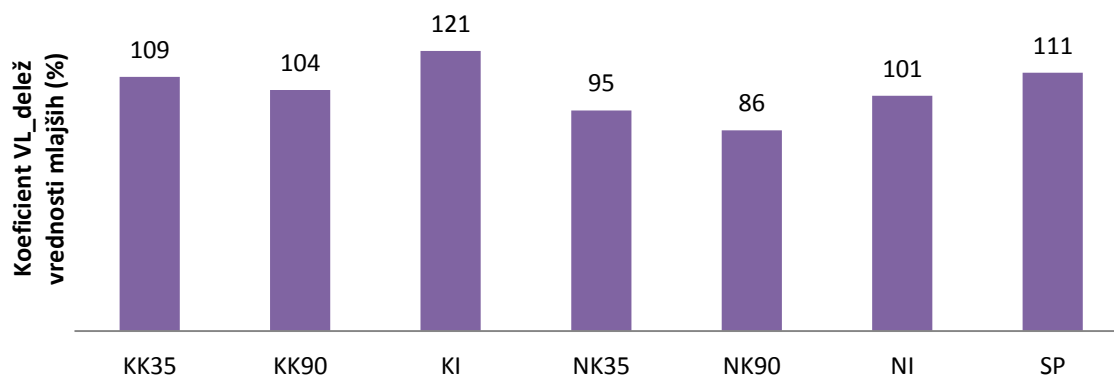
Na Sliki 6.51 lahko vidimo, da sta se skupini mlajših in starejših merjencev v velikosti koeficienta EMG signala mišice VL (razmerje med površinami signala drugih 100 ms in prvih 100 ms) razlikovali le pri izometričnem iztegu kolena ($t(33) = -2,45$, $p = 0,020$). Starejši so pri KI dosegali višje vrednosti (razmerje površin EMG signala pri starejših bolj kot pri mlajših v prid drugi polovici 200 ms intervala, kar povezujemo z manj eksplozivnim vzorcem).

Razmerje med mlajšimi in starejšimi v velikosti koeficienta EMG signala mišice VL se je med vsemi sedmimi eksplozivnimi nalogami razlikovalo, saj smo zaznali značilno interakcijo med faktorjema naloga in starostna skupina ($F(6, 198) = 2,27$, $p = 0,039$). Vrednosti starejših prikazano kot delež vrednosti mlajših lahko vidimo na Sliki 6.52.



Slika 6.51: Koeficient EMG signala mišice VL (razmerje med površinami signala drugih 100 ms/prvih 100 ms) pri mlajših in starejših.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$



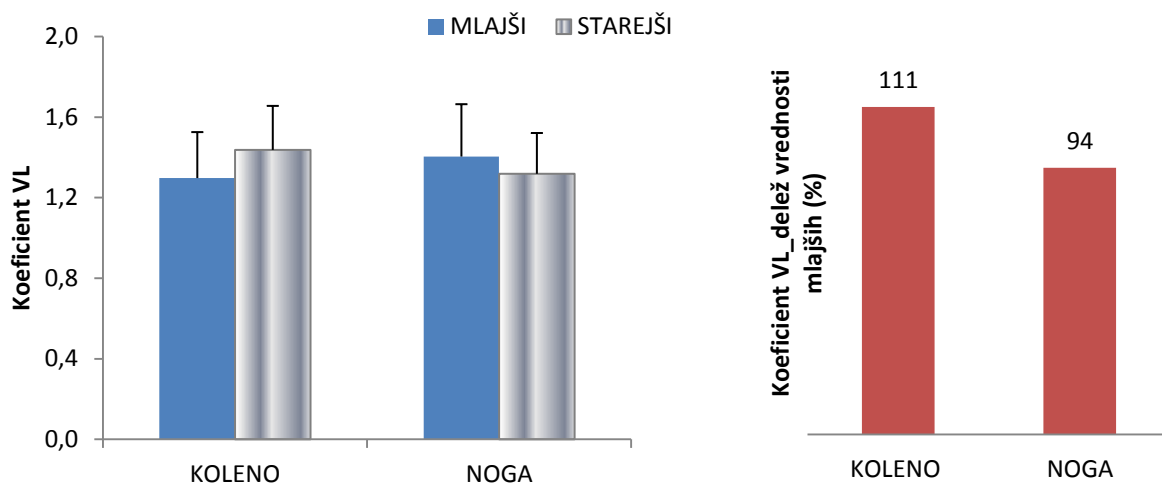
Slika 6.52: Relativne vrednosti koeficienta VL starejših, izraženo kot delež vrednosti koeficienta mlajših.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa.

Za nadaljnje ugotavljanje razlik v razmerju mladi – stari med nalogami smo naloge združili glede na SKLEP – 2 nivoja: KOLENO (KI, KK35, KK90) in NOGA (NI, NK35, NK90) ter glede na DINAMIKO – 3 nivoji: KONCENTRIČNO MALO BREME (KK35, NK35), KONCENTRIČNO VELIKO BREME (KK90, NK90) in IZOMETRIČNO BREME (KI, NI).

Na Sliki 6.53 lahko vidimo, da se mlajši in starejši merjenci niso značilno razlikovali v velikosti koeficienta EMG signala mišice VL pri nalogah iztega kolena ($t(33) = -1,83$, $p = 0,077$), saj so

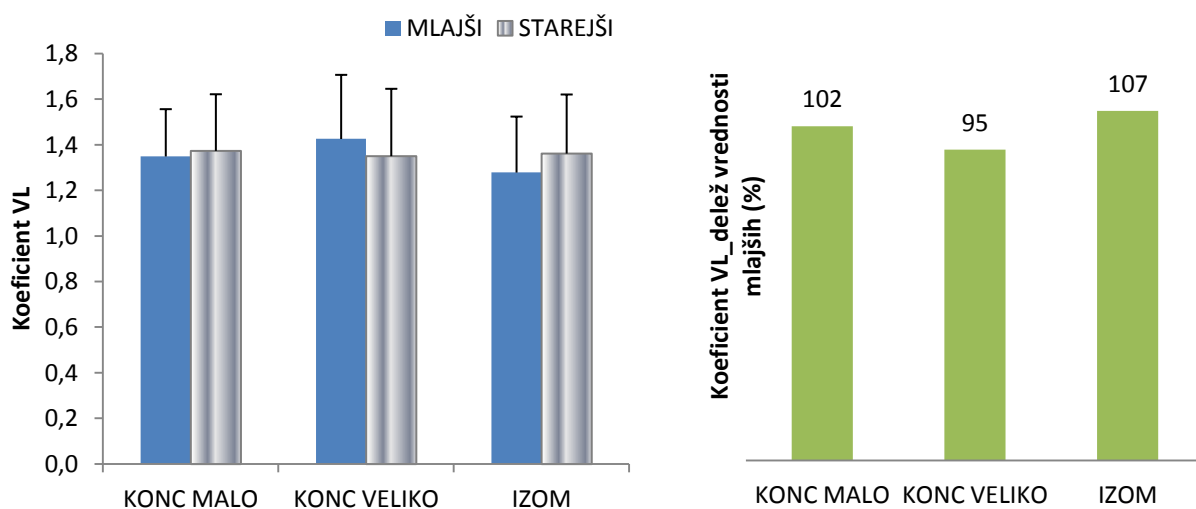
starejši dosegali 111 % vrednosti mlajših. Prav tako se starostni skupini nista razlikovali v koeficientu EMG signala mišice VL pri nalogah iztega noge ($t(33) = 1,06$, $p = 0,281$), vrednost starejših je bila 94 % vrednosti mlajših (Slika 6.53).



Slika 6.53: Koeficient VL pri nalogah, združenih glede na sklep.

Slika levo: Vrednosti mlajših in starejših pri nalogah iztega kolena in nalogah iztega noge. Prikazana srednja vrednost in SD. Slika desno: Normalizirane vrednosti koeficienta VL pri starejših (izraženo kot delež vrednosti mlajših) pri nalogah iztega kolena in nalogah iztega noge.

KOLENO – izteg kolena (KK35, KK90, KI), NOGA – izteg noge (NK35, NK90, NI)



Slika 6.54: Koeficient VL nalogah, združenih glede na dinamiko.

Slika levo: Vrednosti mlajših in starejših pri nalogah koncentričnega iztega z malim (KONC MALO) in velikim bremenom (KONC VELIKO) ter izometričnim iztegom (IZOM). Prikazana srednja vrednost in SD. Slika desno: Normalizirane vrednosti koeficienta VL pri starejših (izraženo kot delež vrednosti mlajših) pri nalogah glede na dinamiko.

KONC MALO – koncentrični izteg z malim bremenom (KK35 in NK35), KONC VELIKO – koncentrični izteg z velikim bremenom (KK90 in NK90), IZOM – izometrični izteg (KI in NI)

Na Sliki 6.54 lahko vidimo, da se mlajši in starejši merjenci v koeficientu EMG signala mišice VL niso razlikovali pri nalogah koncentričnega iztega z malim bremenom ($t(33) = -0,32, p = 0,753$, vrednost starejši je bila 102 % vrednosti mlajših), koncentričnega iztega z velikim bremenom ($t(33) = 0,77, p = 0,449$, vrednost starejši je bila 95 % vrednosti mlajših) kakor tudi ne pri nalogah izometrične kontrakcije ($t(33) = 0,34, p = 0,350$, vrednost starejši je bila 107 % vrednosti mlajših).

Za prepoznavanje morebitnih razlik v razmerju mladi – stari pri delitvi nalog glede na sklep in dinamiko smo uporabili analizo variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3) in enim faktorjem med merjenci (starostna skupina).

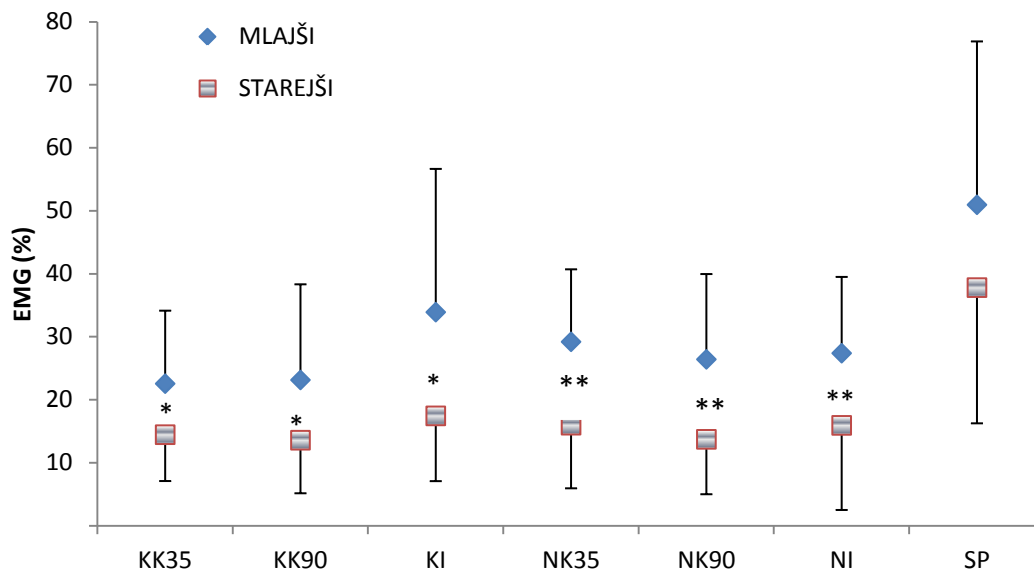
Ko smo naloge združili glede na sklep, smo zaznali značilno interakcijo med faktorjema sklep in starostna skupina ($F(1, 33) = 8,28, p = 0,007$), kar pomeni, da je bilo razmerje v velikosti koeficienta EMG signala mišice VL med mlajšimi in starejšimi različno pri nalogah iztega kolena (111 %) in nalogah iztega noge (94 %).

Pri združevanju nalog glede na dinamiko nismo opazili značilne interakcije med faktorjema dinamika in starostna skupina ($F(2, 66) = 2,96, p = 0,059$), kar kaže na to, da se razmerje mlajši – starejši v koeficientu EMG signala mišice VL med nalogami koncentričnega iztega z malim bremenom (102 %), koncentričnega iztega z velikim bremenom (95 %) in izometričnega iztega (107 %), ni razlikovalo.

6.3.4 Primerjava medmišične koordinacije

6.3.4.1 Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF 200 ms

Skupini mlajših in starejših merjencev sta se v relativnem EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF v prvih 200 ms razlikovali pri vseh nalogah razen pri skoku iz počepa, mlajši merjenci so imeli pri vse eksplozivnih nalogah (razen SP) značilno večje vrednosti rEMG mišice BF (Slika 6.55). Med faktorjema naloga in starostna skupina nismo zaznali značilne interakcije ($F(1,92, 63,25) = 0,61$ $p = 0,538$), kar pomeni, da se razmerje mlajši – starejši v rEMG BF 200 ms med nalogami ni razlikovalo.



Slika 6.55: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF prvih 200 ms pri mlajših in starejših.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. Prikazane so srednje vrednosti in SD. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$

Za nadaljnje ugotavljanje razlik v razmerju mladi – stari med nalogami smo naloge združili glede na SKLEP – 2 nivoja: KOLENO (KI, KK35, KK90) in NOGA (NI, NK35, NK90) ter glede na DINAMIKO – 3 nivoji: KONCENTRIČNO MALO BREME (KK35, NK35), KONCENTRIČNO VELIKO BREME (KK90, NK90) in IZOMETRIČNO BREME (KI, NI).

Mlajši in starejši merjenci so se značilno razlikovali v velikosti relativnega EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF doseženega v prvih 200 ms pri nalogah iztega kolena ($t(33) = 2,54$, $p = 0,016$) kakor tudi pri nalogah iztega noge ($t(33) = 3,21$, $p = 0,003$).

Prav tako so bile med starostnima skupinama razlike v rEMG mišice BF prvih 200 ms pri koncentričnem iztegu z malim bremenom ($t(33) = 3,24$, $p = 0,003$) in velikim bremenom ($t(33) = 2,82$, $p = 0,008$) kakor tudi pri izometrični kontrakciji ($t(33) = 2,81$, $p = 0,008$).

Za prepoznavanje morebitnih razlik v razmerju mladi – stari pri delitvi nalog glede na sklep in dinamiko smo uporabili analizo variance za ponovljene meritve z dvema faktorjema sklep (2) x dinamika (3) in enim faktorjem med merjenci (starostna skupina).

Pri združevanju nalog glede na sklep pri spremljanju velikosti relativnega EMG mišice BF prvih 200 ms nismo zaznali značilne interakcije med faktorjema sklep in starostna skupina ($F(1, 33) = 0,17$, $p = 0,686$), kar pomeni, da se razmerje mlajši – starejši med nalogami iztega kolena in iztega noge ni značilno razlikovalo.

Pri združevanju nalog glede na dinamiko prav tako nismo zaznali značilne interakcije med faktorjema dinamika in starostna skupina ($F(1,47, 48,45) = 1,77$, $p = 0,179$), kar pomeni, da se razmerje mlajši – starejši v relativnem EMG mišice BF prvih 100 ms med nalogami koncentričnega iztega z malim bremenom, z velikim bremenom in izometričnim krčenjem, ni značilno razlikovalo.

6.4 VPLIV VADBE PRI MLAJŠIH MERJENCIH

6.4.1 Značilnosti merjencev, vključenih v vadbeno in kontrolno skupino

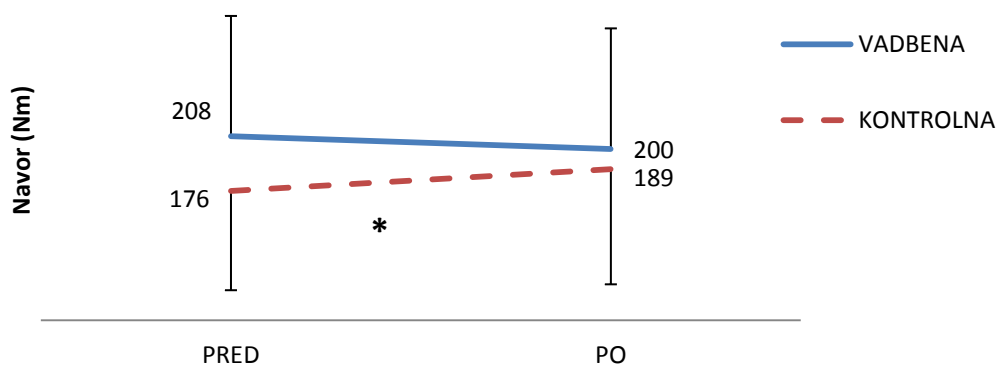
V drugi del raziskave, v katerem smo preverjali vpliv vadbe, so bili vključeni le mlajši merjenci. Med merjenci vadbene in kontrolne skupine ni bilo značilnih razlik v starosti, telesni teži, telesni višini in navoru pri NHK iztegovalk kolena (Preglednica 6.33).

Preglednica 6.33: Značilnosti merjencev vadbene in kontrolne skupine ter razlike med njimi. Povprečna vrednost \pm SD in razlike med skupinama glede na t-test (p).

	VADBENA SK.	KONTROLNA SK.	RAZLIKA
ŠTEVILO (N)	10 (6M, 4Ž)	10 (6M, 4Ž)	
	M \pm SD	M \pm SD	(t-test, p)
STAROST (leta)	24,3 \pm 3,5	23,6 \pm 3,2	0,651
TELESNA TEŽA (kg)	73,8 \pm 12,9	70,6 \pm 10,8	0,558
TELESNA VIŠINA (cm)	175,8 \pm 7,5	177,1 \pm 8,2	0,730
NAVOR NHK IZTEGOVALK KOLENA (Nm)	208,0 \pm 70,5	175,8 \pm 58,3	0,280

M-moški, Ž-ženske

6.4.2 Vpliv vadbe na navor pri največji hoteni kontrakciji iztegovalk kolena



Slika 6.56: Navor pri največji hoteni kontrakciji iztegovalk kolena PRED in PO vadbenem obdobju pri vadbeni in kontrolni skupini.

Prikazana srednja vrednost in SD. *p < 0,05 glede na t-test za odvisna vzorca

Glede na dvosmerno analizo variance za ponovljene meritve (interakcija faktorjev čas x intervencija) je vadba značilno negativno vplivala na največjo hoteno kontrakcijo iztegovalk kolena $F(1,18) = 5,70$, $p = 0,028$. Zaradi presenetljivih rezultatov smo opravili še t-test za odvisna vzorca za vsako skupino ločeno, ki je pokazal le značilno povečanje pri kontrolni skupini $t(9) = -2,32$, $p = 0,046$ (+7,2 %), medtem ko spremembe navora pri vadbeni skupini niso bile značilne $t(9) = 1,17$, $p = 0,273$ (-3,7 %) (Slika 6.56).

6.4.3 Vpliv vadbe na mehanske parametre: vrednosti in razmerja impulza navora oz. sile

6.4.3.1 Vpliv vadbe na impulz 100 ms

Preglednica 6.34: Impulz 100 ms PRED in PO obdobju vadbe pri vadbeni (V) in kontrolni (K) skupini. Srednje vrednosti (M) in standardne deviacije (SD) ter vpliv vadbe: t-test za odvisna vzorca, ločeno za vadbeno in kontrolno skupino (t, p) ter analiza variance za ponovljene meritve RM ANOVA (F, p).

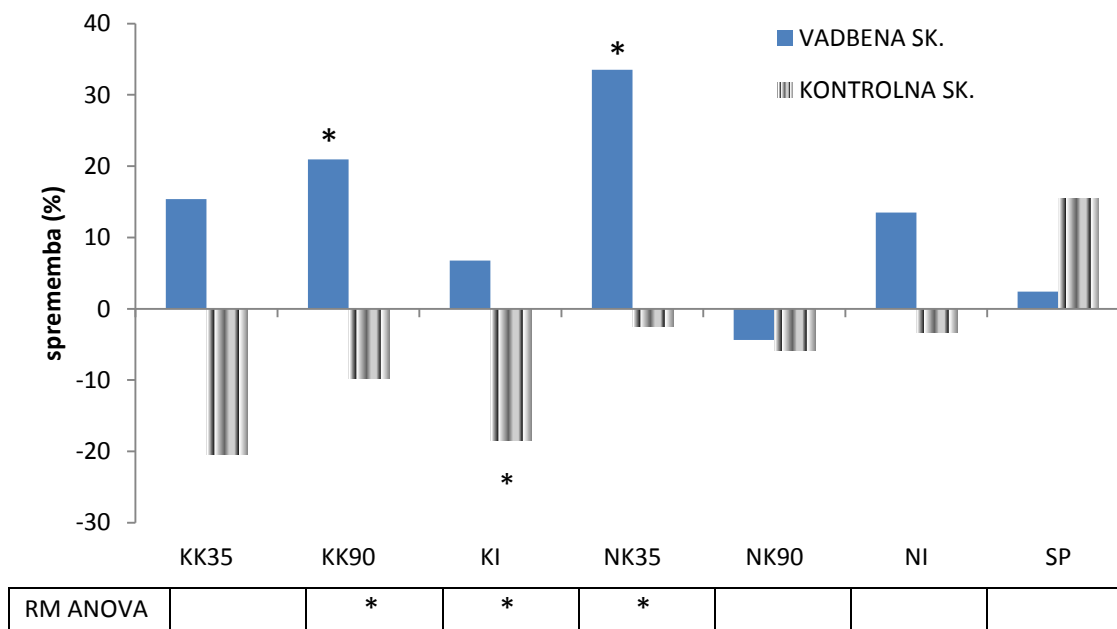
		PRED	PO	t- test		RM ANOVA	
		M ± SD	M ± SD	t	p	F	p
KK35	V	1,9 ± 1,5	2,2 ± 1,6	-1,33	0,217		
	K	1,4 ± 0,7	1,1 ± 0,6	1,16	0,273	3,08	0,096
KK90	V	1,9 ± 1,7	2,3 ± 1,9	-3,86	0,004		
	K	1,3 ± 0,5	1,2 ± 0,8	0,69	0,506	6,02	0,025
KI	V	2,8 ± 1,9	3,0 ± 2,0	-1,07	0,312		
	K	2,2 ± 1,0	1,8 ± 0,9	2,89	0,018	6,96	0,017
NK35	V	11,4 ± 6,5	15,2 ± 9,5	-2,90	0,018		
	K	11,0 ± 4,0	10,7 ± 4,5	0,21	0,834	5,07	0,037
NK90	V	11,3 ± 8,1	10,8 ± 5,7	0,40	0,693		
	K	8,9 ± 4,8	8,4 ± 2,8	0,55	0,595	0,00	0,987
NI	V	12,9 ± 7,8	14,6 ± 8,4	-1,92	0,086		
	K	11,5 ± 5,8	11,1 ± 4,9	0,76	0,465	4,22	0,055
SP	V	14,4 ± 8,1	14,7 ± 10,8	-0,26	0,801		
	K	10,5 ± 5,8	12,1 ± 7,0	-1,66	0,132	0,60	0,448

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa

V Preglednici 6.34 lahko vidimo vpliv vadbe na impulz navora oz. sile prvih 100 ms. Glede na ponovljene meritve (RM ANOVA) je imela vadba značilen vpliv na izboljšanje impulza 100 ms

pri vadbeni nalogi KI ($p = 0,017$) kakor tudi pri KK90 ($p = 0,025$) in NK35 ($p = 0,037$) (skoraj značilno pri KK35, $p = 0,096$ in pri NI, $p = 0,055$). Nadaljnja analiza sprememb za vsako skupino ločeno (t-test za odvisna vzorca) pokaže, da je bil po vadbenem obdobju impulz 100 ms pri vadbeni skupini značilno večji pri KK90 in NK35, medtem ko se je pri kontrolni skupini značilno zmanjšal pri KI.

Na Sliki 6.57 so prikazane spremembe impulza navora oz. sile 100 ms po vadbenem obdobju za vadbeno in kontrolno skupino; označene so značilne spremembe glede na t-test za odvisna vzorca in glede na dvosmerno analizo variance za ponovljene meritve (Preglednica 6.34).



Slika 6.57: Sprememba impulza prvih 100 ms po vadbenem obdobju pri vadbeni in kontrolni skupini. Označena značilna sprememba glede na t-test za odvisna vzorca (ob stolpcu) in glede na RM ANOVO (spodaj). KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. * $p < 0,05$

6.4.3.2 Vpliv vadbe na impulz 200 ms

Vpliv vadbe na impulz navora oz. sile prvih 200 ms je prikazan v Preglednici 6.35. Vpliv vadbe (glede na RM ANOVA) je bil značilen pri vadbeni nalogi KI ($p = 0,016$) kakor tudi pri KK90 ($p = 0,031$) in NK35 ($p = 0,028$). Analiza sprememb z vadbo za vsako skupino ločeno (t-test za odvisna vzorca) nam razkrije, da je bil značilna sprememba le pri kontrolni skupini, in sicer se

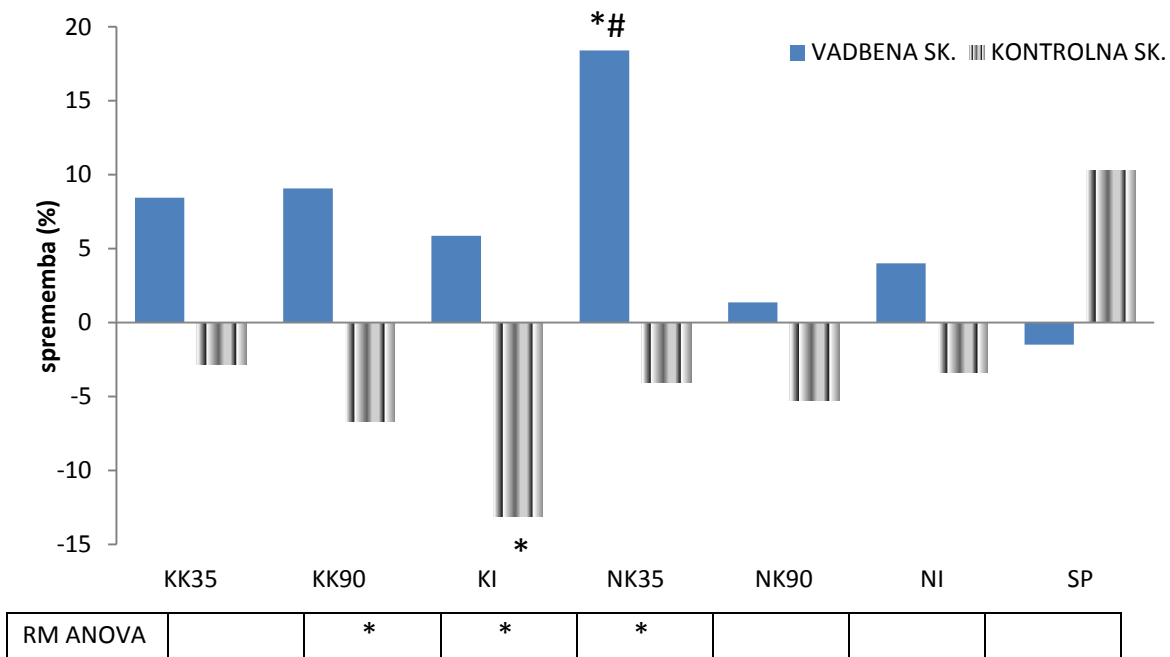
je impulz 200 ms zmanjšal pri KI. Pri vadbeni skupini je bilo skoraj značilno izboljšanje impulza 200 ms pri NK35 ($p = 0,054$).

Preglednica 6.35: Impulz prvih 200 ms PRED in PO obdobju vadbe pri vadbeni (V) in kontrolni (K) skupini. Srednje vrednosti (M) in standardne deviacije (SD) ter vpliv vadbe: t-test za odvisna vzorca, ločeno za vadbeno in kontrolno skupino (t, p) ter analiza variance za ponovljene meritve RM ANOVA (F, p).

		PRED			PO			t- test		RM ANOVA	
		M	±	SD	M	±	SD	t	p	F	p
KK35	V	8,4	±	4,7	9,1	±	5,1	-1,41	0,191		
	K	6,7	±	3,1	6,5	±	2,5	0,28	0,790	1,10	0,308
KK90	V	10,5	±	6,6	11,4	±	6,3	-1,72	0,120		
	K	8,4	±	3,5	7,9	±	3,4	1,67	0,129	5,47	0,031
KI	V	12,7	±	6,7	13,4	±	6,4	-1,17	0,272		
	K	10,8	±	3,8	9,4	±	3,1	2,80	0,021	7,07	0,016
NK35	V	62,2	±	28,2	73,6	±	31,7	-2,22	0,054		
	K	56,6	±	19,8	54,3	±	18,3	0,90	0,393	5,69	0,028
NK90	V	58,8	±	30,9	59,6	±	23,5	-0,15	0,885		
	K	49,4	±	18,9	46,8	±	13,1	0,77	0,461	0,29	0,599
NI	V	67,1	±	29,8	69,8	±	29,4	-0,72	0,490		
	K	57,6	±	23,4	55,7	±	18,3	0,72	0,491	1,01	0,329
SP	V	75,1	±	32,3	74,	±	41,1	0,23	0,827		
	K	57,4	±	25,1	63,3	±	30,5	-1,27	0,236	1,06	0,316

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa

Na Sliki 6.58 so prikazane spremembe impulza navora oz. sile 200 ms po vadbenem obdobju za vadbeno in kontrolno skupino, označene so značilne spremembe glede na t-test za odvisna vzorca in glede na dvosmerno analizo variance za ponovljene meritve, predstavljene v Preglednici 6.35.



Slika 6.58: Sprememba impulza prvih 200 ms po vadbenem obdobju pri vadbeni in kontrolni skupini. Označena značilna sprememba glede na t-test za odvisna vzorca (ob stolpcu) in glede na RM ANOVO (spodaj). KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. *p < 0,05

6.4.3.3 Vpliv vadbe na koeficient impulza

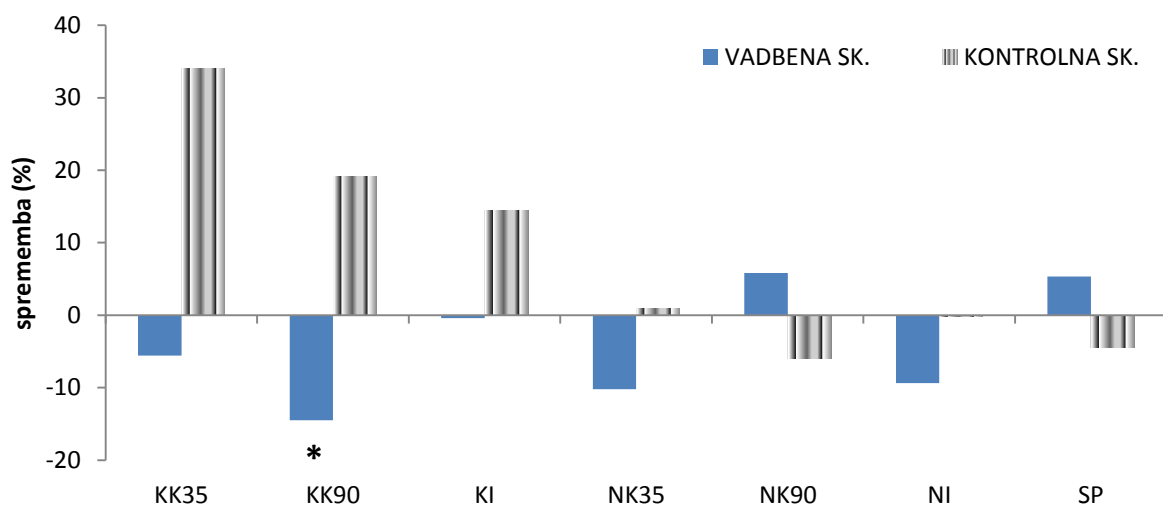
Vadba je (glede na RM ANOVA) značilno vplivala le na koeficient impulza pri nalogi KK90 ($p = 0,032$) (Preglednica 6.36). Ločena analiza sprememb pri vadbeni in kontrolni skupini (t-test za odvisna vzorca) pokaže, da je bila sprememba pri omenjeni nalogi značilna le pri vadbeni skupini, kjer se je koeficient impulza zmanjšal za 14 % (Slika 6.59). Zmanjšanje koeficienta impulza pomeni, da je bilo razmerje med impulzoma spremenjeno v smer povečanja prvega dela 200 ms intervala, kar povezujemo z bolj eksplozivnim načinom delovanja.

Na Sliki 6.59 so prikazane spremembe koeficienta impulza po vadbenem obdobju za vadbeno in kontrolno skupino, označene so značilne spremembe glede na t-test za odvisna vzorca in glede na dvosmerno analizo variance za ponovljene meritve.

Preglednica 6.36: Koeficient impulza PRED in PO obdobju vadbe pri vadbeni (V) in kontrolni (K) skupini. Srednje vrednosti (M) in standardne deviacije (SD) ter vpliv vadbe: t-test za odvisna vzorca, ločeno za vadbeno in kontrolno skupino (t, p) ter analiza variance za ponovljene meritve RM ANOVA (F, p).

		PRED		PO		t-test		RM ANOVA	
		M	SD	M	SD	t	p	F	p
KK35	V	4,0	± 1,1	3,8	± 1,9	0,45	0,664		
	K	4,2	± 1,5	5,6	± 2,8	-1,63	0,137	2,70	0,118
KK90	V	5,7	± 2,0	4,9	± 1,7	2,48	0,035		
	K	5,5	± 1,2	6,5	± 2,3	-1,43	0,186	5,43	0,032
KI	V	4,1	± 1,5	4,1	± 1,7	0,07	0,949		
	K	4,0	± 0,9	4,6	± 1,4	-1,55	0,156	1,72	0,206
NK35	V	4,8	± 1,4	4,4	± 1,1	1,50	0,170		
	K	4,2	± 0,8	4,2	± 0,6	-0,11	0,918	1,17	0,294
NK90	V	4,8	± 1,3	5,1	± 1,8	-0,69	0,508		
	K	5,1	± 1,7	4,8	± 0,9	0,64	0,535	0,88	0,360
NI	V	4,7	± 1,1	4,3	± 1,3	2,11	0,064		
	K	4,3	± 0,8	4,3	± 0,8	0,07	0,943	2,83	0,110
SP	V	4,7	± 1,1	4,9	± 1,6	-0,82	0,433		
	K	4,9	± 0,9	4,7	± 1,2	0,81	0,439	1,33	0,265

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa



RM ANOVA		*				
----------	--	---	--	--	--	--

Slika 6.59: Sprememba koeficienta impulza po vadbenem obdobju pri vadbeni in kontrolni skupini. Označena značilna sprememba glede na t-test za odvisna vzorca (ob stolpcu) in glede na RM ANOVO (spodaj).

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa. *p < 0,05

6.4.4 Vpliv vadbe na znotrajmišično koordinacijo - vzorec aktivacije mišice VL

6.4.4.1 Vpliv vadbe na relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 100ms

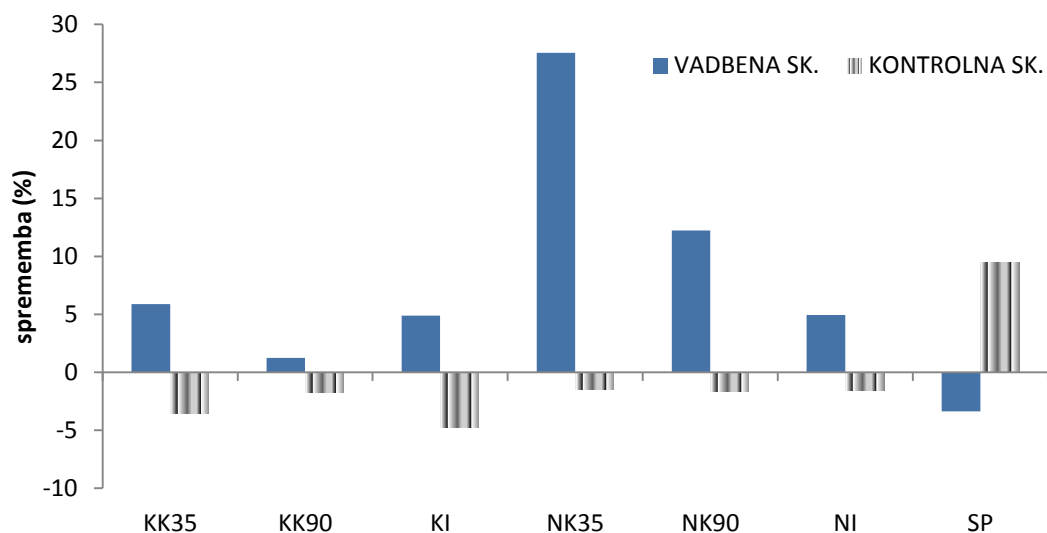
Vadba ni imela vpliva na relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL v prvih 100 ms (Preglednica 6.37). Spremembe niso bile značilne tudi pri analizi za vsako skupino ločeno (t-test za odvisne vzorce). Na Sliki 6.60 lahko vidimo, da je bila smer sprememb rEMG mišice VL prvih 100 ms pri vadbeni skupini pozitivna (povečanje), vendar daleč od statistične značilnosti.

Preglednica 6.37: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 100 ms PRED in PO obdobju vadbe pri vadbeni (V) in kontrolni (K) skupini.

Srednje vrednosti (M) in standardne deviacije (SD) ter vpliv vadbe: t-test za odvisna vzorca, ločeno za vadbeno in kontrolno skupino (t, p) ter analiza variance za ponovljene meritve RM ANOVA (F, p).

		PRED		PO		t- test		RM ANOVA	
		M	± SD	M	± SD	t	p	F	p
KK35	V	87,0	± 25,8	92,1	± 33,5	-0,56	0,590		
	K	84,1	± 34,4	81,1	± 22,9	0,33	0,752	0,39	0,54
KK90	V	81,6	± 25,5	82,6	± 28,0	-0,11	0,916		
	K	79,6	± 28,3	78,2	± 12,6	0,15	0,882	0,03	0,856
KI	V	89,9	± 28,9	94,3	± 30,0	-0,67	0,519		
	K	88,6	± 10,3	84,4	± 14,0	0,76	0,468	1,00	0,33
NK35	V	71,1	± 23,5	90,7	± 42,4	-1,27	0,238		
	K	85,3	± 17,4	84,0	± 20,1	0,13	0,897	1,31	0,268
NK90	V	70,0	± 30,3	78,6	± 27,4	-0,91	0,385		
	K	81,7	± 27,3	80,4	± 14,8	0,15	0,887	0,58	0,457
NI	V	84,2	± 24,1	88,3	± 27,9	-0,50	0,602		
	K	87,5	± 22,0	86,1	± 17,4	0,18	0,864	0,26	0,62
SP	V	88,4	± 19,5	85,4	± 34,9	0,25	0,806		
	K	83,3	± 19,1	91,2	± 27,3	-0,71	0,495	0,45	0,51

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa



Slika 6.60: Sprememba relativnega EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL prvih 100 ms po vadbenem obdobju pri vadbeni in kontrolni skupini.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa

6.4.4.2 Vpliv vadbe na relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 200ms

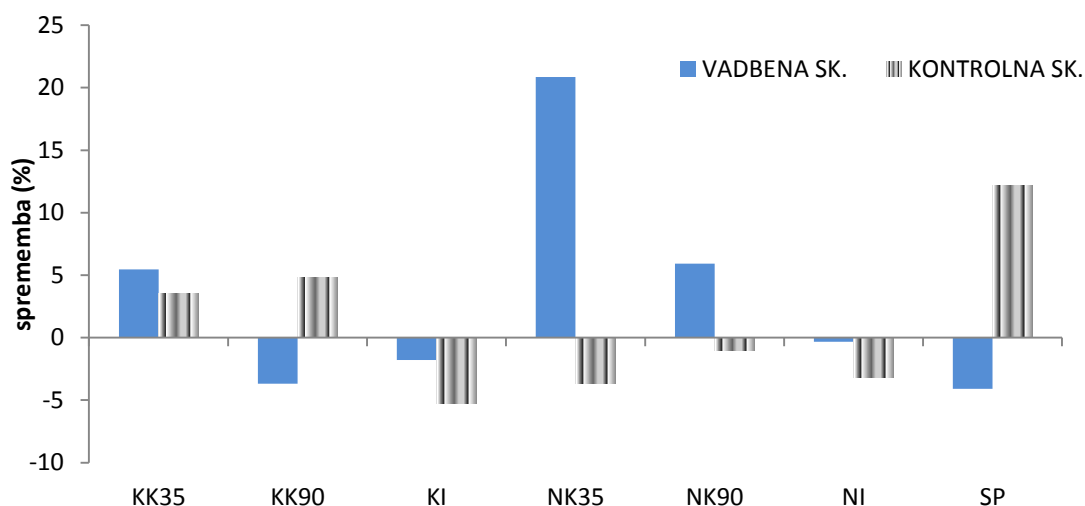
Vadba prav tako ni imela vpliva na relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL v prvih 200 ms (Preglednica 6.38). Na Sliki 6.61 so prikazane spremembe rEMG VL 200 ms po vadbenem obdobju za vadbeno in kontrolno skupino, ki prav tako niso bile značilne (t-test za odvisne vzorce).

Preglednica 6.38: Relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 200 ms PRED in PO obdobju vadbe pri vadbeni (V) in kontrolni (K) skupini.

Srednje vrednosti (M) in standardne deviacije (SD) ter vpliv vadbe: t-test za odvisna vzorca, ločeno za vadbeno in kontrolno skupino (t, p) ter analiza variance za ponovljene meritve RM ANOVA (F, p).

		PRED		PO		t-test		RM ANOVA	
		M	± SD	M	± SD	t	p	F	p
KK35	V	98,3	± 22,3	103,7	± 34,6	-0,58	0,575		
	K	93,4	± 32,3	96,7	± 18,8	-0,40	0,699	0,03	0,868
KK90	V	98,9	± 30,6	95,2	± 25,1	0,42	0,687		
	K	89,6	± 24,9	93,9	± 14,9	-0,46	0,658	0,38	0,544
KI	V	98,4	± 23,3	96,6	± 23,1	0,28	0,786		
	K	95,6	± 11,0	90,6	± 14,0	0,98	0,352	0,17	0,689
NK35	V	85,0	± 25,6	102,7	± 38,1	-1,09	0,303		
	K	99,5	± 15,6	95,8	± 18,1	0,41	0,693	1,33	0,264
NK90	V	87,3	± 33,3	92,5	± 25,0	-0,43	0,675		
	K	92,9	± 20,8	92,0	± 14,3	0,11	0,912	0,18	0,679
NI	V	96,6	± 25,0	96,3	± 26	0,03	0,978		
	K	100,7	± 16,2	97,5	± 15,4	0,50	0,627	0,06	0,817
SP	V	96,0	± 25,4	92,0	± 30	0,39	0,703		
	K	95,4	± 20,3	107,0	± 29,6	-1,15	0,28	1,20	0,288

KK35 – koncentričen izteg kolena s 35% 1RM, KK90- koncentričen izteg kolena z 90% 1RM, KI- izometričen izteg kolena, NK35- koncentričen izteg noge s 35% 1RM, NK90- koncentričen izteg noge z 90% 1RM, NI- izometričen izteg noge, SP- skok iz počepa



Slika 6.61: Sprememba relativnega EMG (glede na EMG pri NHK)mišice VL prvih 200 ms po vadbenem obdobju pri vadbeni in kontrolni skupini.

KK35 – koncentričen izteg kolena s 35% 1RM, KK90- koncentričen izteg kolena z 90% 1RM, KI- izometričen izteg kolena, NK35- koncentričen izteg noge s 35% 1RM, NK90- koncentričen izteg noge z 90% 1RM, NI- izometričen izteg noge, SP- skok iz počepa

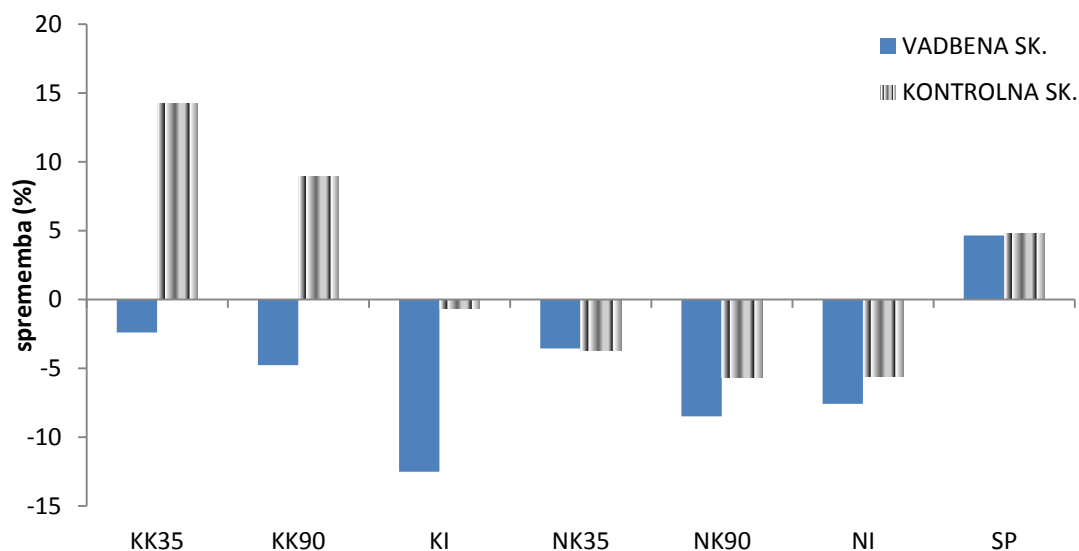
6.4.4.3 Vpliv vadbe na koeficient mišice VL

Vadba ni imela značilnega vpliva na koeficient EMG signala mišice VL (razmerje med površinami signala drugih 100 ms in prvih 100 ms) (Preglednica 6.39). Prav tako razlik med začetnim in končnim stanjem ni pokazala ločena analiza vsake skupine posebej (t-test za odvisne vzorce). Na Sliki 6.62 lahko vidimo, da je bila smer sprememb koeficienta EMG signala mišice VL pri vadbeni skupini negativna (zmanjšanje pomeni spremembo v smer bolj eksplozivne izvedbe), vendar daleč od statistične značilnosti.

Preglednica 6.39: Koeficient VL PRED in PO obdobju vadbe pri vadbeni (V) in kontrolni (K) skupini. Srednje vrednosti (M) in standardne deviacije (SD) ter vpliv vadbe: t-test za odvisna vzorca, ločeno za vadbeno in kontrolno skupino (t, p) ter analiza variance za ponovljene meritve RM ANOVA (F, p).

		PRED		PO		t- test		RM ANOVA	
		M	± SD	M	± SD	t	p	F	p
KK35	V	1,31	± 0,24	1,28	± 0,34	0,24	0,814		
	K	1,29	± 0,34	1,47	± 0,44	-1,97	0,081	1,80	0,197
KK90	V	1,45	± 0,33	1,38	± 0,36	1,14	0,283		
	K	1,31	± 0,31	1,43	± 0,40	-0,75	0,472	1,24	0,281
KI	V	1,26	± 0,40	1,10	± 0,31	1,43	0,186		
	K	1,17	± 0,18	1,16	± 0,22	0,10	0,921	1,27	0,275
NK35	V	1,44	± 0,28	1,39	± 0,47	0,32	0,755		
	K	1,36	± 0,23	1,31	± 0,20	0,53	0,606	0,00	0,997
NK90	V	1,56	± 0,28	1,43	± 0,35	1,26	0,238		
	K	1,38	± 0,42	1,30	± 0,20	0,67	0,518	0,12	0,734
NI	V	1,32	± 0,26	1,22	± 0,28	1,12	0,29		
	K	1,37	± 0,34	1,29	± 0,22	0,77	0,456	0,03	0,859
SP	V	1,17	± 0,27	1,22	± 0,25	-0,50	0,63		
	K	1,31	± 0,27	1,38	± 0,27	-0,63	0,54	0,00	0,954

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa



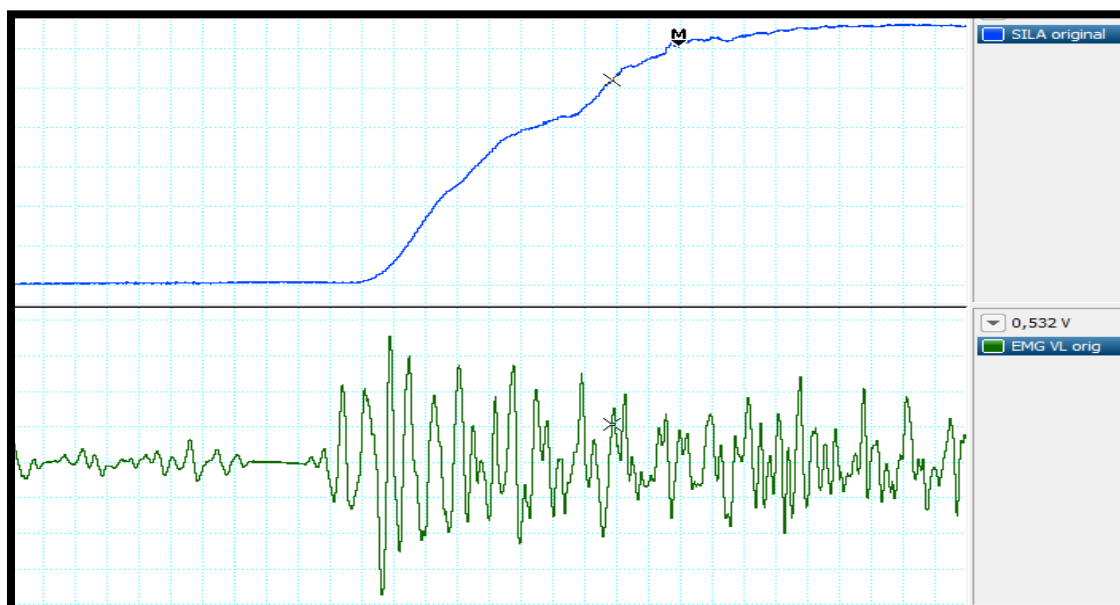
Slika 6.62: Sprememba koeficienta VL po vadbenem obdobju pri vadbeni in kontrolni skupini.

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa.

6.4.4.4 Vpliv vadbe na pojavljanje predgibalne tišine (PGT)

Po vadbi smo le pri enem merjencu (vključen v vadbeno skupino) zaznali pojavljanje PGT.

Fenomen PGT se je pri omenjenem merjencu pojavil le pri nalogah iztega kolena.



Slika 6.63: Primer pojava predgibalne tišine (PGT) pri eksplozivnem izometričnem iztegu kolena (KI) po vadbi. Zgornji graf prikazuje navor (točka M - 200 ms od začetka porasta navora). Spodnji graf prikazuje EMG signal mišice VL, dobro vidna PGT v trajanju 35 ms, sledi izbruh EMG signala (približno 100 ms) in postopno zmanjšanje signala.

V Preglednici 6.40 lahko vidimo, da se je pri eksplozivnem izometričnem iztegu kolena PGT pri omenjenem merjencu pojavila v vseh treh ponovitvah. Pri eksplozivnem koncentričnem iztegu kolena z majhnim bremenom smo PGT zaznali v enem od treh poskusov (Preglednica 6.41). V Preglednici 6.42 pa lahko vidimo, da se je pri eksplozivnem koncentričnem iztegu kolena z velikim bremenom PGT pojavila v dveh od treh poskusov. Primerjava parametrov pred vadbo (PGT se ne pojavi) in po vadbi (PGT se pojavi) za posamezne naloge iztega kolena pri omenjenem merjencu je pokazala, da mehanski parametri (impulz navora 100 ms in 200 ms) z vadbo nakazujejo trend izboljšanja, prav tako je opazno povečanje rEMG mišice VL prvih 100 ms (izbruh).

Preglednica 6.40: Pojavljanje oz. trajanje predgibalne tišine (PGT) ter mehanski in EMG parametri pri izometričnem iztegu kolena (KI) za enega merjenca. Za rezultate pred vadbo je podano samo povprečje (ker se PGT ni pojavljala), za rezultate po vadbi so podane vrednosti za posamezno ponovitev in povprečje.

KI	TARJANJE PGT (ms)	IMPULZ 100ms (Nms)	IMPULZ 200ms (Nms)	rEMG VL 100 ms (%)
PRED VADBO	NI PGT			
POVPREČJE 3. POSKUSOV		6,8	26,4	139,9
PO VADBI				
1. POSKUS	35,5	6,7	25,3	174,5
2. POSKUS	28,5	7,9	27,9	158,8
3. POSKUS	32,0	6,7	26,6	161,7
POVPREČJE 3. POSKUSOV		7,1	26,6	165,0
sprememba z vadbo (%)		4,4	0,8	18,0

Preglednica 6.41: Pojavljanje oz. trajanje predgibalne tišine (PGT) ter mehanski in EMG parametri pri koncentričnem iztegu kolena z malim bremenom (KK35) za enega merjenca. Za rezultate pred vadbo je podano samo povprečje (ker se PGT ni pojavljala), za rezultate po vadbi so podane vrednosti za posamezno ponovitev in povprečje.

KK35	TARJANJE PGT (ms)	IMPULZ 100ms (Nms)	IMPULZ 200ms (Nms)	rEMG VL 100 ms (%)
PRED VADBO	NI PGT			
POVPREČJE 3. POSKUSOV		5,8	19,4	126,7
PO VADBI				
1. POSKUS	NI PGT	6,4	21,7	214,7
2. POSKUS	33	6,6	21,7	168,1
3. POSKUS	NI PGT	6,0	21,7	131,5
POVPREČJE 3. POSKUSOV		6,3	21,7	171,4
sprememba z vadbo (%)		9,0	12,1	35,3

Preglednica 6.42: Pojavljanje oz. trajanje predgibalne tišine (PGT) ter mehanski in EMG parametri pri koncentričnem iztegu kolena z velikim bremenom (KK90) za enega merjenca. Za rezultate pred vadbo je podano samo povprečje (ker se PGT ni pojavljala), za rezultate po vadbi so podane vrednosti za posamezno ponovitev in povprečje.

KK90	TARJANJE PGT (ms)	IMPULZ 100ms (Nms)	IMPULZ 200ms (Nms)	rEMG VL 100 ms (%)
PRED VADBO	NI PGT			
POVPREČJE 3. POSKUSOV		6,1	25,8	110,5
PO VADBI				
1. POSKUS	47	7,5	27,6	136,1
2. POSKUS	NI PGT	6,6	25,0	130,9
3. POSKUS	38	7,1	25,8	85,0
POVPREČJE 3. POSKUSOV		7,1	26,2	117,3
sprememba z vadbo (%)		15,1	1,5	6,1

6.4.5 Povezanost med spremembami mehanskih in EMG parametrov

V Preglednici 6.43 lahko vidimo, da so bile spremembe impulza navora oz. sile 100 ms in spremembe rEMG mišice VL prvih 100 ms pri vadbeni skupini značilno pozitivno povezane pri nalogah iztega kolena (KK35, KK90 in KI), medtem ko so bile pri nalogah iztega noge (NK35, NK90 in NI) in skoku povezave pozitivne, vendar niso bile stat. značilne. Pozitivna povezanost sprememb impulza 100 ms in rEMG VL 100 ms je bila vidna tudi pri kontrolni skupini pri nalogi NK90; na Sliki 6.57 in Sliki 6.60 lahko vidimo, da sta se oba omenjena parametra pri kontrolni skupini zmanjšala.

Preglednica 6.43: Povezanosti med spremembo impulza 100 ms in spremembo relativnega EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL 100ms po vadbi pri vadbeni in kontrolni skupini. Izražen je korelacijski koeficient (r).

	KK35	KK90	KI	NK35	NK90	NI	SP
VADBENA SK.	0,671*	0,686*	0,796**	0,560	0,400	0,375	0,417
KONTROLNA SK.	0,383	0,049	0,496	0,067	0,743*	0,361	0,308

KK35 - koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM, KK90 - koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM, KI - izometrični izteg kolena, NK35 - koncentrični izteg noge s 35 % 1RM, NK90 - koncentrični izteg noge z 90 % 1RM, NI - izometrični izteg noge, SP - skok iz počepa.

7 RAZPRAVA

Pri gibalnih akcijah v vsakdanjem življenju in predvsem v številnih športnih disciplinah je sposobnost hitrega razvoja sile pogosto bolj pomembna kot sama največja sila (Häkkinen in Häkkinen, 1991). Zmožnost izvedbe eksplozivnih akcij je še posebej prizadeta v starosti in prav v tem obdobju življenja je pomen omenjene sposobnosti potrebno še posebej izpostaviti, saj je upad eksplozivnosti povezan z izgubo mobilnosti in večjim tveganjem za padce (Bassej idr., 1992; Perry idr., 2007; Petrella idr., 2005).

Izvedbo eksplozivnih gibov spremlja značilen vzorec mišične aktivacije, ki ga lahko opazujemo s površinskim EMG. Viden je kot sunkovit izbruh EMG signala (*angl.* burst), ki lahko traja 100 ms in se zmanjša pred dosegom največje sile (Van Cutsem idr., 1998). Začetni izbruh EMG signala je posledica visokih frekvenc proženja akcijskih potencialov, sinhronizacije motoričnih enot in nenadne rekrutacije hitrih motoričnih enot. Pojav, ki raziskave povezuje z uspešno izvedbo eksplozivne akcije, je predgibalna tišina agonistov (Conrad idr., 1983; Moritani in Shibata, 1994; Mortimer idr., 1987), ki pomeni »utišanje« EMG signala mišice neposredno pred izbruhom (v povprečnem trajanju 20–150 ms), kar naj bi omogočilo večjo sinhronizacijo motoričnih enot v nadaljevanju (Conrad idr., 1983).

Zanimalo nas je, ali se mišična aktivacija razlikuje, ko mišica vastus lateralis nastopa v različnih vlogah: kot glavni agonist pri enosklepnem iztegu kolena, kot sinergist pri večsklepnem iztegu noge ter kot distalna mišica, ki se v zaporedju vključi v delovanje kinetične verige pri skoku iz počepa. Prav tako smo želeli preveriti, ali se vzorec mišične aktivacije pri premagovanju izometričnega ter koncentričnega velikega in malega bremena razlikuje. Poleg vzorca aktivacije smo pri eksplozivnih akcijah spremljali tudi mehanske parametre, saj je navsezadnje sposobnost hitrega prirastka sile ključni kriterij uspešnosti eksplozivne akcije.

Primerjava med nalogami pri mlajših merjencih

Mehanski parametri pri mlajših merjencih

Sposobnost hitrega prirastka sile smo spremljali kot impulz (površina pod krivuljo navor – čas oz sila – čas) v prvih 100 in 200 ms; omenjen parameter je sprejeta mera eksplozivne moči (Aagaard idr., 2002; Baker, Wilson in Carlyon, 1994). Pri mlajših merjencih smo med nalogami iztega kolena izmerili značilne razlike v impulzu navora v prvih 200 ms ($p = 0,000$), in sicer je impulz navora naraščal s povečevanjem bremena (Slika 6.1A): koncentrični izteg z malim bremenom, koncentrični izteg z velikim bremenom, izometrični izteg, kar je skladno s pričakovanji in krivuljo teža bremena – hitrost (Hill, 1938). Ločena analiza po spolu je pri nalogah iztega kolena kazala podoben vzorec naraščanja impulza tako pri moških kot pri ženskah, moški pa so pri vseh omenjenih nalogah dosegali značilno večje impulze navora kot ženske (Slika 6.1B)

Tudi pri nalogah iztega noge se je impulz sile prvih 200 ms med nalogami razlikoval ($p = 0,033$), vendar s post hoc testom nismo uspeli ugotoviti mesta razlik. Velikost impulza sile pri iztegu noge niso v skladu s pričakovanji, saj smo pričakovali naraščanje impulza s povečevanjem bremena, kot je bilo to opaziti pri nalogah iztega kolena. Vzroke lahko delno iščemo v bremenu, ki so ga morali merjenci premagovati pri koncentričnem iztegu noge z malim bremenom. Pri nalogi NK35 naj bi breme predstavljajo 35 % največjega bremena (1RM), ki je bilo izmerjeno pri počasni tekoči ponovitvi. Merjenci so pri koncentričnem iztegu noge pomaknili lastno telesno težo na vozičku, ki ob drsenju predstavlja upor in dodatno breme. Pri eksplozivni izvedbi, kjer so bile hitrosti velike, sta bila trenje in upor še bolj izrazita, kar pomeni, da je bilo breme večje kot le 35 % 1RM. Ko smo naloge iztega noge primerjali ločeno po spolu, prav tako nismo zaznali značilnih razlik med nalogami. Moški so pri vseh nalogah iztega noge, kakor tudi pri skoku iz počepa, dosegali višje impulze sile (Slika 6.2B).

Za dodatno razumevanje načina začetka eksplozivne akcije smo uvedli spremenljivko koeficient impulza (razmerje med impulzoma drugih 100 ms in prvih 100 ms). Višje vrednosti koeficienta impulza pomenijo večji del impulza v drugem delu 200 ms intervala. Iz značilne razlike v velikosti koeficienta impulza med eksplozivnimi nalogami lahko vidimo, da so se

nakazovale različne strategije začetnega prirastka navora oz. sile. Koeficient impulza pri KK90 je bil značilno višji od koeficienta pri ostalih nalogah iztega kolena in izometričnega iztega noge. Po velikosti mu je sledil koeficient impulza pri NK90 (statistično se ni razlikoval od ostalih). Vidimo, da se je pri koncentričnem premagovanju velikega bremena kazalo drugačno delovanje, kar se je potrdilo, ko smo naloge analizirali združene glede na dinamiko ($p = 0,000$) (Preglednica 6.3). Pri koncentričnem iztegu z velikim bremenom so se merjenci pripravljali na breme, ki je bilo na meji zmožnosti premika. Njihova strategija starta je bila drugačna kot v drugih dveh pogojih (razmerje med impulzi bolj kot pri ostalih nalogah v prid drugi polovici 200 ms intervala), kar bi lahko nakazovalo na različne strategije hitre moči.

Vendar je potrebno omeniti, da se znotraj koncentrične kontrakcije z velikim bremenom kažejo razlike. Naknadna primerjava posameznih parov (izteg kolena in izteg noge) glede na dinamiko oz. za posamezno breme, je pokazala, da je bila pri koncentričnem iztegu z velikim bremenom značilna razlika med nalogo iztega kolena in nalogo iztega noge ($p = 0,020$), in sicer je bil koeficient impulza večji pri iztegu kolena, kar kaže na »počasnejši« način prirastka impulza (Slika 6.4B)

Med mlajšimi moškimi in ženskami pri nobeni nalogi ni bilo značilnih razlik v velikosti koeficienta impulza (Slika 6.3B), kar kaže na to, da so si kljub razlikam v absolutnih vrednostih impulza pri razmerjih oz. načinu prirastka sile moški in ženske podobni. Značilne razlike med nalogami, ki smo jih zaznali pri skupni analizi, pa so se potrdile le pri moških; pri ženskah se sicer nakazujejo podobne razlike (smer razlik med testi), vendar te niso značilne.

Pomen koeficienta impulza (razmerje med impulzom drugim in prvih 100 ms) se je potrdil v Preglednici 6.4, saj je omenjen parameter kazal značilno negativno povezanost z impulzom 100 in 200 ms (absolutnim in normaliziranim na največji impulz pri izometrični kontrakciji), kar pomeni, da višji koeficient impulza (razmerja impulzov bolj v prid drugi polovici 200 ms intervala) pomeni slabšo izvedbo oz. manjši impulz. Povezanosti koeficienta impulza so bile najmočnejše z impulzom normaliziranim na največji impulz (IMP_MAX) (Preglednica 6.4). Slednje tudi potrjuje vlogo mehanskega parametra, ki ga opazujemo relativno na največjo kontrakcijo in omogoča primerjavo eksplozivnosti med merjenci, ki se v telesni teži in posledično tudi v absolutni moči in absolutnem impulzu zelo razlikujejo. Potrebno je omeniti,

da lahko s tako normalizacijo izenačimo merjence, ki se v absolutnih parametrih močno razlikujejo.

Normalizacija impulza na največji impulz pri izometrični kontrakciji nam je omogočala, da smo naloge iztega kolena (impulz navora) in naloge iztega noge (impulz sile) primerjali med seboj. Pri mladih se je relativni impulz (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji) prvih 200 ms med eksplozivnimi nalogami značilno razlikoval ($p = 0,000$). Pri nalogi KI so merjenci v povprečju razvili največji relativni impulz, pri KK35 pa najmanjšega. Razlike med nalogami so bile prav tako vidne, ko smo jih analizirali ločeno za moške in ženske. Moški so dosegali značilno višji relativni impulz 200 ms pri nalogah KI, NK35 in NI, kar kaže na to, da kljub normalizaciji na največji impulz, kažejo moški pri omenjenih nalogah večjo sposobnost hitrih prirastkov sile (Slika 6.5B).

Pri nadaljnjem združevanju nalog glede na dinamiko se je izkazalo, da je bil pri izometrični kontrakciji relativni impulz 200 ms značilno večji od impulza pri koncentrični kontrakciji z malim in koncentrični kontrakciji z velikim bremenom. Opaženo naraščanje relativnega impulza s stopnjevanjem bremena je v skladu s pričakovanji. Pri majhnem bremenu se razvije nižji impulz, saj se breme premika z večjo hitrostjo, kar je v skladu z odnosom sila – hitrost. Pri koncentričnem iztegu z večjim bremenom se breme premika z manjšo hitrostjo kot pri koncentričnem iztegu z manjšim bremenom, zato je že možno razviti večji impulz. Najvišje relativne vrednosti impulza je moč doseči pri izometričnem bremenu, kjer je hitrost nič in najboljše pogoji za hitre prirastke sile. Opažanja so skladna z odnosom teža bremena – hitrost, ki jo opisuje Hillova krivulja (Hill, 1938). Vendar se znotraj koncentrične kontrakcije z malim bremenom in znotraj izometrične kontrakcije kažejo razlike. Naknadna primerjava posameznih parov (izteg kolena in izteg noge) glede na dinamiko oz. za posamezno breme, je pokazala, da je bil relativni impulz 200 ms pri koncentričnem iztegu z malim bremenom pri iztegu kolena manjši kot pri iztegu noge ($p = 0,000$), ravno nasprotno pa je bil pri izometrični kontrakciji manjši pri iztegu noge kot pri iztegu kolena ($p = 0,000$) (Slika 6.6B).

Znotrajmišična koordinacija pri mlajših merjencih

Pri mlajših merjencih med posameznimi eksplozivnimi nalogami nismo zaznali razlik v relativnem EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL prvih 100 ms ($p = 0,078$). Vendar so bile

razlike vidne, ko smo naloge združili glede na dinamiko ($p = 0,015$), saj je bil rEMG VL 100 ms pri izometričnem iztegu značilno večji kot pri koncentričnem iztegu z velikim bremenom ($p = 0,014$) (Slika 6.8). Slednje kaže, da se razlike v strategiji začetka starta pri premagovanju velikega bremena, opažene skozi mehanske parametre, potrjujejo tudi pri mišični aktivaciji. Pri združevanju nalog glede na sklep med nalogami iztega kolena in nalogami iztega noge nismo zaznali razlik v rEMG VL 100 ms. Slednje je v skladu z ugotovitvami Stensdotter idr. (2003), ki so vzorec aktivacije vseh štirih glav m. quadriceps spremljali pri eksplozivnem submaksimalnem izometričnem iztegu kolena in iztegu noge in ugotovili, da se EMG aktivnost mišice VL v prvih 100 ms (delež največjega EMG) med iztegom kolena in iztegom noge ne razlikuje.

Med eksplozivnimi nalogami ni bilo razlike v relativnem EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL v prvih 200 ms, razlike prav tako niso bile opazne pri združevanju nalog glede na sklep ali dinamiko. Slednja ugotovitev je skladna z opažanji, da daljši časovni interval (200 ms) ne razlikuje več tako dobro med tipičnimi vzorci aktivacije (nenaden izbruh EMG signala, ki navadno traja do 100 ms).

Koeficient EMG signala mišice VL, ki smo ga uvedli kot mero eksplozivnega vzorca EMG signala (razmerje med površinama drugih in prvih 100 ms), se je pri mlajših merjencih med nalogami razlikoval ($p = 0,032$), vendar Bonferroni korekcija ni pokazala značilnih razlik med pari. Pri nadaljnjem združevanju nalog glede na dinamiko lahko vidimo, da je bil izometričen izteg izveden dosti bolj eksplozivno kot koncentrični izteg z velikim bremenom (ker večji koeficient EMG signala mišice VL pomeni manj eksploziven vzorec – razmerja med površinami signala bolj v prid drugi polovici 200 ms). Razlike med koncentričnim iztegom z velikim bremenom in izometričnim iztegom so presenetljive, predvsem ob upoštevanju, da se koncentrični izteg z malim bremenom od omenjenih tipov krčenja ne razlikuje. Kaže, da se način aktivacije mišice pri koncentričnem premagovanju velikega bremena razlikuje od tistega pri izometričnem krčenju, saj se pojavlja drugačen način delovanja oz. strategija starta. Razlike med omenjenimi nalogami smo, kot že omenjeno, zaznali tudi pri mehanskih parametrih (koeficient impulza). Pri premiku velikega bremena se pojavlja drugačen pristop, saj so si mlajši merjenci vzeli več časa za premik velikega bremena in so večjo mišično aktivacijo in impulza navora oz. sile dosegali v drugem delu (v primerjavi s premikom malega bremena in izometričnim krčenjem). Slednje kaže na različne strategije hitre moči in glede na

vzorec aktivacije in načina razvoja sile nakazuje, da sta si po načinu delovanja izometrična kontrakcija in koncentrična kontrakcija z malim bremenom blizu, medtem ko se pri premagovanju velikega bremena pojavlja drugačna, počasnejša strategija mišične aktivacije.

Sklepamo, da so mlajši merjenci pri izometričnem iztegu in koncentričnem iztegu z malim bremenom uporabili »hitrostno odvisno strategijo« (Corcos idr., 1989), kar pomeni modulacijo amplitude aktivacije, saj so imeli na razpolago malo časa in so akcijo začeli maksimalno eksplozivno. Za koncentrično krčenje z velikim bremenom so uporabili »hitrostno neodvisno strategijo« (Gottlieb, Corcos in Agarwal, 1989), pri čemer so modulirali trajanje aktivacije, z namenom doseganja velikih končnih hitrosti. Razlog za izbiro »pocasnejše« strategije pri koncentričnem premagovanju velikega bremena bi lahko bil svojevrstna varovalka mišice pred prevelikimi začetnimi silami oz. rekurentno inhibicijo, ki se lahko v takem primeru pojavi. To je mogoče sklepati iz izokinetičnih študij, ki so med maksimalnimi hotenimi kontrakcijami pri manjših kotnih hitrostih zaznale inhibicijo živčnega sistema (Aagaard idr., 2000; Perrine in Edgerton, 1978). Slednje se, v primerjavi z večjimi kotnimi hitrostmi in izometričnimi kontrakcijami, kaže kot manjši nivo aktivacije (Babault, Pousson, Michaut, Ballay in Hoecke, 2002; Harris in Dudley, 1994) in manjša EMG aktivnost agonistov (Aagaard idr., 2000; Babault idr., 2002). Prav tako je največji hoteni navor pri majhnih hitrostih v koncentričnih pogojih nižji, kot bi to pričakovali iz klasične krivulje sila – hitrost za posamezno mišico (Perrine in Edgerton, 1978).

Omenjeno lahko sproži tudi razmislek o smiselnosti takega režima treninga za povečevanje eksplozivnosti oz. o usmerjenem treningu, ki bi spreminjal »pocasen« vzorec delovanja pri koncentričnem premagovanju velikega bremena.

Iz povezanosti rEMG mišice VL prvih 100 in 200 ms ter impulza prvih 100 in 200 ms (Preglednica 6.8 in Preglednica 6.9) lahko vidimo, da so bile pri rEMG, opazovanem v krajšem časovnem intervalu (100 ms), višje korelacije s spremljanimi mehanskimi parametri kot v daljšem časovnem intervalu (200 ms). Slednje potrjuje naše predpostavke, da se značilen vzorec – izbruh EMG signala (visoke frekvence proženja motoričnih enot, sinhronizacija motoričnih enot, pojavljanje dvojčkov akcijskih potencialov) pojavlja na začetku eksplozivne kontrakcije in ga je možno zaznati v prvih 100 ms od začetka porasta EMG signala (Van

Cutsem idr., 1998), medtem ko daljše obdobje (prvih 200 ms) ne razlikuje več tako dobro načina izvedbe (eksplozivno ali ne).

Neznačilno povezanost med aktivnostjo mišice in mehanskimi parametri pri skoku iz počepa (Preglednica 6.8 in Preglednica 6.9) si lahko razlagamo s posebnostmi, ki so bile značilne za skok iz počepa. To je bila edina naloga, ki je bila izvedena sonožno; začetni nivo aktivnosti mišice VL ni bil kontroliran kot pri ostalih nalogah (kjer je bil začetni nivo predaktivacije določen na 20 % največjega EMG signala mišice VL); mišica VL je bila le sinergist v kinetični verigi in je pri skoku iz počepa veljala za distalno mišico ter ni med prvimi mišicami, ki začnejo gib (za razliko od proksimalne mišice BF, ki se vključuje prej).

Negativna povezanost mehanskih parametrov in koeficienta EMG signala mišice VL (manjša vrednost koeficienta VL pomeni boljšo izvedbo) (Preglednica 6.10) pri nekaterih nalogah potrди predvidevanja, da so hitri prirastki sile povezani z izbruhom EMG signala, ki se kaže v tipični obliki (velik začetni del in postopen upad signala, razmerja med površinami v prid prvega dela).

Pričakovana pozitivna povezanost med koeficientom impulza in koeficientom EMG signala mišice VL se je za večino eksplozivnih nalog potrdila v Preglednici 6.11. Predhodno smo že ugotovili, da večja vrednost koeficienta impulza pomeni slabšo izvedbo oz. manjši impulz (Preglednica 6.4), prav tako smo pri višjem koeficientu EMG signala mišice VL potrdili povezavo z nižjim impulzom (Preglednica 6.10). Torej lahko zaključimo, da višja vrednost koeficienta impulza kakor tudi koeficienta EMG signala mišice VL pomeni slabšo, manj eksplozivno izvedbo.

Medmišična koordinacija pri mlajših merjencih

Analiza EMG signala mišice BF pri mladih nam je razkrila, da so bile razlike med nalogami pri analizi prvih 100 ms in prvih 200 ms zelo podobne. V obeh časovnih intervalih so mlajši merjenci pri skoku iz počepa dosegali značilno višje vrednosti relativnega (glede na NHK) EMG signala mišice BF kot pri ostalih eksplozivnih nalogah, z izjemo izometričnega iztega kolena, ki se v koaktivaciji mišice BF ni razlikoval od skoka iz počepa (Slika 6.12 in Slika 6.14). Visoka vrednost koaktivacije mišice BF pri skoku iz počepa ni presenetljiva, saj mišica BF pri

skoku ni le antagonist, temveč prevzame vlogo mišice kinetične verige, ki se na začetku eksplozivne akcije vključi v iztegovanje kolka. Nadaljnja analiza EMG signala mišice BF prvih 100 in 200 ms je pokazala, je aktivacija mišice BF značilno višja pri izometričnem iztegu kot pri koncentričnem iztegu z velikim bremenom (Slika 6.13A in Slika 6.15A). Vendar je naknadna primerjava posameznih parov (izteg kolena in izteg noge) glede na dinamiko oz. za posamezno breme pokazala, da je bil pri koncentričnem iztegu z malim bremenom rEMG BF 100 ms in 200 ms večji pri iztegu noge kot pri iztegu kolena (Slika 6.13B in Slika 6.15B).

Razlika v aktivaciji antagonistov (mišica BF) pri premagovanju izometričnega in velikega koncentričnega bremena je skladna z razlikami, ki smo jih opazili pri aktivaciji agonista (mišica VL) (Slika 6.8). Kaže, da je drugačna strategija, ki smo jo opazili pri eksplozivnem koncentričnem premiku velikega bremena, značilna tako za delovanje agonistov kakor tudi antagonistov in se navsezadnje potrjuje tudi skozi mehanske parametre.

Primerjava med nalogami pri starejših merjencih

Sposobnost hitrega razvoja sile je neprecenljiva tudi v starosti, saj hitra moč kaže veliko povezanost s funkcionalnimi sposobnostmi starejših (Cuoco idr., 2004; Sayers idr., 2005). Upad hitre moči je bolj dramatičen kot upad največje moči, saj je zmanjšanje hitre moči 3–4 % na leto, medtem ko se največja moč na leto zmanjša za 1–2 % (Petrella idr., 2005). Številne študije, ki so proučevale vpliv staranja na moč spodnjih okončin, so potrdile, da sposobnost hitrega prirastka sile upade bolj kot največja moč (Ditroilo, Forte, Benelli, Gambarara in De Vito, 2010; Izquierdo, Aguado, Gonzalez, López in Häkkinen, 1999; Thompson, Ryan, Sobolewski, Conchola in Cramer, 2013). Strm upad eksplozivnosti s staranjem si lahko razlagamo predvsem s selektivno izgubo hitrih motoričnih enot (Lexell idr., 1988). Pomemben vpliv na sposobnost hitrega razvoja sile v starosti ima tudi sprememba mišične aktivacije (Clark in Fielding, 2012), saj so bile v starosti zaznane nižje maksimalne frekvence proženja motoričnih enot (Kamen idr., 1995), kar lahko poleg omenjenih perifernih sprememb prispeva k upadu eksplozivnosti. Mišična aktivacija je proces, s katerim živčni sistem z rekrutacijo in frekvenčno modulacijo proizvaja mišično silo. Dobra znotraj- in medmišična koordinacija, ki pogojuje uspešno izvedbo eksplozivnega giba, je pomembna tekom celega življenja. Zanimalo nas je, kako se pri starejših osebah vzorci mišične aktivacije in mehanski parametri razlikujejo med gibi. Poleg tega smo ugotavljali, če se načini eksplozivnega delovanja razlikujejo med starostnima skupinama.

Mehanski parametri pri starejših merjencih

Tudi pri starejših merjencih smo med nalogami iztega kolena izmerili značilne razlike v impulzu navora prvih 100 in 200 ms, in sicer je bil impulz pri koncentričnem iztegu kolena z malim bremenom značilno manjši kot pri koncentričnem iztegu kolena z velikim bremenom in izometričnem iztegu (Slika 6.17A). Naraščanje impulza s povečevanjem bremena je bilo v skladu s pričakovanji in podobno kot pri mlajših merjencih. Pri analizi ločeno po spolu smo opazili podobne razlike med nalogami iztega kolena kot pri skupni analizi, ki so kazale na naraščanje impulza s povečevanjem bremena (Slika 6.17B).

Impulz sile v prvih 100 in 200 ms pri nalogah iztega noge pri starejših ni kazal razlik med nalogami (Slika 6.18A). Pri nalogah iztega noge smo pričakovali podobno naraščanje impulza kot pri nalogah iztega kolena. Pri starejših merjenjih nismo zaznali manjše vrednosti impulza sile pri koncentričnem iztegu noge z velikim bremenom, kot smo jo opazili pri mlajših merjenjih. Ločena analiza po spolu je pri starejših ženskah pokazala značilne razlike med nalogami iztega noge, in sicer je bil NI večji od NK35 in NK90, medtem ko pri moških ni bilo razlik med nalogami (Slika 6.18B). Starejši moški so v primerjavi s starejšimi ženskami pri vseh nalogah iztega kolena in iztega noge dosegali značilno večje vrednosti impulza 200 ms.

Pri starejših merjenjih so se naloge značilno razlikovale v koeficientu impulza ($p = 0,022$), vendar naknadna analiza ni pokazala značilnih razlik med pari. Pri nalogi koncentričnega iztega kolena z velikim bremenom so starejši, tako kot mlajši merjenjih, dosegali največje vrednosti koeficienta (ni sig.), kar povezujemo z manj eksplozivnim načinom začetka giba. Pri ostalih nalogah pa so bile med mlajšimi in starejšimi merjenji velike razlike; pri starejših je imela drugo največjo vrednost koeficienta impulza naloga izometričnega iztega kolena, ki je imela pri mlajših najmanjše vrednosti (kar povezujemo z najbolj eksplozivnim začetkom giba). Naloga z najmanjšim koeficientom impulza pri starejših je bila koncentrični izteg noge z velikim bremenom, ki je bila pri mlajših druga po velikosti koeficienta, torej med bolj »počasnimi« načini začetka giba. Ko smo vrednost koeficienta impulza primerjali med starejšimi moškimi in ženskami, se je izkazalo, da se značilno razlikujejo le pri skoku iz počepa, kjer ženske dosegajo višje koeficiente impulza, kar kaže na počasnejše začetne prirastke sile (Slika 6.19B). Podobne vrednosti pri ostalih eksplozivnih nalogah kažejo na to, da se kljub značilnim razlikam v absolutnih vrednostih impulza pri načinu prirastka sile (tj. razmerju med drugih 100 in prvih 100 ms) starejši moški in ženske ne razlikujejo.

Ko smo koeficient impulza pri starejših analizirali pri nalogah, združenih glede na sklep, smo ugotovili, da je koeficient impulza značilno višji pri nalogah iztega kolena kot pri nalogah iztega noge (Slika 6.20A). Vendar se znotraj nalog iztega kolena kažejo razlike, saj je naknadna primerjava pokazala značilne razlike med KK35, KK90 in KI (med pari ni bilo značilnih razlik, vendar je KK90 kazal tendenco večjega koef. impulza) (Slika 6.20B).

Pri delitvi glede na dinamiko se naloge niso značilno razlikovale. Prav slednje se nam zdi zelo zanimivo, saj se je pri mlajših koeficient impulza razlikoval glede na dinamiko (pri

koncentrični kontrakciji z velikim bremenom večji kot pri izometrični kontrakciji), medtem ko se pri starejših merjencih razlike med nalogami pokazale pri združevanju glede na sklep (pri iztegu kolena večji kot pri iztegu noge).

Pri starejših so bile med eksplozivnimi nalogami značilne razlike v relativnem impulzu (glede na največji impulz pri izometrični kontrakciji) v prvih 200 ms, $p = 0,000$ (Slika 6.21A). Relativni impulz pri KK35 je bil značilno manjši od relativnega impulza pri ostalih nalogah. Razlike med nalogami so se prav tako potrdile, ko smo jih analizirali ločeno za moške in ženske (Slika 6.21B). Primerjava med starejšimi moškimi in ženskami je pokazala, da doegajo moški pri nalogah KK35, NK35 in NK90 višje relativne impulze, kar kaže na to, da kljub relativni skali oz. normalizaciji kažejo moški pri omenjenih nalogah večjo sposobnost hitrih prirastkov sile.

Pri nadaljnjem združevanju nalog glede na sklep se je izkazalo, da je bil relativni impulz prvih 200 ms pri starejših pri nalogah iztega kolena značilno manjši od relativnega impulza pri nalogah iztega noge (Slika 6.22). Prav tako so se pri starejših razlike v velikosti relativnega impulza kazale pri delitvi glede na dinamiko (Slika 6.23), saj je bil pri koncentričnem iztegu z malim bremenom dosežen značilno manjši relativni impulz kot pri ostalih dveh tipih krčenja. Razlike pri združevanju glede na dinamiko ne presenečajo, saj je pričakovano, da je relativni impulz naraščal s povečevanjem bremena (enake razlike smo opazili že pri mlajših merjencih, Slika 6.6), kar je skladno s Hillovo krivuljo breme – hitrost (Hill, 1938). Presenetljiva se nam je zdela razlika v relativnem impulzu pri združevanju glede na sklep, ki je pokazala manjše vrednosti relativnega impulza pri nalogah iztega kolena kot pri nalogah iztega noge.

Znotrajmišična koordinacija pri starejših merjencih

Poleg upada mišične mase, ki velja za glavni razlog upada moči in hitre moči v starosti (Frontera idr., 1991; Häkkinen in Pakarinen, 1993), lahko na poslabšanje eksplozivnosti vplivajo tudi živčni dejavniki oz. nivo aktivacije mišice (Kamen idr., 1995; Klass idr., 2007). Pričakovali smo, da se aktivacija mišic pri gibih iztega kolena in iztega noge pri starejših osebah ne bo razlikovala. Ko smo pri starejših merjencih primerjali velikost relativnega EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL v prvih 100 ms in 200 ms med nalogami, so se pokazale značilne razlike (Slika 6.24). Presenetljivo so pri skoku iz počepa starejši med vsemi nalogami dosegli najvišje vrednosti rEMG (92 % v 100 ms oz. 108 % v 200 ms). Skok iz počepa je najbolj

kompleksen in funkcionalen gib in kaže, da se uspešnost večsklepnih in kompleksnih gibov v starosti ohranja. Sicer skok iz počepa ni ravno način gibanja, ki bi ga starejši uporabljali v vsakdanjem življenju, vendar kaže, da jim je gib, kjer se postopno vključujejo mišice kinetične verige, blizu. Bolj je gib kompleksen, bolj je starejšim osebam domač; lahko bi rekli, da se pri skoku iz počepa starejši glede izkoristka približajo mladim. Zanimivo je tudi, da je pri starejših merjencih izometrični izteg kolena ena od nalog, kjer dosega najmanjši rEMG mišice VL, pri mlajših pa je to naloga z največjo aktivacijo mišice VL.

Potrebno je omeniti, da je skok iz počepa za starejše osebe predstavlja višje relativno breme kot za mlajše, saj dvig težišča telesa oz. premik telesne teže za starejše predstavlja višji delež največje moči (Macaluso in De Vito, 2004). Ena od možnih razlag zakaj so starejši pri skoku iz počepa dosegali višje vrednosti relativnega EMG kot pri ostalih nalogah je tudi ta, da bi za maksimalno oz. pravo izvedbo pri ostalih nalogah potrebovali še nekaj vaje. Skok iz počepa je v primerjavi z iztegom kolena in noge v trenažerju res da bolj kompleksen, vendar hkrati tudi bolj naraven gib (vključuje se cela kinetična veriga). Kaže, da starejši potrebujejo več vaje, da se naučijo maksimalno aktivirati mišico pri nevsakdanjih gibih, saj Connelly idr. (2000) ugotavljajo, da se so starejši šele z vadbo s povratno informacijo, ki jo je zagotavljal dinamometer, naučili narediti uspešno dorzalno fleksijo. Z vadbo so se naučili narediti gib bolj tekoče in koordinirano, učinki pa so bili še bolj izraziti pri večjih hitrostih (Augustsson in Thomeé, 2000; Connelly, Carnahan in Vandervoort, 2000).

Rezultati naše naloge kažejo, da se v starosti mišična aktivacija pri enosklepnih gibih razlikuje od tiste pri večsklepnih (Slika 6.25). Združevanje nalog glede na sklep potrjuje upad enosklepnih gibov v starosti, saj je relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL prvih 100 ms pri nalogah iztega kolena manjši kot pri nalogah iztega noge (na meji sig., $p = 0,050$). Pri daljšem časovnem intervalu (200 ms) ni več zaznati razlik v relativnem EMG mišice VL pri nalogah, združenih glede na sklep ali dinamiko.

Pri starejših merjencih med nalogami nismo izmerili značilnih razlik v koeficientu EMG mišice VL, vendar pa so se razlike ponovno pokazale pri združevanju nalog glede na sklep (Slika 6.28). Pri nalogah iztega noge so starejši merjenci dosegali nižji koeficient EMG signala mišice VL kot pri nalogah iztega kolena ($p = 0,017$). Nižji koeficient (razmerje polovic v prid prvemu

delu) povezujemo s tipičnim vzorcem, značilnim za eksplozivne gibe (začetni izbruh EMG signala), kar kaže, da se »eksploziven način« mišične aktivacije v starosti ohranja pri funkcionalnih (večsklepnih) gibih.

Rezultati kažejo, da je upad eksplozivnosti v starosti bolj izrazit pri nalogah iztega kolena kot nalogah iztega noge. Razlike, ki so se pri starejših merjencih kazale med nalogami enosklepnega iztega kolena in večsklepnega iztega noge, smo, kot že omenjeno, zaznali tako pri mehanskih parametrih kot pri vzorcu aktivacije. S temi opažanji smo si poskusili razložiti presenetljivo povezanost med vzorcem aktivacije mišice VL in mehanskimi parametri (rEMG mišice VL prvih 100 in 200 ms ter impulzom navora oz. sile prvih 100 in 200 ms). Naloge iztega kolena (KK35, KK90, KI) niso kazale značilne povezanosti med rEMG mišice VL in impulzom, medtem ko so bile povezave med omenjenima parametroma pri nalogah iztega noge (NK35, NK90, NI) značilne (Preglednica 6.21 in *Preglednica 6.22*). Kaže, da upad hitre moči, ki jo lahko opazimo v starosti, spremlja tudi spremenjen vzorec aktivacije (ni več tipičnega izbruha EMG signala). Tako lahko večje spremembe oz. upad zaznamo pri enosklepnih gibih (izteg kolena) in boljše ohranjanje pri večsklepnih gibih (izteg noge), ki so tudi bolj funkcionalni in jih starejše osebe pogosteje uporabljajo. Večja učinkovitost oz. uspešnost izvedbe v starosti se potrjuje tudi skozi značilne korelacije med EMG in mehanskimi parametri, ki kažejo, da je uspešna izvedba povezana z značilnim vzorcem. Pri enosklepnih gibih se učinkovitost izvedbe s starostjo izgubi in tudi povezave med mehaniko in aktivacijo niso več prisotne. Lahko bi rekli, da pri nalogah iztega kolena ni več jasnega vzorca aktivacije, ne glede na to, kakšen vzorec imajo starejše osebe, lahko dosegajo podoben rezultat.

Podobno ugotavljajo tudi Klass idr. (2008), ki so spremljali eksploziven upogib gležnja (enosklepen gib) pri mlajših in starejših. Poročali so o pozitivni povezanosti med največjo hitrostjo prirastka sile in relativnim iEMG (v intervalu do največje HPS) pri mlajših, medtem ko pri starejši skupini ni bilo povezanosti.

Tudi povezanost med impulzom in koeficientom VL pri starejših osebah nam potrjuje, da v starosti ni več jasnega vzorca mišične aktivacije (ki vodi k uspešni eksplozivni akciji). Povezave med omenjenima parametroma so sicer negativne – nižja vrednost koeficienta VL

pomeni večjo mehansko uspešnost, vendar korelacije niso značilne (razen impulz 100 ms pri NK35). Kaže, da v starosti rezultati tako padejo, da jih je možno dosegati z različnimi načini aktivacije.

Razlog za gibanje človekovega telesa oz. okončin je neto navor v sklepu, ki je seštevek navorov več mišic. Izvedba človekovega gibanja je zatorej v veliki meri določena z aktivacijskimi strategijami in kontraktilnimi lastnostmi vključenih mišic (Shinohara, 2009). Hkrati pa moramo upoštevati, da lahko željen navor v sklepu povzroči neskončna kombinacija aktivnosti mišic, ki gredo čez sklep (Nozaki, 2009). Čeprav je odnos med silo mišice in EMG signalom mišice navadno linearen, pa linearnega odnosa ne moremo vedno pričakovati med EMG signalom posamezne mišice in celotnim navorom v sklepu (Hof, 1997). V pričujoči nalogi smo spremljali posamezno mišico (VL) in celoten navor v kolenskem sklepu oz. silo pri iztegu noge, zato nizke korelacije med mehanskimi parametri in EMG signalom pri nekaterih akcijah niso presenetljive in lahko kažejo na spremenjeno medmišično koordinacijo.

Medmišična koordinacija pri starejših merjencih

Pri starejših osebah smo pri skoku iz počepa zaznali značilno večji relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice BF v prvih 100 in 200 ms kot pri drugih eksplozivnih nalogah (Slika 6.29 in Slika 6.30). Po velikosti rEMG mišice BF je skoku iz počepa sledil izometrični izteg kolena, enako smo opazili pri mladih. Pri združevanju nalog glede na sklep in dinamiko, med nalogami iztega kolena in nalogami iztega noge ni bilo razlik v velikosti relativnega EMG mišice BF v prvih 200 ms, medtem ko je delitev glede na tip bremena kazala razlike (Preglednica 6.25). Mišica BF je bila pri izometrični kontrakciji bolj aktivirana kot pri koncentrični kontrakciji z velikim bremenom ($p = 0,052$), kar smo opazili tudi pri mlajši skupini.

Ko smo koaktivacijo mišic BF spremljali kot rEMG mišice BF v prvih 100 ms normaliziramo na rEMG mišice VL v istem časovnem obdobju, smo ugotovili, da so razlike med nalogami podobne kot pri relativnem EMG BF (glede na EMG pri NHK) (Slika 6.32). Pri skoku iz počepa (34 %) je bila koaktivacija mišice BF značilno večja kot pri ostalih nalogah, razen pri izometričnem iztegu kolena (21 %), ki se od skoka ni značilno razlikoval. Tudi pri mlajših

merjencih se le nalogi skok iz počepa in izometričen izteg kolena nista razlikovali v koaktivaciji mišice BF v prvih 200 ms (Slika 6.16)

Primerjava med mlajšimi in starejšimi merjenci

Vzorec merjencev

Menimo, da je bil vzorec merjencev v naši raziskavi primerljiv z vzorcem predhodnih raziskav, saj so rezultati (moč iztegovalk kolena in noge ter višina skoka) zelo podobni rezultatom drugih raziskav.

Največji navor iztegovalk kolena (Slika 6.33 levo) pri mlajših moških (221 Nm) je primerljiv z navorom 291 Nm, ki so ga pri mlajših moških izmerili Aagaard idr. (2002). Povprečen navor iztegovalk nog skupine mlajših moških je zelo primerljiv z vrednostmi, ki so jih pri taki starostni skupini izmerili Alison idr. (2013); povprečno največje breme (1RM) naših merjencev, ki so ga lahko premaknili pri enonožnem iztegu noge je bilo 117 kg, medtem ko omenjeni avtorji poročajo o 1RM pri sonožnem iztegu noge 200 kg. Največja sila naših mlajših moških merjencev pri eksplozivnem enonožnem izometričnem iztegu noge (1277 N) je bila prav tako zelo primerljiva z rezultati Alison idr. (2013), ki so pri enaki sonožni akciji izmerili 2683 N.

Mlajše ženske so pri največji izometrični hoteni kontrakciji iztegovalk kolena dosegale vrednosti 149 Nm (Slika 6.33 levo), kar je primerljivo z navorom 160 Nm, ki so ga mlajše ženske uspele razviti pri enaki enosklepni akciji (Callahan in Kent-Braun, 2011). Največja sila naših mlajših merjenk pri eksplozivnem enonožnem izometričnem iztegu noge (1008 N) je bila prav tako zelo primerljiva z rezultati Hakkinen idr. (1998), ki so pri enaki sonožni akciji mlajših žensk izmerili silo 2000 N.

Povprečen navor pri največji izometrični kontrakciji iztegovalk kolena pri starejših moških je znašal 192 Nm (Slika 6.33 levo); starejši moški v raziskavi Izquierdo, Ibanez idr. (1999) so dosegali malenkost nižje vrednosti navora (155 Nm). Vendar pa avtorji prav tako navajajo največje breme (1RM), ki so ga omenjeni starejši moški še lahko premaknili pri iztegu kolena (55 kg), ki se zelo ujema z 1RM naših merjencev (58 kg). Največja sila, ki so jo starejši moški dosegali pri enonožnem eksplozivnem iztegu noge je zanašala 1062 N in jo lahko primerjamo z enako sonožno akcijo, pri kateri so starejši moški dosegali 1800 N (Häkkinen idr., 1998) in 2163 N (Allison idr., 2013).

Starejše ženske v naši študiji so pri NHK iztegovalk kolena v povprečju dosegle navor 98 Nm (Slika 6.33 levo), Callahan idr. (2011) so pri merjenkah istih let izmerili navor 120 Nm. Prav tako je bila moč iztegovalk nog naše skupine starejših žensk zelo primerljiva z rezultati drugih raziskav. Povprečno največje breme (1RM), ki so ga naše starejše merjenke lahko premaknile pri enonožnem iztegu noge je bilo 54 kg, medtem ko raziskave, ki so omenjeno 1RM merile sonožno, poročajo o vrednostih 88 kg (Häkkinen idr., 1998) in 106 kg (Häkkinen idr., 2001). Največja sila naših starejših merjenk pri eksplozivnem enonožnem izometričnem iztegu noge (672N) je bila prav tako zelo primerljiva z raziskavami, ki so pri starejših ženskah omenjeno akcijo merile sonožno: 1100N (Häkkinen idr., 1998), 1435 N (Häkkinen idr., 2001), 1500N (Häkkinen idr., 2001).

Višine skoka iz počepa, ki so jih dosegali naši merjenci (Slika 6.33 desno) so zelo primerljive z drugimi raziskavami. Mlajši moški v naši raziskavi so imeli povprečno višino skoka 30 cm, o podobnih višinah skoka poročajo tudi druge raziskave: 32 cm (Izquierdo, Aguado idr., 1999) ter 29 cm (Bosco in Komi, 1980). Mlajše ženske so imele povprečno višino skoka 21 cm, kar je malo višje, kot poročata Bosco in Komi (1980) – 18 cm. Tudi povprečna višina skoka, ki smo jo izmerili pri starejših moških (13 cm), je skladna z opažanji drugih raziskav, Hakkinen idr. (1998) – 13cm, Bosco in Komi (1980) – 11 cm, Izquierdo, Ibanez idr. (1999) – 15 cm. Prav tako je povprečna višina, ki so jo pri skoku dosegale starejše ženske (8 cm), zelo primerljiva s spoznanji predhodnih raziskav: Bosco in Komi (1980) – 8 cm, Hakkinen idr. (1998) – 9 cm.

Primerjava mehanskih parametrov med mlajšimi in starejšimi merjenci

Predhodne študije, ki so proučevale s starostjo pogojen upad največje in hitre moči iztegovalk kolena (Ditroilo idr., 2010; Thompson idr., 2013), upogibalk kolena (Thompson idr., 2013), upogibalk gležnja (Klass idr., 2008; Thelen idr., 1996) in iztegovalk gležnja (Thelen idr., 1996; Thompson idr., 2014), so potrdile, da je upad hitre moči v starosti bolj izrazit kot upad največje moči. Omenjene raziskave poročajo o 14–46 % zmanjšanju največjega izometričnega navora in o 25–64 % zmanjšanju največje hitrosti prirastka sile. V naši študiji so imele starejše osebe v primerjavi z mlajšimi največji izometrični navor iztegovalk kolena manjši za 22 % (184 Nm vs. 144 Nm) (Preglednica 6.26). Pri sposobnosti hitrega razvoja sile so bile razlike med starostnima skupinama večje, saj so starejši pri eksplozivnem

izometričnem iztegu kolena v povprečju dosegali 42 % manjše vrednosti impulzov kot mlajši (glede na Sliko 6.36). Opažanja, da je upad hitre moči v starosti dosti bolj izrazit kot upad največje moči, so skladna s spoznanji predhodnih študij.

Primerjava impulza navora oz. sile v prvih 200 ms med mlajšimi in starejšimi merjenci je pokazala, da so mlajši merjenci pri vseh nalogah (razen pri koncentričnem iztegu noge z velikim bremenom in skoku iz počepa) dosegali značilno višje vrednosti (Slika 6.34 in Slika 6.35). Upad eksplozivnosti s starostjo je v skladu s pričakovanji in ugotovitvami drugih raziskav (Allison idr., 2013; Häkkinen in Häkkinen, 1991; Petrella idr., 2005). Preseneča nas, da se impulzi sile pri mladih in starih niso razlikovali pri koncentričnem iztegu noge z velikim bremenom in pri skoku iz počepa. Slednje lahko nakazuje večje ohranjanje eksplozivnosti v starosti pri kompleksnih, večsklepnih gibih. Ko smo razlike med starostnima skupinama analizirali ločeno po spolu, se je izkazalo, da so bile pri ženskah razlike v impulzu prvih 200 ms med starostnima skupinama bolj izrazite, saj so bile značilne pri vseh nalogah iztega kolena in noge, pri moških pa so se mlajši in starejši razlikovali le pri KI (Preglednica 6.27)

Upočasnitev kontraktilni lastnosti mišice v starosti povzroči pomik krivulje sila - hitrost v levo; največja hitrost krčenja mišice je v starosti zelo prizadeta, zaradi česar hitra moč upada še s hitrejšim tempom kot največja moč (Ditroilo idr., 2010; Petrella idr., 2005; Thompson idr., 2013). Prav zaradi slednjega smo pričakovali, da bodo starostne razlike ostale, ko smo impulz normalizirali na največji impulz pri izometrični kontrakciji. Aagaard idr. 2002 ocenjujejo, da predstavlja primerjava impulza na relativni skali (glede na največjo kontrakcijo) novo kvaliteto, ki kaže na »kvalitativne kontraktilne karakteristike« (rekrutacijo in frekvenco proženja motoričnih enot, tip mišičnih vlaken, togost tetive, penacijski kot, itd.), kar je uporabno za proučevanje fizioloških mehanizmov neodvisno od največje sile (Holtermann, Roeleveld, Vereijken in Ettema, 2007). Pri mlajših merjencih so se nakazovale višje vrednosti relativnega impulza, vendar so bile razlike značilne le pri koncentričnem iztegu kolena z majhnim bremenom in izometričnem iztegu kolena (Slika 6.38). Ko smo razlike v relativnem impulzu 200 ms med mlajšimi in starejšimi analizirali ločeno za moške in ženske, se je izkazalo, da so med starostnima skupinama podobne razlike pri obeh spolih (Preglednica 6.29).

Podobno ugotavljajo tudi Allison idr. (2013), ki so razlike v hitrosti prirastka sile med mladimi in starimi izmerili pri eksplozivnem izometričnem iztegu noge, pri normalizaciji HPS na največjo izometrično kontrakcijo pa niso več zaznali razlik med skupinama. V nasprotju pa Hakkinen idr. (1991) poročajo, da so starejše ženske v primerjavi z mlajšimi potrebovale več časa za razvoj relativnega nivoja sile (glede na največjo silo) pri eksplozivnem iztegu noge.

Pri spremljanju impulza prvih 200 ms nas je zanimalo tudi, ali se razmerje mlajši – starejši med nalogami razlikuje. Interakcija med faktorjema naloga in starostna skupina je bila značilna tako pri absolutnem impulzu 200 ms ($p = 0,029$), kakor tudi pri impulzu normaliziranem na največjo izometrično kontrakcijo ($p = 0,003$).

Izkazalo se je, da so se velike razlike med nalogami v razmerju mladi – stari pri impulzu 200 ms pojavile tudi, če smo jih združili glede na sklep, saj sta faktorja sklep in starostna skupina kazala značilno interakcijo ($p = 0,033$). Starejši merjenci so pri nalogah iztega kolena dosegali 61 % vrednosti impulza mlajših, pri nalogah iztega noge pa 81 % (Slika 6.37). Podobno kaže tudi razmerje med mlajšimi in starejšimi pri relativnem impulzu 200 ms (glede na največjo izometrično kontrakcijo), saj sta faktorja sklep in starostna skupina kazala značilno interakcijo ($p = 0,009$), starejši merjenci so pri nalogah iztega noge dosegali 77 % vrednosti relativnega impulza mlajših pri nalogah iztega noge pa 91 % (Slika 6.40).

Primerjava koeficienta impulza (razmerje med impulzom drugih 100 ms/prvih 100 ms) med starostnima skupinama pokaže, da so imeli starejši značilno višje vrednosti (večji del impulza v prid drugi polovici 100 ms) le pri izometričnem iztegu kolena ($p = 0,004$), vrednosti starejših so bile 130 % vrednosti mlajših) (Preglednica 6.31). Ločena analiza razlik med mladimi in starimi za oba spola je pri moških pokazala enake razlike kot pri skupni analizi (samo pri KI), medtem ko pri ženskah ni bilo razlik med mlajšimi in starejšimi.

Razlike med nalogami v razmerju mladi – stari pri koeficientu impulza so bile opazne, če smo naloge združili glede na sklep, saj sta faktorja sklep in starostna skupina kazala značilno interakcijo ($p = 0,013$). Starejši merjenci so pri nalogah iztega kolena dosegali 116 % vrednosti impulza mlajših, pri nalogah iztega noge pa 99 % (Slika 6.44).

Enosklepni gibi iztega kolena (odprta kinetična veriga) so pogosto uporabljeni v rehabilitaciji in raziskavah, vendar nekatere študije kažejo, da te slabo odražajo funkcionalne sposobnosti (Augustsson, Esko, Thomeé in Svantesson, 1998). Večsklepne akcije (zaprta kinetična veriga) pa so smatrane kot funkcionalne in so bliže vsakdanjim aktivnostim (Stensdotter idr., 2003). Vsakdanje aktivnosti starejših ljudi so predvsem sestavljene iz nalog zaprte kinetične verige (hoja, vzpenjanje po stopnicah, prestopanje ovir, vstajanje s stola ...). Kaže, da se sposobnost eksplozivnega delovanja (ki se v naši nalogi potrjuje tako pri mehanskem, kakor tudi mišičnem delovanju) v starosti bolj ohranja pri večsklepnih funkcionalnih gibih kot pri enosklepnih gibih.

Primerjava znotrajmišične koordinacije med mlajšimi in starejšimi merjenci

Mlajša in starejša skupina sta se v relativnem EMG (glede na EMG pri NHK) 100 ms značilno razlikovali le pri izometričnem iztegu kolena, kjer je bil rEMG mladih 89 %, rEMG starejših pa 68 % (Slika 6.46). Podobno razliko smo opazili tudi pri 200 ms intervalu, kjer so bile razlike med skupinama le pri izometričnem iztegu kolena, rEMG mišice VL mlajših je znašal 97 %, starejših merjencev pa 83 % (Slika 6.50). Tudi koeficient EMG signala mišice VL (razmerje površin drugih/prvih 100 ms) nakazuje podobne razlike kot relativni EMG. Mlajši in starejši merjenci so se v »načinu prirastka EMG signala« razlikovali le pri izometričnem iztegu kolena ($p = 0,020$), kjer imeli so starejši višje vrednosti koeficienta VL (121 % vrednosti mlajših) (Slika 6.51).

Opažamo, da upada eksplozivne moči v starosti ne spremlja tako izrazit upad velikosti aktivacije mišice. Iz slednjega lahko sklepamo, da k upadu hitre moči poleg manjše aktivacije mišice prispevajo tudi starostne spremembe v mišičnih kontraktilnih mehanizmih (Vandervoort in McComas, 1986), zmanjšanju števila in velikosti hitrih mišičnih vlaken (Aagaard, Magnusson, Larsson, Kjaer in Krstrup, 2007; Porter idr., 1995), zmanjšana kvaliteta mišice kot posledica upada mišične mase in sočasnega kopičenja maščobe in vezivnega tkiva (Porter idr., 1995) ter strukturne ali arhitekturne spremembe, kot so zmanjšanje togosti tetiv, penacijskega kota in dolžine fasciklov (Narici, Maganaris, Reeves in Capodaglio, 2003).

Ko smo naloge združili glede na sklep, so se pri rEMG mišice VL prvih 100 ms potrdile večje starostne spremembe v aktivaciji mišice pri enosklepnih gibih v primerjavi z večsklepnimi. Razmerje mladi – stari v velikosti rEMG mišice VL je bilo med nalogami iztega kolena in iztega noge različno ($p = 0,012$). Pri nalogah iztega kolena so starejši dosegali 82 % vrednosti rEMG mlajših, medtem ko sta skupini pri nalogah iztega noge dosegali podobne vrednosti (starejši 97 % vrednosti rEMG mlajših) (Slika 6.48). Podobno smo opazili tudi pri koeficientu EMG signala mišice VL, saj se je razmerje mladi – stari med nalogami iztega noge in nalogami iztega kolena razlikovalo ($p = 0,007$) (Slika 6.53). Kaže, da se tipičen vzorec EMG signala, značilen za eksplozivne gibe (začetni izbruh EMG signala), v starosti v večji meri ohranja pri večsklepnih gibih.

Nismo našli študije, ki bi aktivacijo mišice v starosti spremljala pri testu odprte in zaprte kinetične verige hkrati. Naša spoznanja pa lahko povežemo z raziskavama, ki sta spremljali aktivacijo mišice v starosti pri odprti in zaprti kinetični verigi (vsaka ločeno). Klass idr. (2008) so spremljali odprto kinetično verigo (enosklepna akcija) in ugotovili manjši relativni EMG (glede na EMG pri NHK) pri starejših osebah. Klass idr. (2008) so med mlajšimi in starejšimi primerjali EMG signal mišice tibialis anterior pri eksplozivnem izometričnem upogibu gležnja. Ugotovili so, da so v obdobju do največje prirastka sile (približno 75 ms) mlajši dosegali višje vrednosti rEMG mišice tibialis anterior (Klass idr., 2008).

Clark idr. (2011) so med osebami srednjih let in starejšimi primerjali hitrosti prirastka relativnega EMG (glede na NHK) mišice quadriceps (m. VM, VL in RF). Med osebami srednjih let in starejšimi brez težav z mobilnostjo pri eksplozivnem koncentričnem iztegu noge niso ugotovili razlik v velikosti signala, vendar je bila hitrost prirastka EMG v primerjavi z omenjenima skupinama značilno nižja pri skupini starejših oseb z omejeno mobilnostjo. Avtorji zaključujejo, da upad hitrosti mišične aktivacije ni le pod vplivom biološkega staranja, temveč je v veliki meri prepleten s slabenjem živčnih funkcij in omejeno mobilnostjo (Clark idr., 2011).

Primerjava medmišične koordinacije med mlajšimi in starejšimi merjenci

Rezultati kažejo, da so imeli mlajši merjenci pri vseh eksplozivnih nalogah (razen skoka iz počepa) značilno večjo koaktivacijo antagonistov kot starejši merjenci. Pri obeh starostnih

skupinah je bil največji relativni EMG mišice BF (delež EMG mišice BF pri NHK) dosežen pri skoku iz počepa (51 % pri mlajših in 38 % pri starejših). Po velikosti kokativacije mišice BF je pri obeh skupinah sledila naloga izometričnega iztega kolena (34 % pri mlajših in 17 % pri starejših).

Spoznanja o spremembi koaktivacije s staranjem so si nasprotujoča. Večina raziskav poroča o enakem nivoju aktivnosti antagonistov (Klass idr., 2005; Morse idr., 2004; Pousson idr., 2001) ali o povečani aktivnosti antagonistov v starosti (Izquierdo, Ibanez idr., 1999; Klein idr., 2001). Spoznanja naše študije, ki kažejo na manjšo koaktivacijo starejših v primerjavi z mlajšimi, so presenetljiva. Vendar so tudi Simoneau idr. (2005) pri največjem hotenem iztegu skočnega sklepa izmerili nižjo koaktivacijo mišice tibialis anterior pri starejših v primerjavi z mlajšimi (8 % vs. 15 %).

Potrebno je poudariti, da je bila koaktivacija v naši študiji merjena v pogojih hitrega razvoja sile in spremljana le v začetnem obdobju (prvih 200 ms), medtem ko je večina študij koaktivacijo spremljala pri postopnem razvoju sile največje sile in v daljšem časovnem obdobju (navadno do dosega največje sile).

Vpliv vadbe

Vpliv vadbe na mehanske parametre

V nasprotju s pričakovanji je eksplozivna vadba izometričnega iztega kolena negativno vplivala na največjo hoteno kontrakcijo iztegovalk kolena ($p = 0,028$). Zaradi presenetljivih rezultatov smo opravili še ločen t-test za vezane vzorce in ugotovili, da se pri vadbeni skupini največja moč iztegovalk kolena ni značilno spremenila ($p = 0,273$, 4 % zmanjšanje), medtem ko se je največja moč pri kontrolni skupini značilno povečala ($p = 0,046$, 7 % povečanje). Zaradi presenetljivega izboljšanje največje hotene kontrakcije pri kontrolni skupini smo podvomili v dosledno upoštevanje navodil merjencev, vključenih v kontrolno skupino, ki so zahtevala ohranjanje ravni telesne aktivnosti. Ker pa je obdobje trajanja eksperimenta sovpadlo z začetkom smučarske sezone, smo predpostavili, da je pri nekaterih merjencih v kontrolni skupini smučarska aktivnost pripeljala do izboljšanja največje moči. Prav zaradi slabega nadzora kontrolne skupine smo se za vse parametre odločili vpliv vadbe analizirati tudi ločeno za vadbeno in kontrolno skupino (t-test za odvisna vzorca oz. parni t-test).

Številne raziskave so potrdile vpliv eksplozivne vadbe na izboljšanje hitre moči oz. hitrost prirastka sile (Aagaard idr., 2002; Hakkinen, Alen idr., 1985; Van Cutsem idr., 1998). Pričakovali smo, da bo 4-tedenska vadba eksplozivnega izometričnega iztegotovanja kolena, ki smo jo izvajali v naši študiji, izboljšala eksplozivnost (spremljano kot povečanje impulza).

Ugotovili smo, da je glede na dvosmerno analizo variance za ponovljene meritve vadba značilno vplivala na izboljšanje impulza 100 in 200 ms pri vadbeni nalogi – KI, vendar je naknadna analiza (t-test za odvisna vzorca) pokazala, da se je slednje zgodilo na račun značilnega zmanjšanja impulza pri kontrolni skupini, medtem ko pri vadbeni spremembe niso bile značilne. Prav tako se je glede na RM ANOVO značilno povečal impulz 100 in 200 ms pri KK90 in NK35, ločena analiza je pokazala, da je bilo to predvsem zaradi povečanja pri vadbeni skupini (značilno le pri impulzu 100 ms). Pričakovali smo, da se bo učinek vadbe prenesel tudi na druge (ne vadbene) naloge oz. vsaj na ostali nalogi iztega kolena (KK35 in KK90) oz. na nalogo izometričnega iztega noge (NI). Zato nas preseneča, da je vadba vplivala na NK35 in ne v večji meri na KK35 (pri 100 ms se povečanje sicer nakazuje, $p = 0,096$) in na NI (pri 100 ms na meji stat. značilnega povečanja, $p = 0,055$).

Dvosmerna analiza variance za ponovljene meritve je pokazala, da je vadba značilno vplivala na koeficient impulza le pri nalogi koncentričnega iztega kolena z velikim bremenom ($p = 0,032$). T-test za odvisna vzorca je značilno spremembo koeficienta impulza potrdil pri vadbeni skupini, saj se je le-ta zmanjšal za 14 %, kar pomeni, da je bilo razmerje med impulzoma spremenjeno v smer povečanja prvega dela 200 ms intervala, kar povezujemo s hitrejšim začetkom akcije oz. z bolj eksplozivnim načinom delovanja. To je naloga, ki je pri primerjavi koeficienta impulza med nalogami izstopala z največjo vrednostjo koeficienta (kar smo povezovali z drugačnim, torej »počasnejšim« načinom začetka giba). Kaže, da je to drugačno startegijo začetka giba pri premagovanju velikega bremena možno spremeniti, saj smo po vadbenem obdobju zaznali značilna izboljšanja.

Glede na rezultate, ki kažejo, da je vadba značilno zmanjšala največjo moč in hkrati izboljšala hitro moč (impulz 100 in 200 ms) pri vadbeni nalogi in še dveh nalogah, lahko sklepamo, da sta največja moč in hitra moč očitno različni kvaliteti. Sposobnost največje hotene kontrakcije (postopno razvijanje sile) se bistveno razlikuje od največje eksplozivne kontrakcije (Schmidbleicher, 1984)

Vpliv vadbe na znotrajmišično koordinacijo

V 4-tedenskem obdobju vadbe za moč je izboljšanje hitre moči pričakovati predvsem na račun živčnih dejavnikov, saj je to prekratko obdobje, da bi pričakovali strukturne spremembe mišice (povečanje mišične mase). Glede na ugotovitve o vzporednem povečanju hitrosti prirastka sile in spremembi živčno-mišičnega sistema (Aagaard idr., 2002; Del Balso in Cafarelli, 2007; Hakkinen, Alen idr., 1985; Van Cutsem idr., 1998) smo pričakovali, da bo izboljšanje mehanskih parametrov eksplozivnosti spremljala povečana aktivnost mišice.

Vadba ni uspela vplivati na relativni EMG (glede na EMG pri NHK) mišice VL v prvih 100 ms in 200 ms pri vadbeni nalogi kot tudi ne pri ostalih spremljanih eksplozivnih nalogah (Preglednica 6.37 in *Preglednica 6.38*). Prav tako pri nobeni nalogi nismo zaznali značilnih sprememb v koeficientu EMG signala mišice VL (razmerje med površinami drugih/ prvih 100 ms). Slednje kaže, da vadba ni imela vpliva na vzorec mišične aktivacije.

V naši študiji smo spremembo EMG spremljali kot relativni EMG (normaliziran glede na EMG signal pri NHT). Z normalizacijo EMG signala smo se želeli izogniti nekaterim »pastem«, ki se pojavljajo ob merjenju in interpretaciji signala, saj razlika pri primerjavi absolutne velikosti signala pred in po vadbi lahko izvira iz drugačne postavitve elektrod, sprememb v prevodnih lastnostih kože in mišičnega tkiva (spremembe v debelini podkožnega maščevja, spremembe v penacijskem kotu mišičnih vlaken).

Razlog, da z vadbo nismo uspeli zaznati povečanja relativnega EMG signala pri eksplozivni kontrakciji, bi lahko iskali tudi v morebitnem sočasnem povečanju signala pri NHT (v tem primeru bi razmerje ostalo enako). Vseeno mislimo, da bi tudi relativni EMG moral zaznati spremembe mišične aktivacije, če bi se te z vadbo pojavile, saj je za učinkovite balistične akcije značilen poseben vzorec aktivacije (visoke frekvence akcijskih potencialov, sinhronizacija motoričnih enot, pojavljanje dvojčkov akcijskih potencialov) (Desmedt in Godaux, 1977; Van Cutsem idr., 1998), ki je viden kot začetni izbruh EMG signala. Omenjen vzorec se razlikuje od tistega pri kontrakcijah s postopnim razvijanjem sile (kot je primer pri NHT). Cilj vadbe eksplozivnih gibov je bil okrepiti omenjen vzorec aktivacije, ki bi se moral kazati kot izbruh EMG signala in bi bil razviden tudi iz normalizirane vrednosti, saj se pri NHT ne pojavlja.

Čeprav nismo zaznali značilnega vpliva vadbe na aktivacijo mišice VL, pa opažamo, da so spremembe impulza povezane s spremembo mišične aktivacije. Pri vadbeni skupini smo opazili značilno pozitivno povezanost med spremembo impulza v prvih 100 ms in spremembo rEMG mišice VL prvih 100 ms pri vadbeni nalogi in nalogah koncentričnega iztega kolena z malim in velikim bremenom (*Preglednica 6.43*). Slednje kaže, da je povečanje impulza pri vadbeni skupini spremljalo tudi povečanje relativnega EMG mišice VL, vendar so bile spremembe mišične aktivnosti tako majhne, da niso bile statistično značilne. Značilne pozitivne povezanosti sprememb omenjenih parametrov pri nalogah iztega kolena kažejo, da so bili učinki prenosljivi znotraj enosklepnih gibov (izteg kolena).

Vpliv vadbe na predgibalno tišino

Na uvodnih meritvah nismo pri nobenem merjencu (pri nobeni od sedmih eksplozivnih nalog) zaznali pojava predgibalne tišine, ki je bila definirana kot obdobje upada aktivnosti mišice neposredno pred izbruhom EMG signala. V nasprotju z našimi spoznanji so številne

raziskave opazile pogosto pojavljanje PGT pri eksplozivnih gibih (Conrad idr., 1983; Mortimer idr., 1987; Zehr idr., 1997), spet nekateri omenjenega fenomena prav tako niso uspeli zaznati (Hummelsheim in Hefter, 1991).

Po 4-tedenski vadbi eksplozivnega izometričnega iztega kolena je bilo pojav predgibalne tišine mogoče opaziti le pri enem merjencu, ki je bil vključen v vadbo. PGT se je pri omenjenem merjencu pojavila le pri nalogah eksplozivnega iztega kolena (pri izometrični in koncentričnih izvedbah), kar kaže na delno prenosljiv učinek vadbe znotraj enosklepnih gibov. Pri izometrični izvedbi se je PGT pojavila pri vseh treh ponovitvah, pri koncentričnem iztegu kolena z malim bremenom pri eni ponovitvi, pri iztegu z velikim bremenom pa pri dveh ponovitvah.

Želeli smo tudi ugotoviti, kako so se z vadbo, poleg pojavljanja PGT, pri omenjenem merjencu spremenili ostali mehanski in EMG parametri. Opazen je bil pozitiven vpliv vadbe na rezultate pri posameznih nalogah iztega kolena, mehanski parametri (impulz navora 100 in 200 ms) so se z vadbo izboljšali, hkrati se je povečal izbruh EMG signala mišice VL (relativni EMG mišice VL prvih 100ms). Vpliva vadbe na omenjene parameter za enega merjenca s statističnimi metodami ni bilo možno preverjati, zato predhodne ugotovitve temeljijo na opažanjih (oz. opisni statistiki).

Kaže omeniti, da je bil merjenec, ki se je z vadbo naučil izvesti PGT, v primerjavi z ostalimi merjenci dosti močnejši, saj med vsemi merjenci dosegal največji navor NHK iztegovalk kolena ter največji impulz navora 100 in 200 ms za eksplozivne naloge iztega kolena. Pri eksplozivnih nalogah iztega noge je imel vrednosti impulza sile 100 in 200 ms med najvišjimi, vendar niso izstopale. Omenjena opažanja odpirajo možnost, da so se PGT sposobne naučiti le najbolj eksplozivne osebe. Nishizono, Nakagawa, Suda in Saito (1984, v Moritani, 1994) so pojavljanje PGT opazovali pri streljanju z lokom in ugotovili, da se pri vrhunskih lokostrelcih PGT pojavlja pogosteje kot pri tistih manj izkušenih.

Kaže, da spreminjanje vzorcev aktivacije pri eksplozivnih gibih ni enostavno. Eksplozivna vadba izometričnega iztega kolena s povratno informacijo (velikost impulza navora prvih 200 ms), ki smo jo izvajali v naši študiji, je bila le delno učinkovita pri spreminjanju vzorca mišične aktivacije, saj smo, kot že omenjeno, po vadbi PGT zaznali le pri enem merjencu.

8 ZAKLJUČEK

Eksplozivnost oz. zmožnost hitrega razvoja sile ni le ena najpomembnejših sposobnosti v športu, temveč tudi v vsakdanjem življenju. Vloga hitre moči je še posebej izrazita v starosti, saj njen upad predstavlja veliko tveganje za padce in izgubo mobilnosti. Uspešno izvedbo eksplozivne akcije spremlja tipičen vzorec mišične aktivacije, ki ga lahko opazujemo s površinsko elektromiografijo.

V nalogi smo želeli preveriti, ali se pri mlajših osebah vzorec aktivacije mišice VL razlikuje pri različnih eksplozivnih nalogah. Prav tako nas je zanimalo, ali so pri eksplozivnih akcijah razlike v medmišični koordinaciji (aktivacija antagonista – mišice BF). Razlike med nalogami v vzorcu aktivacije mišice VL in koaktivaciji mišice BF smo preverjali tudi pri starejših osebah. Predvsem nas je zanimalo, ali so razlike v vzorcu aktivacije mišice VL med mlajšimi in starejšimi osebami. Vzorca aktivacije ni lahko spreminjati, zato smo želeli preveriti, če lahko na vzorec vplivamo z vadbo in ali so učinki prenosljivi tudi na gibe, ki jih ne vadimo.

Merjenci so izvedli 7 eksplozivnih nalog: koncentrični izteg kolena s 35 % 1RM (KK35), koncentrični izteg kolena z 90 % 1RM (KK90), izometrični izteg kolena (KI), koncentrični izteg noge s 35 % 1RM (NK35), koncentrični izteg noge z 90 % 1RM (NK90), izometrični izteg noge (NI) in skok iz počepa (SP). Naloge so se razlikovale glede na število sklepov, vključenih v gib (enosklepni izteg kolena in večsklepni izteg noge ter skok iz počepa), ter glede na dinamiko premagovanja bremena (koncentrična kontrakcija z majhnim bremenom (35 % 1RM), koncentrična kontrakcija z velikim bremenom (90 % 1RM) in izometrična kontrakcija).

Pri mlajših osebah med nalogami nismo zaznali razlik v relativnem EMG (glede na NHK) mišice VL prvih 100 ms. Koeficient EMG mišice VL (razmerje med površinami drugih 100 ms in prvih 100 ms) se je med nalogami značilno razlikoval (največji pri NK90 in najmanjši pri KI). Ko smo razlike med nalogami analizirali glede na dinamiko kontrakcije, smo ugotovili, da se rEMG prvih 100 ms in koeficient mišice VL pri nalogah koncentričnega iztega kolena z velikim bremenom (KK90 in NK90) značilno razlikujeta od izometrične kontrakcije (KI in NI). Glede na dobljene rezultate lahko sprejmemo prvo hipotezo, ki je predvidevala, da bodo pri mladih osebah med različnimi eksplozivnimi nalogami razlike v znotrajmišični koordinaciji. Kaže, da se pri mladih pri premagovanju velikega bremena (ki je na meji zmožnosti premika) pojavi

drugačen način mišične aktivacije, ki kaže »manj eksploziven« vzorec mišične aktivacije. Drugačna strategija začetka giba pri koncentričnem iztegu z velim bremenom v primerjavi z izometrično kontrakcijo se je potrdila tudi pri mehanskih parametrih (višja vrednost koeficienta impulza, kar kaže, da je razmerje med impulzi bolj v prid drugi polovici 200 ms intervala). Menimo, da so mlajši merjenci pri koncentričnem krčenjem z velikim bremenom uporabili »hitrostno neodvisno strategijo«, pri čemer so modulirali trajanje aktivacije, z namenom doseganja velikih končnih hitrosti na račun zmanjšanja rekurentne inhibicije. Medtem ko so mlajši merjenci pri izometričnem iztegu in koncentričnem iztegu z malim bremenom akcijo začeli maksimalno eksplozivno, kar pomeni, da so uporabili »hitrostno odvisno strategijo«.

Drugo hipotezo, ki je predvidevala, da bodo pri mladih osebah med različnimi eksplozivnimi nalogami razlike v medmišični koordinaciji, lahko v celoti sprejmemo. Med nalogami so bile značilne razlike v koaktivaciji mišice BF, in sicer je bil rEMG mišice BF v prvih 100 in 200 ms pri SP značilno večji kot pri drugih nalogah (ni se razlikoval le od KI). Pri združevanju nalog glede na dinamiko kontrakcije smo ugotovili, da je koaktivacija mišice BF pri izometričnem iztegu značilno večja kot pri koncentričnem iztegu z velikim bremenom, kar kaže na podobnost z aktivacijo mišice VL.

V tretji hipotezi smo predvidevali, da bodo pri starejših osebah med različnimi eksplozivnimi nalogami razlike v znotrajmišični koordinaciji. Hipotezo lahko sprejmemo, saj so bile pri starejših osebah med eksplozivnimi nalogami razlike v relativnem EMG mišice VL v prvih 100 in 200 ms, in sicer smo pri SP izmerili največji rEMG. Med nalogami ni bilo razlik v koeficientu EMG mišice VL. Razlike med nalogami so postale izrazite, ko smo jih analizirali glede na sklep (enosklepno vs. večsklepno), saj so starejši merjenci pri nalogah iztega kolena (KK35, KK90 in KI) dosegali značilno nižji relativni EMG mišice VL kot pri nalogah iztega noge (NK35, NK90 in NI). Prav tako so se razlike pojavile pri koeficientu EMG mišice VL, kjer so imeli starejši pri nalogah iztega kolena višji koeficient kot pri nalogah iztega noge, kar kaže na »manj eksploziven« vzorec izbruha EMG signala pri enosklepnih nalogah, saj je razmerje površin večje v drugem delu 200 ms intervala.

Najvišja aktivacija mišice VL pri skoku iz počepa bi lahko nakazovala, da se pri večsklepnih nalogah, ki so funkcionalne in vključujejo mišice kinetične verige, uspešna izvedba in

aktivacija mišice najboljše ohranja. Ohranjanje eksplozivnosti in mišične aktivacije v starosti pri večsklepnih gibih se je kot že omenjeno potrdila tudi pri primerjavi nalog iztega kolena in nalog iztega noge.

Pri starejših osebah so bile med različnimi eksplozivnimi nalogami prav tako razlike v medmišični koordinaciji, zato lahko sprejmemo četrto hipotezo. Pri skoku iz počepa so v prvih 100 in 200 ms starejši dosegali značilno večji relativni EMG mišice BF kot pri ostalih nalogah.

Peta hipoteza je predvidevala, da bodo med mlajšimi in starejšimi razlike v znotrajmišični koordinaciji. Hipotezo lahko sprejmemo, saj smo ugotovili, da so imeli v prvih 100 in 200 ms pri nalogi KI mlajši v primerjavi s starejšimi značilno večji relativni EMG mišice VL (glede na NHK) in manjši koeficientu EMG mišice VL, kar kaže na bolj eksploziven vzorec pri mladih. Ko smo naloge združili glede na sklep, smo ugotovili, da so razlike med mladimi in starimi v rEMG mišice VL 100 ms in koeficientu VL večje pri nalogah iztega kolena kot pri nalogah iztega noge. Enako se je potrdilo tudi pri analizi mehanskih parametrov, saj so bile razlike med mladimi in starimi v impulzu 200 ms, relativnem impulzu (glede na največjo izometrično kontrakcijo) in koeficientu impulza, večje pri nalogah iztega kolena kot pri nalogah iztega noge. Slednje ponovno potrjuje večji upad eksplozivnosti pri enosklepnih gibih v primerjavi z večsklepnimi.

Sprejmemo lahko tudi šesto hipotezo, saj so bile med mlajšimi in starejšimi osebami razlike v medmišični koordinaciji. Presenetljivo so v prvih 200 ms mlajši pri vseh nalogah dosegali višje vrednosti rEMG mišice BF.

Sedma hipoteza je predvidevala, da bo vadba z enostavno povratno informacijo spremenila znotrajmišično koordinacijo. Hipotezo moramo zavrniti, saj vadba ni uspela spremeniti vzorca aktivacije pri vadbeni nalogi – KI. Nismo zaznali vpliva na relativni EMG mišice VL v prvih 100 in 200 ms kakor tudi ne na koeficient EMG mišice VL. Pri nalogi KI smo sicer (glede na RM ANOVA) zaznali značilen vpliv vadbe na impulz navora v prvih 100 in 200 ms.

Prav tako moramo zavrniti osmo hipotezo, v kateri smo pričakovali, da se bo spremenjen vzorec aktivacije zaradi vadbe pojavil pri različnih eksplozivnih nalogah (prenos učinka vadbe na različne pogoje mišičnega naprezanja). Pri nobeni eksplozivni nalogi nismo zaznali

značilne spremembe relativnega EMG mišice VL v prvih 100 in 200 ms kakor tudi ne spremembe koeficienta EMG mišice VL. Kljub temu pa je bilo pri nalogah KK90 in NK35 (glede na RM ANOVA) opaziti značilen vpliv vadbe na impulz v prvih 100 in 200 ms. Prav tako je (glede na RM ANOVA) vadba pri KK90 vplivala na koeficient impulza, in sicer so bile pri omenjeni nalogi, ki je pred vadbo kazala »najpočasnejši« način začetka prirastka navora, spremembe pri vadbeni skupini vidne kot zmanjšanje koeficienta oz. v smeri izboljšanja eksplozivnosti.

Klub temu, da se ob vplivu vadbe na mehanske parametre eksplozivnosti (povečanje impulza 100 in 200 ms) relativni EMG in koeficient EMG mišice VL ni spremenil, pa smo zaznali korelacijo med spremembami mehanskih in EMG parametrov. Smer spremembe vzorca aktivacije je bila skladna s spremembo impulza vendar premajhna, da bi bila statistično značilna.

Vpliv vadbe na mehanske in EMG parametre je bil manjši od pričakovanega, kar bi lahko pripisali tudi prekratemu trajanju vadbe. Vendar so predhodne raziskave ugotovile, da je v 4 tednih vadbe za moč že možno vplivati na živčne mehanizme (Barry idr., 2005; Del Balso in Cafarelli, 2007). Omejen vpliv vadbe bi lahko iskali tudi v načinu mišičnega krčenja, saj izometričen način ni tipičen režim treninga hitre moči in deluje v specifičnem območju krivulje sila – hitrost. Vendar sta Behm in Sale (1993) dokazala, da je z eksplozivnim izometričnim treningom možno dosegati primerljiva izboljšanja v hitrosti prirastka kot s koncentričnim eksplozivnim treningom (Behm in Sale, 1993). Slednje kaže na to, da je za povečanje eksplozivnosti bolj kot sam tip kontrakcije pomemben namen oz. priprava narediti gib eksplozivno. Glavni dražljaj za povečanje hitrih prirastkov sile z vadbo je v največji meri visokofrekvenčni vzorec proženja motoričnih enot, za kar je potreben eksploziven način (namen) izvedbe (Behm in Sale, 1993).

Fenomen predgibalne tišine, ki so ga raziskave pogosto omenjale kot specifičen vzorec mišične aktivacije (Conrad idr., 1983; Mortimer idr., 1987), ki je značilen za uspešno izvedbo eksplozivnega giba, se je v naši študiji izkazal za zelo redko (skoraj nerealno) sposobnost. Na uvodnih meritvah pri nobenem od dvajsetih mlajših in petnajstih starejših merjencev, pri nobeni od sedmih eksplozivnih nalog in nobeni od treh ponovitev vsake naloge, nismo zaznali omenjanega fenomena »utišanja« EMG signala. Ker pri nobeni od omenjenih 735

eksplozivnih izvedb nismo opazili predgibalne tišine, smo skoraj že podvomili v njen obstoj. Po vadbenem obdobju smo se uspeli prepričati o obstoju omenjenega fenomena; enemu merjencu je z vadbo uspelo »izvabiti« PGT; opazili smo jo prvi vseh treh poskusih naloge KI (vadbena naloga), dveh poskusih pri KK90 in pri enem poskusu pri KK35. Pri nalogah iztega kolena in skoku iz počepa je nismo zaznali. Slednje kaže tudi na specifičnost oz. prenosljivost učinkov vadbe, saj se je vzorec ob 100 % pojavljanju pri vadbeni nalogi prenesel tudi na ostali nalogi iztega kolena. Pri omenjenem merjencu je pojavljanje PGT z vadbo spremljalo tudi izboljšanje mehanskih parametrov. Kaže, da so specifičen vzorec sposobni osvojiti le redki; merjenec, pri katerem smo zaznali pojavljanje PGT po vadbi je pri nalogah iztega kolena izstopal kot najbolj eksploziven (največji impulz 100 in 200 ms), medtem ko je bil med bolj eksplozivnimi tudi pri nalogah iztega kolena (vendar ni izstopal).

Omejitve študije

Specifičen vzorec aktivacije, značilen za uspešne balistične akcije, vključuje visoke frekvence akcijskih potencialov: izbruh EMG signala, sinhronizacijo motoričnih enot, pojavljanje dvojčkov in trojčkov akcijskih potencialov. Opisane pojave lahko najboljše opazujemo z znotrajmišično metodo EMG, kjer se približamo posamezni motorični enoti. V naši študiji je bila uporabljena nam dostopna neinvazivna metoda spremljanja mišične aktivnosti – površinski EMG. Z analizo EMG signala v časovnem prostoru smo opazovali vzorec aktivacije značilen za eksplozivne gibe: pojavljanje predgibalne tišine, izbruh EMG signala (velikost EMG signala prvih 100 in 200 ms) ter koeficient EMG mišice VL (razmerje med površinami drugih 100 ms in prvih 100 ms). Uporaba površinskega EMG za spremljanje sprememb mišične aktivacije kot posledice vadbe ima nekatere omejitve (Farina idr., 2004; Merletti idr., 2002). Iz spremembe amplitude EMG signala (analiza v časovnem prostoru) ne moremo oceniti ali je povečanje posledica frekvence proženja ME, zgodnejše rekrutacije ME ali povečane sinhronizacije ME. Omejitev pri spremljanju učinkov vadbe na velikost mišične aktivacije predstavlja tudi normalizacija EMG signala na največjo hoteno kontrakcijo. Kot že omenjeno, če se je povečana aktivnost mišice po vadbi pojavila tudi pri NHK, teh sprememb z normalizirano vrednostjo ne bi mogli zaznati.

Kot ena glavnih pomanjkljivosti naše študije se je izkazal slab nadzor aktivnosti kontrolne skupine, saj se je v času trajanja eksperimenta presenetljivo povečal navor pri največji hoteni

kontrakciji iztegovalk kolena. Kontrolna skupina ni dosledno upoštevala navodil o ohranjanju ravni aktivnosti in izogibanju novih dejavnosti, ki bi lahko vplivale na eksplozivnost. Zaradi omenjenih razlogov smo učinke vadbenega obdobja analizirali ločeno za vadbeno in kontrolno skupino

Pri izbiri testnih nalog lahko izpostavimo skok iz počepa, ki je imel izmed vseh sedmih eksplozivnih nalog največ posebnosti; to je bil edini, ki je bil izveden sonožno, raven predaktivacije ni bila nadzorovana, mišica VL ni začela giba in so zato povezanosti z mehanskimi parametri slabe. Prav tako impulz pri omenjeni nalogi ni bil podan glede na impulz pri izometrični kontrakciji. Poleg tega skoka dostikrat nismo vključiti v nadaljnjo obdelavo (združevanje nalog glede na sklep oz. glede na dinamiko).

Potrebno je omeniti, da smo v naši študiji merili le dominantno nogo in lahko le sklepamo, da se podoben vzorec delovanja pojavlja tudi pri drugi okončini. Ditroilo idr. (2010) so spremljali največjo moč in hitrost prirastka sile iztegovalk kolena pri moških in ženskah srednjih in starejših let (40–80 let) in niso zaznali asimetrije spodnjih okončin. Vrednosti HPS, ki jih je dosegala omenjena starejša skupina so bile v primerjavi z mlajšo skupino (20–30 let) podobne za dominantno (-67 % za moške in -47 % za ženske) in nedominantno nogo (-62% za moške in -44% za ženske) (Ditroilo idr., 2010).

Omejitev študije je tudi razmeroma majhen vzorec, poleg tega bi za bolj dosledno ugotavljanje starostnih sprememb morali namesto presečne študije izvesti longitudinalno študijo. Potrebno je omeniti, da že nekateri vključitveni kriteriji: zdravstveni status, zmerna telesna dejavnost, odsotnost ortopedskih težav, kakor tudi prostovoljna udeležba avtomatično prispevajo k pristranskosti vzorca (vzorčne skupine), kar pomeni, da je proučevana skupina lahko bolj zdrava in aktivnejša od populacije. Da bi se prepričali o primerljivosti sposobnosti naših starejših merjencev z osebami njihove starosti, smo izvedli dodatni test (število vstajanj s stola). Da je vzorec dobro prestavljal populacijo, nam potrjujejo tudi rezultati največje moči iztegovalk kolena in višina skoka iz počepa, saj so rezultati omenjenih testov v skladu z rezultati drugih raziskav in kažejo na »normalno« raven sposobnosti mlajših in starejših merjencev v naši raziskavi.

Koristnost naloge za prakso in nadaljnje delo

Naloga je pri mlajših merjencih izpostavila počasnejšo strategijo premagovanja velikega koncentričnega bremena v primerjavi z izometričnim oz. malim koncentričnim bremenom. Drugačen način začetka giba se je pri omenjenem tipu kontrakcije kazal tako na nivoju mišične aktivacije kakor tudi pri mehanskih parametrih. Slednje odpira pomislek o smiselnosti vadbe s submaksimalnim bremenom pri razvoju eksplozivnosti oz. pomen takega načina vadbe, ki ima velik potencial za izboljšanje »počasne strategije«.

To je bila prva študija, ki je primerjala razlike v eksplozivnosti (mišično aktivacijo in mehanske parametre) med mlajšimi in starejšimi osebami pri nalogah odprte in zaprte kinetične verige. V nalogi ugotavljamo, da je upad eksplozivnosti s starostjo večji pri nalogah odprte kinetične verige (enosklepni izteg kolena) v primerjavi z zaprto (večsklepni izteg noge). Ugotovitve zahtevajo kritičen razmislek o smiselnosti testiranja kakor tudi vadbe z nalogami odprte kinetične verige. V naši študiji naloge odprte kinetične verige pokažejo večje razlike med starostnima skupinama, ki si jih razlagamo z nefunkcionalnostjo izoliranega enosklepnega giba, ki se v starosti redko pojavlja. Tak način testiranja z izoliranim enosklepnim gibom lahko podceni sposobnosti starejših za eksploziven razvoj sile. Določitev diagnostike eksplozivne moči starejših oseb (naloge odprte ali zaprte kinetične verige), ki bo čim bolj odražala funkcionalne sposobnosti ter tveganje za padce, naj bo izziv prihodnjim raziskavam.

9 REFERENCE

- Aagaard, P. (2003). Training-induced changes in neural function. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 31(2), 61-67.
- Aagaard, P., Magnusson, P. S., Larsson, B., Kjaer, M. in Krstrup, P. (2007). Mechanical muscle function, morphology, and fiber type in lifelong trained elderly. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(11), 1989-1996.
- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P. in Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 93(4), 1318-1326.
- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, S. P., Halkjaer-Kristensen, J. in Dyhre-Poulsen, P. (2000). Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. *Journal of Applied Physiology* (1985), 89(6), 2249-2257.
- Abellaneda, S., Guissard, N. in Duchateau, J. (2009). The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. *Journal of Applied Physiology* (1985), 106(1), 169-177.
- Allison, S. J., Brooke-Wavell, K. in Folland, J. P. (2013). Multiple joint muscle function with ageing: the force-velocity and power-velocity relationships in young and older men. *Aging clinical and experimental research*, 25(2), 159-166.
- Aoki, H., Tsukahara, R. in Yabe, K. (1989). Effects of pre-motion electromyographic silent period on dynamic force exertion during a rapid ballistic movement in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 58(4), 426-432.
- Augustsson, J., Esko, A., Thomeé, R. in Svantesson, U. (1998). Weight training of the thigh muscles using closed vs. open kinetic chain exercises: a comparison of performance enhancement. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 27(1), 3-8.
- Augustsson, J. in Thomeé, R. (2000). Ability of closed and open kinetic chain tests of muscular strength to assess functional performance. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 10(3), 164-168.
- Babault, N., Pousson, M., Michaut, A., Ballay, Y. in Hoecke, J. V. (2002). EMG activity and voluntary activation during knee-extensor concentric torque generation. *European Journal of Applied Physiology*, 86(6), 541-547.
- Baker, D., Wilson, G. in Carlyon, B. (1994). Generality versus specificity: a comparison of dynamic and isometric measures of strength and speed-strength. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 68(4), 350-355.

- Baratta, R., Solomonow, M., Zhou, B. H., Letson, D., Chuinard, R. in Dambrosia, R. (1988). Muscular coactivation - the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *American Journal of Sports Medicine*, 16(2), 113-122.
- Barry, B. K., Warman, G. E. in Carson, R. G. (2005). Age-related differences in rapid muscle activation after rate of force development training of the elbow flexors. *Experimental Brain Research*, 162(1), 122-132.
- Basmaijan, J. V. in De Luca, C. J. (1985). *Muscles Alive: Their function revealed by electromyography*. Baltimore: Williams and Wilkis.
- Bassey, E. J., Fiatarone, M. A., O'Neill, E. F., Kelly, M., Evans, W. J. in Lipsitz, L. A. (1992). Leg extensor power and functional performance in very old men and women. *Clinical Science*, 82(3), 321-327.
- Bean, J. F., Leveille, S. G., Kiely, D. K., Bandinelli, S., Guralnik, J. M. in Ferrucci, L. (2003). A comparison of leg power and leg strength within the InCHIANTI study: which influences mobility more? *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 58(8), 728-733.
- Behm, D. G. in Sale, D. G. (1993). Intended rather than actual movement velocity determines velocity-specific training response. *Journal of Applied Physiology*, 74(1), 359-368.
- Bigland-Ritchie, B. (1981). EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 9, 75-117.
- Bobbert, M. F. in van Ingen Schenau, G. J. (1988). Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21(3), 249-262.
- Bohannon, R. W. (1995). Sit-to-stand test for measuring performance of lower extremity muscles. *Perceptual & Motor Skills*, 80(1), 163-166.
- Bortz, W. M. (1982). Disuse and aging. *JAMA*, 248(10), 1203-1208.
- Bosco, C. in Komi, P. (1980). Influence of aging on the mechanical behavior of leg extensor muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 45(2-3), 209-219.
- Callahan, D. M. in Kent-Braun, J. A. (2011). Effect of old age on human skeletal muscle force-velocity and fatigue properties. *Journal of Applied Physiology*, 111(5), 1345-1352.
- Carolan, B. in Cafarelli, E. (1992). Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 73(3), 911-917.

- Chanaud, C. M., Pratt, C. A. in Loeb, G. E. (1991). Functionally complex muscles of the cat hindlimb. II. Mechanical and architectural heterogeneity within the biceps femoris. *Experimental Brain Research*, 85(2), 257-270.
- Clark, D. J. in Fielding, R. A. (2012). Neuromuscular contributions to age-related weakness. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 67(1), 41-47.
- Clark, D. J., Patten, C., Reid, K. F., Carabello, R. J., Phillips, E. M. in Fielding, R. A. (2011). Muscle performance and physical function are associated with voluntary rate of neuromuscular activation in older adults. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 66(1), 115-121.
- Clarkson, P. M., Kroll, W. in Melchionda, A. M. (1981). Age, isometric strength, rate of tension development and fiber type composition. *Journal of Gerontology*, 36(6), 648-653.
- Connelly, D. M., Carnahan, H. in Vandervoort, A. A. (2000). Motor skill learning of concentric and eccentric isokinetic movements in older adults. *Experimental Aging Research*, 26(3), 209-228.
- Conrad, B., Benecke, R. in Goehmann, M. (1983). Premovement silent period in fast movement initiation. *Experimental Brain Research*, 51(2), 310-313.
- Corcos, D. M., Gottlieb, G. L. in Agarwal, G. C. (1989). Organizing principles for single-joint movements. II. A speed-sensitive strategy. *Journal of Neurophysiology*, 62(2), 358-368.
- Csuka, M. in McCarty, D. J. (1985). Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *American Journal of Medicine*, 78(1), 77-81.
- Cuoco, A., Callahan, D. M., Sayers, S., Frontera, W. R., Bean, J. in Fielding, R. A. (2004). Impact of muscle power and force on gait speed in disabled older men and women. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 59(11), 1200-1206.
- Davies, C. T., Thomas, D. O. in White, M. J. (1986). Mechanical properties of young and elderly human muscle. *Acta medica scandinavica Suppl*, 711, 219-226.
- Del Balso, C. in Cafarelli, E. (2007). Adaptations in the activation of human skeletal muscle induced by short-term isometric resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 103(1), 402-411.
- Deschenes, M. R. (2004). Effects of aging on muscle fibre type and size. *Sports Medicine*, 34(12), 809-824.

- Desmedt, J. E. in Godaux, E. (1977). Ballistic contractions in man: characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle. *The Journal of Physiology*, 264(3), 673-693.
- Desmedt, J. E. in Godaux, E. (1978). Ballistic contractions in fast or slow human muscles: discharge patterns of single motor units. *The Journal of Physiology*, 285, 185-196.
- Desmedt, J. E. in Godaux, E. (1979). Voluntary motor commands in human ballistic movements. *Annals of Neurology*, 5(5), 415-421.
- Ditroilo, M., Forte, R., Benelli, P., Gambarara, D. in De Vito, G. (2010). Effects of age and limb dominance on upper and lower limb muscle function in healthy males and females aged 40-80 years. *Journal of Sports Sciences*, 28(6), 667-677.
- Doherty, T. J. (2003). Invited review: Aging and sarcopenia. *Journal of Applied Physiology*, 95(4), 1717-1727.
- Doherty, T. J. in Brown, W. F. (1997). Age-related changes in the twitch contractile properties of human thenar motor units. *Journal of Applied Physiology*, 82(1), 93-101.
- Doherty, T. J., Vandervoort, A. A., Taylor, A. W. in Brown, W. F. (1993). Effects of motor unit losses on strength in older men and women. *Journal of Applied Physiology*, 74(2), 868-874.
- Duchateau, J. in Hainaut, K. (1984). Isometric or dynamic training - differential effects on mechanical properties of a human muscle. *Journal of Applied Physiology*, 56(2), 296-301.
- Enoka, R. M. (1997). Neural adaptations with chronic physical activity. *Journal of Biomechanics*, 30(5), 447-455.
- Enoka, R. M. (2002). *Neuromechanics of human movement*. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Esposito, F., Malgrati, D., Veicsteinas, A. in Orizio, C. (1996). Time and frequency domain analysis of electromyogram and sound myogram in the elderly. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 73(6), 503-510.
- Farina, D., Merletti, R. in Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1486-1495.
- Faulkner, J., Clafin, D. in McCully, K. (1986). *Power output of fast and slow fibres of skeletal muscles*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Faulkner, J. A., Larkin, L. M., Clafin, D. R. in Brooks, S. V. (2007). Age-related changes in the structure and function of skeletal muscles. *Clin Exp Pharmacol Physiol*, 34(11), 1091-1096.

- Foldvari, M., Clark, M., Laviolette, L. C., Bernstein, M. A., Kaliton, D., Castaneda, C. idr. (2000). Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 55(4), M192-199.
- Freund, H. J., Büdingen, H. J. in Dietz, V. (1975). Activity of single motor units from human forearm muscles during voluntary isometric contractions. *Journal of Neurophysiology*, 38(4), 933-946.
- Frontera, W. R., Hughes, V. A., Lutz, K. J. in Evans, W. J. (1991). A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women. *Journal of Applied Physiology*, 71(2), 644-650.
- Frontera, W. R., Suh, D., Krivickas, L. S., Hughes, V. A., Goldstein, R. in Roubenoff, R. (2000). Skeletal muscle fiber quality in older men and women. *American Journal of Physiology - Cell Physiology*, 279(3), C611-618.
- Gottlieb, G. L., Corcos, D. M. in Agarwal, G. C. (1989). Organizing principles for single-joint movements. I. A speed-insensitive strategy. *Journal of Neurophysiology*, 62(2), 342-357.
- Harridge, S. D., Kryger, A. in Stensgaard, A. (1999). Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. *Muscle & Nerve*, 22(7), 831-839.
- Harris, R. T. in Dudley, G. A. (1994). Factors limiting force during slow, shortening actions of the quadriceps femoris muscle group in vivo. *Acta Physiologica Scandinavica*, 152(1), 63-71.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Hägg, G. G., Stegeman, D., Blok, J. idr. (1999). *SENIAM 8: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, deliverable of the SENIAM project*. Enschede: Roessingh Research and Development.
- Hill, A. V. (1938). The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*(126), 136-195.
- Hof, A. L. (1997). The relationship between electromyogram and muscle force. *Sportverletz Sportschaden*, 11(3), 79-86.
- Holtermann, A., Roeleveld, K. in Karlsson, J. S. (2005). Inhomogeneities in muscle activation reveal motor unit recruitment. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 15(2), 131-137.
- Holtermann, A., Roeleveld, K., Vereijken, B. in Ettema, G. (2007). The effect of rate of force development on maximal force production: acute and training-related aspects. *European Journal of Applied Physiology*, 99(6), 605-613.

- Hortobágyi, T. in DeVita, P. (2000). Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 10(2), 117-126.
- Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 21(1), 1-12.
- Hummelsheim, H. in Hefter, H. (1991). A premovement silent period does not occur prior to rapid changes of velocity during human limb movements. *Neuroscience Letters*, 124(1), 52-56.
- Häkkinen, K., Alen, M. in Komi, P. V. (1985). Changes in isometric force-time and relaxation-time, electromyographic and muscle-fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. *Acta Physiologica Scandinavica*, 125(4), 573-585.
- Häkkinen, K. in Häkkinen, A. (1991). Muscle cross-sectional area, force production and relaxation characteristics in women at different ages. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 62(6), 410-414.
- Häkkinen, K., Kallinen, M., Izquierdo, M., Jokelainen, K., Lassila, H., Mälkiä, E. idr. (1998). Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *Journal of Applied Physiology*, 84(4), 1341-1349.
- Häkkinen, K. in Komi, P. V. (1983). Electromyographic changes during strength training and detraining. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15(6), 455-460.
- Häkkinen, K. in Komi, P. V. (1986). Training-induced changes in neuromuscular performance under voluntary and reflex conditions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 55(2), 147-155.
- Häkkinen, K., Komi, P. V. in Alen, M. (1985). Effect of explosive type strength training on isometric force-time and relaxation-time, electromyographic and muscle-fiber characteristics of leg extensor muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, 125(4), 587-600.
- Häkkinen, K., Kraemer, W. J., Kallinen, M., Linnamo, V., Pastinen, U. M. in Newton, R. U. (1996). Bilateral and unilateral neuromuscular function and muscle cross-sectional area in middle-aged and elderly men and women. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 51(1), B21-29.
- Häkkinen, K. in Pakarinen, A. (1993). Muscle strength and serum testosterone, cortisol and SHBG concentrations in middle-aged and elderly men and women. *Acta Physiologica Scandinavica*, 148(2), 199-207.

- Häkkinen, K., Pakarinen, A., Kraemer, W. J., Häkkinen, A., Valkeinen, H. in Alen, M. (2001). Selective muscle hypertrophy, changes in EMG and force, and serum hormones during strength training in older women. *Journal of Applied Physiology*, 91(2), 569-580.
- Häkkinen, K., Pastinen, U. M., Karsikas, R. in Linnamo, V. (1995). Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contraction and during electrical stimulation in men at different ages. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 70(6), 518-527.
- Höök, P., Sriramoju, V. in Larsson, L. (2001). Effects of aging on actin sliding speed on myosin from single skeletal muscle cells of mice, rats, and humans. *American Journal of Physiology - Cell Physiology*, 280(4), C782-788.
- Izquierdo, M., Aguado, X., Gonzalez, R., Lopez, J. L. in Hakkinen, K. (1999). Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79(3), 260-267.
- Izquierdo, M., Ibanez, J., Gorostiaga, E., Garrues, M., Zuniga, A., Anton, A. idr. (1999). Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. *Acta Physiologica Scandinavica*, 167(1), 57-68.
- Jakobi, J. M. in Rice, C. L. (2002). Voluntary muscle activation varies with age and muscle group. *Journal of Applied Physiology*, 93(2), 457-462.
- Kamen, G., Sison, S. V., Du, C. C. in Patten, C. (1995). Motor unit discharge behavior in older adults during maximal-effort contractions. *Journal of Applied Physiology*, 79(6), 1908-1913.
- Karst, G. M. in Willett, G. M. (1995). Onset timing of electromyographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *Physical Therapy*, 75(9), 813-823.
- Kawahats, K. in Miyashita, M. (1983). Electromyogram premotion silent period and tension development in human muscle. *Experimental Neurology*, 82(2), 287-302.
- Keenan, K. G., Farina, D., Maluf, K. S., Merletti, R. in Enoka, R. M. (2005). Influence of amplitude cancellation on the simulated surface electromyogram. *Journal of Applied Physiology*, 98(1), 120-131.
- Kent-Braun, J. A. in Ng, A. V. (1999). Specific strength and voluntary muscle activation in young and elderly women and men. *Journal of Applied Physiology*, 87(1), 22-29.

- Kent-Braun, J. A. in Ng, A. V. (2000). Skeletal muscle oxidative capacity in young and older women and men. *Journal of Applied Physiology*, 89(3), 1072-1078.
- Kido, A., Tanaka, N. in Stein, R. B. (2004). Spinal excitation and inhibition decrease as humans age. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 82(4), 238-248.
- Klass, M., Baudry, S. in Duchateau, J. (2005). Aging does not affect voluntary activation of the ankle dorsiflexors during isometric, concentric, and eccentric contractions. *Journal of Applied Physiology*, 99(1), 31-38.
- Klass, M., Baudry, S. in Duchateau, J. (2007). Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: a brief review. *European Journal of Applied Physiology*, 100(5), 543-551.
- Klass, M., Baudry, S. in Duchateau, J. (2008). Age-related decline in rate of torque development is accompanied by lower maximal motor unit discharge frequency during fast contractions. *Journal of Applied Physiology*, 104(3), 739-746.
- Klein, C. S., Rice, C. L. in Marsh, G. D. (2001). Normalized force, activation, and coactivation in the arm muscles of young and old men. *Journal of Applied Physiology*, 91(3), 1341-1349.
- Komi, P. V. (1986). Training of muscle strength and power: interaction of neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors. *International Journal of Sports Medicine*, 7(1 Suppl.), 10-15.
- Kukulka, C. G. in Clamann, H. P. (1981). Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain Research*, 219(1), 45-55.
- Lexell, J., Taylor, C. C. in Sjöström, M. (1988). What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *Journal of the Neurological Sciences*, 84(2-3), 275-294.
- Lindle, R. S., Metter, E. J., Lynch, N. A., Fleg, J. L., Fozard, J. L., Tobin, J. idr. (1997). Age and gender comparisons of muscle strength in 654 women and men aged 20-93 yr. *Journal of Applied Physiology* (1985), 83(5), 1581-1587.
- Macaluso, A. in De Vito, G. (2004). Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. *European Journal of Applied Physiology*, 91(4), 450-472.
- Macaluso, A., Nimmo, M. A., Foster, J. E., Cockburn, M., McMillan, N. C. in De Vito, G. (2002). Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. *Muscle & Nerve*, 25(6), 858-863.

- McComas, A. J. (1998). 1998 ISEK Congress Keynote Lecture: Motor units: how many, how large, what kind? International Society of Electrophysiology and Kinesiology. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 8(6), 391-402.
- Merletti, R., Farina, D., Gazzoni, M. in Schieroni, M. P. (2002). Effect of age on muscle functions investigated with surface electromyography. *Muscle & Nerve*, 25(1), 65-76.
- Moritani, T. (1993). Neuromuscular adaptations during the acquisition of muscle strength, power and motor tasks. *Journal of Biomechanics*, 26 Suppl 1, 95-107.
- Moritani, T. (1994). Motor Unit and Motoneurone Excitability during Explosive Movement. In P. Komi (Ed.), *Strength and Power in Sport* (str. 27-49). Oxford: Blackwell.
- Moritani, T. in deVries, H. A. (1979). Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American journal of physical medicine*, 58(3), 115-130.
- Moritani, T. in Muro, M. (1987). Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 56(3), 260-265.
- Moritani, T. in Shibata, M. (1994). Premovement electromyographic silent period and alpha-motoneuron excitability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4(1), 27-36.
- Morse, C. I., Thom, J. M., Davis, M. G., Fox, K. R., Birch, K. M. in Narici, M. V. (2004). Reduced plantarflexor specific torque in the elderly is associated with a lower activation capacity. *European Journal of Applied Physiology*, 92(1-2), 219-226.
- Mortimer, J. A., Eisenberg, P. in Palmer, S. S. (1987). Premovement silence in agonist muscles preceding maximum efforts. *Experimental Neurology*, 98(3), 542-554.
- Narici, M. V., Bordini, M. in Cerretelli, P. (1991). Effect of aging on human adductor pollicis muscle function. *Journal of Applied Physiology*, 71(4), 1277-1281.
- Narici, M. V., Hoppeler, H., Kayser, B., Landoni, L., Claassen, H., Gavardi, C. idr. (1996). Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. *Acta Physiologica Scandinavica*, 157(2), 175-186.
- Narici, M. V., Maganaris, C. N., Reeves, N. D. in Capodaglio, P. (2003). Effect of aging on human muscle architecture. *Journal of Applied Physiology* (1985), 95(6), 2229-2234.
- Nozaki, D. (2009). Torque interaction among adjacent joints due to the action of biarticular muscles. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(1), 205-209.
- Overend, T. J., Cunningham, D. A., Kramer, J. F., Lefcoe, M. S. in Paterson, D. H. (1992). Knee extensor and knee flexor strength: cross-sectional area ratios in young and elderly men. *Journal of Gerontology*, 47(6), M204-210.

- Perrine, J. J. in Edgerton, V. R. (1978). Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Medicine and Science in Sports* , 10(3), 159-166.
- Perry, M. C., Carville, S. F., Smith, I. C., Rutherford, O. M. in Newham, D. J. (2007). Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling. *European Journal of Applied Physiology*, 100(5), 553-561.
- Petrella, J. K., Kim, J. S., Tuggle, S. C., Hall, S. R. in Bamman, M. M. (2005). Age differences in knee extension power, contractile velocity, and fatigability. *Journal of Applied Physiology*, 98(1), 211-220.
- Porter, M. M., Vandervoort, A. A. in Lexell, J. (1995). Aging of human muscle: structure, function and adaptability. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* , 5(3), 129-142.
- Pousson, M., Lepers, R. in Van Hoecke, J. (2001). Changes in isokinetic torque and muscular activity of elbow flexors muscles with age. *Experimental Gerontology*, 36(10), 1687-1698.
- Rich, C. in Cafarelli, E. (2000). Submaximal motor unit firing rates after 8 wk of isometric resistance training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(1), 190-196.
- Rikli, R. E. in Jones, J. C. (2001). *Senior fitness test manual*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Rutherford, O. M. in Jones, D. A. (1986). The role of learning and coordination in strength training. [Article]. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 55(1), 100-105.
- Sale, D. (1992). Neural adaptations to strength training. In K. PV (Ed.), *Strength and Power in Sports* (pp. 249-265). Oxford: IOC Medical Commission, Blackwell Scientific.
- Sayers, S. P. (2007). High-speed power training: a novel approach to resistance training in older men and women. A brief review and pilot study. *Journal of strength and conditioning research*, 21(2), 518-526.
- Sayers, S. P., Guralnik, J. M., Thombs, L. A. in Fielding, R. A. (2005). Effect of leg muscle contraction velocity on functional performance in older men and women. *Journal of the American Geriatrics Society*, 53(3), 467-471.
- Scaglioni, G., Ferri, A., Minetti, A. E., Martin, A., Van Hoecke, J., Capodaglio, P. idr. (2002). Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training. *Journal of Applied Physiology*, 92(6), 2292-2302.
- Schmidbleicher, D. (1984). Strukturanalyse der motorischen Eigenschaft "Kraft". *Lehre der Leichtathletik. Beilage zur Zeitschrift Leichtathletik*, 35(50), 1785-1792.

- Shinohara, M. (2009). Muscle activation strategies in multiple muscle systems. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(1), 181-183.
- Simoneau, E., Martin, A. in Van Hoecke, J. (2005). Muscular performances at the ankle joint in young and elderly men. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 60(4), 439-447.
- Skelton, D. A., Greig, C. A., Davies, J. M. in Young, A. (1994). Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. *Age Ageing*, 23(5), 371-377.
- Spiriduso, W. W., Francis, K. L. in MacRae, P. G. (2005). *Physical Dimensions of Aging*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Stensdotter, A. K., Hodges, P. W., Mellor, R., Sundelin, G. in Häger-Ross, C. (2003). Quadriceps activation in closed and in open kinetic chain exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(12), 2043-2047.
- Thelen, D. G., Schultz, A. B., Alexander, N. B. in Ashton-Miller, J. A. (1996). Effects of age on rapid ankle torque development. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 51(5), M226-232.
- Thompson, B. J., Ryan, E. D., Herda, T. J., Costa, P. B., Herda, A. A. in Cramer, J. T. (2014). Age-related changes in the rate of muscle activation and rapid force characteristics. *Age (Dordr)*, 36(2), 839-849.
- Thompson, B. J., Ryan, E. D., Sobolewski, E. J., Conchola, E. C. in Cramer, J. T. (2013). Age related differences in maximal and rapid torque characteristics of the leg extensors and flexors in young, middle-aged and old men. *Experimental Gerontology*, 48(2), 277-282.
- Thorstensson, A., Grimby, G. in Karlsson, J. (1976). Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology*, 40(1), 12-16.
- Tinetti, M. E., Speechley, M. in Ginter, S. F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *The New England journal of medicine*, 319(26), 1701-1707.
- Tsukahara, R., Aoki, H., Yabe, K. in Mano, T. (1995). Effects of pre-movement silent period on single motor unit firing at initiation of a rapid contraction. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 97(5), 223-230.
- Valkeinen, H., Ylinen, J., Mälkiä, E., Alen, M. in Häkkinen, K. (2002). Maximal force, force/time and activation/coactivation characteristics of the neck muscles in extension and flexion in healthy men and women at different ages. *European Journal of Applied Physiology*, 88(3), 247-254.

- Van Cutsem, M. in Duchateau, J. (2005). Preceding muscle activity influences motor unit discharge and rate of torque development during ballistic contractions in humans. *The Journal of Physiology*, 562(Pt 2), 635-644.
- Van Cutsem, M., Duchateau, J. in Hainaut, K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *The Journal of Physiology*, 513 (Pt 1), 295-305.
- Vandervoort, A. A. in McComas, A. J. (1986). Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. *Journal of Applied Physiology*, 61(1), 361-367.
- Walter, C. B. (1988). The influence of agonist premotor silence and the stretch-shortening cycle on contractile rate in active skeletal muscle. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 57(5), 577-582.
- Walter, C. B. (1989). Voluntary control of agonist premotor silence preceding limb movements of maximal effort. *Perceptual & Motor Skills*, 69(3 Pt 1), 819-826.
- Waters, P. in Strick, P. L. (1981). Influence of 'strategy' on muscle activity during ballistic movements. *Brain Research*, 207(1), 189-194.
- Whipple, R. H., Wolfson, L. I. in Amerman, P. M. (1987). The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: an isokinetic study. *Journal of the American Geriatrics Society*, 35(1), 13-20.
- Wierzbicka, M. M., Wolf, W., Staude, G., Konstanzer, A. in Dengler, R. (1993). Inhibition of EMG activity in isometrically loaded agonist muscle preceding a rapid contraction. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 33(5), 271-278.
- Yabe, K. (1976). Premotion silent period in rapid voluntary movement. *Journal of Applied Physiology*, 41(4), 470-473.
- Young, A., Stokes, M. in Crowe, M. (1985). The size and strength of the quadriceps muscles of old and young men. *Clinical Physiology*, 5(2), 145-154.
- Yue, G. H., Ranganathan, V. K., Siemionow, V., Liu, J. Z. in Sahgal, V. (1999). Older adults exhibit a reduced ability to fully activate their biceps brachii muscle. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 54(5), M249-253.
- Zehr, E. P., Sale, D. G. in Dowling, J. J. (1997). Ballistic movement performance in karate athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(10), 1366-1373.